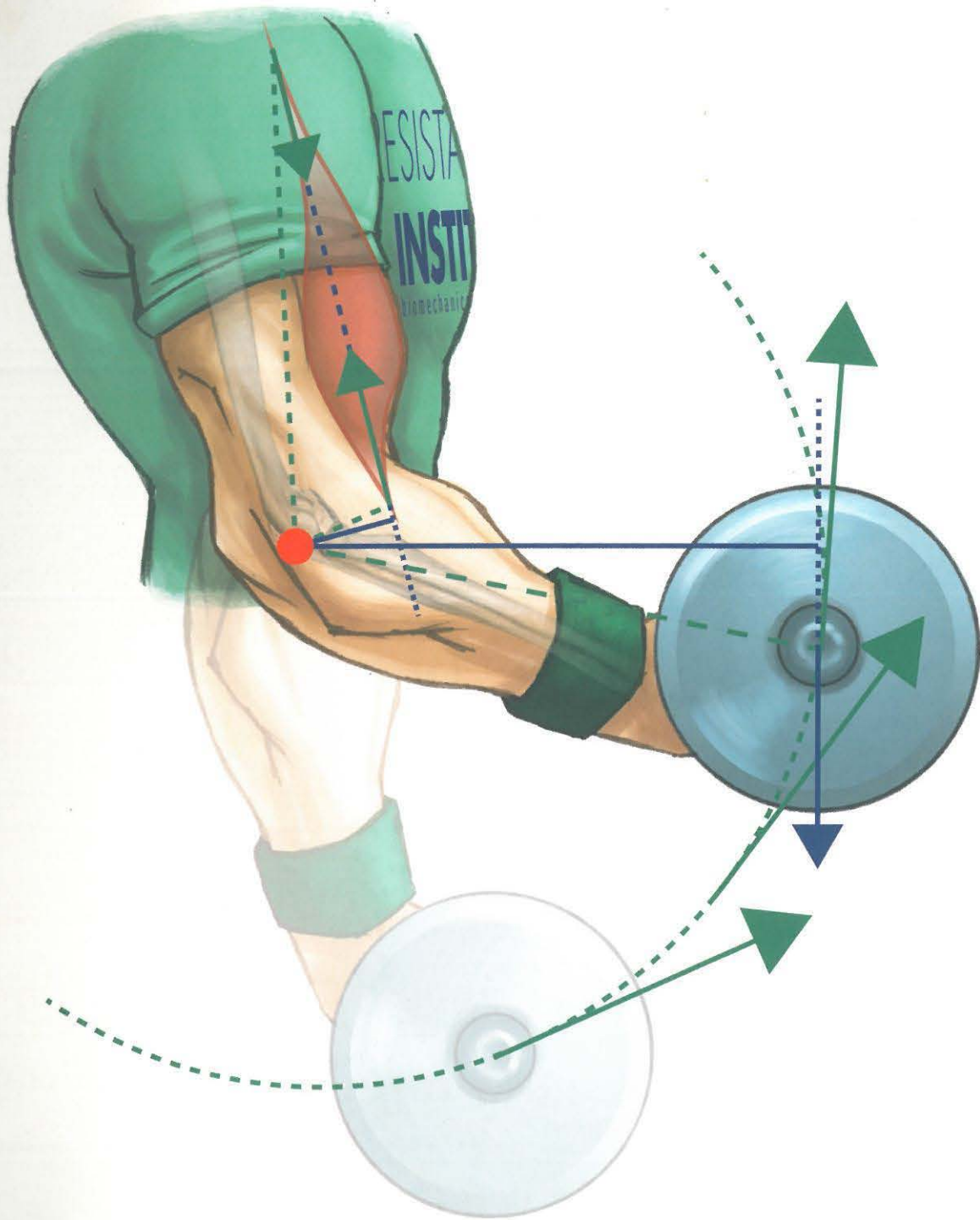


FUNDAMENTOS DE LA MECÁNICA DEL EJERCICIO



Lucas Leal

Daniel Martínez

Eduardo Sieso



FUNDAMENTOS DE LA MECÁNICA DEL EJERCICIO

LUCAS LEAL
DANIEL MARTÍNEZ
EDUARDO SIESO

Título: **Fundamentos de la Mecánica del Ejercicio.**
Autores: **Lucas Leal, Daniel Martínez, Eduardo Sieso.**
Ilustraciones: **Àlex Santaló.**

