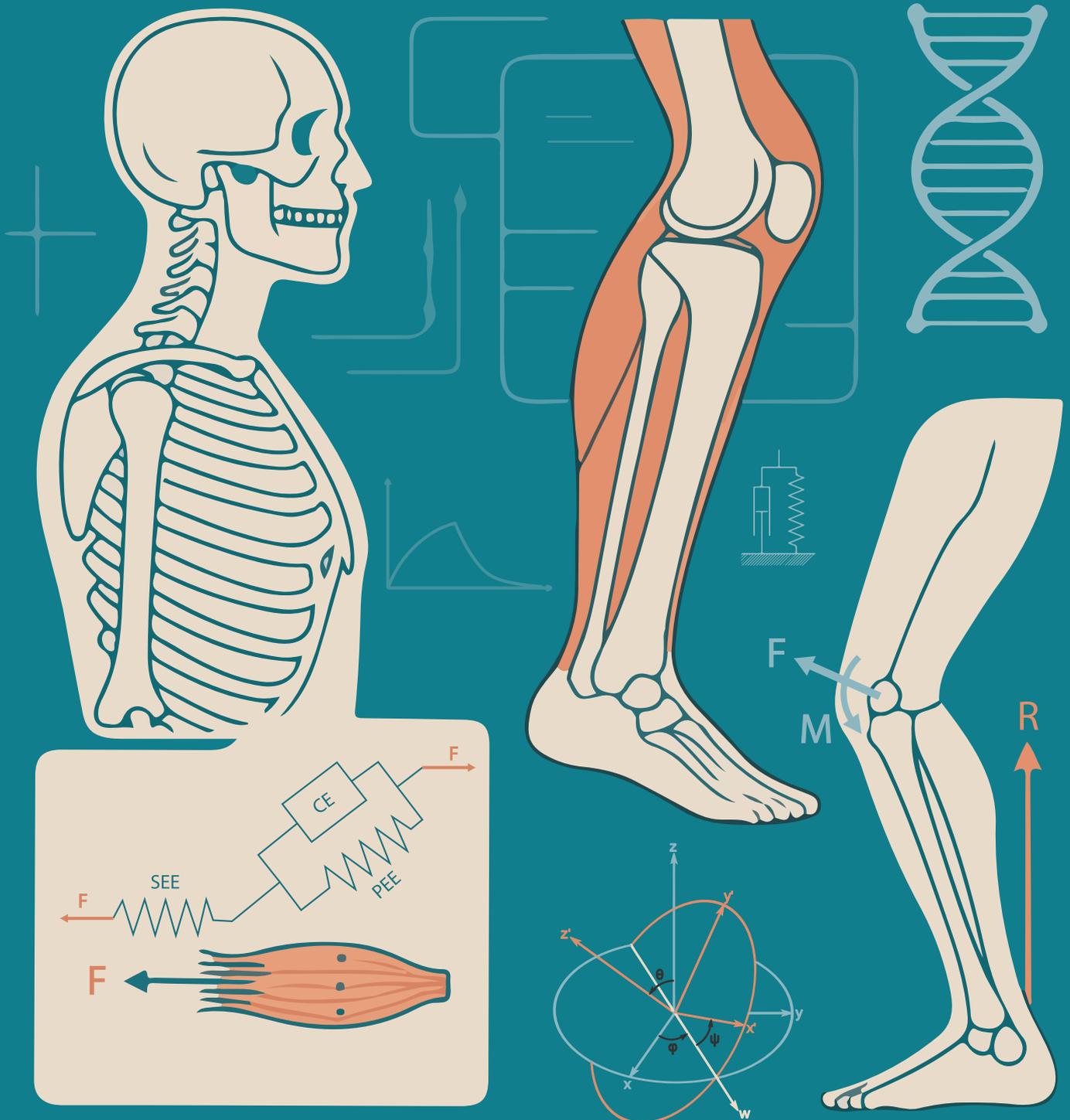


INTRODUCCIÓN A LA BIOMECAÁNICA PARA ESTUDIANTES DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

Alejandro Peña Trabalón
Salvador Moreno Vegas
Belén Estebanez Campos
Francisco García Vacas
Ana Pérez de la Blanca Cobos
María Prado Nóvoa



© UMA Editorial. Universidad de Málaga
Bulevar Louis Pasteur, 30 (Campus de Teatinos) - 29071
Málaga www.umaeditorial.uma.es

© Los autores

ISBN: 978-84-1335-418-7

Publicado en mayo de 2025.



Esta obra está sujeta a una licencia Creative Commons: Reconocimiento - No comercial - (cc-by-nc):

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/deed.es>

Esta licencia permite a los reutilizadores distribuir, remezclar, adaptar y desarrollar el material en cualquier medio o formato únicamente con fines no comerciales y siempre que se otorgue la atribución al creador.

INTRODUCCIÓN A LA BIOMECÁNICA PARA ESTUDIANTES DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

Material docente elaborado por el
Laboratorio de Biomecánica
Clínica de Andalucía



Alejandro Peña Trabalón
Salvador Moreno Vegas
Belén Estebanez Campos
Francisco García Vacas
Ana Pérez de la Blanca Cobos
María Prado Nóvoa



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

RESUMEN

Este libro se ha elaborado como un recurso educativo introductorio a la biomecánica, principalmente destinado a estudiantes de Ingeniería de la Salud e Ingeniería Biomédica.

En él, en primer lugar, se establecen unas bases para el entendimiento y la comprensión de conceptos mecánicos aplicados al cuerpo humano, así como de los tipos de ensayos existentes en biomecánica y las estructuras presentes en el sistema musculoesquelético, tales como el hueso, los músculos, los tendones y ligamentos, y las articulaciones, y su forma de modelarlos mecánicamente.

Posteriormente, en el segundo capítulo se exponen las diferentes magnitudes de interés en biomecánica, y los diferentes sensores que se pueden emplear para obtenerlas a través de los ensayos explicados en el primer capítulo.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN A LA BIOMECÁNICA

ÍNDICE

1. Principales ramas de la biomecánica
2. Conceptos básicos
3. Ensayos biomecánicos
4. El sistema músculo-esquelético
5. El hueso
6. Las articulaciones
7. Los tendones y ligamentos
8. El músculo

1. PRINCIPALES RAMAS DE LA BIOMECÁNICA

La mecánica es una rama de la física que se ocupa de la descripción del movimiento y de cómo las fuerzas crean movimiento.

Ingeniería Mecánica es la aplicación de los conocimientos de la mecánica a la resolución de problemas de ingeniería

La biomecánica es la ciencia que examina la mecánica en relación con el análisis funcional y anatómico de los sistemas biológicos, en particular el cuerpo humano

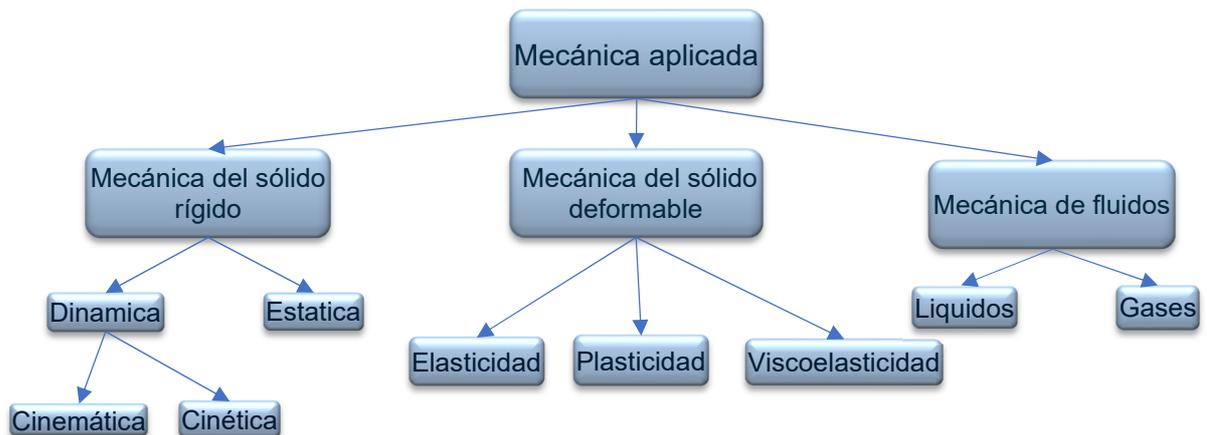


Figura 1.1: Principales ramas de la mecánica aplicada

La mecánica es la rama de la física que estudia el movimiento de los objetos y las fuerzas que causan ese movimiento. La ciencia mecánica se divide en muchas áreas (Figura 1.1), siendo las más relevantes para la biomecánica: mecánica del sólido rígido, mecánica del sólido deformable, y mecánica de fluidos.

En *la mecánica de sólido rígido*, se supone que el objeto analizado es rígido, es decir, las variaciones de su forma son tan pequeñas que pueden ignorarse. Aunque esto nunca ocurre en ningún material, esta suposición es razonable para la mayoría de los estudios biomecánicos de los principales segmentos del cuerpo. La suposición de cuerpo rígido en los estudios ahorra considerable trabajo matemático y de modelización sin gran pérdida de precisión.

La *mecánica de cuerpos deformables* estudia cómo se distribuyen las fuerzas dentro de un material, y puede enfocarse a muchos niveles (de celular a tejidos/órganos/ sistema) para, por ejemplo, examinar cómo las fuerzas estimulan el crecimiento o causan daños.

La *mecánica de fluidos* se ocupa de las fuerzas en los fluidos (líquidos y gases). En biomecánica se utilizaría la mecánica de fluidos para estudiar las válvulas del corazón, la natación o la adaptación del equipamiento deportivo para minimizar la resistencia del aire.

La mecánica del sólido rígido se divide en estática y dinámica:

- *Estática* es el estudio de los objetos sin aceleración en ninguno de sus elementos, es decir, en reposo o en movimiento a velocidad constante.
- La *dinámica* es el estudio de los objetos acelerados por la acción de las fuerzas. Dentro de los estudios dinámicos se distinguen dos aproximaciones: la cinemática y la cinética.
 - La *cinemática* es la descripción del movimiento condicionado por las características geométricas del sistema. Ejemplos de parámetros cinemáticos de la carrera pueden ser la velocidad del atleta, la longitud de la zancada, o la velocidad angular de extensión de la cadera.
 - La *cinética* se ocupa de determinar las causas del movimiento, es decir, las acciones de fuerza, par o potencia que generan el movimiento. Ejemplos de variables cinéticas en la carrera son las fuerzas entre los pies y el suelo o las fuerzas de resistencia del aire.
 - Resolver el *problema dinámico inverso* es averiguar el conjunto de fuerzas necesarias para generar un movimiento conocido de un sistema mecánico.
 - Resolver el *problema dinámico directo* es averiguar el movimiento provocado por un conjunto de fuerzas conocido que actúa sobre un sistema mecánico.

2. CONCEPTOS ANATÓMICOS BÁSICOS

2.1. Posición anatómica

En la posición anatómica (Figura 1.2), la persona está de pie con los brazos a los lados del cuerpo con las palmas hacia delante y los pulgares apuntando lejos del cuerpo, los pies están ligeramente separados, paralelos entre sí con los dedos apuntando hacia delante y la cabeza erguida con los ojos mirando hacia al frente.

Esta postura es utilizada en biomecánica para describir una postura de referencia estándar que se utiliza para describir la ubicación y las relaciones de las estructuras anatómicas del cuerpo humano. En esta posición todas las articulaciones se consideran en posición neutra.

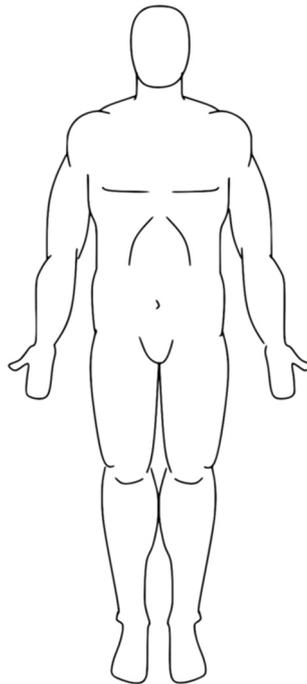


Figura 1.2: Diagrama de sólido libre de sujeto en bipedestación
(Osteomyomare. This diagram was created with Microsoft Word., CC BY 3.0
<<https://creativecommons.org/licenses/by/3.0/>>. via Wikimedia Commons)

2.2. Direcciones anatómicas

Los términos direccionales (Figura 1.3) permiten la descripción de una parte del cuerpo en relación a otra.

- **Anterior o ventral/ posterior o dorsal:** Anterior indica que la parte del cuerpo a la que se refiere está "al frente de" o "frente a". Posterior indica que está "atrás de" o "atrás". De la misma forma, ventral se refiere a algo ubicado hacia la parte delantera del cuerpo en posición anatómica y dorsal significa hacia la parte de atrás del cuerpo.

- **Cranial o superior/ caudal o inferior:** Cranial o superior es hacia arriba en posición anatómica, el vértice o la parte más alta de la cabeza, mientras que caudal o inferior indica lo contrario, hacia abajo o hacia los pies.
- **Distal/ proximal:** Son términos direccionales aplicados habitualmente a las extremidades. Distal hace referencia a algo que está lejos o más lejos del tronco del cuerpo. Proximal se refiere a algo que está más cerca o hacia el tronco del cuerpo o del punto de origen.
- **Medial/ lateral:** Medial se refiere a algo dirigido o más cercano a la línea media del cuerpo mientras que lateral significa lejos de la línea media y hacia los lados del cuerpo.
- **Externo/ interno:** Algunas veces conocido como superficial, externo se refiere a algo ubicado hacia la superficie. Interno también es conocido como profundo y se usa para denotar algo que está lejos de la superficie del cuerpo.
- **Frontal/ occipital:** Frontal se refiere hacia la porción anterior del cerebro o cráneo, mientras que occipital significa hacia la porción posterior del cerebro o del cráneo.

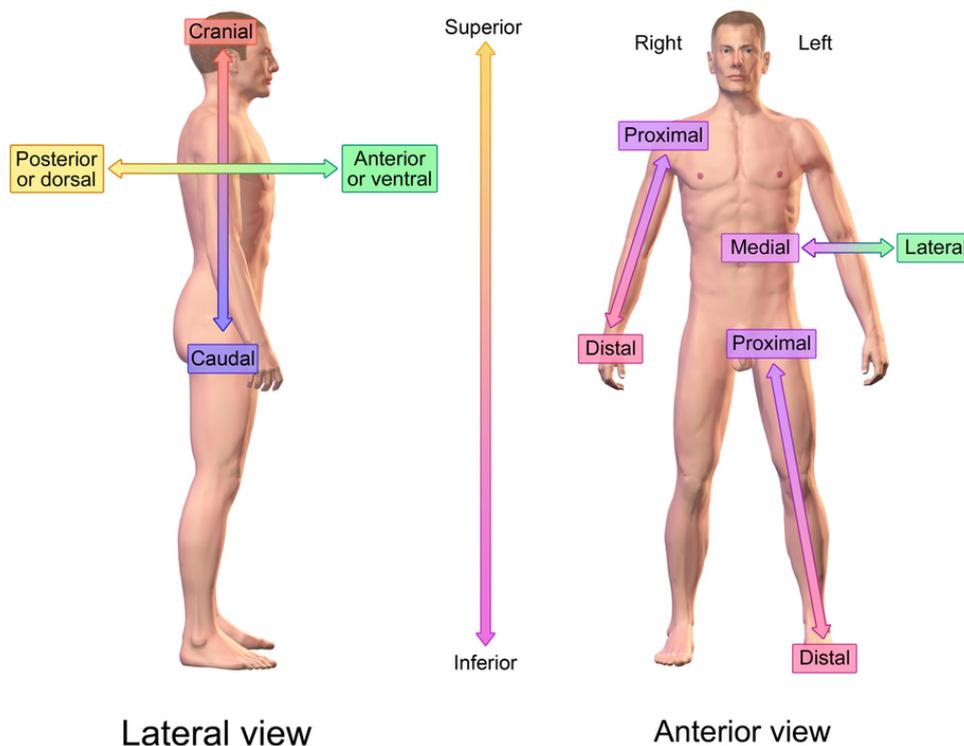


Figura 1.3: Direcciones anatómicas
 (Blausen.com staff (2014). "Medical gallery of Blausen Medical 2014". WikiJournal of Medicine 1 (2))

2.3. Planos anatómicos

Los planos o cortes anatómicos son planos imaginarios que cortan o seccionan al cuerpo en su posición anatómica (Figura 1.4).

- Los *planos coronales o frontales* se orientan de manera vertical, de forma tal que dividen al cuerpo en posición anatómica en parte anterior y posterior.
- Los *planos sagitales o laterales* al igual que el plano coronal, se orientan verticalmente; sin embargo, son perpendiculares a los planos coronales, y de esta forma dividen del cuerpo en zonas derecha e izquierda. Al plano que discurre centralmente en el cuerpo y a su vez forma en igual medida a las zonas izquierda y derecha se le llama plano medio sagital.
- *Los planos transversales*, son cualquier plano paralelo al suelo que divide el cuerpo en posición anatómica en secciones superior o cefálica e inferior, podálica o caudal.

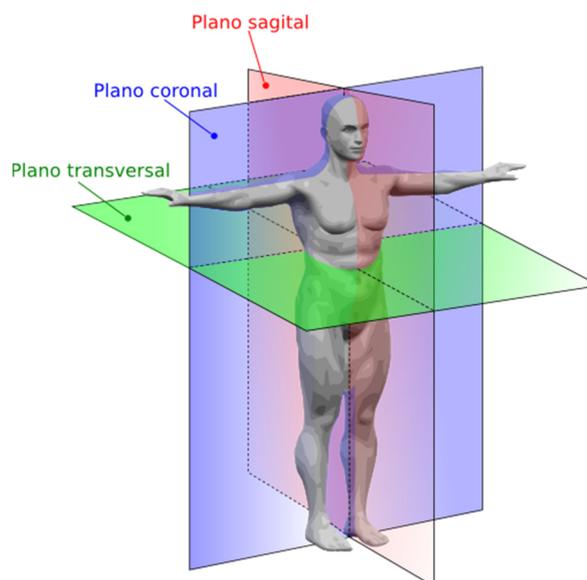


Figura 1.4: Planos anatómicos

(Human_anatomy_planes-ES.png, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons)

2.4. Movimientos articulares

Los movimientos anatómicos involucran huesos o partes del cuerpo que se mueven alrededor de articulaciones fijas en relación con los principales ejes anatómicos o planos perpendiculares a ellos. La plantilla de movimientos anatómicos consta de lo siguiente (no todos los elementos son necesarios para cada movimiento):

- Estructuras anatómicas implicadas en el movimiento.
- Planos en los que ocurre el movimiento o alternativamente ejes alrededor de los cuales ocurre se produce.

- Dirección, que en anatomía suele estar relacionada con un plano estándar, como el mediano, medial, sagital, frontal, etc.

Flexión/extensión: tienen lugar en el plano sagital anatómico, por tanto, alrededor de un eje lateral. La flexión implica disminuir el ángulo entre las dos estructuras que participan en el movimiento (huesos o partes del cuerpo). Por el contrario, la extensión o enderezamiento implica aumentar el ángulo respectivo (Figura 1.5).

La flexo/extensión de la rodilla se describe como:

- *Estructuras anatómicas: la tibia de la pierna se mueve en relación al fémur del muslo.*
- *Ejes de referencia: el movimiento ocurre en el plano sagital, es decir, alrededor del eje mediolateral.*
- *Dirección: durante la flexión, la pierna se mueve hacia atrás (posteriormente). Durante la extensión, se mueve hacia adelante (anteriormente).*

La flexo/extensión del cuello se describe de la siguiente forma:

- *Estructuras anatómicas: el cráneo y las vértebras cervicales del cuello se mueven en relación con las vértebras torácicas y la parte superior de la espalda.*
- *Ejes de referencia: el movimiento ocurre en el plano sagital, es decir, alrededor del eje mediolateral. El movimiento ocurre alrededor de un eje frontal/coronal. El fulcro (punto de apoyo) no está fijo debido a la anatomía del cuello y el movimiento de las vértebras cervicales; pero podría ubicarse libremente a través de las vértebras torácicas superiores.*
- *Dirección: durante la flexión, la cabeza y el cuello se mueven hacia adelante y hacia abajo (en flexión completa). Esencialmente, estás mirando hacia abajo. Durante la extensión, se mueve hacia atrás y ligeramente hacia abajo.*

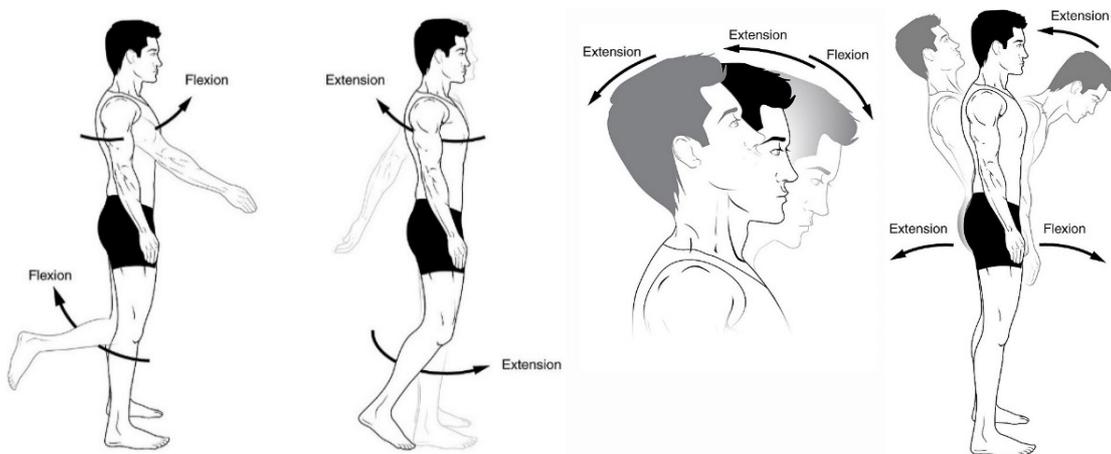


Figura 1.5: Movimiento de flexo/extensión
(Connexions, CC BY 3.0, via Wikimedia Commons)

Abducción/aducción: Los movimientos de abducción y aducción ocurren en el plano frontal anatómico, por tanto, alrededor de un eje anteroposterior. Aducción: el elemento se acerca hacia el plano coronal de simetría del cuerpo; Abducción: el elemento se aleja del plano coronal de simetría del cuerpo (Figura 1.6).