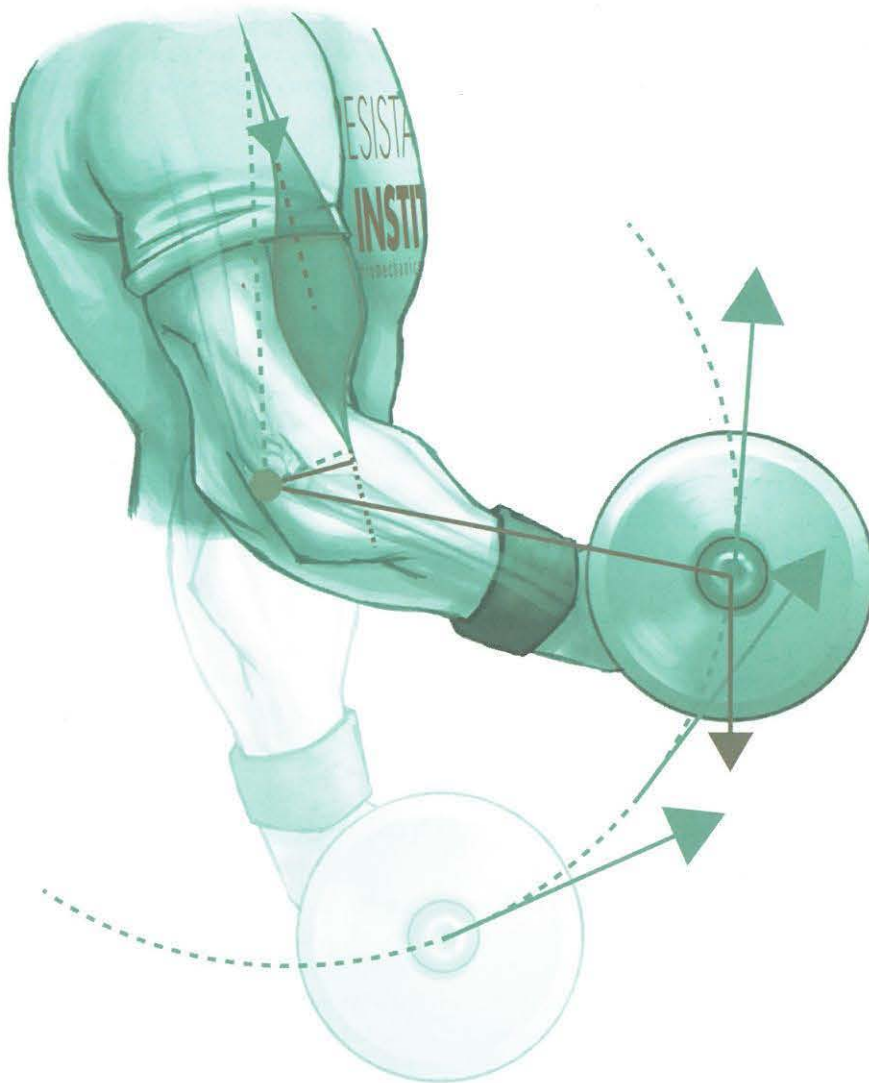
© Resistance Institute (Sarria Fitness S.L.)
Primera Edición: 2012
ISBN: 978-84-615-8003-3
Depósito legal: B. 28380-2012

Quedan rigurosamente prohibidas, sin autorización escrita de los titulares del *copyright*, bajo las sanciones establecidas en las leyes, la reproducción parcial o total de esta obra por cualquier medio o procedimiento, comprendidas la reprografía y el tratamiento informático así como la distribución de ejemplares de ella mediante alquiler o préstamo público.

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN A LOS FUNDAMENTOS DE LA MECÁNICA DEL EJERCICIO	
1.1	Introducción a los fundamentos de la mecánica del ejercicio	7
2	FUNDAMENTOS DE LAS FUERZAS Y PROPIEDADES DE LAS CARGAS	
2.1	¿Qué es la fuerza?	15
2.2	Fuerzas y vectores	16
2.3	Fuerzas externas e internas. “Esta no es la cuestión”	19
2.4	Fuerzas: diferentes nombres en función del contexto	19
2.5	Creando resistencias	26
2.6	Tipos de cargas	27
2.7	El cuerpo humano no solo responde a las fuerzas del exterior... La intención también crea respuestas inerciales reactivas	44
3	SISTEMAS DE PALANCAS	
3.1	Creando sistemas de palancas. La unión	47
3.2	Uniones en el cuerpo humano (Artrocinemática)	51
3.3	Artrocinemática del ejercicio físico y la salud	61
3.4	Las direcciones anatómicas	66
3.5	Los ejes y planos de movimiento	67
3.6	Cinética de los sistemas de palancas (uniones)	79
3.7	Progresión didáctica en el aprendizaje de los sistemas de palancas para la aplicación en el ejercicio físico	83
3.8	Perfil de resistencia y sistemas de palancas	108
3.9	Velocidad e introducción a la mecánica dinámica	110
4	FUNCIÓN MUSCULAR Y CONTROL ARTICULAR	
4.1	Creando fuerzas internas	119
4.2	Músculo esquelético: estructura y función	119
4.3	Estructura y capacidad contráctil	120
4.4	Control neurológico	123
4.5	Fuerza muscular y características mecánicas	128
4.6	Negociando con fuerzas y participación muscular	153
4.7	Quinesiología tradicional y participación muscular	171
4.8	Estabilidad y entrenamiento con resistencias: negociando con fuerzas	176
4.9	Control muscular	182
	Bibliografía	188

1 INTRODUCCIÓN A LOS FUNDAMENTOS DE LA MECÁNICA DEL EJERCICIO



1.1 INTRODUCCIÓN A LOS FUNDAMENTOS DE LA MECÁNICA DEL EJERCICIO

“Con la edad que tengo, seguramente la aceptación universal de lo que estamos haciendo ahora no se producirá en vida mía; pero llegará, porque lo que hacemos se establece claramente mediante simples leyes de física elemental que no pueden negarse hasta el fin de los tiempos”

Arthur Jones

“Corría el año 2001 cuando empecé a ver el ejercicio con nuevos ojos, alejándome de la visión tradicional basada en las cualidades físicas básicas y el trabajo por grupos musculares. Es a partir de aquí cuando inicié un peregrinaje en el aprendizaje de los fundamentos de la Física e Ingeniería para aplicarlos al cuerpo humano, ya que me percaté de que el ejercicio y la Ingeniería tenían mucho que ver y que se abría una nueva perspectiva en las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte”

Lucas Leal

Ya hace más de una década que empezó el periplo en este apasionante viaje dedicado a la Mecánica del Ejercicio. Ahora los autores se disponen a explicar su visión sobre como ven el Ejercicio Físico y realizarán aportaciones para intentar mejorar su aplicabilidad por parte del sector.

EL EJERCICIO VISTO CON NUEVOS OJOS

Es muy común en el sector del ejercicio que muchas personas cierren los ojos ante la evidencia de la Física y ante el difícil o casi imposible reto de entender la ingeniería más compleja jamás creada: la Ingeniería Humana. Un reto obligado para poder estudiar una de las ramas menos exploradas de la Biomecánica: la **Mecánica del Ejercicio**. Un área que muestra la importancia del conocimiento sobre las fuerzas que se aplican, generan y toleran en el cuerpo.

No obstante, el premio a tanto esfuerzo es grande. El conocimiento en profundidad de la Mecánica del Ejercicio hará al profesional del ejercicio y la salud ver las cosas desde una perspectiva completamente diferente; ver con nuevos ojos, lo que se traducirá en una mejor capacidad de analizar lo “invisible” que hay detrás de cualquier ejercicio, método, máquina...

Se compara muchas veces este razonamiento mental que se consigue al entender en profundidad esta rama con lo que les sucede a los protagonistas de la película **Matrix**, ya que las fuerzas no se suelen ver, aunque siempre están y son las responsables de cualquier cambio que sucede en nuestro cuerpo. Si el profesional del ejercicio es capaz de: ver y manipular estratégicamente las fuerzas aplicadas, conocer la adecuada respuesta neuromuscular a estas, valorar sus propiedades y efectos, entender la tolerancia de la estructura a dichas fuerzas, comprender la estructura humana y sus sistemas de control de las fuerzas, entonces habrá encontrado el camino hacia el conocimiento de la Mecánica del Ejercicio en profundidad y podrá entender el ejercicio más allá de los mitos existentes y con unos nuevos ojos que le darán un mejor criterio para analizar los fundamentos del ejercicio físico.