La abducción/aducción de los brazos se describe de la siguiente forma:

- *Estructuras anatómicas:* el brazo se mueve en relación al tronco y al hombro.
- *Ejes de referencia:* el movimiento ocurre en el plano frontal, es decir, alrededor del eje anteroposterior. Puede imaginarse el fulcro o punto fijo como un eje que atraviesa el hombro
- *Dirección:* durante la abducción se aleja el brazo del plano medial. Durante la aducción se mueve hacia el plano medial.

La abducción/aducción de los dedos (dígitos) se describe de la siguiente forma:

- *Estructuras anatómicas:* los dedos se mueven en relación con el tercer dedo de la mano o el segundo dedo del pie. Estas dos entidades representan los planos mediales.
- *Ejes de referencia:* el movimiento ocurre en el plano frontal de la mano o el pie, es decir, alrededor de su eje anteroposterior, este movimiento se traslada a múltiples planos dependiendo de la orientación de la mano o el pie al que se ha trasladado el plano coronal de la posición anatómica.
- *Dirección:* durante la abducción, se alejan los dedos del tercer dedo de la mano o del segundo dedo del pie, por lo que se separan del plano medial. Durante la aducción ocurre lo contrario: los dígitos se acercan.

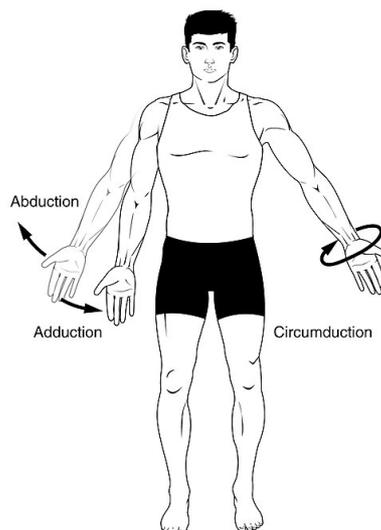


Figura 1.6: Movimiento de abducción/aducción
(Tonye Ogele CNX, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons)

Rotación medial y lateral: La rotación ocurre en el plano transversal alrededor de un eje vertical. La superficie anterior del segmento móvil utiliza como zona de referencia de forma que la rotación de la superficie anterior hacia el plano medio sagital del cuerpo es la rotación medial o interna, y la rotación de la superficie anterior hacia fuera del plano medio sagital es la rotación lateral o externa (Figura 1.7).

La rotación de la cabeza se describe de la siguiente forma:

- *Estructuras anatómicas: la cabeza gira en relación al tronco.*
- *Ejes de referencia: el movimiento ocurre en el plano transversal, es decir, alrededor del eje craneocaudal. El fulcro (o punto de apoyo) es el eje craneocaudal que va hacia arriba y hacia abajo, a través de la columna vertebral y la coronilla.*
- *Dirección: estos dos movimientos ocurren al cambiar la posición hacia la que apunta la nariz. Girar la cabeza lateralmente corresponde a la rotación lateral, mientras que girarla nuevamente para mirar hacia adelante corresponde a la rotación medial.*

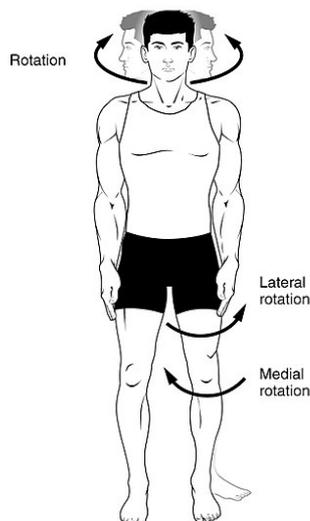


Figura 1.7: Movimiento de rotación y circunducción
(Tonye Ogele CNX, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons)

Circunducción: La circunducción es un tipo especial de movimiento que en realidad es una combinación de muchos otros. El movimiento general combina la flexión, extensión, abducción y aducción. El resultado es un movimiento circular (Figura 1.6). Debido a la multitud de movimientos, la circunducción está restringida a las articulaciones esferoideas (enartrosis), como el hombro y la cadera.

Existen movimientos específicos de determinadas articulaciones. Por ejemplo, los movimientos de inversión y eversión del pie. Tienen lugar en relación con la línea medial: en la eversión, el lado plantar del pie se aleja del plano medial mientras gira lateralmente; en la inversión, el lado plantar se mueve hacia el plano medial, mientras gira internamente.

Oposición y reposición son movimientos específicos de los dedos de la mano. Básicamente, implican pellizcos, como al rociar sal sobre la comida o chasquear los dedos. Anatómicamente hablando, la oposición implica tocar la yema de cualquiera de tus dedos con el pulgar de la misma mano. La reposición es lo contrario, consiste en separarlos.

2.5. Magnitudes escalares y vectoriales

Una *magnitud escalar* es aquella que queda completamente determinada con un número y sus correspondientes unidades. Una *magnitud vectorial* es aquella que, además de un valor numérico y sus unidades (módulo) suministra información, al menos, sobre la dirección y sentido. La elección de un escalar o un vector para una magnitud en biomecánica, como en cualquier campo de la física, depende de la naturaleza de la propia magnitud y del tratamiento del sistema mecánico en el que intervenga. Por ejemplo, para describir la temperatura de la sangre, la densidad de un hueso o la masa de un sujeto basta proporcionar un módulo (un número) junto con las unidades que lo expresan. Son todas ellas magnitudes escalares. Por el contrario, cuando se quiere describir una fuerza actuando sobre un lanzador de peso o la velocidad de su mano, no es suficiente con conocer el módulo para conocer la magnitud. En el caso de la fuerza resulta necesario expresar, al menos, en qué dirección actúa, quizás también en qué punto está aplicada dependiendo del problema; en el caso de la velocidad se necesita conocer si el desplazamiento es hacia adelante, lateral, hacia arriba.... Las magnitudes fuerza y velocidad deben tratarse como magnitudes vectoriales.

Las magnitudes vectoriales se representan mediante vectores, que pueden ser de tres características:

- *Vectores libres*: magnitud vectorial cuyo punto de aplicación no está definido, por no alterar el efecto de la magnitud. Para conocer el efecto de la magnitud sobre el sistema es suficiente con conocer su módulo (con las correspondientes unidades), y su dirección y sentido. Los vectores libres pueden trasladarse a cualquier punto del sistema al que se refieran sin alterar el comportamiento de este.

La velocidad de un sólido rígido con movimiento rectilíneo es un vector libre (Figura 1.8), porque su punto de aplicación no proporciona información relevante de la magnitud. La aceleración de un punto es también un vector libre, por la misma razón, aunque es cierto que suele representarse con su origen en el punto al que se refiere puede trasladarse a cualquier otro sin alterar la magnitud.

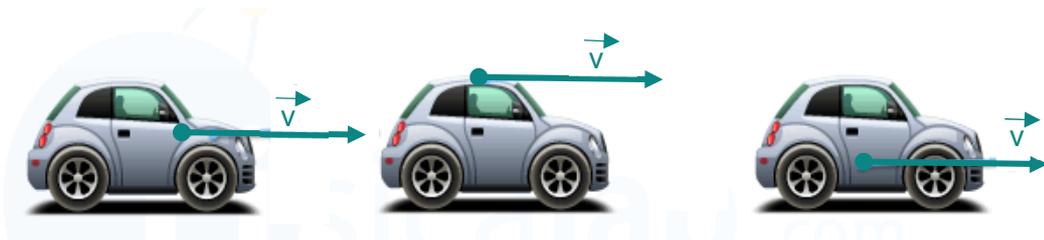


Figura 1.8: La velocidad de un sólido con movimiento rectilíneo es un vector libre

- **Vectores deslizantes:** magnitud vectorial que puede trasladarse a lo largo de su línea de acción sin que se altere su efecto. Para conocer la magnitud es suficiente con conocer su módulo (con las correspondientes unidades), dirección y sentido y línea de acción. En consecuencia, los vectores deslizantes pueden trasladarse a lo largo de su línea de acción sin alterar el comportamiento de sistema.

Las fuerzas cuando actúan sobre sólidos rígidos se tratan como vectores deslizantes (Figura 1.9), porque al trasladarse a lo largo de su línea de acción el efecto sobre el sistema es el mismo. Sin embargo, desplazar su punto de aplicación fuera de esa línea de acción si alteraría el comportamiento del sistema, ya que no son vectores libres.

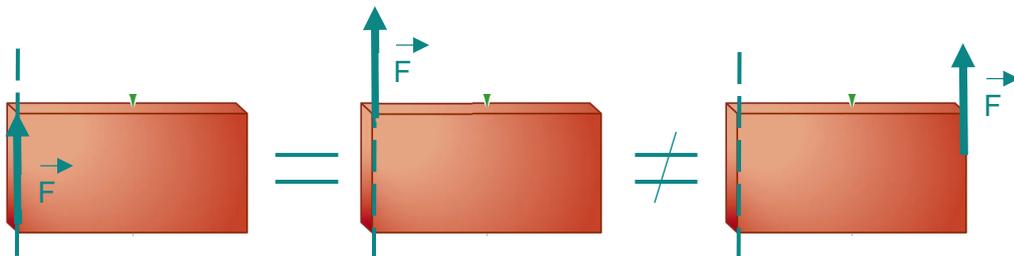


Figura 1.9: Las fuerzas actuando sobre sólido rígido se tratan como vectores

- **Vectores ligados o fijos:** magnitud vectorial con punto de aplicación definido por ser su identificación necesaria para el conocimiento del efecto, basta con que cambie la posición del punto de aplicación para que cambie el vector en cuestión. Para conocer la magnitud es necesario conocer su módulo (con las correspondientes unidades), dirección y sentido y punto de aplicación. En consecuencia, los vectores fijos no pueden trasladarse a ninguna otra localización.

Las fuerzas cuando actúan sobre sólidos deformables deben tratarse como vectores fijos, porque al trasladarse a cualquier otro punto, aunque este contenido en su línea de acción el efecto sobre el sistema NO es el mismo, puesto que las tensiones y deformaciones se concentran en el entorno del punto de aplicación de la fuerza (Figura 1.10).

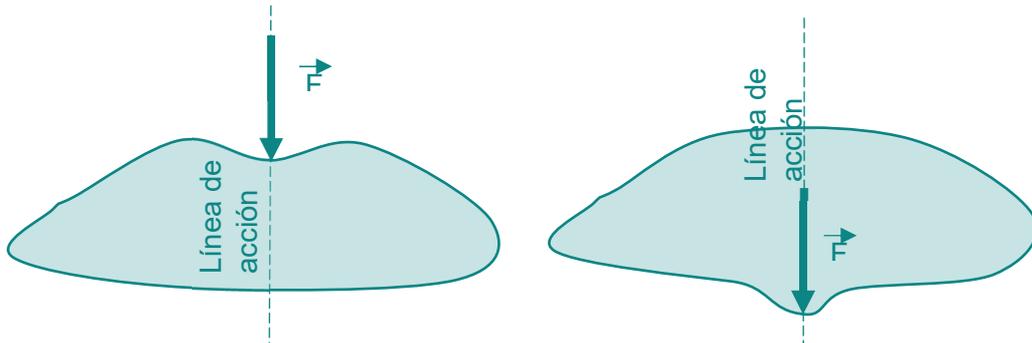


Figura 1.10: Las fuerzas actuando sobre sólido deformable dan lugar a efectos diferentes si se trasladan en su línea de acción

2.6. Sistema de referencia espacial absoluto

Se han propuesto varios sistemas de referencia espacial. El utilizado más habitualmente en biomecánica está basado en el sistema de ejes cartesianos (Figura 1.11). Para definirlo completamente es necesario conocer:

1. Sistema de ejes: direcciones y sentidos establecidas a partir de las cuales cuantificar el módulo y dirección de las magnitudes vectoriales, también ofrecen rectas y planos para definir ángulos. En biomecánica habitualmente se utiliza un sistema de ejes ortogonales y a derechas. La dirección de esos tres ejes viene dada por vectores unitarios deslizantes en la dirección de cada uno de ellos.

Habitualmente la dirección anterior-posterior es X, y el vector unitario en esa dirección \vec{i} ; la dirección medio-lateral es Y, y el vector unitario en esa dirección \vec{j} ; y la dirección vertical o axial en los huesos largos es Z, y el vector unitario en esa dirección \vec{k} .

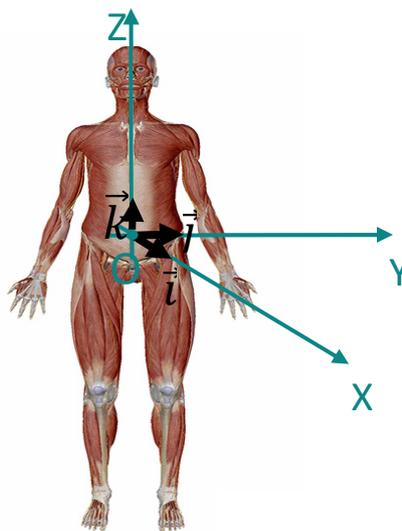


Figura 1.11: Sistema de referencia

2. Origen: punto del que surgen los vectores de posición de los puntos, cuyas coordenadas son $\{0, 0, 0\}$.
3. Unidades: para poder expresar el módulo de las magnitudes sobre un sistema de referencia es imprescindible disponer un sistema de unidades propio de cada magnitud. En biomecánica es habitual utilizar el Sistema Internacional de Unidades.

2.7. Posición, desplazamiento y velocidad de un punto

Para analizar el movimiento de un sistema, hay que definir inicialmente su posición y desplazamiento. El movimiento se considera como una serie de desplazamientos en el tiempo, siguiendo posiciones sucesivas

Posición de un punto: En la mayoría de las situaciones prácticas, se usa un sistema de referencia absoluto, con lo que se define la posición absoluta del punto. La posición absoluta es su posición vista desde el sistema de referencia absoluto o inercial, es decir, considerado estacionario. Esta elección, de todas formas, no es fundamental en cinemática, dado que los movimientos a estudiar siempre serán relativos. Si el sistema de referencia se considera estacionario, la posición de un punto respecto a él se denomina *posición absoluta*, mientras que, si el sistema de referencia se mueve con respecto a un sistema estacionario, la posición del punto se denomina *posición relativa*.

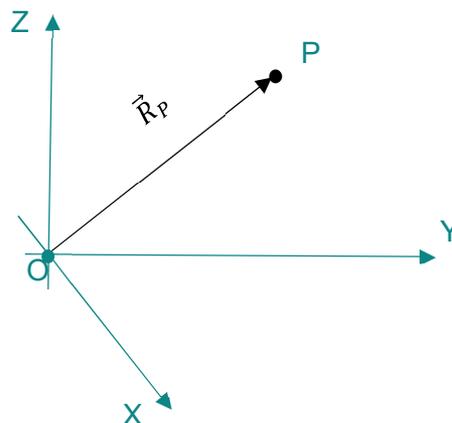


Figura 1.12: Posición espacial de un punto

La definición de la posición del punto depende del sistema de coordenadas empleado (Figura 1.12). Si se emplea un sistema de coordenadas cartesiano vendrá definida por las coordenadas en los 3 ejes del sistema de referencia:

$$\vec{R}_P = x_P \vec{i} + y_P \vec{j} + z_P \vec{k}$$

En sistemas planos es más habitual y sencillo definir el vector de posición en coordenadas polares, indicando su magnitud y orientación (Figura 1.13).

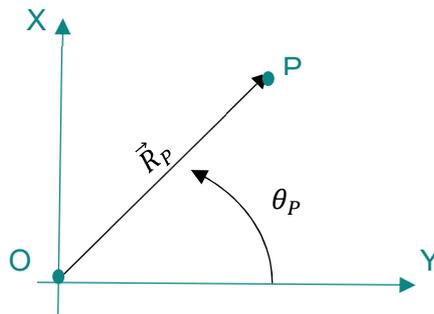


Figura 1.13: Posición de un punto en el plano

Velocidad de un punto: la relación entre el cambio de posición o desplazamiento de un punto y el tiempo empleado en el mismo, se denomina velocidad media del punto. Cuando el tiempo invertido en ese desplazamiento tiende a 0 se trata de la velocidad instantánea o simplemente velocidad del punto.

$$\vec{v}_P = \frac{d\vec{R}_P}{dt}$$

La velocidad es un vector libre, por lo que para conocerlo completamente basta conocer su módulo, dirección y sentido.

Aceleración de un punto: la relación entre el cambio de velocidad de un punto y el tiempo empleado en ese cambio, se denomina aceleración media del punto. Cuando el tiempo invertido en ese cambio de velocidad tiende a 0 se trata de la aceleración instantánea o simplemente aceleración del punto.

$$\vec{a}_P = \frac{d\vec{v}_P}{dt}$$

La aceleración es un vector libre, por lo que para conocerlo completamente basta conocer su módulo, dirección y sentido.

Dado que la velocidad es un vector, el cambio de velocidad puede deberse a un cambio del módulo o a un cambio en la dirección del vector velocidad. Por ejemplo, un punto dando vueltas con una velocidad de módulo constante X experimenta una aceleración debida al cambio de dirección del vector velocidad (aceleración centrífuga o componente normal de la aceleración). De la misma forma, si el punto se desplaza en línea recta, esto es sin cambiar la dirección ni sentido del vector de velocidad, pero cambia el módulo de la velocidad también experimenta una aceleración (componente tangencial de aceleración).

2.8. Fuerza

La fuerza es un fenómeno capaz de modificar el estado movimiento de un cuerpo o bien deformarlo. En el Sistema Internacional de Unidades, la unidad de medida de la fuerza es el newton que se representa con el símbolo N. Las fuerzas se representan mediante vectores, ya que poseen magnitud y dirección, pero el tipo de vector depende del sólido sobre el que actúen.

Como ya se ha expuesto, las fuerzas cuando actúan sobre sólidos rígidos se tratan como vectores deslizantes, porque al trasladarse a lo largo de su línea de acción el efecto sobre el sistema es el mismo. Sin embargo, cuando actúan sobre sólidos deformables deben tratarse como vectores fijos, porque al trasladarse a cualquier otro punto, aunque este contenido en su línea de acción el efecto sobre el sistema no es el mismo, puesto que las tensiones y deformaciones se concentran en el entorno del punto de aplicación de la fuerza.

2.9. Momento de una fuerza respecto a un punto

El momento de una fuerza (Figura 1.14) representa la capacidad que tiene la fuerza para hacer girar al sólido sobre el que actúa alrededor de ese punto. También se puede definir como la intensidad con que la fuerza, actuando sobre el cuerpo, tiende a comunicarle un movimiento de rotación alrededor de ese punto. Refleja el efecto resultante si existiese una fuerza igual y de sentido contrario pero cuya línea de acción pasase sobre el punto respecto al que se calcula el momento.

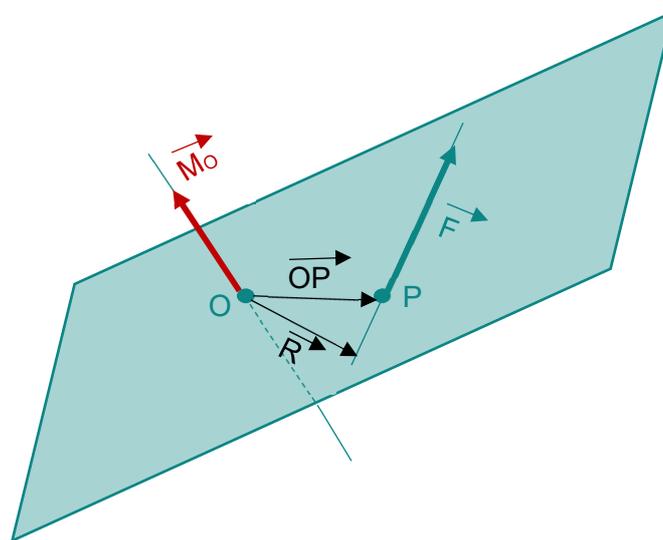


Figura 1.14: Momento de una fuerza respecto a un punto

El momento de una fuerza, \vec{F} , con punto de aplicación en P respecto a un punto, O, viene dado por el **vector libre** resultante del producto vectorial:

$$\vec{M}_O = \overrightarrow{OP} \wedge \vec{F}$$

Donde \overrightarrow{OP} es el vector de posición del punto de aplicación de la fuerza respecto al punto O, si la fuerza se trata como vector deslizante, de la línea de acción de la fuerza respecto al punto. La resultante es un vector libre con las siguientes características:

- Módulo: el resultante del producto vectorial.
- Dirección: Perpendicular al plano formado por ambos vectores, determina la perpendicular al plano de giro.
- Sentido: se determina según la regla del sacacorchos o de la mano derecha en función del sentido del giro que provocaría.

Para movimiento plano la fuerza y el punto deben estar contenidos en el plano del movimiento. El momento de fuerza genera un giro contenido en ese plano representado por vector perpendicular al plano del movimiento y cuyo módulo es:

$$\|\vec{M}_O\| = \|\overrightarrow{OP} \wedge \vec{F}\| = F \cdot L \cdot \cos\alpha = F \cdot d$$

Donde L es la distancia del punto O al punto de aplicación de la fuerza y α el ángulo entre ambos vectores (Figura 1.15) y d la distancia del punto a la línea de acción de la fuerza.

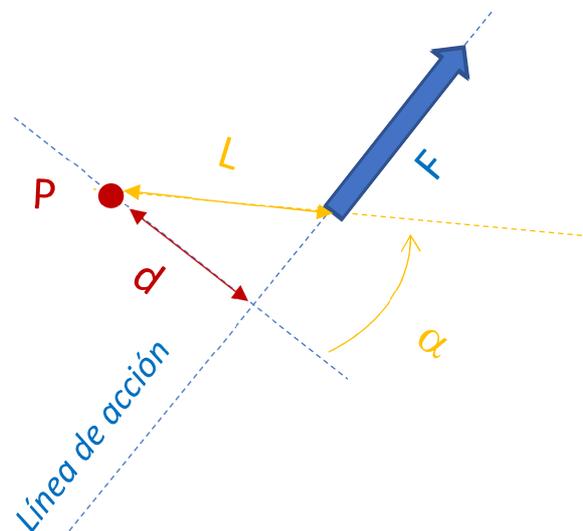


Figura 1.15: Momento de una fuerza en movimiento plano

2.10. Tensión mecánica

La tensión mecánica representa la fuerza por unidad de área en el entorno de un punto, sobre una superficie real o imaginaria de un medio continuo. Se expresa en unidades de presión, en N/m^2 o Pa (Pascal), aunque es más habitual trabajar en N/mm^2 o MPa. Conocer la distribución de tensiones en un sólido supone conocer cómo se distribuye la fuerza en ese sólido.

Por tanto, la fuerza no es más que la suma de todas las tensiones que actúan sobre una superficie:

$$\vec{F} = \iint_{\text{superficie}} \vec{\sigma}$$

Cuando la fuerza que genera la tensión es perpendicular a la superficie se habla de presión o tensión normal, σ_n , cuando es paralela a la superficie se habla de tensión tangencial, τ (Figura 1.16).

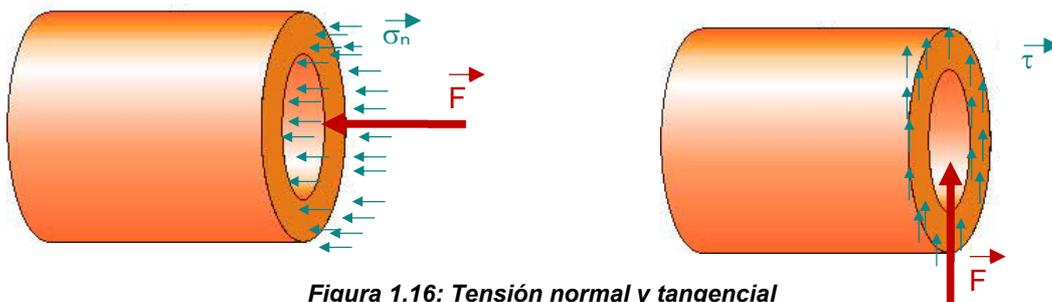


Figura 1.16: Tensión normal y tangencial

La distribución de tensiones está directamente relacionada con la deformación que experimenta el sólido deformable.

2.11. Grados de libertad

Los grados de libertad (gdl) de un sistema mecánico son el número mínimo de parámetros necesarios para definir su configuración geométrica, es decir, la posición en cada instante de todos sus miembros. O lo que es lo mismo, el número mínimo de parámetros independientes necesarios para definir la posición de todos los elementos en cada instante.

Un *punto en el plano* tiene 2 gdl, puesto que bastan dos parámetros para definir su posición. Cuales sean estos parámetros depende del sistema de coordenadas utilizado. En coordenadas cartesianas vendría dada por las coordenadas $\{x_P, y_P\}$ para al punto P de la Figura 1.17. Si se utilizan coordenadas polares la posición quedaría definida por el módulo y orientación del vector \vec{OP} . Pero en cualquier sistema de coordenadas serán necesarios 2 parámetros.

Un *sólido rígido en el plano* tiene 3 gdl, estos parámetros pueden ser las coordenadas del punto A $\{x_A, y_A\}$ y la orientación de un vector contenido en el sólido, como puede ser el vector \overline{AB} para el sólido de la Figura 1.17. Si se tomasen 4 parámetros, por ejemplo, las coordenadas cartesianas de los puntos A y B, uno de ellos sería dependiente de los otros tres, por ejemplo, la coordenada y del punto B podría calcularse en función de la posición del punto A y la orientación del vector AB dado que la distancia $|AB|$ es conocida.

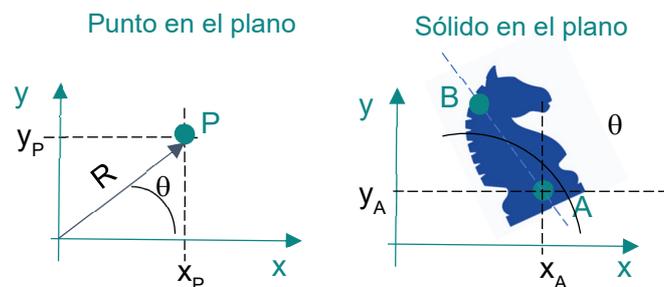


Figura 1.17: gdl en el plano

Un *punto en el espacio* tiene 3 gdl, puesto que son necesarios y sufrientes tres parámetros para definir su posición en cada instante, correspondiente a tres direcciones de desplazamiento respecto a un origen de coordenadas. Si se utilizan coordenadas cartesianas la posición vendría determinada por las coordenadas $\{x_P, y_P, z_P\}$ para el punto P de la Figura 1.18. Si se utilizan coordenadas polares la posición quedaría definida por el módulo y orientación del vector \overline{OP} .

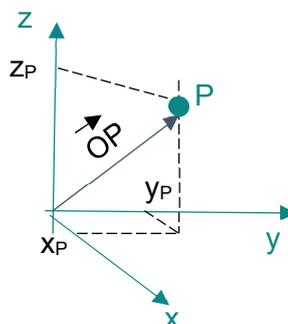


Figura 1.18: gdl punto en el espacio

Un *sólido en el espacio* tiene 6 gdl, puesto que son necesarios y sufrientes seis parámetros para definir su posición en cada instante, correspondiente a su desplazamiento en tres direcciones respecto a un origen de coordenadas y los tres giros respecto a esos ejes. Los 6 gdl pueden venir determinados por la posición espacial de 2 puntos contenidos en el sólido (como los puntos A y B de la Figura 1.19).

La posición también puede definirse como la posición de un punto del sólido (como puede ser el punto A de la Figura 1.19) y tres magnitudes angulares que definen la orientación de un vector cualquiera del sólido (como puede ser el vector \overline{AB} de la Figura 1.19 ya que la magnitud de es vector es conocida y constante en el sólido).

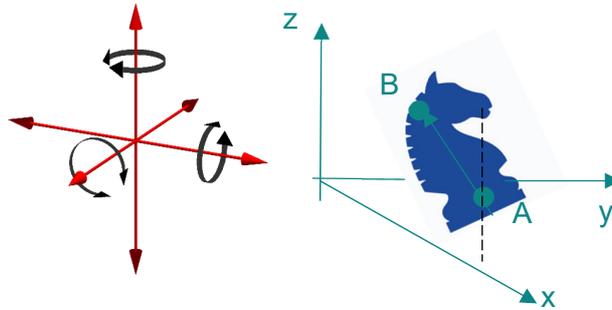


Figura 1.19: grados de libertad en el espacio

2.12. Diagrama de sólido libre

El diagrama de sólido libre se usa en el estudio cinético de un sistema mecánico, es una representación del sistema que se obtiene al aislarlo de su entorno. Esta aproximación implica sustituir la acción de los elementos mecánicos que quedan fuera de las fronteras por las acciones (fuerzas y momentos) que ejercen sobre el sistema considerado.

Para generar el diagrama de sólido libre para estudio cinético del jugador que corre con un balón de la Figura 1.20 debe aislarse el conjunto jugador+balón de su entorno, por lo tanto, deben incluirse las fuerzas y momentos que desde el entorno actúan sobre el sistema:

1. La acción de la gravedad es una fuerza externa que actúa sobre el sistema, esta fuerza tiene componente vertical y estará aplicada en el centro de gravedad (cdg) de todos los componentes del sistema. Puede representarse considerando el peso del jugador aplicado en su cdg y el del balón en el cdg del balón. Sería también correcto calcular la posición del cdg del sistema jugador+balón y considerar el peso del conjunto aplicado en ese punto. Igualmente sería adecuado considerar el peso de cada brazo aplicado en sus cdg, el de las manos en el cdg de las manos, el de la cabeza en el cdg de la cabeza...
2. Al considerar el conjunto jugador+balón se ha aislado del terreno sobre el que se desplaza, por tanto, deben incluirse en el diagrama la acción correspondiente. En el diagrama de la Figura 1.20 se incluyen las fuerzas y momentos que actúan en el contacto de cada uno de los pies en el momento representado en el que ambos están en contacto con el suelo. Si en otro instante solo hubiese un pie en contacto con el suelo solo se debería incluir la acción del terreno sobre este pie.

- Al aislar el corredor del entorno debe incluirse en el diagrama de sólido libre la resistencia que el aire opone al desplazamiento. Esta fuerza estará aplicada en el punto conocido como centro de presiones de jugador y balón.



Figura 1.20: Diagrama de sólido libre

3. ENSAYOS BIOMECÁNICOS

El conocimiento científico se origina a partir de la aplicación del método científico, que se basa en la observación de un fenómeno, la formulación de una hipótesis y la verificación de esta a través de ensayos. El ensayo representa una situación controlada en la que se reproduce el fenómeno observado. A pesar de que en los experimentos tratamos de replicar fielmente la situación real en la que se observó el fenómeno, la presencia de numerosas variables hace que muchas de ellas no puedan ser controladas o ni siquiera. En el mejor de los casos, estas variables desconocidas o incontrolables pueden no ser determinantes del fenómeno; sin embargo, en otras ocasiones, podrían condicionar la respuesta de nuestro sistema y estar pasando desapercibidas.

Cada ciencia tiene sus modelos para el estudio de los fenómenos. La biomecánica se basa en modelos experimentales que pueden clasificarse en cuatro categorías: ensayos in-vivo, ensayos ex-vivo, ensayos in-vitro y ensayos in-silico.

- **Ensayos in-vivo:** se refiere a experimentación hecha dentro o en el tejido vivo de un organismo vivo.
- **Ensayos ex-vivo:** se refiere a los experimentos realizados en o sobre tejidos biológicos de un organismo en un ambiente artificial fuera del organismo con las alteraciones mínimas de las condiciones naturales. Las condiciones ex vivo permite experimentos en células o tejidos de organismos bajo condiciones más controladas de lo que son posibles en experimentos in vivo (en el organismo intacto), a costa de alterar el medio "natural".
- **Ensayos in-vitro:** se llevan a cabo en laboratorio utilizando órganos, tejidos, células o moléculas que han sido extraídos de seres vivos.
- **Ensayos in-silico:** son simulaciones o reproducciones de experimentos in vivo o in vitro, que utilizan modelos matemáticos y software de simulación. En ocasiones, aunque sea posible realizar estudios similares con modelos in vivo, la velocidad de obtención de la información y los menores costos justifican ampliamente la utilización de modelos in-vitro e in-silico en muchos casos.

En cualquiera de los tipos de ensayo mencionados, quizás con excepción de los modelos in-silico, aunque el objetivo sea el estudio del comportamiento de aspectos relacionados con los seres humanos, los ensayos pueden usar distintos modelos. Es habitual usar modelos animales, como aproximación al comportamiento en el humano, por razones éticas y económicas. Los modelos animales suponen una aproximación más alejada del sistema objeto de estudio, pero resultan imprescindibles si se trata de ensayos que puedan resultar dañinos.

Entre los modelos animales se distinguen modelos de grandes y pequeños animales. Los modelos de grandes animales se refieren a cualquier modelo de mamíferos no roedores utilizada para la investigación traslacional. Son más similares a los modelos humanos pero el coste de la experimentación es mayor tanto en términos éticos como económicos. Los modelos de pequeños animales (roedores, insectos...) se refieren a todos aquellos no incluidos en el grupo

anterior. Son menos similares a los modelos humanos pero el coste de la experimentación es menor.

En biomecánica se utilizan o modelos de grandes animales o, en ocasiones, roedores. Otros pequeños animales son más habituales en campos como la mecanobiología, pero las características mecánicas a mayores escalas los hacen muy poco útiles en otros ámbitos.

4. EL SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO

El sistema esquelético-muscular lo forma la unión de los *huesos, articulaciones y músculos*; dando lugar a un conjunto que protege, sostiene y genera el movimiento del cuerpo humano.

Este sistema también contiene estructuras y tejidos conectivos como pueden ser:

- El cartílago: tejido semirrígido fuertemente hidratado que recubre las superficies articulares y actúa como amortiguador y lubricante.
- Los ligamentos: tejidos pasivos fibrosos insertados entre huesos, tienen función de estabilización y limitación de movimientos.
- Los tendones: conectan el sistema esquelético con el sistema muscular al unir los músculos con los huesos. La contracción muscular se transmite por sus extremos al tendón, y este se transmite al hueso por su zona de inserción.

El sistema músculo-esquelético del cuerpo humano se modela en base a elementos rígidos (eslabones), excepto raras excepciones, que se unen entre sí mediante articulaciones (pares cinemáticos) para constituir un esqueleto o una parte de un esqueleto.

Los pares cinemáticos restringen el movimiento relativo entre los eslabones, en cuanto a rango y limitación de los gdl. Los eslabones son actuados por modelos musculares y sometidos a la acción de fuerzas externas.

5. EL HUESO

El hueso es un tejido conectivo duro que brinda soporte y protección a las partes blandas del cuerpo. Permanece activo a lo largo de toda la vida, con la capacidad de regenerarse y repararse, adaptando sus propiedades según las demandas a las que se enfrenta.

Desde una perspectiva mecánica, los huesos forman el marco estructural principal para **sostener y proteger los órganos del cuerpo**, incluyendo el cerebro, la médula espinal (que produce células sanguíneas) y las estructuras en la cavidad torácica. También dan soporte a los músculos esqueléticos, actuando como un **sistema de palancas que amplifica los movimientos generados por la contracción muscular**, permitiendo convertir las contracciones musculares en movimientos útiles.

5.1. Clasificación de los huesos según su geometría

El esqueleto humano está compuesto por una variedad de huesos con formas diversas (Figura 1.21), adaptadas específicamente a las funciones que desempeñarán. Podemos identificar diferentes tipos de huesos según su forma:

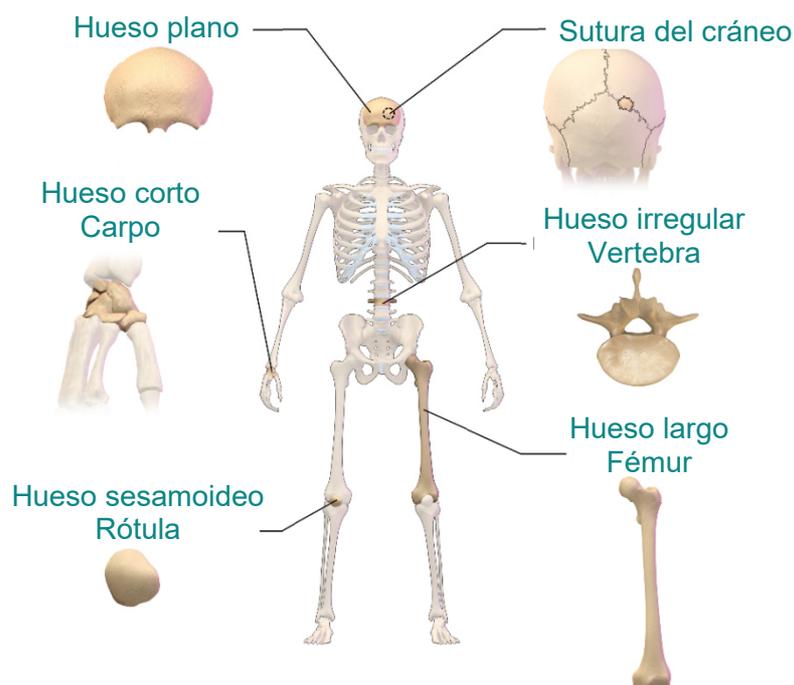


Figura 1.21: Clasificación geométrica de los huesos
(BruceBlaus, CC BY 3.0, via Wikimedia Commons)

- **Huesos largos:** en los que predomina una de las dimensiones sobre las otras dos, de manera que este tipo de hueso tiene generalmente forma de cilindro o prisma con los extremos ensanchados (el fémur, el húmero, el radio, la tibia o el peroné).

- **Huesos cortos:** en los que las tres dimensiones son del mismo orden de magnitud (carpo).
- **Huesos planos o anchos:** en los que dos de sus dimensiones predominan sobre la tercera (la escápula, el esternón).
- **Huesos irregulares:** poseen una forma irregular, sin relación con los de otras clases (los huesos esfenoides y etmoides dentro del cráneo).
- **Huesos sesamoideos:** específicamente dedicados a aumentar la ventaja mecánica para el músculo a través de una articulación.

5.2. Tejido óseo

Existen dos tipos de tejido óseo (Figura 1.22): tejido compacto (o hueso cortical) y tejido esponjoso (o hueso trabecular).

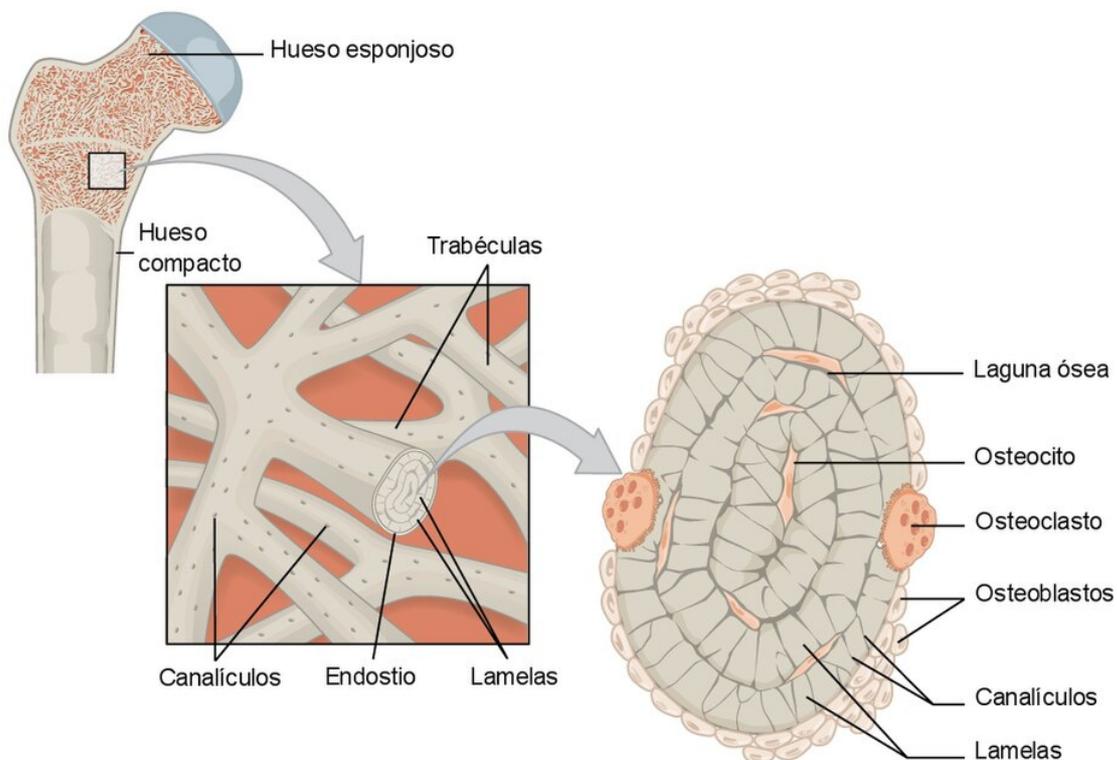


Figura 1.22: Estructura del hueso cortical y trabecular
(OpenStax College, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons)

- a) **Tejido esponjoso o hueso trabecular:** El hueso trabecular se localiza en el interior de los huesos cortos, planos e irregulares, así como en la epífisis (extremos) de los huesos largos. Está compuesto por laminillas dispuestas de manera irregular en delgadas placas conocidas como **trabéculas**, creando una red similar a una esponja. Tiene alta porosidad, que oscila entre el 50% y el 90%. El espacio se rellena con medula ósea fundamentalmente. Su densidad aparente es baja en relación al hueso cortical (varía entre 0.09 and 0.35 g/cm³).

- b) **Tejido compacto o hueso cortical:** El hueso cortical es el componente principal de las zonas externas de todos los huesos. Se caracteriza por su alta densidad aparente (en torno a 2 g/cm^3) en relación al trabecular y su baja porosidad (entre el 5% y 10%). El hueso cortical proporciona protección y sostén, contribuyendo a la resistencia de los huesos largos. Su estructura se compone de anillos concéntricos donde se encuentran los vasos sanguíneos, linfáticos y nervios del periostio. Estos vasos y nervios se conectan con la cavidad medular a través de los conductos centrales de Havers, que discurren longitudinalmente por el hueso. Se sitúa en el exterior de todos los huesos cortos y planos, en los huesos largos constituyen toda la zona central (donde no hay esponjosos) a excepción del canal medular.

La porosidad más alta del hueso trabecular en comparación con el hueso cortical tiene un impacto significativo en su comportamiento. Es importante distinguir entre la densidad aparente y la densidad de la matriz mineralizada: la primera se refiere a la masa por unidad de volumen, mientras que la segunda se obtiene al descontar el volumen ocupado por los poros.

5.3. Estructura macroscópica de los huesos largos

Un hueso largo se puede subdividir a escala macroscópica en tres zonas bien diferenciadas (Figura 1.23):

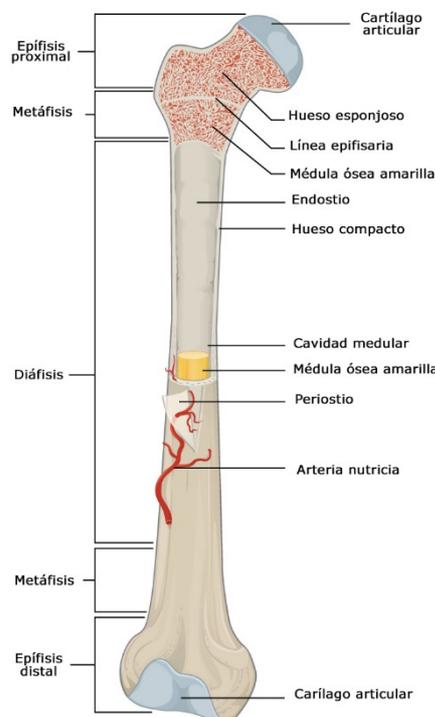


Figura 1.23: Estructura macroscópica de los huesos largos
(OpenStax College , CC BY 3.0, via Wikimedia Commons)

- **Epífisis:** Corresponden a las extremidades o extremos del hueso, compuestas por un núcleo central de hueso esponjoso (trabecular), rodeado por una capa delgada de hueso compacto (cortical). Esta área suele ser la más ancha de los huesos largos, facilitando la articulación con otros huesos y proporcionando una amplia superficie para la inserción muscular.
- **Diáfisis:** Esta región constituye el tallo o la porción principal del hueso y consiste principalmente en tejido compacto (cortical). En la zona media del hueso, donde se ejerce una mayor carga mecánica, el tejido compacto se encuentra más engrosado. La resistencia mecánica del hueso largo se ve reforzada además por una leve curvatura en esta área, que adopta una forma cilíndrica. En su interior existe un canal sin tejido óseo que constituye el canal medular.
- **Cavidad medular:** Es el espacio interior de la diáfisis que contiene la médula ósea, existiendo dos tipos de médula ósea: la médula ósea roja, la cual forma las células sanguíneas; y la médula ósea amarilla, compuesta, principalmente por grasa.
- **Metáfisis:** La región donde se une la epífisis y la diáfisis en un hueso maduro, se caracteriza por concentrar columnas de hueso esponjoso. En un hueso en crecimiento, la diáfisis se separa de cada epífisis por la placa epifisaria, compuesta por cartílago. El hueso crece en longitud a partir de esta placa epifisaria y la metáfisis.