FUERZAS Y MECÁNICA DEL EJERCICIO

El cuerpo humano no sabe nada de métodos ni nombres de marketing, simplemente, controla y mueve el sistema músculo-articular ante los diferentes retos/estímulos que se le crean, que no son más que fuerzas, para poder garantizar la integridad del cuerpo y conseguir la motricidad necesaria.

Para comenzar, el profesional del ejercicio debería plantearse la siguiente pregunta:

¿Qué es ejercicio?

Si se intenta responder a dicha cuestión desde el punto de vista de la Física, será posible encaminarse hacia un cambio de paradigma, una nueva visión sobre nuestro trabajo como profesionales del ejercicio.

Parece una respuesta sencilla y bastante obvia (existen muchas definiciones) pero aún es posible simplificarla mucho más:

■ **Ejercicio: Fuerza intencionada aplicada a una estructura en un escenario específico con el objetivo de generar una adaptación.**

Si se consigue comprender la magnitud de esta definición se podrá ser capaz de ver el ejercicio de forma muy diferente a como se está haciendo hasta el momento.

En cualquier ejercicio existen fuerzas. Estas fuerzas afectan a nuestro cuerpo o el de nuestros clientes y siempre son aplicadas con el objetivo de generar una adaptación.

La base de este enfoque es la siguiente: el **ejercicio** tiene que ver con **fuerzas**, o lo que es lo mismo, **sin fuerzas no hay ejercicio**.

Por lo tanto, se debe considerar la **fuerza** como único instrumento **centralizador** del estímulo que crea **adaptaciones**.

Para seguir avanzando, es clave comprender que las clasificaciones que existen y que intentan posicionar a los "distintos tipos de ejercicios" (ejercicio aeróbico, ejercicio de fuerza, potencia...) en función del **objetivo** a conseguir no son más que **manifestaciones de la fuerza en diferentes escenarios**.

Solamente llegando a la comprensión profunda de las leyes de Newton y a la aplicación real de los principios de la Física Mecánica, se llegará a ver cómo muchas cosas cambian. Y en lugar de verse ejercicios de flexibilidad/estiramientos, ejercicios de resistencia, de propiocepción..., se verán diferentes **escenarios de fuerza**.

Todo aquel que consiga comprender y asimilar lo que hay detrás de la citada definición, obtendrá una nueva visión del ejercicio, con todo lo que ello conlleva. Esto significa que existe la opción de manipular todas las variables mecánicas que afectan al **estímulo**, consiguiendo así una mayor **especificidad** y mejores **resultados**. De esta forma, el profesional puede crear ejercicios y conseguir incrementar la especificidad e idoneidad de su aplicación de resistencias con clientes. La única forma de conseguir esto es siendo capaz de aplicar bases y razonamiento, siendo crítico con la gran cantidad de información (en muchas ocasiones contradictoria y con escaso fundamento) y no dependiendo de libros o estudios publicados, donde se establezca lo que se debe hacer o no, como si de un dogma se tratase.

Se necesitan **fundamentos** para poder crear **estímulos** adecuados y si un **estímulo** tiene que ver con **fuerzas**, es "la obligación moral" de cualquier profesional conocer lo máximo posible sobre ellas. Por tanto... manos a la obra...

¿Es posible "ver" fuerzas cuando se trabaja con clientes?

Cualquiera de los escenarios que hasta el momento el lector haya creado como profesional del ejercicio se podría desgranar desde un punto de vista mecánico, "viendo" las fuerzas que están interviniendo y que crean el estímulo.

Comprender y analizar los diferentes escenarios de fuerza es el primer paso para estar más cerca de la **realidad**. Sin la comprensión y el control de las variables mecánicas que afectan a un ejercicio, difícilmente conseguiremos **optimizar** nuestro trabajo y ofrecer un buen servicio a los clientes.

El primer paso es ser capaces, como se ha dicho anteriormente, de realizar un análisis de cualquier ejercicio desde el punto de vista de la Física. Segundo paso, y aún más importante, es ser capaces de **manipular las variables** para poder crear escenarios ideales en función del objetivo a conseguir.

Ver el ejercicio con **nuevos ojos** consiste en no dejarse influir por clasificaciones o nombres de marketing, pudiendo así determinar y analizar el trabajo realizado y tomar decisiones autónomamente. De esta forma aparecen infinidad de opciones con las que dominar y disfrutar esta **profesión**.

Cuando llega información sobre ejercicios, máquinas o métodos clasificados como **indicados** o **contraindicados** ¿se ha planteado alguna vez lo comentado anteriormente?

Si se entiende el ejercicio como la aplicación de fuerzas en diferentes escenarios, ¿resulta tan sencillo decir si un ejercicio es **bueno** o **malo**?. Hablar de los **beneficios** o **perjuicios** de un ejercicio es inadecuado y, sin embargo, es algo que está a la orden del día en nuestro sector. Mel C. Siff (antiguo profesor de la escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Witwatersrand en Johannesburgo y famoso por publicar, junto al doctor Verkhoshansky, el libro titulado *Supertraining*) publicó la siguiente frase:

"...hemos de estar mucho más lejos de realizar generalizaciones frívolas y no específicas sobre la superioridad e inferioridad, seguridad o riesgos de un ejercicio determinado, porque los efectos de todos los ejercicios son dependientes de la situación, contexto, tiempo e individuo."

A pesar de que es algo habitual en nuestro sector, querer hacer un estudio sobre los beneficios de cualquier ejercicio de forma genérica es realmente **frívolo e inespecífico**. Muchas veces se olvida que las generalizaciones son totalmente **inespecíficas** y que se ha de observar y evaluar el **contexto específico**.

El estado del **individuo** es una de las partes más importantes y nunca debe dejarse de lado.

Si somos capaces de entender en profundidad esto, es fácil afirmar que el concepto que subyace tras el nombre comercial "ejercicio funcional" no existe en sí mismo (ya que para que un ejercicio sea funcional lo debe ser en un contexto específico, para un individuo específico...). No se está criticando en sí el ejercicio funcional. Simplemente se intenta resaltar que es un nombre comercial (que no le confiere ninguna característica *per se*, de la misma manera que hablar de "ejercicio mágico" no lo convierte en mágico).

Si no se entiende esto, significa que no se entiende que detrás de cualquier ejercicio siempre hay **fuerzas**.

Cualquier concepto genérico necesita de un contexto específico para ser analizado. Este contexto específico es:

Ejercicio = fuerza intencionada aplicada a una estructura.

Y puede ser traducido en:

Ejercicio = estímulo intencionado que provoca adaptación.

Entonces, ¿qué **factores** determinan este estímulo?

- Cantidad y tipo de **fuerza** que llega a cada **eje articular**.
- **ROM** (rango de movimiento) articular y modificación del ROM durante la aplicación del estímulo en cada **eje articular**.
- **Duración** del estímulo.
- **Tempo** en la aplicación del estímulo relativo a cada eje articular.
- **Frecuencia** en la aplicación del estímulo.

Este estímulo se relaciona con el **Individuo**:

EL EJERCICIO VISTO COMO UNA VACUNA

Deberíamos empezar a ver el ejercicio como una vacuna... la dosis inadecuada crea la enfermedad.

Ejercicio = estímulo intencionado que provoca adaptación

Las fuerzas son las causantes del estímulo, pero también pueden ser la enfermedad en sí misma. Cualquier daño en la estructura humana puede venir creado por una fuerza inapropiada en relación a la tolerancia individual

La fuerza es el "virus", nuestro cuerpo se adapta a ella y mejora la tolerancia a dicho "virus".

Por eso, el principal objetivo para un profesional de la salud

- Genotipo (especialmente en relación al sistema músculo esquelético)
- Fenotipo (especialmente en relación al sistema músculo esquelético)
- Función neuromuscular y propioceptiva.
- Daños, enfermedades, desgaste, edad,...
- Estado mental, psicológico,...