Por otra parte, el hueso está compuesto por membranas

- **Cartílago articular:** es una fina capa de cartílago, sumamente pulida, que recubre las epífisis en las zonas en las que el hueso forma articulación con otro hueso, de manera que se reduce la fricción y se absorben las fuerzas de choque en las articulaciones que se mueven libremente. El desgaste del cartílago es la causa de artrosis.
 - **Periostio:** es un tejido conectivo denso e irregular que recubre el hueso en su superficie en la zona diafisaria, excepto donde se insertan los tendones que puede aparecer modificado estructuralmente o reemplazado por el complejo de la entesis. (no existiendo tampoco periostio en la zona metafisaria, ni en la superficie del hueso recubierta por cartílago articular).
- **Endostio:** es la membrana que recubre la cavidad medular.

5.4. Remodelación ósea

El hueso experimenta un constante proceso de renovación, formando y destruyendo matriz ósea a lo largo de toda la vida del individuo, conocido como remodelación ósea. En un adulto, aproximadamente el 8% del tejido óseo cortical se renueva anualmente, mientras que el tejido óseo trabecular puede experimentar una renovación que oscila entre el 40% y el 80%. Esta renovación se lleva a cabo mediante la acción consecutiva de dos tipos de células óseas: los osteoclastos y los osteoblastos, que actúan sobre la misma superficie ósea.

El balance óseo, que es la diferencia entre la cantidad de hueso formado y la reabsorbida por unidad de tiempo, determina la variación en la masa ósea a lo largo del tiempo. Este balance está regulado por una combinación de factores genéticos y ambientales, como el ejercicio físico y la ingesta de calcio. El objetivo es alcanzar un equilibrio entre los estímulos que promueven la resorción y los que promueven la formación ósea, para garantizar una adecuada resistencia con un peso óseo mínimo.

LEY DE WOLFF: *El hueso es un tejido vivo, por lo que su estructura y propiedades físicas cambian a lo largo de su vida. Estos cambios dependen de las solicitaciones mecánicas externas a las que se ve sometido*

La ley de Wolff fue desarrollada por el anatomista y cirujano alemán Julius Wolff (1836-1902) en el siglo XIX, establece que el hueso de un animal sano se adaptará a las cargas a las que se vea sometido. Si aumenta la carga sobre un hueso concreto, éste se remodelará con el tiempo para hacerse más fuerte y resistir ese tipo de carga.

Los procesos de formación, regeneración y degradación ósea responden se ven estimulados por la tensión mecánica como resultado de la aplicación de las fuerzas generadas por la contracción muscular, cargas externas o fuerzas gravitatorias. En particular, las células óseas responden a las tensiones locales expresadas en su proximidad de forma rutinaria durante las actividades de la vida diaria. Por lo tanto, los determinantes de la adaptación ósea en respuesta a la carga mecánica implican todos los aspectos del entorno de tensión, incluida la magnitud de la tensión, la velocidad de la tensión, la frecuencia de la tensión, la distribución de la tensión, el número de ciclos de carga y los periodos de descanso-recuperación. Todos los componentes del entorno de deformación están interrelacionados y son interdependientes, de modo que contribuyen colectivamente al efecto osteogénico y a la potencia de la carga mecánica

El efecto es más evidente en el hueso esponjoso, donde la arquitectura de las trabéculas se adapta al estado tensional rutinario, seguidos de cambios secundarios en la porción cortical externa del hueso, que quizá se vuelva más gruesa como resultado. Lo contrario también es cierto: si la carga sobre un hueso disminuye, el hueso se volverá menos denso y más débil debido a la falta del estímulo necesario para una remodelación continuada. Esta reducción de la densidad ósea se conoce como osteopenia y puede producirse, entre otras causas, por cambios hormonales, como resultado de una inmovilización o debido a la incorporación de una prótesis que altere la distribución de tensiones sobre el hueso.

5.5. Propiedades mecánicas del hueso

El hueso es un material heterogéneo y anisótropo, es decir, sus propiedades mecánicas cambian en función de la localización y dirección de la solicitación considerada.

Las propiedades mecánicas del hueso vienen definidas tanto por su estructura (masa y arquitectura) como por las propiedades del material del que está compuesto (la matriz ósea). Estas propiedades pueden denominarse estructurales (o extrínsecas) o materiales (intrínsecas). Las propiedades extrínsecas suelen medirse provocando la deformación de un espécimen ósea y registrando la curva fuerza-desplazamiento (Figura 1.24).

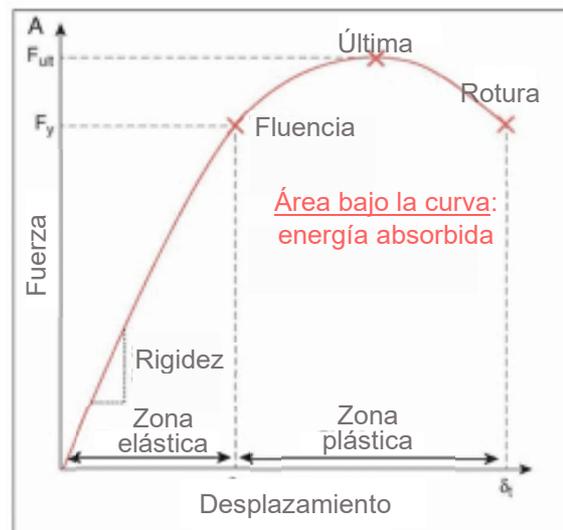


Figura 1.24: Curva fuerza-desplazamiento

La curva resultante puede dividirse en dos zonas: zona elástica, donde la relación fuerza-desplazamiento puede considerarse lineal, y zona plástica. Para mayores desplazamientos se observa que la pendiente de la curva comienza a disminuir con lo que se requieren cargas menores para crear una deformación sustancialmente mayor. El límite de la zona elástica es el punto de fluencia del espécimen. En esa región la estructura volverá a su forma original cuando se retire la carga, devolviendo elásticamente la mayor parte de la energía necesaria para la deformación. Sin embargo, el desplazamiento de los fluidos en el hueso cuando se carga provocará cierta pérdida de energía elástica cada vez que el hueso se cargue dentro de este intervalo; esta pérdida de energía se denomina histéresis. La pendiente de la curva en la zona elástica es la rigidez del espécimen en la dirección de carga. Tras el límite elástico, el hueso se deforma de forma permanente o plástica y no recupera su forma original tras la descarga. Dentro de esta región posterior a la fluencia, el hueso ha sufrido daños irreversibles (microfisuras, daños a escala nanométrica en los cristales minerales o en el colágeno y su estructura reticulada, o combinaciones de estos daños).

Si la carga sigue aumentando, se alcanza una carga última o máxima en la zona plástica que se corresponde con la máxima carga que el espécimen puede soportar antes de la rotura, y posteriormente se alcanzará la carga de rotura, lo que provocará la fractura. El trabajo o la energía necesarios para que el espécimen se deforme se determinan midiendo el área bajo la curva.

Las características de tensión-deformación difieren entre los tejidos macroscópicos en respuesta a su arquitectura microscópica subyacente. El hueso cortical es más rígido que el trabecular, por lo que puede soportar mayores tensiones (~150 MPa) y menores deformaciones (~2%) antes de fallar. La naturaleza porosa del hueso trabecular proporciona mayor elasticidad que el cortical, por lo que soporta menores niveles de tensión (~50 MPa) y deformaciones mucho mayores (~50%) antes de fallar. Sin embargo, las variaciones en la composición macroscópica de las distintas zonas del esqueleto llevan a que cada hueso, incluso cada región del hueso, tenga sus propios valores de rigidez y resistencia (Figura 1.25).

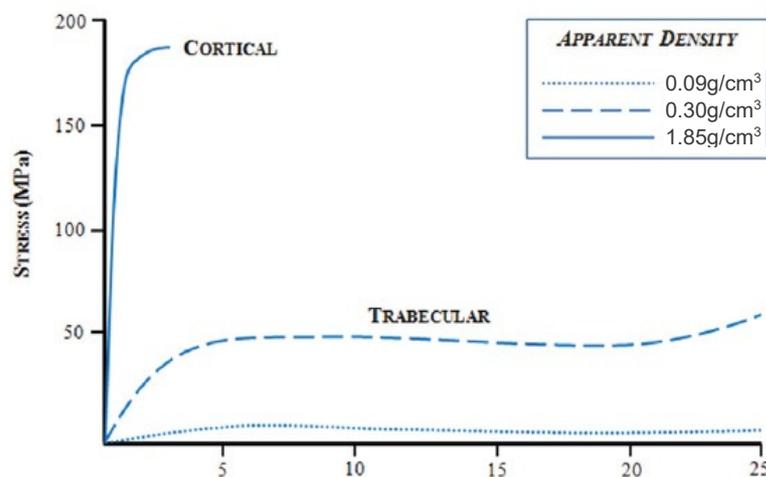


Figura 1.25: Curva tensión-deformación de hueso cortical y trabecular en función de su densidad aparente

(Mechanical Basis of Bone Strength: Influence of bone material, bone structure and muscle action. - Scientific Figure on ResearchGate)

El hueso es estructuralmente complejo y está diseñado de forma jerárquica, con diversas disposiciones y varias capas de biomaterial que trabajan de forma cooperativa para satisfacer numerosos requisitos paradójicos. Debido a su diseño anisotrópico y viscoelástico, los huesos se comportan y responden de forma única a diversas modalidades de carga de diferentes magnitudes, direcciones, velocidades y frecuencias. Aunque esta relación entre carga mecánica y comportamiento mecánico es multifactorial, la resistencia y rigidez óseas son mayores en la dirección en la que se expresan más comúnmente las cargas (la Ley de Wolf). Este proceso es especialmente evidente en el hueso esponjoso, donde las trabéculas tienden a crecer en la dirección de las fuerzas aplicadas con mayor frecuencia.

Por ello, en los huesos largos, las trabéculas se orientan principalmente en dirección axial, lo que resulta en una mayor rigidez y resistencia en esa dirección en comparación con el plano perpendicular a ella. En los huesos largos, esto se traduce en que el módulo de Young es aproximadamente el doble en dirección axial en comparación con las direcciones perpendiculares a su plano. Del mismo modo, la resistencia última de los huesos largos es aproximadamente el doble en dirección axial. Estas propiedades hacen que, en la mayoría de los casos, los huesos largos puedan considerarse como elementos ortótropos.

6. LAS ARTICULACIONES

Una articulación es cualquier lugar del sistema músculo-esquelético donde huesos adyacentes o hueso y cartílago se unen con alguna libertad de movimiento entre sí. Las articulaciones humanas tienen fisiológicamente los seis grados de libertad, sin embargo, es habitual adoptar simplificaciones que eliminan los desplazamientos relativos de muy bajo rango de movilidad (ROM: rango of motion). Por ejemplo, las articulaciones interfalángicas de los dedos, además de la flexo-extensión, permiten pequeñas rotaciones y traslaciones fuera del plano sagital, sin embargo, el pequeño ROM de estas últimas permite en la inmensa mayoría de aplicaciones considerarlas articulaciones de bisagra.

Las articulaciones se clasifican tanto estructural como funcionalmente. Las clasificaciones estructurales de las articulaciones tienen en cuenta si los huesos adyacentes están fuertemente anclados entre sí por tejido conectivo fibroso o cartílago, o si se articulan entre sí dentro de un espacio lleno de líquido denominado cavidad articular. Estas diferencias sirven para dividir las articulaciones del cuerpo en tres clasificaciones estructurales:

- Una articulación fibrosa es aquella en la que los huesos adyacentes están unidos por tejido conjuntivo fibroso.
- Una articulación cartilaginosa se caracteriza porque los huesos están unidos por cartílago hialino o fibrocartílago.
- Una articulación sinovial es aquella en la que las superficies articulares de los huesos entran en contacto entre sí dentro de una cavidad articular llena de un líquido lubricante.

La clasificación funcional de las articulaciones viene determinada por el grado de movilidad de los huesos adyacentes. Así pues, las articulaciones se clasifican funcionalmente como:

- *Sinartrosis o articulación inmóvil*: La naturaleza inmóvil de estas articulaciones proporciona una fuerte unión entre los huesos articulados. Esto es importante en los lugares donde los huesos proporcionan protección a los órganos internos. Las sinartrosis son *articulaciones fibrosas*. Un ejemplo son las suturas entre los huesos del cráneo que rodean y protegen el cerebro.
- *Anfiartrosis o articulación ligeramente móvil*: Son *articulaciones cartilaginosas* que permiten un movimiento muy reducido. Un ejemplo de este tipo de articulación es la articulación cartilaginosa que une los cuerpos de las vértebras adyacentes. El hueco entre las vértebras está relleno por una gruesa almohadilla de fibrocartílago denominada disco intervertebral. Cada disco intervertebral une fuertemente las vértebras, pero permite un movimiento limitado entre ellas (aunque los pequeños movimientos disponibles entre vértebras adyacentes pueden sumarse a lo largo de la columna vertebral para proporcionar grandes rangos de movimientos corporales).

Otro ejemplo de anfiartrosis es la sínfisis púbica de la pelvis. Se trata de una articulación cartilaginosa en la que las regiones púbicas de los huesos de la cadera derecha e izquierda están fuertemente ancladas entre sí por fibrocartílago. Normalmente, esta articulación tiene muy poca movilidad. La fuerza de la sínfisis púbica es importante para conferir estabilidad de carga a la pelvis.

- **Diartrrosis o articulación libremente móvil:** Todas las **articulaciones sinoviales** se clasifican funcionalmente como diartrosis. La mayoría de las articulaciones diartrosicas se encuentran en el esqueleto apendicular proporcionando a las extremidades una amplia amplitud de movimiento.

Aunque las articulaciones diartrosicas permiten 6 grados de libertad reales, los desplazamientos relativos en determinadas direcciones entre los elementos óseos son muy reducidos (ROM muy bajo) y pueden despreciarse para la mayoría de las aplicaciones. De esta forma, las articulaciones diartrosicas se dividen en función del número de ejes de movimiento que se considera proporciona cada una:

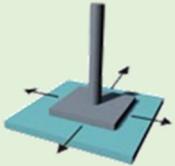
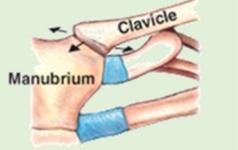
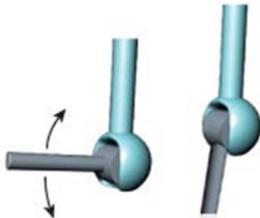
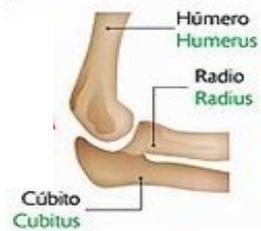
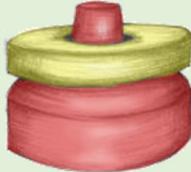
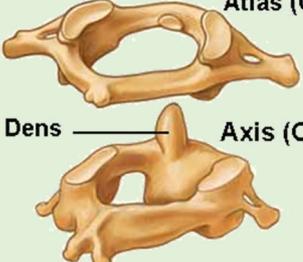
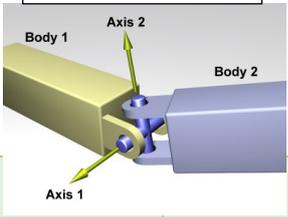
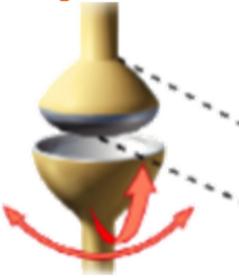
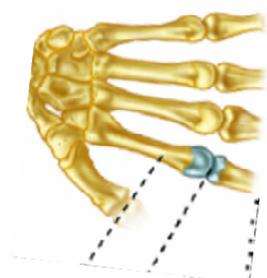
- Una **articulación uniaxial** sólo permite un movimiento en un único plano, alrededor de un único eje. La articulación en pivote del cuello es un ejemplo de articulación uniaxial, puesto que sólo permite rotación alrededor de un eje longitudinal.
- Una **articulación biaxial** permite movimientos alrededor de dos ejes, es por tanto un movimiento espacial que implica dos planos. Un ejemplo de articulación biaxial es la articulación metacarpofalángica (articulación de los nudillos de la mano) que permite el movimiento de flexo-extensión, para doblar o enderezar el dedo, y el movimiento de abducción-aducción, que permite separar y juntar los dedos.
- Una **articulación triaxial** permite el movimiento alrededor de tres ejes. Las articulaciones del hombro y de la cadera son articulaciones triaxiales, que permiten flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa entre los dos segmentos del sistema musculoesquelético.

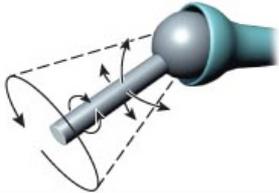
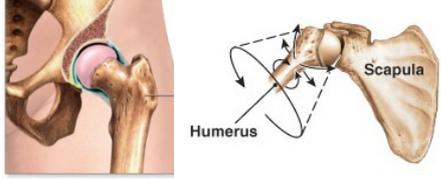
Tipo de función articular	Ejemplos
Sinartrosis (rango de movimiento articular: sin movimiento)	Suturas de la estructura ósea de la cabeza; articulaciones de los dientes en el esqueleto facial
Anfiartrosis (rango de movimiento articular: poco movimiento)	Articulación distal entre la tibia y el peroné; sínfisis del pubis; entre vertebras adyacentes
Diartrrosis (rango de movimiento articular: movimiento completo)	Codo; hombro; tobillo

Cuando se deprecian los desplazamientos entre los elementos óseos las articulaciones diartrosicas tienen un Eje Instantáneo de Rotación (EIR) fijo, o centro instantáneo de rotación (CIR) si se trata de articulaciones uniaxiales que gestionan movimientos planos. Sin embargo, como ya se ha comentado, esto es una simplificación del movimiento real, que implica movimientos de traslación además de rotación entre los elementos y, por tanto, el EIR o CIR relativo es móvil

Desde un punto de vista mecánico las articulaciones se modelan como pares cinemáticos con distintos grados de libertad (gdl). Pueden distinguirse los siguientes tipos de articulaciones:

1. Las *articulaciones planas* se mueven entre sí en un único plano, tiene por tanto 2 gdl y se modelan como un par cinemático de deslizamiento plano. Son articulaciones planas las que existen entre los huesos de las muñecas y tobillos.
2. Las *articulaciones trocleares* permiten movimientos relativos de rotación alrededor de un eje perpendicular al plano del movimiento, es decir, los elementos óseos tienen un movimiento relativo plano. Son articulaciones de 1 gdl y se modelan como pares de rotación o en bisagra. Las articulaciones trocleares (en bisagra) importantes incluyen las articulaciones del codo y los dedos de la mano.
3. Las *articulaciones trocoides o en pivote* son articulaciones de 1 gdl de rotación en el eje axial. Son articulaciones de 1 gdl pero el movimiento relativo no está contenido en un plano. Un ejemplo es la articulación del cuello en la parte superior de la columna, el atlas y el axis forman una articulación trocoide (en pivote) que permite girar la cabeza.
4. Las *articulaciones cardánicas* permiten giros en dos ejes anatómicos. Son por tanto articulaciones de 2 gdl que se modelan como pares de cardan. Dentro de este grupo están las *articulaciones condíleas* (por la forma condilar de los huesos articulares) tiene una superficie articular ovoide, o cóndilo, que se recibe en una cavidad elíptica que permite el movimiento la flexo-extensión y flexión lateral entre elementos óseos. La articulación de la muñeca entre el radio y los huesos carpianos es un ejemplo de articulación condílea. El otro tipo de articulación cardánica son las *articulaciones selares o de silla de montar* (por la forma en silla de montar de ellos huesos articulares), en la que las superficies opuestas son recíprocamente cóncavas y convexas, permiten el movimiento la flexo-extensión y otros movimientos, pero no la rotación. En la mano, la articulación en silla de montar del pulgar (entre el primer metacarpiano y el trapecio) permite que el pulgar cruce sobre la palma, por lo cual es oponible.
5. Las *articulaciones enartrosicas* permiten rotar en cualquier eje. Son articulaciones de 3 gdl que se modelan como pares esféricos. Las articulaciones de la cadera y el hombro son ejemplos de enartrosis.

Tipo de articulación	Modelo de movimiento	Ejemplo
Deslizante o plana	Deslizamiento: 2 gdl 	Intercarpianas  Acromio-clavicular 
Troclear	Rotación plana: 1 gdl 	Humero-radial (codo) 
Trocoide o en pivote	Rotación no-plana: 1 gdl 	Atlas-axis (cuello) Atlas (C1) Dens — Axis (C2) 
Elipsoidal o condilea <div data-bbox="331 1451 619 1720" style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin-top: 10px;"> <p style="text-align: center;">Cardánica</p>  </div>	Flexión/Extensión y Aducción/Abducción Circunducción 2 gdl 	Metacarpofalangeas 2-5 (índice a meñique) 
Silla de montar o selar		1º carpo-metacarpo (pulgarte) 

<p>Enartrosis o esférica</p>	<p>Flexión/Extensión; Aducción/Abducción; Rotación int/ext 3 gdl</p> 	<p>Hombro (gleno-humeral) Cadera</p> 
------------------------------	---	---

7. LOS TENDONES Y LIGAMENTOS

Los tendones y los ligamentos (Figura 1.26) son tejidos que presentan grandes similitudes en cuanto a composición, debido a que ambos están formados por tejido conjuntivo denso y regular. Sin embargo, también presentan diferencias cruciales derivadas de su función, puesto que los tendones unen el músculo al hueso, mientras que los ligamentos conectan hueso con hueso.

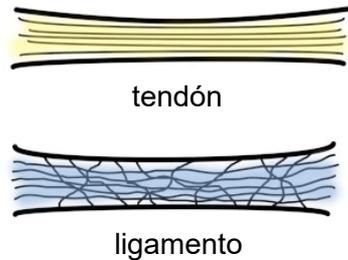


Figura 1.26: esquema de tendón y ligamento
(<https://www.academyofclinicalmassage.com>)

La función principal de un **tendón** es transmitir la fuerza de contracción muscular al hueso, minimizando la pérdida de fuerza de tracción. Cada músculo tiene dos tendones, uno proximal y otro distal. El punto en el que el tendón se une al músculo se conoce como unión miotendinosa y el punto en el que se une al hueso se conoce como unión osteotendinosa. La unión proximal del tendón también se conoce como origen y la distal como inserción.

El tendón consigue la transmisión eficaz de la fuerza mediante fibras de colágeno alineadas en paralelo. La alineación paralela proporciona la máxima resistencia a la tracción. La orientación paralela de las fibras tendinosas las hace rígidas, lo que les permite transmitir eficazmente la contracción muscular, como un alambre en lugar de una goma elástica. Esta rigidez es la razón por la que los desgarramientos tendinosos son menos frecuentes que los desgarramientos musculares en las lesiones por distensión.

Los tendones suelen soportar fuerzas en una sola dirección, pero en algunas zonas, como los flexores y extensores de los dedos de la mano, los tendones experimentan cargas de tracción multidireccionales. Aquí, las conexiones laterales entre tendones forman una red que ayuda a la coordinación del movimiento de los dedos manteniendo el espaciado entre tendones y la distribución de fuerzas. Además, algunos tendones están envueltos en una vaina sinovial, sobre todo en las extremidades distales, donde realizan giros bruscos cerca de las articulaciones. Esta vaina, mantenida cerca de la articulación por un retináculo, reduce principalmente la fricción durante el movimiento.

Como el tendón va de un tejido muy flexible (el músculo) a otro rígido (el hueso), esta función puede resultar muy difícil, lo que puede provocar que la tensión se concentre en el lugar de fusión de los tejidos. Este puede ser un lugar común de lesión. Actualmente se cree que la composición del tendón no es la misma en todo el cuerpo; las investigaciones han descubierto que el propio tendón puede ser más

rígido en algunas partes y más flexible y elástico en otras para superar esta concentración de tensión y el riesgo de lesión.

Los tendones son de color blanco brillante y su composición fibroelástica les confiere la resistencia necesaria para transmitir grandes fuerzas mecánicas. Los tendones tienen diferentes formas y tamaños en función de la función del músculo. Los músculos que generan mucha potencia y fuerza suelen tener tendones más cortos y anchos que los que realizan movimientos más finos y delicados. Éstos suelen ser largos y finos. La estructura y composición de los tendones condiciona su comportamiento mecánico reflejado por una curva de tensión-deformación que consta de tres regiones distintas

Por su parte los *ligamentos* tienen como función principal garantizar la estabilidad del de las articulaciones, limitando el ROM entre los huesos que conectan y guiando los movimientos articulares. Esta guía ayuda a mantener la posición relativa entre las superficies articulares y reduce el desgaste por fricción durante el movimiento y la carga.

Los ligamentos suelen ser más pequeños y cortos que los tendones, y normalmente abarcan sólo una articulación. Sus estrechos puntos de unión son cruciales para guiar el movimiento y estabilizar la articulación. Al igual que los tendones, los ligamentos tienen fibras de colágeno orientadas principalmente en paralelo, pero también contienen fibras multidireccionales. Esta estructura sugiere que, aunque los ligamentos resisten principalmente la fuerza en una dirección, también pueden soportar fuerzas multidireccionales.

Los ligamentos tienen un mayor contenido de elastina que los tendones, lo que les confiere una mayor flexibilidad para absorber las cargas articulares con cierta flexibilidad. A diferencia de los tendones, los ligamentos no necesitan vainas sinoviales, ya que no cubren varias articulaciones ni experimentan los mismos movimientos de deslizamiento que los tendones

Banda fibrosa y resistente de tejido conjuntivo que sirve para sostener los órganos internos y mantener unidos los huesos en las articulaciones. Un ligamento está compuesto por bandas formadas por densas fibras colágenas y células fusiformes denominadas fibrocitos. Los ligamentos pueden ser de dos tipos principales:

- El ligamento blanco es rico en fibras colágenas, que son resistentes y poco elásticas.
- El ligamento amarillo es rico en fibras elásticas, que son bastante resistentes, aunque permiten el movimiento elástico.

7.1. Características mecánicas de ligamentos y tendones

Estos tejidos presentan una curva carga-deformación no-lineal en la que se distinguen tres regiones (Figura 1.27):

- **Región del pie:** las fibras de colágeno del tejido en reposo se organizan alineándose y estirándose en la dirección de la carga. Por ello, se dan grandes deformaciones a baja carga. Probablemente debido a esa reorientación de las fibras está región presenta un comportamiento no-lineal. A partir de deformaciones en torno al 2% las fibras adoptan un patrón más paralelo.
- **Región elástica lineal:** Las fibras de colágeno ya se encuentran fundamentalmente alineadas en la dirección de la carga y el tejido se deforma de forma muy aproximadamente lineal. El tejido volverá a su longitud original cuando se descargue, por lo que esta porción es elástica y reversible. La pendiente de la curva representa el módulo de Young. Se extiende hasta el límite superior fisiológico de la deformación del tendón.
- **Región de deformación plástica:** si la deformación es superior al 8-10%, hay indicios de que se producen daños microscópicos en el tejido debido a que las fibras se estiran más allá de su límite fisiológico. En esta región el tejido sufre deformación plástica irreversible con una curva tensión-deformación difícil de predecir. Esta zona termina con la carga máxima o carga última
- **Región de rotura:** Si el tendón se estira más del 8-10% de su longitud original, pronto se produce el fallo macroscópico. Se siguen acumulando microfallas, se reduce la rigidez y el tendón entra en zona de rotura.

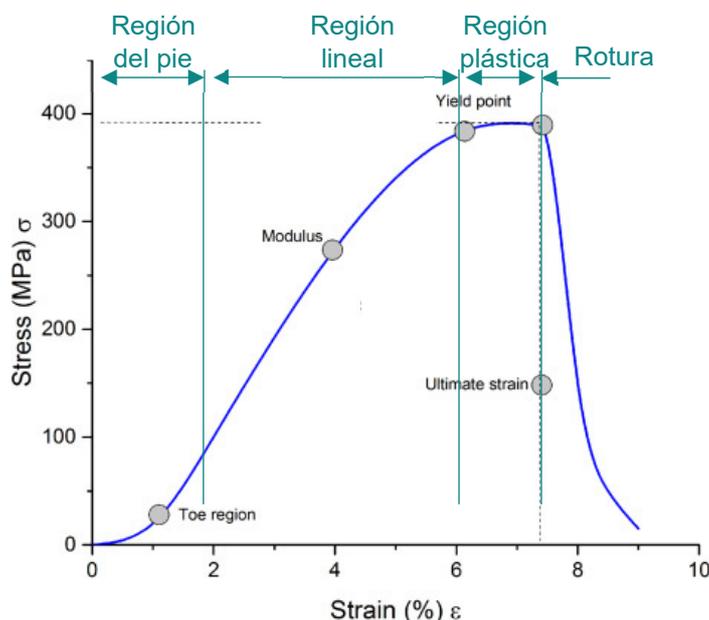


Figura 1.27: curva tensión-deformación en ligamentos y tendones
 (Kaya, D. Ö. (2020). *Architecture of tendon and ligament and their adaptation to pathological conditions*. In *Comparative kinesiology of the human body* (pp. 115-147). Academic Press)

Los tendones y ligamentos tienen un comportamiento viscoelástico, lo que significa que su comportamiento mecánico depende de la velocidad de deformación mecánica. Un material viscoelástico es más deformable a velocidades de deformación bajas, pero menos deformable a velocidades de deformación altas. Por lo tanto, a bajas velocidades de deformación, los tendones y ligamentos tienden a absorber más energía mecánica, pero son menos eficaces a la hora de soportar cargas mecánicas. Sin embargo, a velocidades de deformación elevadas, se vuelven más rígidos y más eficaces para transmitir grandes cargas musculares al hueso.

Existen tres características principales propias del comportamiento viscoelástico de tendones:

Fluencia o creep: se produce una deformación creciente bajo carga constante (Figura 1.28). Esto contrasta con el material elástico habitual, que no se alarga, independientemente del tiempo que se aplique la carga.

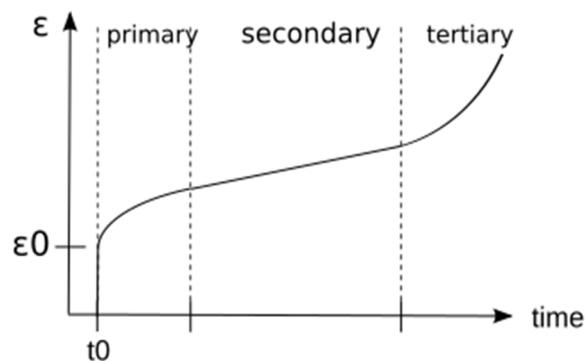


Figura 1.28: Fluencia: Curva de evolución de la deformación a carga constante
(Strafpeloton2, CC0, via Wikimedia Commons)

Relajación de tensiones: la tensión que actúa sobre un tendón acabará reduciéndose bajo una deformación constante (Figura 1.29).

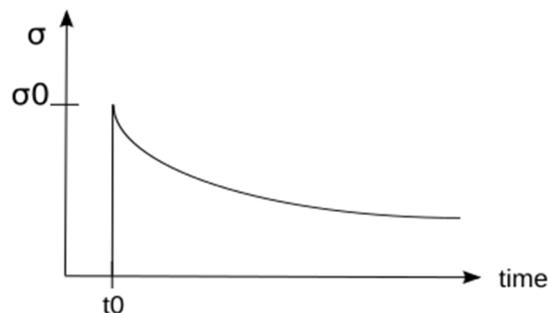


Figura 1.19: Relajación de tensiones: evolución de la tensión a deformación constante
(Strafpeloton2, CC0, via Wikimedia Commons)

Histéresis: Cuando un material viscoelástico se carga y se descarga, la curva de descarga es diferente de la curva de carga. La diferencia entre ambas curvas representa la cantidad de energía que se pierde durante la carga (Figura 1.30). Si la carga y la descarga se repiten varias veces, pueden obtenerse curvas diferentes. Sin embargo, cuando los tendones ya han experimentado en torno a 10 ciclos, las curvas de carga y descarga ya no cambian (aunque siguen siendo diferentes) y la cantidad de histéresis se reduce, lo que permite que la curva de tensión-deformación sea reproducible.

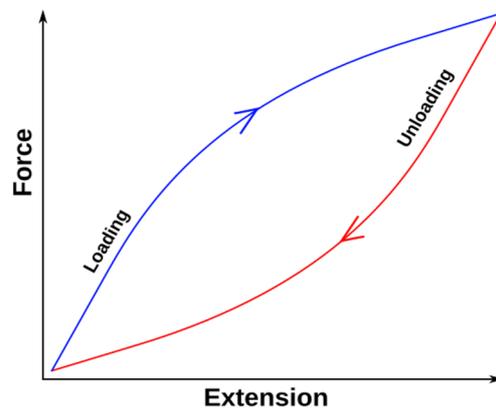


Figura 1.30: Histéresis

(Johannes Bedenbender et Tiger66, CC BY 2.5 via Wikimedia Commons)

8. EL MÚSCULO

Son órganos que convierten energía electroquímica en energía mecánica, en movimiento.

Los músculos pueden clasificarse según diversas características, como su función, estructura, características de contracción, forma y tamaño, entre otros.

Se distinguen tres tipos principales de músculos: liso, cardíaco y esquelético.

- **El músculo esquelético:** es de tipo voluntario, es responsable del movimiento consciente. Es un músculo estriado, es decir, está compuesto por fibras largas rodeadas por una membrana celular. Se encuentra unido a los huesos a través de los tendones. Estos músculos representan aproximadamente entre el 80% y el 90% del sistema muscular.
- **El músculo liso:** es de tipo involuntario. Está formado por células alargadas de gran tamaño. Se encuentra principalmente cubriendo las paredes de los órganos huecos del cuerpo humano, como las paredes internas del tubo digestivo, la vesícula, la vejiga, el útero, alrededor de la pupila y los vasos sanguíneos, entre otros.
- **El músculo cardíaco:** es de tipo involuntario, es decir, se contrae y se relaja de manera totalmente involuntaria. Su función principal es bombear la sangre por todo el cuerpo. Aunque es de naturaleza estriada, no está conectado a ningún hueso. Se encuentra exclusivamente en el corazón.

8.1. El músculo esquelético

El músculo esquelético (Figura 1.31) está compuesto por tejido muscular, tejido conectivo, tejido nervioso y vasos sanguíneos; esta estructura es compleja y tiene una importancia funcional considerable.

Las fibras musculares son células cilíndricas que componen el tejido muscular, formando unidades contráctiles esenciales para el movimiento. Se pueden clasificar en tres tipos principales:

- Fibras de contracción rápida o blancas (Tipo IIB): Se activan durante el ejercicio anaeróbico de alta intensidad y corta duración. Aunque generan mucha energía, se fatigan rápidamente debido a su baja vascularización. Sin embargo, su mayor diámetro proporciona una fuerza considerable.
- Fibras de contracción lenta o rojas (Tipo I): Se activan en trabajos anaeróbicos de larga duración e intensidad media. Utilizan oxígeno y otros nutrientes como glucosa y grasa, lo que retrasa la fatiga muscular. Su color rojo se debe a la abundancia de capilares sanguíneos.

- Fibras de contracción intermedia (Tipo IIA): Presentan características intermedias entre las fibras rápidas y lentas. Tienen una tonalidad rojiza y combinan una velocidad de contracción alta con una mejor resistencia a la fatiga.

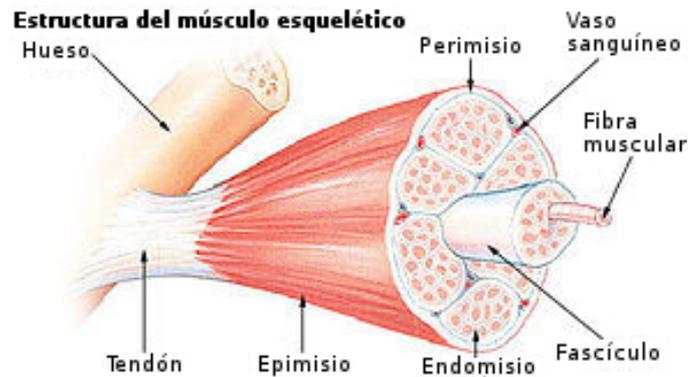


Figura 1.31: Esquema de un músculo esquelético
(Image, Public domain, via Wikimedia Commons)

Los músculos esqueléticos se contraen y se relajan para dar lugar al movimiento del cuerpo. El proceso de contracción se desarrolla partiendo de una excitación neuronal que da lugar a una activación muscular, proceso esquematizado en tres pasos (Figura 1.32):

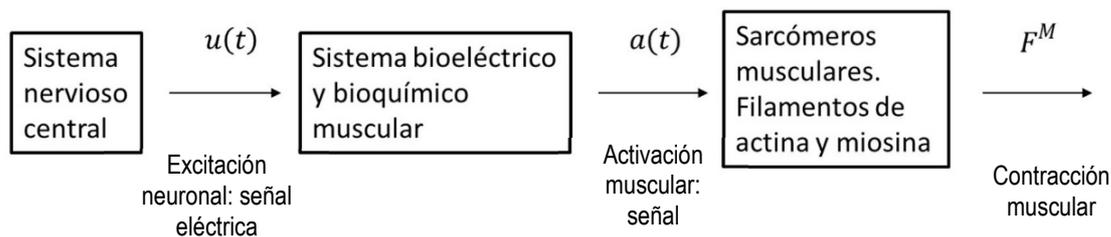


Figura 1.32: Esquema del proceso de activación muscular

1. El sistema nervioso central manda una señal eléctrica hasta el sistema muscular. Se caracteriza por la función de excitación neuronal $u(t)$, adimensional y normalizada entre 0 y 1.
2. El sistema muscular desencadena reacciones bioquímicas que activan el músculo. Se caracteriza por la función de activación muscular $a(t)$, adimensional y normalizada entre 0 y 1.
3. Las reacciones químicas provocan la reorganización de las fibras muscular de tal manera que éstas se acortan dando lugar a la contracción que genera fuerzas de tracción musculares ($F^M(t)$). Esta contracción durará lo que dure la señal del sistema nervioso. El mecanismo de contracción muscular es el proceso fisiológico por el cual las fibras musculares desarrollan fuerzas de tracción. Esta tensión se activa mediante un impulso nervioso.

Una vez se da ausencia del estímulo nervioso, el proceso químico se revierte y las fibras musculares se reordenan nuevamente y el músculo se relaja.

El músculo esquelético, se denomina según su participación en el movimiento, como:

- **Músculo agonista:** el músculo (o grupo de músculos) protagonista y que está mayormente involucrado en la producción del movimiento que se quiera realizar. Los músculos agonistas son los responsables de la acción principal del movimiento.
- **Músculos antagonistas:** el músculo (o grupo de músculos) que realiza la acción opuesta al agonista, durante el movimiento se mantendrá relajado o realizará una contracción que no impida el movimiento. Sin embargo, en los movimientos naturales no se genera una completa inhibición del músculo antagonista, ya que su co-contracción proporcionan soporte al facilitar y regular la acción del músculo agonista.

La actuación de un músculo agonista o antagonista depende del movimiento al que se refiera. Por ejemplo, en el movimiento de flexión del antebrazo el músculo bíceps braquial anterior ejerce una tensión permitiendo el movimiento contra el músculo tríceps que se relaja y no se contrae.

La acción muscular puede desarrollarse con diversos patrones, dependiendo de la variación de la longitud del tejido (Figura 1.33):

- **Acción concéntrica:** el músculo se somete a fuerza que implica su acortamiento.
- **Acción excéntrica:** el músculo se somete a una fuerza externa que produce su alargamiento.
- **Acción isométrica:** el músculo se activa y genera fuerzas de contracción sin variar su longitud, la activación muscular que se ve compensada por fuerzas externas para que no varíe la longitud del tejido.
- **Acción isotónica:** el músculo se activa generando fuerzas de contracción constantes y en consecuencia variando su longitud del músculo (contracción isotónica si la fuerza es constante).

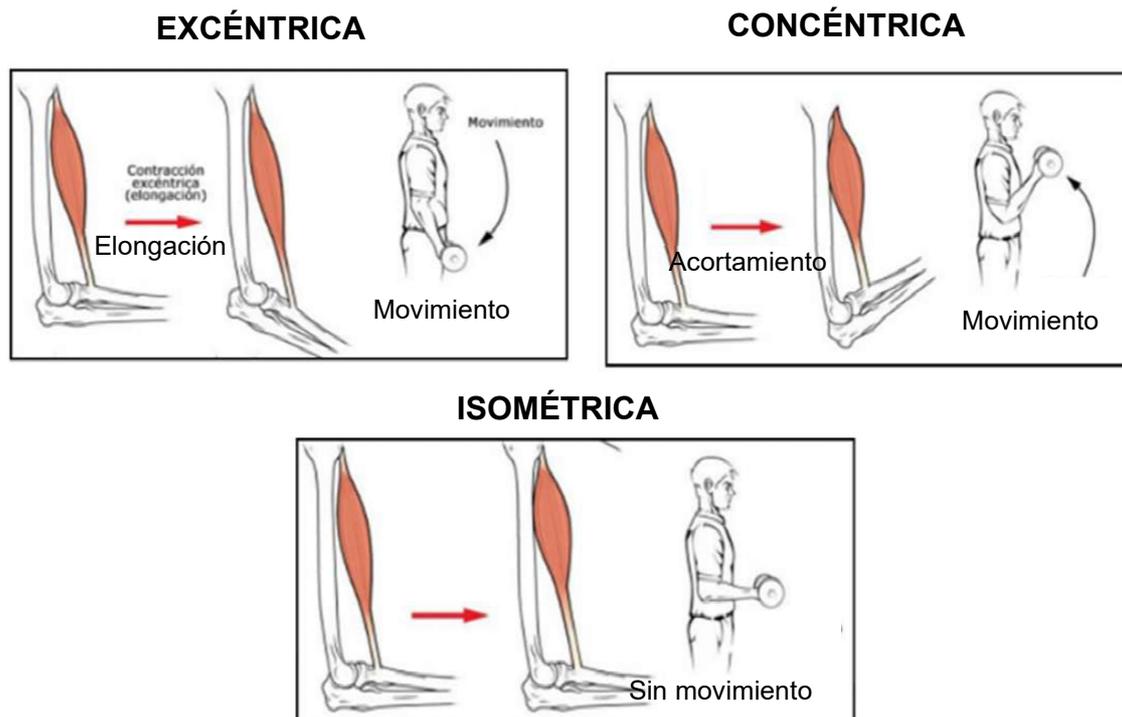


Figura 1.33: Actuación concéntrica, excéntrica e isométrica del bíceps braquial
(OpenStax, CC BY 4.0, via Wikimedia Commons)

8.2. Unidad motora

Se conoce como unidad motora al conjunto formado por una motoneurona y el grupo de fibras que inerva, siendo ésta la mínima parte de un músculo que puede hacerse contraer de forma independiente. Cada motoneurona se activa y transmite los impulsos de la misma forma a todas las fibras musculares a las que inerva. El número de fibras musculares inervadas dependerá del tipo de músculo.

- Los músculos pequeños, rápidos y de contracciones precisas tienen muchas unidades motoras, ya que cada una de ellas contiene pocas fibras. Las unidades motoras en este caso controlan en torno a una docena de fibras.
- Los músculos grandes y de poca precisión tienen menos unidades motoras ya que cada una de ellas inerva muchas fibras. Una única unidad motora puede llegar a tener hasta 2000 fibras.

Como se esquematiza en la Figura 1.32, la dinámica del tejido muscular surge de la excitación neuronal (o artificial) que genera una señal eléctrica necesaria para la activación muscular. La activación consiste en el acortamiento o contracción de las fibras musculares, cuya consecuencia es el desarrollo de la fuerza muscular.

Concretamente la contracción se produce por la interacción de la actina y la miosina. Esta interacción, representada en la Figura 1.34. para un *sarcómero o unidad funcional de la fibra muscular*, se realiza a través de puentes cruzados donde las cabezas de miosina se unen a los puntos activos de la actina. Durante el acortamiento de las fibras musculares, en los puentes cruzados los filamentos de actina se deslizan sobre los filamentos de miosina, lo que produce el acortamiento del sarcómero. El grado de fuerza ejercida por el músculo, depende del número de puentes cruzados activos en un momento. Por otra parte, la contracción muscular total será el resultado de la contracción de cada uno de los sarcómeros en cada una de las fibras, que componen el músculo.