Esto hace que la palabra clave para determinar el éxito o no de la adaptación sea **dosis**, la cual será diferente para cada individuo. Incluso el contexto de un **mismo individuo** es **cambiante**, con lo que la dosis a aplicar es totalmente variable incluso para un mismo individuo.

Esto lleva a no entender afirmaciones sobre:

- Que un ejercicio sea **funcional** por el hecho de hablar de un movimiento determinado sin tener en cuenta los demás factores mencionados.
- Que una máquina sea buena/mala. Por ejemplo, se podría hablar sobre los peligros de la "leg extensión". No hay suficientes datos para realizar ninguna afirmación tan relativa.
- La superioridad de un ejercicio. Solamente se tiene el nombre del ejercicio, pero no más datos sobre el **estímulo**, y todavía menos sobre el **individuo**.
- Las ventajas de un método, técnica... **No hay datos específicos sobre escenario del estímulo ni del individuo.** Ejemplo: "los isométricos son buenos".

Conclusión:

Solamente queda ir a los fundamentos de los estímulos (estudio de las fuerzas) y del individuo (estudio del cuerpo humano) si se quiere empezar a entender toda la complejidad que hay detrás de la palabra ejercicio.

y actividad física es aplicar el adecuado estímulo para crear adaptaciones que permitan tolerar mejor el "virus".

Por tanto, ¿de qué depende que un ejercicio sea "bueno"/"malo"?

Relación riesgo-beneficio.

El potencial riesgo de un ejercicio viene determinado por la interrelación de la aplicación de una fuerza sobre una estructura y cómo los sistemas de control negocian con ella. **Ningún ejercicio está exento de riesgo**, la clave es conocer lo mejor posible las variables que lo determinan y manipularlas para minimizarlo.

FUERZA Y MÚSCULOS

¿Qué es lo que realmente hace un músculo?

Generar **fuerza**. Con la única intención de responder a las fuerzas externas y/o internas que llegan a las articulaciones.

Aunque se comparte con los fisiólogos la forma en la que se produce esa fuerza, los profesionales del ejercicio no deberíamos perder la **perspectiva** de que todo el proceso de generar tensión muscular tiene una función muy clara; **autogenerar fuerzas para negociar con otras fuerzas que alteran nuestra homeostasis y, de esta forma, asegurar la integridad del cuerpo humano.**

Las demás funciones de la musculatura son “sub-funciones” derivadas de su uso para poder generar fuerza en diferentes escenarios (hipertrofia, trabajar aeróbicamente, resistencia muscular...).

*“Se podría considerar la **fisiología** como la respuesta a la **física**”*

(Mitch Simon, Doctor en Fisiología).

En Resistance Institute creemos, sinceramente, que esta **perspectiva** no se tiene todavía muy clara y para ello vamos a intentar exponer y modificar diferentes conceptos arraigados en la industria del ejercicio y salud.

FUERZA Y CUALIDADES FÍSICAS BÁSICAS

Las cualidades físicas no deberían considerarse sin tener la **fuerza** como la única capacidad **física centralizadora**.

No hay **ejercicio sin fuerzas**.

Todavía se sigue enseñando el trabajo de estas cualidades sin tener en cuenta que en realidad todas ellas **son manifestaciones de la fuerza en diferentes escenarios**.

Esto lleva a intentar entender y trabajar estas teóricas cualidades desde compartimentos estancos y a no profundizar en el conocimiento de las fuerzas subyacentes.

Todavía la gran mayoría de los programas de formación relativos al ejercicio siguen con esta clásica visión del trabajo de la cualidades físicas básicas como algo independiente de la fuerza.

Esta es la razón por la que, desde la perspectiva de muchos profesionales del ejercicio, se marca desde el principio un distanciamiento considerable con la visión y el razonamiento cognitivo de Resistance Institute, ya que desde el principio se considera la **fuerza** como el único instrumento **centralizador del estímulo** que crea adaptaciones.

Una vez que se ven las **fuerzas** en cada acción que se aplica en el nombre del ejercicio, **todo cambia** y se empieza a ver el ejercicio diferente...

La primera incompatibilidad que se encuentra el especialista en Mecánica del Ejercicio es que **no** existe tal distinción entre trabajo de fuerza, resistencia, flexibilidad/estiramientos...