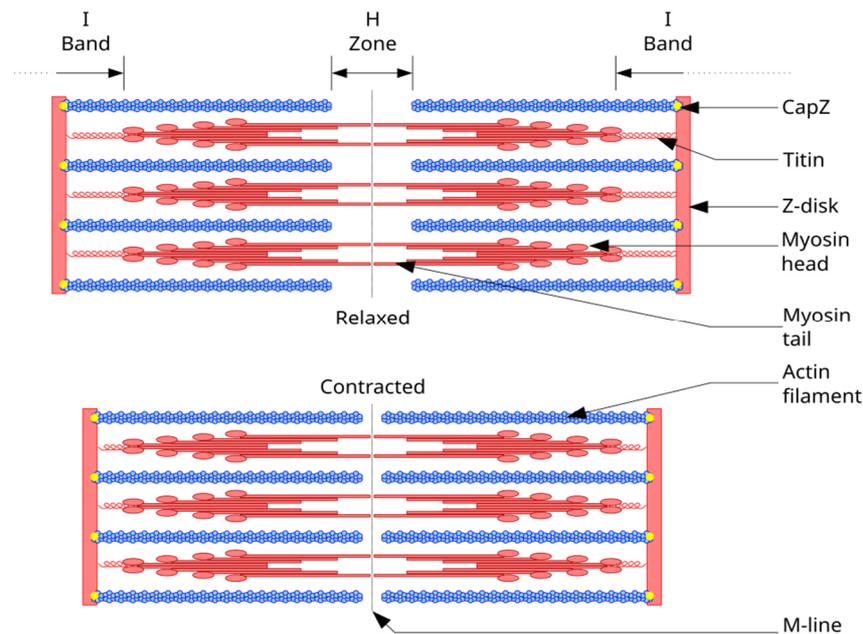


Figura 1.34: Contracción muscular

(Richfield, David (2014). "Medical gallery of David Richfield". WikiJournal of Medicine 1 (2))

Si la longitud del sarcómero se modifica, también cambia el solapamiento de actina y miosina. Por lo tanto, el cambio de longitud del sarcómero influye directamente en la tensión ejercida por el músculo

No hay contracción parcial de las unidades motoras, solo pueden estar activadas o desactivadas (Figura 1.35). Por ello la regulación de la fuerza motora se realiza a través de:

- **Reclutamiento:** activación y desactivación de las diferentes unidades motoras. El reclutamiento de unidades motoras es un proceso mediante el cual el sistema nervioso central activa diferentes unidades motoras para lograr la contracción muscular deseada. El principio del tamaño, propuesto por Elwood Henneman, establece que las unidades motoras se reclutan de menor a mayor tamaño, en función de la fuerza requerida. Así, las unidades motoras que inervan fibras de tipo I se activan primero, seguidas de las que inervan fibras de tipo IIA y, finalmente, las que

inervan fibras de tipo IIB. Este reclutamiento secuencial permite generar una contracción muscular suave y controlada

- Frecuencia de disparo: cambios en la frecuencia de estimulación de las unidades, esta puede variar entre 10 y 100 impulsos nerviosos por segundo.
- Sincronización: activación de las unidades motoras de diferentes músculos de forma más o menos sincronizada.

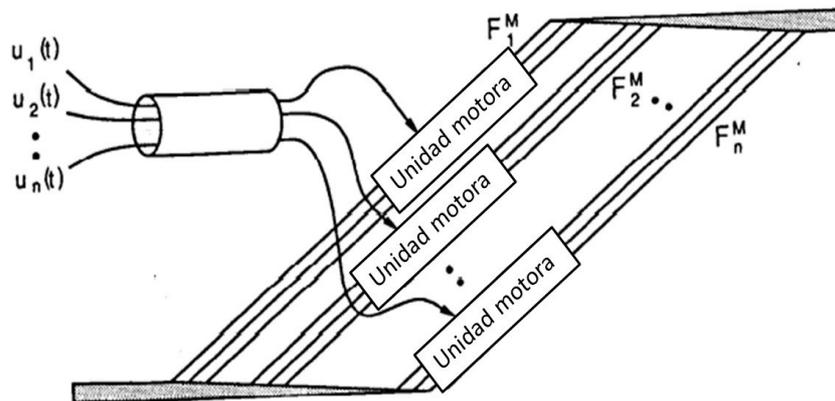


Figura 1.35: Activación de un grupo muscular

Es decir, el mecanismo para lograr movimientos musculares fuertes es bien por sumación de unidades motoras (la fuerza total que puede desarrollar un músculo vendrá dado por el número de unidades motoras activas en cada momento, a medida que aumenta, se incrementa la fuerza) o sumación de frecuencia (se aumenta la rapidez de contracción de cada unidad motora).

8.3. El modelo muscular de Hill

La modelización de la actividad muscular se puede realizar utilizando elementos mecánicos analógicos simples, aunque el resultado sea solo una aproximación más o menos cercana a la realidad.

De entre los muchos modelos propuestos, el más reconocido es el desarrollado inicialmente por A.V. Hill en 1951. Este se presenta recurriendo a un modelo operacional compuesto por un número reducido de elementos mecánicos simples acoplados de tal manera que reproduzca las propiedades del sistema musculotendinoso.

El modelo mecánico más simple de un músculo aislado compatible con las características del sistema muscular está constituido por dos elementos principales:

- Elemento contráctil (CE): generador de fuerzas, que representa a las miofibrillas (puentes cruzados). La fuerza depende de la longitud muscular

L^M , pero también de la velocidad de contracción v^M y de la activación muscular $a(t)$.

- Elemento elástico paralelo (PE): se sitúa en paralelo al CE y representa el tejido muscular elástico, es decir, concentra la capacidad elástica del tejido y, por tanto, genera tensión después del estiramiento.
- Elemento elástico en serie (SE): representa la elasticidad de los tendones que se unen al músculo.

Durante la contracción del músculo, los componentes elásticos paralelos y en serie se estiran y se produce tensión y almacenamiento de energía. Cuando se produce la relajación muscular la energía se libera.

En la Figura 1.36 se observa que la fuerza producida por el elemento contráctil CE se transmite al elemento pasivo en serie y se corresponde con la conocida como fuerza activa del músculo F_{CE}^{activa} . El elemento pasivo en paralelo PE ejerce una fuerza que se le denomina como fuerza pasiva muscular F_{PE}^{pasiva} . La fuerza total en el músculo será la misma que en la unidad músculo tendón y será la suma de ambas:

$$F^M = F_{activa}^{CE} + F_{pasiva}^{PE}$$

Además, la fuerza muscular será la misma que la que se trasmite en el elemento elástico en serie SE que representa al tendón. Sin embargo, la longitud del conjunto músculo-tendón se ve afectado no solo por la longitud del músculo sino también por la deformación del elemento que representa a los tendones.

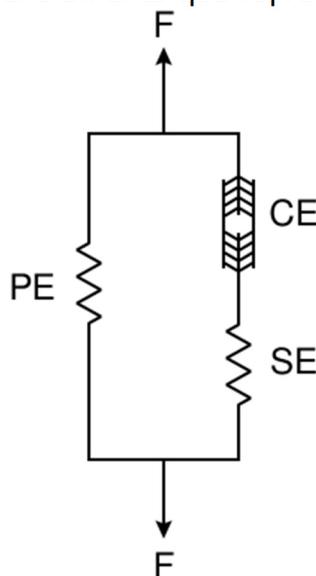


Figura 1.36: Modelo muscular de Hill
(Rudolf.hellmuth, CC BY-SA 3.0, vía Wikimedia Commons)

CAPÍTULO 2

INSTRUMENTACIÓN EN BIOMECÁNICA

ÍNDICE

1. Introducción
2. Medidas geométricas
 - 2.1. Medidas directas
 - 2.2. Medidas indirectas
3. Medidas del movimiento
 - 3.1. Medidas indirectas (MoCap)
 - 3.2. Medidas indirectas
4. Medidas de fuerza
5. Medida de presión
6. Electromiografía

1. INTRODUCCIÓN

Las técnicas de medición en ingeniería biomecánica se dividen en dos grandes grupos:

- **Medidas directas:** cuando la medición se realiza explícitamente sobre el sujeto que se quiere medir (Figura 2.1).
- **Medidas indirectas:** cuando la medición se hace sobre una imagen del individuo, obtenida a partir de fotografía, video, rayos X, ultrasonidos...



Figura 2.1: Antropómetros
(Petri et al., 2024)

Además, para el caso de ensayos in-vivo, pueden clasificarse en función de cómo afectan al sujeto de estudio en:

- **Medidas invasivas:** implican la introducción de instrumentos, sustancias o procedimientos que penetran en el cuerpo del organismo vivo. Estos ensayos suelen ofrecer una precisión en la obtención de datos mayor que su equivalente no-invasivo, pero también pueden ser más costosos y éticamente complejos debido al impacto en el organismo del sujeto de estudio. Las medidas invasivas presentan dos grandes inconvenientes, en primer lugar, desde el punto de vista del sujeto de estudio, pueden causar dolor o incluso daños de mayor o menor gravedad. En segundo lugar, desde el punto de vista del experimentador, la medida puede verse alterada por el dolor que experimenta el sujeto, fundamentalmente si exige mantener una postura durante un cierto periodo de tiempo o realizar un movimiento.
- **Medidas no-invasivas o mínimamente invasivas:** estos ensayos se realizan sin penetrar significativamente en el cuerpo del organismo vivo o con mínima alteración de su fisiología. Estos ensayos suelen ser menos perturbadores para los sujetos de estudio, más seguros y más éticamente aceptables, aunque a veces pueden ser menos precisos o requerir de tecnologías más avanzadas para obtener resultados significativos que supongan un muy alto coste experimental.

2. MEDIDAS GEOMÉTRICAS

El conocimiento de las dimensiones estáticas del cuerpo humano es básico tanto en la realización de experimentación como para el diseño de los puestos de trabajo, las dimensiones del mobiliario, herramientas, etc.

2.1. Medidas directas

La medida directa utiliza instrumentación ligera, fácil de transportar, con un coste reducido y de manejo no es excesivamente complicado. Sin embargo, tiene ciertos inconvenientes, como que el proceso de la medida y su posterior registro es laborioso y requiere experiencia y cuidado, siendo, por ello, algo lento. Además, la precisión es en general reducida, pues se utiliza una instrumentación de bajo coste en muchas ocasiones sin un protocolo de calibración regular. Finalmente, es necesario mencionar que estas técnicas sólo permiten realizar medidas en puntos en la superficie corporal.

Para la medida directa de las dimensiones geométricas se utilizan distintos instrumentos dependiendo de las dimensiones a medir. Entre los más empleados destacan:

a) *Antropómetro*: es una herramienta para medir dimensiones lineales del cuerpo humano, tanto en ensayos in-vivo como in-vitro. Se compone de un elemento donde se sitúa una escala métrica con dos ramas, una fija y otra que se desplaza, al que se le puede acoplar reglas especiales para medir diámetros.

El antropómetro también se conoce como calibre o pie de rey, de forma similar a la instrumentación en otras áreas de metrología. Sin embargo, esta nomenclatura es habitualmente empleada para medir dimensiones longitudinales relativamente pequeñas, como grosores de determinados elementos corporales. El compás de pliegues cutáneos (plicómetro) es un ejemplo y se emplea para medir el panículo adiposo (Figura 2.2).



Figura 2.2: Plicómetro
(Petri et al., 2024)

- b) **Cinta antropométrica:** son cintas graduadas flexibles (Figura 2.3), pero no elásticas que se utilizan habitualmente para medir perímetros corporales o longitudes de arcos (dimensiones de segmentos no rectos).

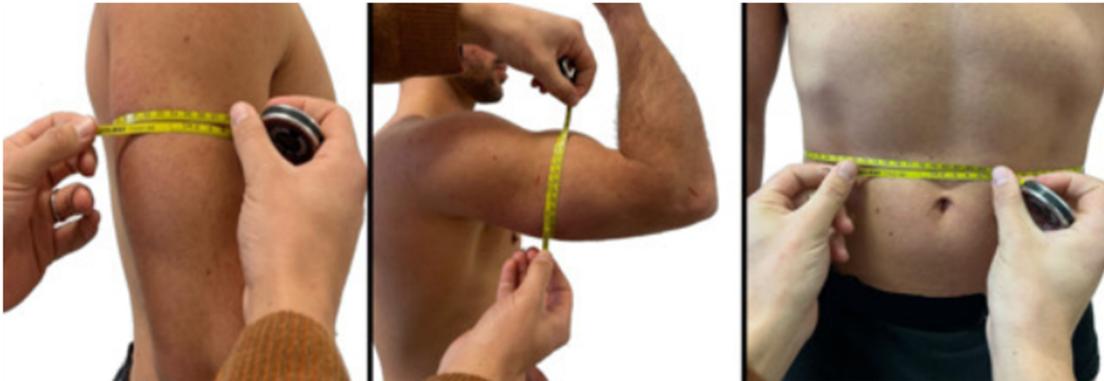


Figura 2.3: Cinta antropométrica
(Petri et al., 2024)

- c) **Goniómetros:** Los goniómetros son instrumentos diseñados para la medida de ángulos. Existen dos tipos goniómetro manual (Figura 2.4) y electrogoniómetro.

El goniómetro manual está formado por tres partes: un cuerpo (tiene la forma de un transportador convencional graduado hasta 180° o 360° , un brazo estacionario (su movimiento no es independiente) y un brazo móvil (tiene un movimiento independiente al cuerpo del goniómetro). Por ejemplo, para medir el ángulo en la articulación un brazo del goniómetro se fija a un segmento de la extremidad, el otro al segmento de la extremidad adyacente, y el eje del goniómetro se alinea con el eje de la articulación. Existen goniómetros de distintos tamaños para medir ángulos en distintas articulaciones.

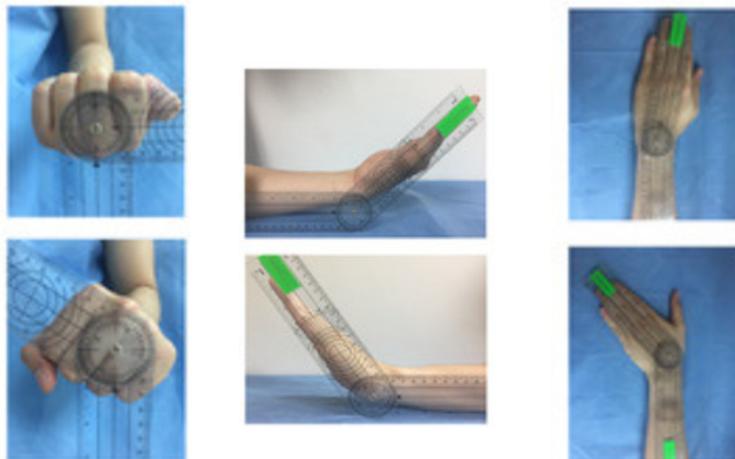


Figura 2.4: Goniómetro manual
(Surangsrirat et al., 2022)

Actualmente es cada vez más frecuente el uso de electrogoniómetros, dispositivos electrónicos, que utilizan sensores para medición de ángulos, implementados con potenciómetros, medidores de tensión o acelerómetros para registrar medidas. Con los electrogoniómetros es posible registrar medidas angulares de forma continua durante el movimiento, no solo en posiciones estáticas. Normalmente, son de un eje y miden el ángulo en ese único eje, pero existen electrogoniómetros multiaxiales que permiten medir ángulos en varias direcciones.

Un electrogoniómetro (Figura 2.5) está compuesto principalmente por tres partes principales:

- Sensores o transductores de ángulo: Estos sensores son los componentes clave del electrogoniómetro y están diseñados para medir los ángulos de las articulaciones. Pueden ser de diferentes tipos, como resistivos, capacitivos, inductivos o basados en tecnología de efecto Hall. Estos sensores se colocan en las articulaciones del cuerpo humano, generalmente asegurados con correas o fijados a dispositivos específicos como guantes o zapatos, dependiendo de la articulación que se esté evaluando.
- Unidad de procesamiento de datos: Esta unidad recibe las señales de los sensores y las procesa para calcular los ángulos de movimiento de las articulaciones. La unidad de procesamiento suele consistir en un microcontrolador que ejecuta algoritmos especializados para interpretar las señales de los sensores y convertirlas en medidas de ángulo precisas. Esta unidad también puede almacenar datos para su posterior análisis.
- Interfaz de usuario: Esta parte del electrogoniómetro permite a los usuarios interactuar con el dispositivo. Puede incluir una pantalla para mostrar los ángulos de movimiento en tiempo real, botones para controlar el funcionamiento del dispositivo y puertos de conexión para transferir datos a otros dispositivos, como computadoras o dispositivos móviles. Algunos electrogoniómetros también pueden tener capacidades inalámbricas para la transmisión de datos.

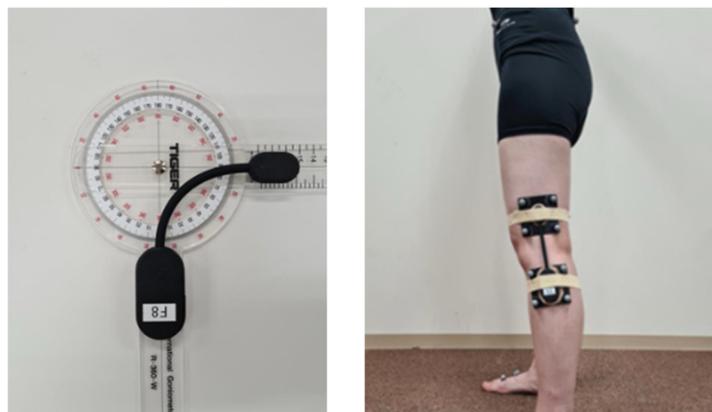


Figura 2.5: Electrogoniómetro
(Ishida et al., 2023)

2.2. Medidas indirectas

Las medidas indirectas son medidas realizadas sobre imágenes del sujeto o espécimen de experimentación:

a) **Fotogrametría:** Cuando las medidas se realizan sobre imágenes del sujeto de experimentación, tomadas en distintas longitudes de onda (luz visible, ultravioleta o infrarrojo), la técnica utilizada se conoce como fotogrametría. Cuando se realiza correctamente y con un sistema de visión calibrado puede dar datos muy precisos en la medida de distancias lineales o angulares entre puntos o segmentos situados en la superficie o parte externa del espécimen. Sin embargo, se trata de una técnica más costosa que las mencionadas anteriormente, debido al coste del equipo y a la dificultad de convertir las imágenes fotográficas en medidas reales, ya que requiere un procesamiento digital de la imagen. También hay que tener en cuenta que son equipos de más difícil transporte.

Dado que esta tecnología es más empleada para medidas dinámicas, en movimiento, se expone con más detalle en el apartado 3 de este documento.

b) **Medidas en imágenes médicas:** los equipos de tomografía, resonancia y ultrasonido permiten registrar imágenes no solo de la superficie, sino también con información relativa a la geometría de órganos internos.

Las imágenes médicas se registran en ficheros en formato DICOM. (Digital Imaging and Communication In Medicine). DICOM es un estándar de almacenamiento y transmisión de imágenes médicas y datos entre hardware de propósito médico. Cada fichero DICOM contiene, además de la imagen, información sobre el paciente (identificación demográfica y de identificación), el estudio en el que se encuadra la toma de la imagen, la serie a la que pertenece la imagen e información sobre la propia imagen, el equipo utilizado y los parámetros de adquisición de la imagen. En cuanto a la imagen, el formato DICOM contiene subconjuntos de imágenes correspondientes a la información en planos consecutivos cuyas direcciones se especifican en el momento de la realización del estudio (sagital, coronal o axial), con un determinado espaciamiento entre ellos, también seleccionado en la definición del estudio (este dato es fundamental para completar la información del tamaño del voxel). En cada imagen se almacena información relativa al tamaño real de cada pixel y un nivel de gris, que se relaciona con la densidad del tejido en ese pixel.

Cuando se trata de imágenes 2D (procedentes de RX, ecografías...) la reconstrucción de la imagen y la toma de medidas sobre ella es muy sencilla, puesto que la imagen plana contiene toda la información disponible.

En el caso de imágenes 3D (procedentes de TAC, RNM...) antes de realizar una medición tridimensional es necesario reconstruir el volumen a partir de la información disponible (Figura 2.6).

La reconstrucción puede realizarse con un visor de imágenes DICOM, que reconstruye el volumen de forma aproximada. Sin embargo, es habitual, sobre todo en investigación, abordar la reconstrucción detallada del órgano objeto de estudio para realizar medidas de mayor calidad. Este proceso de reconstrucción es más complejo y comprendería los siguientes pasos:

- **Segmentación:** consiste en separar áreas de interés de la imagen compleja del paciente o espécimen, por ejemplo, aislar la información correspondiente a un determinado órgano. El criterio más sencillo para segmentar es construir conjuntos de píxeles que se encuentren en un rango de nivel de gris, puesto que cada tejido se registra con un nivel de grises que se relaciona con su densidad.
- **Generación de nube de puntos:** extracción de subconjuntos que contienen las coordenadas 3D de los puntos (centro de voxels), que se han identificado como correspondientes a cada sólido segmentado.
- **Generación de superficies y/o sólidos:** a partir de las nubes de puntos es necesario generar las superficies y, en algunos casos los sólidos correspondientes. En esta fase es necesario post-procesar las mallas que se construyen netamente por unión de las nubes de puntos para eliminar errores y suavizar las superficies (especialmente si la distancia entre los cortes en el fichero DICOM fue grande).
- **Medición:** medir sobre las superficies o sólidos reconstruidos las dimensiones de interés.

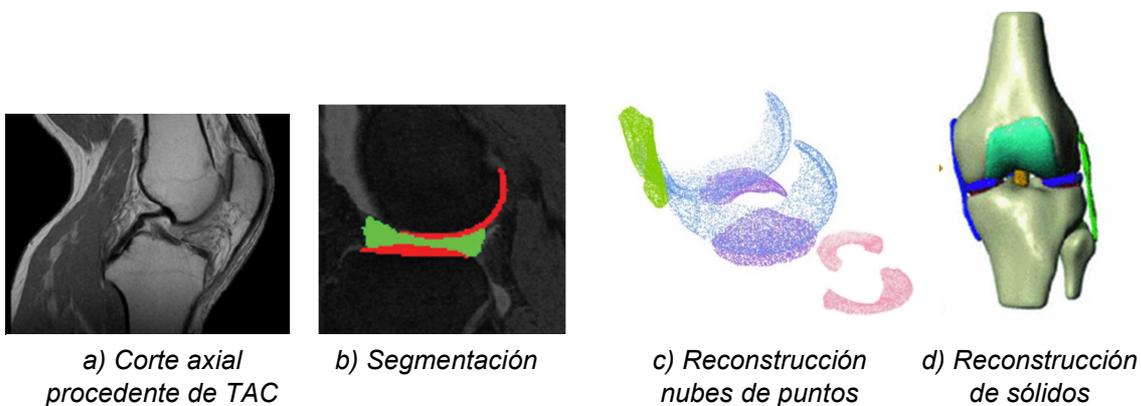


Figura 2.6: Fases de reconstrucción de un modelo 3D de la rodilla a partir de las imágenes médicas

3. MEDIDAS DEL MOVIMIENTO

Las tecnologías utilizadas para el análisis de movimiento (MoCap: Motion Capture) en biomecánica han evolucionado considerablemente, pasando de la anotación manual de datos observados en secuencias fotográficas o videos, al uso de sistemas de registro y cálculo de variables cinemáticas basados en marcadores, sistemas basados en sensores inerciales y sistemas sin marcadores que utilizan sofisticados modelos del cuerpo humano, visión por ordenador y algoritmos de aprendizaje automático.

El estudio del movimiento puede ser bidimensional (2D) o tridimensional (3D). En determinados casos dentro de la biomecánica, basta con realizar análisis 2D utilizando modelos corporales relativamente sencillos. Por ejemplo, cuando se evalúan movimientos que se considera que ocurren principalmente en el plano sagital, como caminar o correr, o cuando el control experimental es limitado, como cuando se analizaron las posiciones corporales de saltadores de esquí durante una competición olímpica. Por el contrario, cuando el movimiento analizado se produce en múltiples planos, se requiere un análisis 3D más complejo. Las principales diferencias entre los análisis 2D y 3D están relacionadas con la complejidad de los procesos de calibración y reconstrucción de coordenadas. Un estudio 2D puede realizarse con una sola cámara, mientras que para triangular la información 2D en coordenadas 3D del espacio real se necesitan al menos dos perspectivas diferentes, es decir, dos cámaras. El número de grados de libertad (gdl) que es necesario recuperar (y, en consecuencia, el número de marcadores necesarios) para definir la posición de un segmento (o de cualquier cuerpo rígido) difiere entre los métodos 2D y 3D. En el análisis 2D, sólo es posible recuperar tres gdl por cada elemento y esto requiere un mínimo de dos puntos conocidos en el segmento. Por el contrario, para la reconstrucción 3D de un cuerpo rígido, se pueden especificar seis gdl, lo que hace necesario identificar al menos tres puntos no colineales del sólido, siempre que se considere indeformable.

Existe una amplia gama de sistemas de análisis del movimiento que permiten captar el movimiento en diversos entornos, que pueden clasificarse a grandes rasgos en:

- medidas indirectas: que abarcan desde el registro manual de datos observados en fotografías hasta sistemas basados en la visión.
- medidas directas: que utilizan dispositivos fijados al cuerpo, típicamente son los sistemas inerciales.

3.1. Medidas indirectas (MoCap)

El análisis del movimiento basado en la visión consiste en extraer información de imágenes secuenciales para describir el movimiento. La captura de movimiento (MoCap del inglés motion capture) es el conjunto de técnicas de grabación de movimiento. En el ámbito de la ingeniería biomecánica, esta técnica permite calcular variables cinemáticas (posición, velocidad y aceleración) de los puntos o sólidos de interés en el sujeto de estudio con el fin de mejorar el rendimiento

humano, diagnosticar y tratar lesiones y mejorar las técnicas de rehabilitación. La tecnología también se utiliza ampliamente en otros sectores, como el desarrollo de videojuegos, el cine o la televisión.

El análisis óptico del movimiento requiere la estimación de la posición y orientación de un objeto a través de secuencias de imágenes. Mediante la identificación de las características comunes del objeto en imágenes sucesivas, se pueden "trackear" los datos de desplazamiento a lo largo del tiempo. Sin embargo, la cuantificación precisa de la posición de todo el cuerpo es un problema difícil de resolver, ya que el cuerpo humano es una entidad extremadamente compleja, altamente articulada, auto-ocluyente y sólo parcialmente rígida. Aun despreciando la deformación de los elementos corporales, para especificar la postura 3D de los segmentos rígidos completamente, son necesarios seis parámetros, seis gdl, para cada elemento. Por tanto, incluso para un modelo de cuerpo humano relativamente sencillo de 14 segmentos, es necesario recuperar un gran número de gdl (potencialmente hasta $14 \times 6 = 84$) para caracterizar por completo su configuración 3D. Para hacer este proceso más manejable, la estructura del cuerpo humano suele simplificarse como una serie de cuerpos rígidos conectados por articulaciones sin fricción, habitualmente rotacionales de entre 1 y 3 gdl.

a) Sistemas ópticos basados en marcadores externos

Existe diversos sistemas optoelectrónicos automáticos comerciales para el estudio del movimiento humano. La mayoría de ellos utilizan múltiples cámaras que emiten luz infrarroja y marcadores pasivos que reflejan esta luz infrarroja hacia las cámaras. Cada cámara reconoce la posición de los marcadores en su plano de imagen, siendo necesario identificar todos ellos en los planos secuenciales. Conociendo la posición relativa entre las cámaras y la posición absoluta de una de ellas (cámara maestra), es posible calcular la evolución de las posiciones 3D de los marcadores identificados en los planos de imagen de las cámaras. Las mediciones cinemáticas se realizan directamente a partir de las posiciones de los marcadores o deduciendo la configuración de un modelo de esqueleto que mejor se ajuste a las posiciones de los marcadores.

Para identificar la posición 3D de los eslabones que modelen el sistema esquelético objeto de estudio, deben colocarse al menos tres marcadores no colineales en cada segmento. Aumentar el número de marcadores fijados a cada segmento aumenta la redundancia del sistema. Sin embargo, los conjuntos de marcadores extensos entorpecen el patrón de movimiento natural y el seguimiento de las trayectorias de los marcadores puede resultar complicado si los marcadores se agrupan cerca unos de otros o se ocluyen.

Se han evaluado las precisiones de varios sistemas comerciales basados en marcadores, encontrándose que los errores cuadráticos medios suelen ser inferiores a 2,0 mm para los marcadores móviles totalmente visibles, lo que indica una precisión alta cuando los marcadores se fijan a un cuerpo rígido. Sin embargo, existen dos problemas fundamentales en la ubicación de los marcadores que reducen la fiabilidad de las mediciones basadas en marcadores:

- la colocación exacta en puntos de referencia anatómicos referidos a los elementos óseos (indeformables) que sustentan los segmentos corporales es difícil de realizar.
- el artefacto de movimiento de la piel, es decir, los marcadores colocados en la piel inducen un movimiento respecto al elemento óseo. Los estudios sugieren que los errores debidos al movimiento de los tejidos blandos pueden superar los 10 mm para algunos puntos de referencia anatómicos y los 10° para algunos ángulos articulares.

Los MoCap basados en marcadores son relativamente sensibles al entorno de captura. En particular, la luz solar, que incluye un fuerte componente infrarrojo, puede introducir ruido no deseado en las mediciones. En el pasado, los análisis basados en marcadores se limitaban, por tanto, a condiciones de interior (donde las condiciones de luz podían controlarse estrictamente). Sin embargo, las innovadoras funciones de filtrado activo pueden paliar estos errores e incluso han permitido capturar datos durante la práctica de deportes de nieve al aire libre.

Sin embargo, aunque unas cuidadosas consideraciones metodológicas pueden mejorar la precisión de los datos adquiridos, persisten varias limitaciones en relación a la calidad de las medidas adquiridas con estos sistemas, como los largos tiempos de preparación de los participantes, la posibilidad de colocación o movimiento erróneos de los marcadores y la inviabilidad de colocar marcadores en determinados entornos (por ejemplo, en competiciones deportivas). Tal vez uno de los problemas más fundamentales sean las limitaciones físicas y/o psicológicas que los marcadores fijados imponen al participante y que influyen en la ejecución del movimiento.

b) Sistemas ópticos sin marcadores

Un importante avance en el análisis del movimiento es la adopción de un enfoque totalmente automático, no invasivo y sin marcadores. Con estos sistemas el movimiento puede analizarse más fácilmente durante entornos fuera de los laboratorios, sin los largos tiempos de preparación del sujeto asociados a los sistemas basados en marcadores. Además, proporciona una solución potencial para un dilema común al que se enfrentan los biomecánicos, derivado de la disyuntiva entre precisión (análisis en laboratorio) y validez externa (análisis sobre el terreno).

Las técnicas de registro de movimiento sin marcadores son muy recientes. Se han desarrollado principalmente con fines de entretenimiento y aún no son de uso generalizado en biomecánica. Sólo un pequeño número de empresas ofrecen sistemas comerciales. Algunos ejemplos de estos sistemas aparecen en la Tabla 1.

Tabla 1. Sistemas de captación de movimiento sin marcadores

Compañía	Cameras	Entorno de trabajo	Integración con otras herramientas biomecánicas	Tiempo real
Capture Studio Ultimate The Capture www.thecapture.com	Nº ilimitado con resolución variable	No requiere entorno específico Acepta escenarios dinámicos y cambios de iluminación pero requiere contraste alto	No Aplicaciones de entretenimiento	si
BioStage Organic Motion www.organicmotion.com	8–18. 120 fps en tiempo real)	Entorno de laboratorio	EMG y plataformas fuerzas	si
Shape 3D Simi www.simi.com	2. 8 cámaras a color de alta velocidad	Admisible en exteriores pero requiere contraste alto	EMG, sensores presión y plataformas fuerzas	no
OpenCap Open software www.opencap.ai	2 o mas, con entorno iOS	Admisible en exteriores pero requiere contraste alto	No Estima cinéticas mediante simulaciones dinámicas de actuaciones musculares para seguir la cinemática.	aplicación web y computación en nube

En la captura de movimiento basada en marcadores, las cámaras y la iluminación están especialmente configuradas para facilitar la observación y el seguimiento de los marcadores. Cuando se utilizan varios marcadores, es necesario identificar cada uno de ellos y, a continuación, realizar las mediciones directamente a partir de las posiciones de los marcadores o deduciendo la configuración de un modelo de esqueleto que mejor se ajuste a las posiciones de los marcadores. Los sistemas sin marcadores tienen algunas similitudes con estos, con diferencias inducidas principalmente por el proceso significativamente más difícil de recopilar información de las imágenes.

Los cuatro componentes principales de un sistema de captura de movimiento sin marcadores son:

- Los sistemas de cámaras que se utilizan.
- La representación del cuerpo humano (el modelo corporal).
- Las características de imagen utilizadas.
- Los algoritmos utilizados para determinar los parámetros cinemáticos del modelo corporal. Los algoritmos utilizados para deducir la posición del cuerpo a partir de los datos de la imagen se suelen clasificar como "generativos" (en los que los parámetros del modelo se pueden utilizar para "generar" una hipótesis que se evalúa en función de los datos de la imagen y luego se refina iterativamente para determinar el mejor ajuste posible) o "discriminativos" (en los que los datos de la imagen se utilizan para deducir directamente los parámetros del modelo).

En general, un sistema de captura de movimiento sin marcadores consiste en una fase de aprendizaje, en la que se aportan datos previos para el diseño del modelo y/o del movimiento a un algoritmo discriminativo de aprendizaje automático (machine learning). A continuación, para su uso del sistema actúa de la forma que se muestra en la Figura 2.7, se capturan las imágenes del movimiento que se quiere estudiar, se procesan y se introducen en los algoritmos que estimarán la posición y la forma del cuerpo en cada instante.

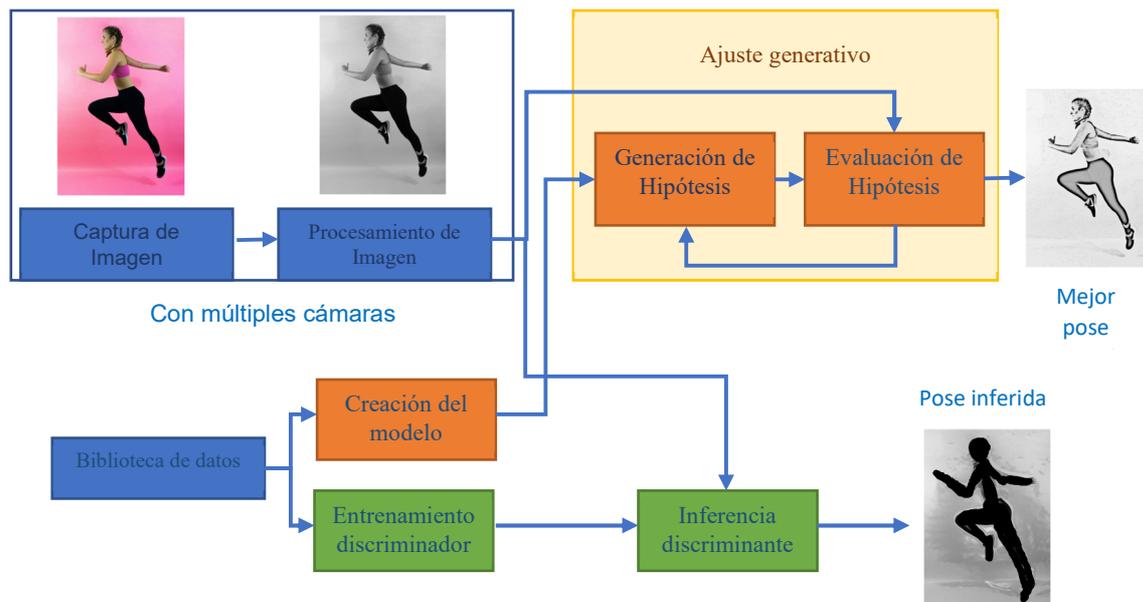


Figura 2.7: Estructura general de un MoCap sin marcadores utilizando un algoritmo generativo (verde) o discriminativo (naranja)

Existen claras diferencias en los requisitos de precisión entre las técnicas de análisis del movimiento en los campos de la visión por ordenador o el entrenamiento y la biomecánica. En entornos biomecánicos, es fundamental que cualquier MoCap sea capaz de cuantificar con solidez las diferencias sutiles en el movimiento, que podrían ser significativas desde el punto de vista del rendimiento músculo-esquelético o de la patología en estudio. No obstante, no existe un consenso general sobre los requisitos mínimos de precisión de los sistemas de análisis del movimiento, y las magnitudes de los inevitables errores de medición, que variarán en función del contexto (laboratorio frente a campo), las características del movimiento y del participante, el montaje experimental y la modelización del cuerpo humano. Todavía no está claro qué precisión pueden alcanzar los MoCap sin marcadores en comparación con otros sistemas de análisis del movimiento más consolidados disponibles en el mercado. Se ha comprobado ya que algunos sistemas son capaces de medir ángulos del plano sagital con una precisión de entre 2° y 3° durante la marcha. Sin embargo, los requisitos de precisión varían en función de los distintos escenarios y la validez de los sistemas sin marcadores aún no se ha establecido plenamente en diferentes movimientos en entornos variables. La tecnología está en rápido

desarrollo con modernos algoritmos de visión por ordenador, que mejoran la robustez, flexibilidad y precisión de los sistemas sin marcadores y con técnicas de inteligencia artificial, que pueden suponer un salto muy importante en la calidad de las variables calculadas.

c) Sistemas de medida basados en imágenes médicas

Algunos grupos de investigación (Kefala et al., 2017; Mannen et al., 2019) han desarrollado sistemas de medida 3D de la posición real de los elementos óseos. Son métodos basados en técnicas de fluoroscopia, RMN abierta, ecografía, RX... que utilizan dos imágenes para poder posicionar los segmentos óseos en el espacio.

Estas técnicas se utilizan en investigación como métodos "de referencia", pero no es posible actualmente su uso regular en los laboratorios de biomecánica.

3.2. Medidas directas

Los sistemas MoCap basados en unidades de medición inercial (IMU) se orientan a registrar el movimiento fuera de entornos controlados, realizando acciones sin guión (como suelen requerir los sistemas de visión sin marcadores) y sin restricciones.

Una unidad de medida inercial (IMU) es un dispositivo que integra 3 acelerómetros, 3 giróscopos y 3 magnetómetros para medir la aceleración lineal, la velocidad angular y la orientación respecto al campo magnético terrestre en 3 direcciones espaciales ortogonales. A partir de estos datos es posible calcular la posición, velocidad y aceleración del dispositivo. Los MoCap basados en sistemas inerciales se basan en la utilización de distintas IMU, adheridas a puntos conocidos del sistema musculo-esquelético. Si no existe desplazamiento de la IMU respecto al eslabón al que se adhiere, y se conoce con suficiente precisión la posición y orientación relativa de la IMU respecto a ese elemento, las variables cinemáticas de la IMU permiten deducir las del eslabón al que se une (las variables angulares serían las mismas).

Las mayores ventajas de los MoCap basados en unidades IMU frente a los ópticos son:

- **Portabilidad:** Pueden utilizarse en entornos fuera del laboratorio, ya que no es necesaria la preparación de un campo de trabajo. Los sistemas ópticos con marcadores requieren por el contrario el posicionamiento de las cámaras cubriendo el campo de trabajo, además de la correcta calibración de esas posiciones. Esta ventaja se ve superada por los sistemas ópticos sin marcadores, sin embargo, su uso aún está limitado en el campo de la biomecánica por la falta de datos de precisión fiables con los sistemas actuales.
- **Campo de trabajo amplio:** Por las mismas razones, es posible usarlos en grandes entornos, pues no requieren que los movimientos se realicen dentro de los entornos en los que se ha calibrado la posición de las cámaras de los sistemas ópticos.

- Entornos de trabajo diversos: las medidas no se ven afectadas por condiciones adversas de iluminación, que hacen que los sistemas ópticos sean de aplicación mayoritaria en interiores y muy difíciles de utilizar en exteriores. Sí se verían afectados, sin embargo, por la presencia de campos magnéticos próximos, pero este inconveniente es en general más fácil de solventar.
- Coste: el coste de los sistemas comerciales es considerablemente menor que el de MoCap ópticos tradicionales, basados en marcadores. Esta ventaja también se ve superada por los sistemas ópticos sin marcadores, pues sólo requieren de un software y cámaras convencionales (OpenCap es ya un software abierto).

El sistema Mocap basado en IMU también tiene desventajas frente a los ópticos:

- Duración de los ensayos limitada: los sensores IMU sufren derivas importantes, lo que hace que los resultados de las medidas cambien con el tiempo en ensayos largos.
- Precisión baja: el método de uso está correlacionado con el ligero cambio de posición relativa al mover la piel o aflojar el dispositivo fijo. Este foco de imprecisión también existe en los MoCap ópticos basados en marcadores, pero el error es menor dado que la adherencia del marcador a la piel es más firme que la de una IMU. Por otra parte, el posicionado de los IMU sobre el eslabón del esqueleto en estudio no es sencillo y, para conseguir medidas de precisión deberían ser calibrados una vez situados sobre el sujeto. Este procedimiento de calibración es difícil y no está aún estandarizado.

4. MEDIDAS DE FUERZA

Para medir la fuerza ejercida sobre un cuerpo se utilizan sensores de fuerza. Existen diferentes tipos de sensores en función de la tecnología empleada por su transductor, pero todos ellos se basan en registrar una señal eléctrica cuyas características se relacionan con la deformación que la fuerza aplicada provoca sobre el transductor. Según la tecnología utilizada se distinguen fundamentalmente:

- a) **Sensores extensométricos:** el transductor contiene un elemento elástico que experimenta una deformación cuando se aplica la fuerza. Sobre el cuerpo deformable se adhieren galgas extensométricas (Figura 2.8) en puntos específicos, que por tanto se deformarán con el cuerpo elástico. Las galgas extensométricas en su forma más común consisten en un estampado de una lámina metálica fijada a una base flexible y aislante. La resistencia eléctrica del estampado metálico es proporcional a su longitud, que varía con la deformación. Es decir, la resistencia eléctrica de la galga es proporcional a su deformación en la dirección de medida y, por tanto, a la fuerza aplicada. Las galgas se integran en un circuito eléctrico cuya tensión cambia al cambiar la resistencia de las galgas.

Los sensores basados en galgas extensométricas apenas tienen deriva, es decir, la medida de fuerzas estáticas permanece constante en el tiempo. Por ello, son especialmente apropiados para tareas de monitorización a largo plazo. Además, su coste es en general bajo. Sin embargo, no son adecuados para medir cargas de alta frecuencia, con grandes variaciones dinámicas. Por otra parte, la precisión que alcanzan es menor que las de sensores fabricados con otras tecnologías y solo la alcanzan en un rango de medida limitado. Además, son muy sensibles a los cambios de presión y temperatura.

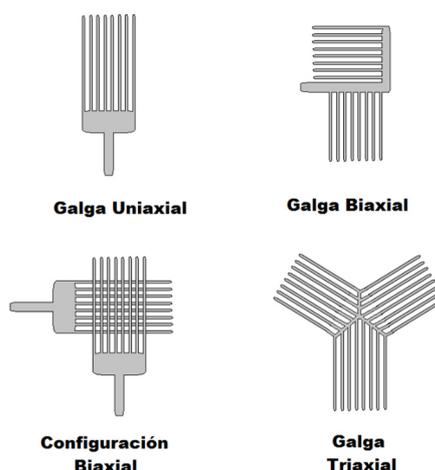


Figura 2.8: Galgas extensiométricas
(Jdvelasquezm, 2012. *WikiMedia Commons*)

- b) *Sensores piezoeléctricos*: el transductor se basa en la incorporación de cristal piezoeléctrico (como puede ser el cuarzo). Cuando se aplica una fuerza que deforma el cristal piezoeléctrico, éste produce una carga eléctrica de intensidad proporcional a la deformación. La medida de la carga generada permite calcular la fuerza aplicada.

Los sensores piezoeléctricos resultan muy favorable para medidas de cargas dinámicas, con frecuencias elevadas de variación, por su alta frecuencia de resonancia. Sin embargo, la deriva del sensor es alta por lo que no resultan adecuados para cargas estáticas. Los sensores piezoeléctricos muestran una deformación muy pequeña cuando se les aplica una fuerza, pero experimentan una importante variación eléctrica, por lo que su precisión es alta en un amplio rango de medida. Otra de sus ventajas destacables es la importante protección ante sobrecargas.

- c) *Sensores piezoresistivos*: el sensor integra un cristal piezoresistivo, como el silicio, que al deformarse cambia su resistencia eléctrica de forma proporcional a la deformación. Al igual que los sensores extensométricos, el cambio de resistencia altera la tensión eléctrica en el circuito al que está conectado.

Al igual que los extensométricos son sensores de bajo coste, pero también baja precisión, aunque algo mayor que los extensométricos. Ofrecen medidas consistentes a lo largo del tiempo, aunque no alcanzan frecuencia de medida tan alta como los piezoeléctricos. Se sitúan por tanto en un punto medio entre los sensores extensométricos y los piezoeléctricos. Una desventaja que los caracteriza, al igual que en el caso de los extensométricos, es su dependencia térmica.