No existe ningún modo de trabajar las citadas cualidades, ni ninguna acción, nombre de marketing o técnica que no **aplique fuerzas como fundamento para crear estímulos**.

No queda más remedio que ir a los fundamentos de la Mecánica del Ejercicio, si se quiere empezar a entender la complejidad que hay detrás de la palabra ejercicio.

“En el intento de entendernos a nosotros mismos, hacemos clasificaciones y, entonces, perdemos la perspectiva a la hora de entender el funcionamiento del cuerpo en sí mismo”

(Lucas Leal)

LA DOSIS DE FUERZA

El ejercicio, como cualquier **dosis** de fuerza, debería ser como un **medicamento**, donde si se abre el prospecto, se encuentran las **indicaciones**, pero basta seguir leyendo para encontrar las contraindicaciones, interacciones y efectos secundarios.

Se sabe que el marketing y los intereses comerciales acentúan los beneficios, pero los profesionales han de ser conscientes de que todo **estímulo** puede crear efectos negativos sobre el organismo en función del contexto e individuo.

El ejercicio es **realmente invasivo**.

¿Por qué es tan fácil y lógico esperar los efectos positivos de las fuerzas más allá de la piel (como la hipertrofia, la mejora del metabolismo...) y cuesta tanto imaginar los efectos de los daños que pueden provocar dichas fuerzas sobre nuestro organismo?

Cualquier profesional que aplique fuerzas con clientes (entrenador, fisioterapeuta, osteópata, monitor...) debería ser responsable de las fuerzas que aplica en el nombre del ejercicio y de los daños que puede causar al aplicar fuerzas que invaden los tejidos más allá de la piel, de forma similar a la que un cirujano es responsable de los daños que puede causar en los tejidos.

FUNDAMENTOS EN MECÁNICA DEL EJERCICIO

Si se quiere profundizar en la mecánica del ejercicio, se deberá hacerlo basándose en tres pilares básicos:

- Fuerzas.
- Estructura del sistema músculo esquelético
- Sistemas de control (especialmente el sistema nervioso)

El conocimiento en estas áreas permitirá al profesional avanzar y ser cada vez mejor en la aplicación de fuerzas al cuerpo humano, sea cual sea su ámbito de aplicación (entrenamiento para la salud/ rendimiento, fisioterapia, rehabilitación...).