- d) *Sensores capacitivos*: el transductor integra dos conductores separados por un dieléctrico o el vacío, al deformarse el dieléctrico varía la capacitancia del circuito en el que se integran.

La capacidad de detectar variaciones minúsculas en la distancia entre las placas hace que estos sensores sean extremadamente precisos incluso en rangos muy bajos de fuerza. Esto los convierte en una excelente opción para aplicaciones en las que la precisión es crucial. También son resistentes a las interferencias externas, como la temperatura o la humedad, lo que les permite funcionar de manera óptima en diversas condiciones. Además, su uso es seguro también contra sobrecarga. El principal inconveniente es el coste del sistema.

Los dispositivos diseñados para medida de fuerza, en los que se integran uno o varios de los sensores mencionados en los párrafos anteriores se conocen como *células de carga*. Las células de carga pueden medir fuerzas en una o varias direcciones. Cuando registran fuerzas en varias direcciones, células multiaxiales, es necesario utilizar un transductor de fuerza en cada una de las direcciones de

medida. En las células de carga comerciales que integran varios transductores para medidas multiaxiales todos ellos están basados en la misma tecnología (es decir, o son todos piezoeléctricos, o todos capacitivos...), pero pueden trabajar en distintos rangos de medida dependientes de la aplicación.

Además de en función de la tecnología de medida empleada, hay distintos tipos de células de carga diseñadas para el registro de distintos tipos de carga. Entre ellos se incluyen como sistemas de medida uniaxiales:

- e) Células de carga de tracción/compresión: para medir la fuerza aplicada en una dirección específica, generalmente a lo largo de un eje lineal.
- f) Células de carga de flexión: para medir la fuerza aplicada a través de un elemento que flecha bajo carga.
- g) Células de carga de torsión: para medir los pares de aplicados.
- h) Células de carga de cortadura: para medir esfuerzos cortantes

Además, existen células de carga que combinan medidas en varios ejes, como pueden ser células que miden fuerzas de tracción/compresión en tres ejes ortogonales, que permitirán por tanto registrar la fuerza tridimensional aplicada sobre el sensor. Las células de 6 ejes son dispositivos capaces de medir la fuerza aplicada en las tres direcciones ortogonales del espacio y los momentos de torsión alrededor de esos tres ejes.

La fuerza más común que actúa sobre el cuerpo es la fuerza de reacción del suelo, que actúa sobre el pie cuando contacta con el terreno durante la bipedestación, la marcha o la carrera. La reacción del suelo en cada pie es una fuerza tridimensional (Figura 2.9), consta de una componente vertical o perpendicular al suelo, más una componente tangencial al suelo que puede a su vez dividirse en 2 direcciones ortogonales, habitualmente en las direcciones anterior-posterior y medial-lateral. Para conocer completamente la interacción del pie con el suelo, es necesario además conocer la línea de acción de la fuerza o, lo que es lo mismo, el punto de corte de esa línea de acción con el suelo. Este punto se conoce como el centro de presiones (cp) de la reacción del suelo.

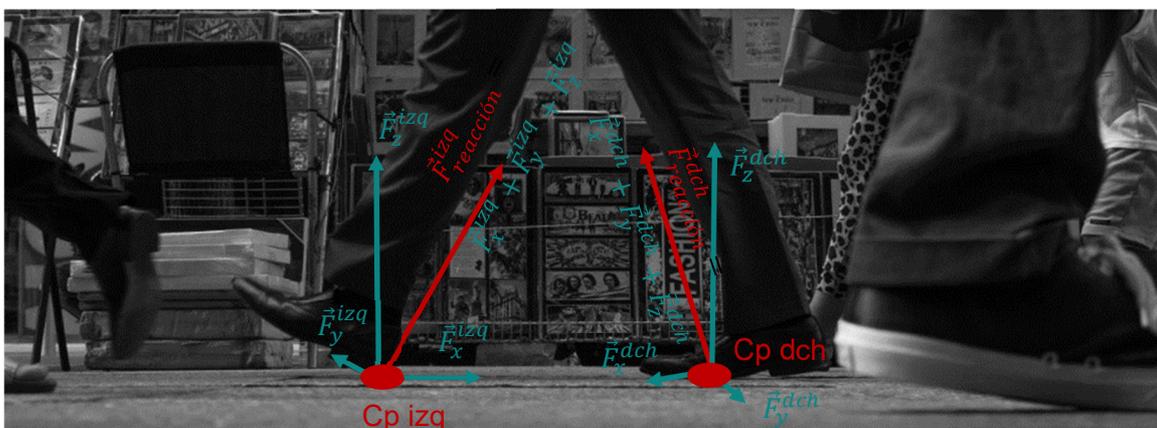


Figura 2.9: Fuerzas de reacción en el suelo y centro de presiones

El sensor específico para la medida de las fuerzas de reacción con el suelo en biomecánica se conoce como *plataforma de fuerzas*. La plataforma de fuerzas (Figura 2.10) consiste en una superficie plana, sobre la cual el sujeto caminará o realizará la actividad biomecánica de interés, equipada con sensores de fuerza distribuidos en su interior. Existen plataformas de fuerza en el mercado de distintos tamaños y que utilizan distintos tipos de transductores de fuerza, normalmente sensores extensométricos o piezoeléctricos. En la configuración más habitual se montan transductores de fuerza de 3 ejes (capaces de medir la fuerza en las 3 direcciones espaciales) en los soportes de la superficie rígida de la placa de fuerza, normalmente un soporte en cada una de las cuatro esquinas de un rectángulo. A partir de la lectura del conjunto de los transductores puede calcularse la fuerza global que actúa sobre la plataforma y su cp.

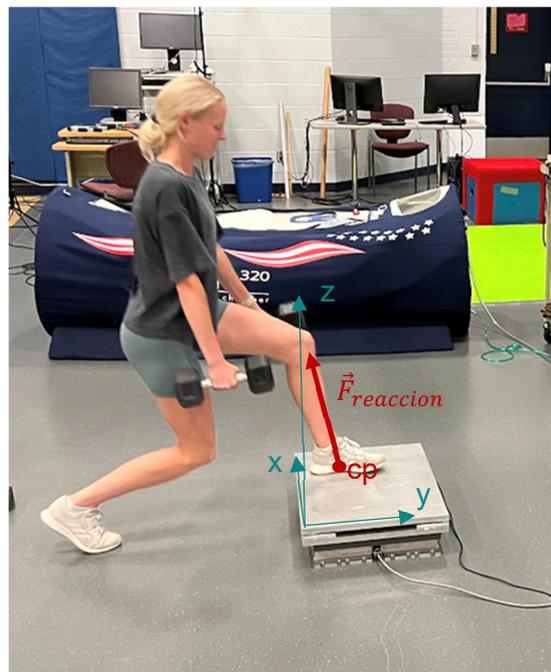


Figura 2.10: Medida de la reacción en la plataforma de fuerzas
(Miller et al., 2023)

5. MEDIDAS DE PRESIÓN

Las tecnologías usadas para medida de presión son las mismas que las utilizadas para medida de fuerzas. La distribución de presiones en el contacto entre dos sólidos, entre la mano y su apoyo o en la planta del pie, puede medirse con un *campo de transductores de fuerza*. Si solo se quiere registrar la distribución de presiones normales a la superficie de contacto, basta que esos transductores registren fuerza de tracción/compresión. Si es de interés registrar también las tensiones tangenciales al contacto, los transductores de fuerza deben ser de 3 ejes. Para medir la distribución tensional en superficies de contacto se utilizan sensores de fuerza miniaturizados, de manera que el sensor altere mínimamente el contacto. Esta tecnología es la única capaz de medir tensión tangencial además de presión normal. Sin embargo, el número de puntos de medida suele ser muy reducido, debido al tamaño de los sensores, y el coste elevado.

Se han desarrollado *sensores de presión de película delgada* (Figura 2.11) que permiten disponer de un mayor número de puntos de medida con un coste relativamente reducido, en cualquier caso, menor que una amplia matriz de células de carga. Entre dos substratos de películas delgadas de polímero se inserta una matriz formada por filas y columnas de material conductor y una capa de material sensible a la presión entre las capas de material conductor. Cada punto de cruce de la matriz constituye un “sense” de medida. La resistencia de cada fila y columna se ve alterada al aplicarse presión, un adecuado algoritmo permite deducir el cambio de resistencia en cada punto de cruce, que puede convertirse en lectura de presión con el sensor debidamente calibrado.

Frente a las células de carga, además de la menor precisión, presenta como gran inconveniente que solo es apto para medidas de presión normal al contacto, por tanto, no sería de utilidad en aplicaciones donde se desee conocer la distribución de tensiones tangenciales. Además, no es válido más que para medidas cuasi-estáticas, debido a que presenta una importante histéresis. Es más, al presentar también una fuerte deriva, exige que sea calibrado por el usuario antes de cada uso.

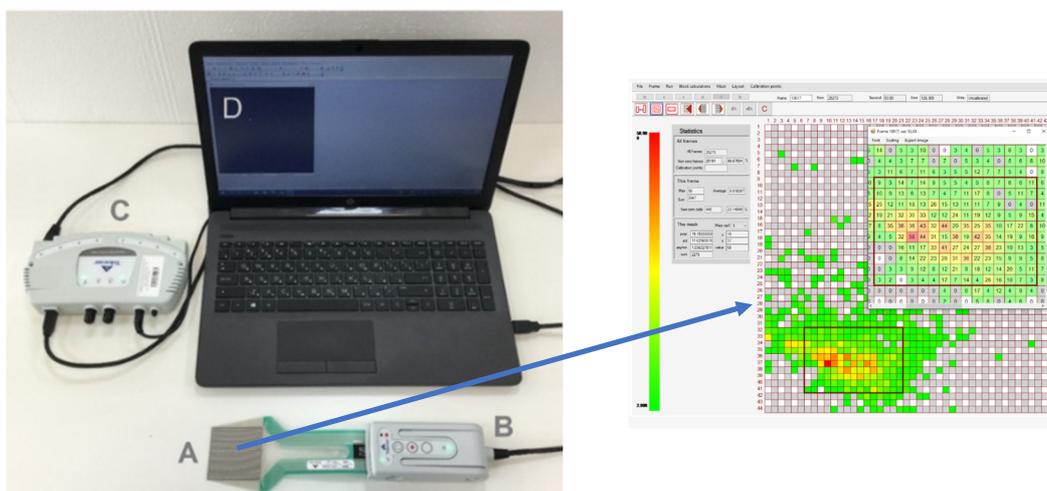


Figura 2.11: Sensor de presión de película delgada
(Zvyagin, P., 2022)

6. ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)

Cualquier modelo realista de músculo debe tener una entrada válida para representar el impulso de la motoneurona. Sería deseable registrar la salida del conjunto de motoneuronas (suma de todas las unidades motoras reclutadas) a cualquier músculo dado. Desafortunadamente, esto es imposible de hacer experimentalmente, por lo que el mejor compromiso es registrar la señal electromiográfica del músculo emitida desde el sistema nervioso para activar el músculo.

La electromiografía (EMG) es el registro a través de electrodos de la actividad eléctrica generada por el músculo, ya sea de manera voluntaria o inconsciente. El EMG registra las variaciones de voltaje que se generan en las fibras musculares como resultado de la despolarización de las membranas celulares durante la contracción. La EMG proporciona información valiosa acerca de la fisiología y los patrones de activación muscular, pero no se ha relacionado la señal eléctrica con un valor cuantitativo de la fuerza muscular, por lo que solo puede utilizarse en análisis cualitativos de la actividad muscular. Se realizan ciertos análisis cuantitativos, fundamentalmente inter-sujeto, cuando la señal se normaliza en función de la registrada para la máxima contracción voluntaria del mismo sujeto en la misma sesión, esto es, sin haber desplazado los electrodos.

Hay dos métodos para utilizar el EMG, uno es la superficial, y el otro método es el intramuscular. Para llevar a cabo un EMG intramuscular, se usa una aguja-electrodo que se inserta a través de la piel hasta el tejido muscular, recogiendo la señal eléctrica que atraviesa el electrodo. En la EMG de superficie, los electrodos se disponen adheridos a la piel, situándose en las zonas más próximas al músculo que se quiere monitorizar.

Para el registro de la EMG, ya sea con electrodos de superficie o permanentes, se requiere un equipo que comprenda:

- Electrodos
- Preamplificador: que se posicionan lo más cerca posible del electrodo para evitar interferencias previas
- Amplificador y circuito de filtrado
- Conversores A/D
- Sistema de análisis, almacenamiento y visualización de datos

La señal bruta (Figura 2.12) obtenida debe estar sin distorsionar y libre de ruido o artefactos. Sin distorsionar significa que se ha amplificado linealmente, la distorsión más común deriva de la saturación del amplificador, de forma que las señales más grandes parecen recortadas. Cada amplificador tiene un rango dinámico y debe ser tal que la señal EMG más rápida esperada no exceda ese rango. El ruido puede proceder de fuentes distintas al músculo, y puede ser de origen biológico o artificial. El ruido artificial suele proceder de las líneas eléctricas (zumbido) o de la maquinaria, o se genera dentro de los componentes del

amplificador. Los artefactos se refieren generalmente a señales falsas generadas por los propios electrodos o el sistema de cableado.

Una vez amplificada la señal de EMG en bruto (raw), se procesa para compararla o correlacionarla con otras señales fisiológicas o biomecánicas. La necesidad de transformar la EMG en otra forma procesada se debe a que la EMG bruta puede no ser adecuada para el registro o la correlación. Los tipos más comunes de procesamiento en línea son:

1. **Rectificación:** el rectificado de la señal se realiza en base a dos criterios: rectificado **de onda completa** (también llamada de valor absoluto), que genera el valor absoluto de la señal bruta; rectificado **de media onda**, en el que se descartan los valores negativos. El EMG bruto original tiene un valor medio de cero puesto que son oscilaciones de voltaje. Sin embargo, la señal rectificada tiene un nivel medio o de polarización que fluctúa con la fuerza de la contracción muscular.

La principal aplicación de la señal rectificada es la evaluación semicuantitativa de la actividad física de varios grupos musculares. Un examen visual de los cambios de amplitud de la señal rectificada proporciona una buena indicación del nivel de contracción cambiante del músculo. La unidad adecuada para la amplitud de la señal rectificada es el milivoltio, la misma que para la EMG original.

2. **Envolvente:** se consigue con rectificador de onda completa seguido de un filtro de paso bajo. Si se filtra la señal rectificada de onda completa con un filtro de paso bajo, se obtiene la envolvente lineal de la señal. Se puede describir mejor como una media móvil porque sigue la tendencia de la señal rectificada. Muchos investigadores la denominan la envolvente de la señal EMG integrada, pero este término es bastante crítico porque puede confundirse con el término matemático integrado, que es una forma diferente de procesamiento. La unidad adecuada para la amplitud de la envolvente de señal EMG es el milivoltio.
3. **Integración de la señal rectificada:** el propósito de un integrador es medir el "área bajo la curva". Así, la integración de la señal rectificada siempre aumentará mientras haya actividad EMG. La unidad de una señal correctamente integrada es el milivoltio-segundo (mV-s). La integración puede realizarse en base a diferentes criterios, siendo los más comunes:
 - 3.1. **durante todo el periodo de contracción muscular:** la forma más simple comienza su integración en algún momento preestablecido y continúa durante el tiempo de la actividad muscular.

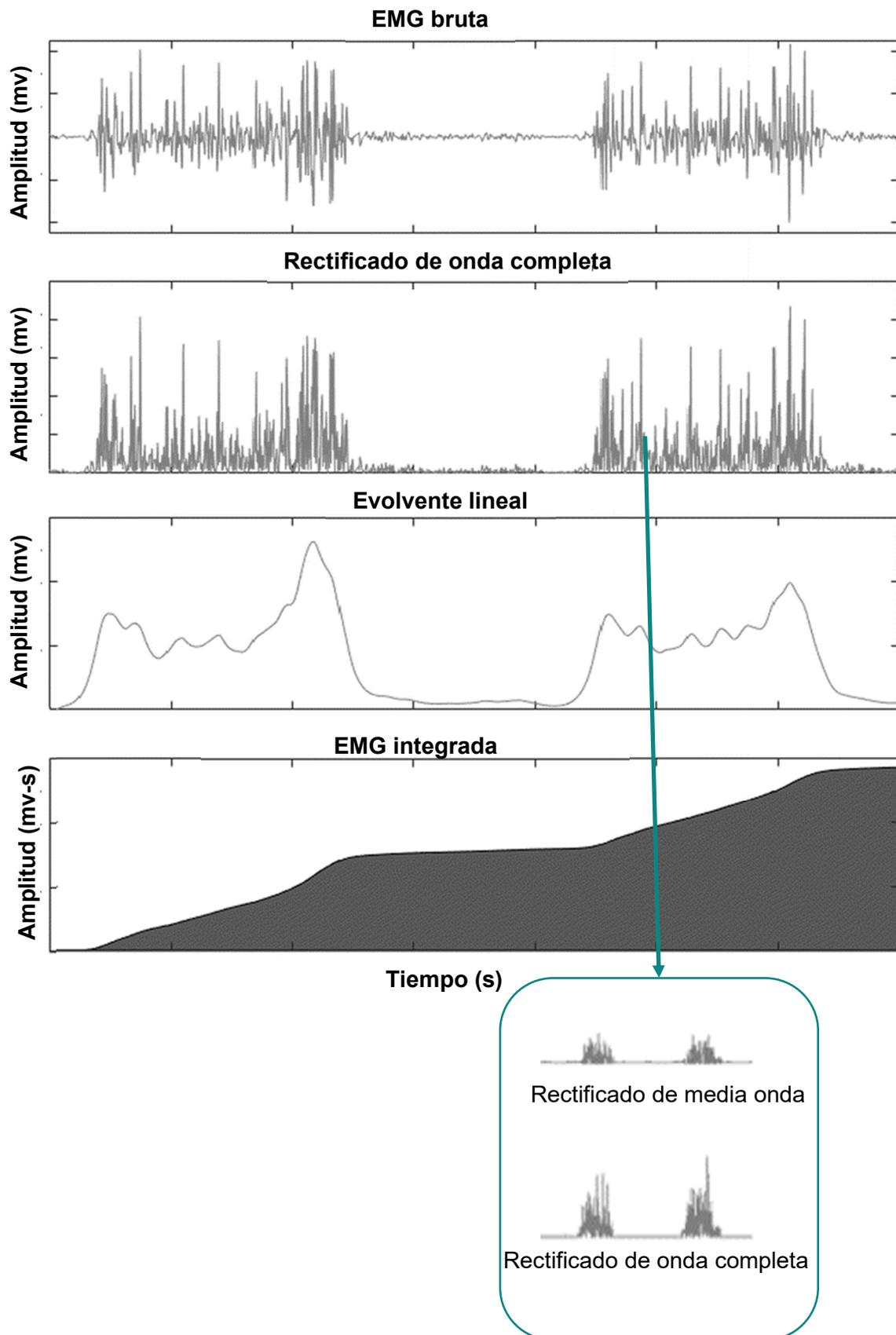


Figura 2.12: Tratamiento de la señal EMG

- 3.2. **durante un tiempo fijo, puesta a cero y repetición del ciclo de integración:** consiste en poner a cero la señal integrada a intervalos regulares de tiempo (40- 200 ms). Este esquema produce una serie de picos que representan la tendencia de la amplitud EMG con el tiempo. Cada pico representa la media de EMG en el intervalo de tiempo anterior, y la serie de picos es una media "móvil". Si el tiempo de reajuste es demasiado alto, no podrá seguir las fluctuaciones rápidas de la actividad EMG, y si se reajusta con demasiada frecuencia, aparecerá ruido en la línea de tendencia. Existe una gran similitud entre esta curva reiniciada e integrada y la envolvente lineal. Ambas siguen la tendencia de la actividad muscular.

- 3.3. **hasta un nivel preestablecido, puesta a cero y repetición de la integración:** la integración comienza antes de la contracción. Si la actividad muscular es alta, el integrador se cargará rápidamente hasta el nivel de restablecimiento; si la actividad es baja, tardará más en alcanzar el reposo. Así, la fuerza de la contracción muscular se mide por la frecuencia de los reinicios. Una frecuencia alta de impulsos de reinicio refleja una actividad muscular alta; una frecuencia baja representa una actividad muscular baja.

BIBLIOGRAFÍA

Mannen, E.M.; Ali, A. A.; Dennis, D. A.; Haas, B. D.; Rullkoetter, P. J.; Shelburne, K. B. (2019). Influence of component geometry on patellar mechanics in posterior-stabilized rotating platform total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* **2019**, 34(5), 974-980. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.01.013>

Ishida, T.; Samukawa, M. Validity and Reliability of a Wearable Goniometer Sensor Controlled by a Mobile Application for Measuring Knee Flexion/Extension Angle during the Gait Cycle. *Sensors* **2023**, 23, 3266. <https://doi.org/10.3390/s23063266>

Kefala, V.; Cyr, A.J; Harris M.D; Hume D.R; Davidson B.S; Kim R.H; Shelburne K.B. Assessment of Knee Kinematics in Older Adults Using High-Speed Stereo Radiography. *Med Sci Sports Exerc.* **2017** Nov;49(11):2260-2267. doi: 10.1249/MSS.0000000000001350. PMID: 28614195; PMCID: PMC8230732

Miller, J.D.; Cabarkapa, D.; Miller, A.J.; Frazer, L.L.; Templin, T.N.; Eliason, T.D.; Garretson, S.K.; Fry, A.C.; Berkland, C.J. Novel 3D Force Sensors for a Cost-Effective 3D Force Plate for Biomechanical Analysis. *Sensors* **2023**, 23, 4437. <https://doi.org/10.3390/s23094437>

Surangsirat, D.; Bualuangngam, T.; Sri-iesaranusorn, P.; Chaiyaroj, A.; Buekban, C.; Thanawattano, C.; Poopitaya, S. Comparison of the Wrist Range of Motion Measurement between Inertial Measurement Unit Glove, Smartphone Device and Standard Goniometer. *Appl. Sci.* **2022**, 12, 3418. <https://doi.org/10.3390/app12073418>

Petri, C.; Campa, F.; Holway, F.; Pengue, L.; Arrones, L.S. ISAK-Based Anthropometric Standards for Elite Male and Female Soccer Players. *Sports* **2024**, 12, 69. <https://doi.org/10.3390/sports12030069>

Zvyagin, P. Tactile Pressure Sensors Calibration with the Use of High Pressure Zones. *Sensors* **2022**, 22, 7290. <https://doi.org/10.3390/s22197290>