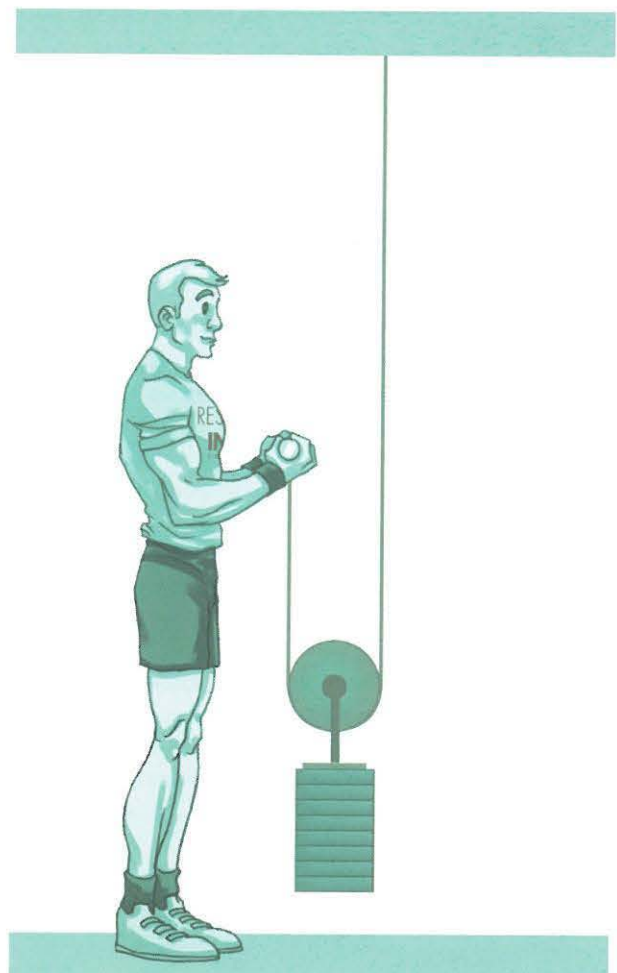
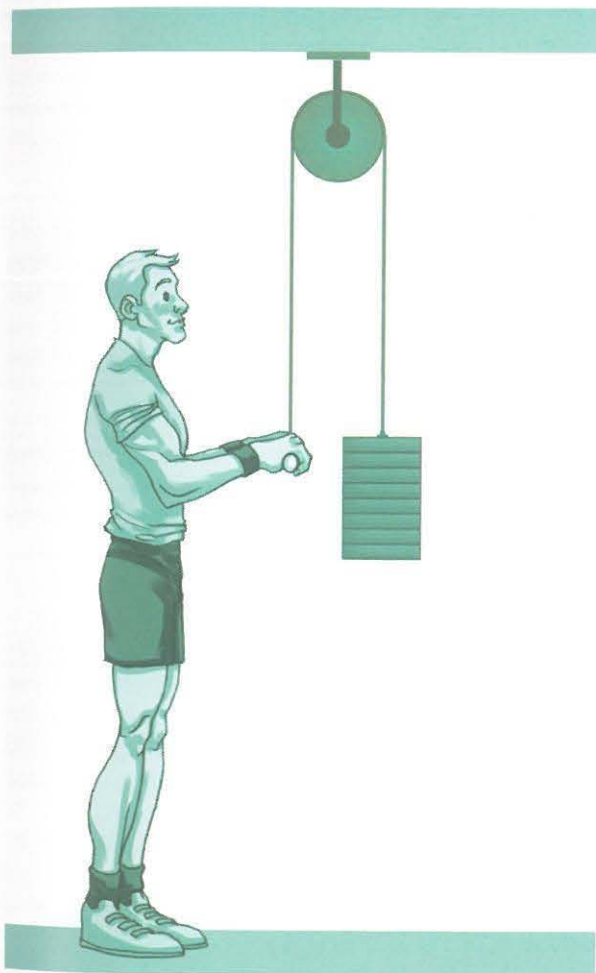
Este libro pretende ahondar en el estudio de los fundamentos de las fuerzas relativo al cuerpo humano (estructura músculo-esquelética) y es el resumen de más de 10 años de trabajo en Resistance Institute. Con él se pretende aportar un pequeño grano de arena en el estudio de las fuerzas, articulaciones y en la mecánica muscular, áreas que conforman los pilares de la Mecánica del Ejercicio.

Deseamos que disfrutéis de él.

Lucas Leal
Daniel Martínez
Eduardo Sieso

Barcelona, 07 agosto de 2012.

2 FUNDAMENTOS DE LAS FUERZAS Y PROPIEDADES DE LAS CARGAS



En este capítulo se va a mostrar uno de los grandes pilares de la mecánica del ejercicio: la **fuerza**. Es muy importante entender los conceptos expuestos a continuación, puesto que sin tenerlos bien asentados, será muy difícil una adecuada integración con los demás conceptos del libro. Se explicará qué son las fuerzas, cómo actúan y en qué contextos se pueden encontrar. Por último, se realizará un análisis de los diferentes tipos de cargas y de sus propiedades en la aplicación al cuerpo humano.

2.1 ¿QUÉ ES LA FUERZA?

La fuerza es todo aquello que produce cambio en una estructura, se podría decir que es un agente de **cambio**.

La fuerza tiene que entrar en **contacto** con algo para poder ser cuantificada, es decir, debe **tirar** de un cuerpo o **empujarlo** e intentar provocarle un cambio. De ahí la fórmula que se utiliza para poder determinar la fuerza que actúa sobre un objeto: Fuerza = masa * aceleración. Cuando no hay ningún cuerpo involucrado se considera energía.

Es muy común querer desglosar la fuerza en una masa y una aceleración para, de este modo, extraer la conclusión de que una fuerza debe tener una masa y una aceleración pero sin ver, por ejemplo, de dónde sale la fuerza de un objeto que está parado en el suelo sin ningún tipo de aceleración resultante.

Esta fórmula nunca ha querido desglosar la fuerza. Este hecho se ve claramente reflejado cuando se despeja la ecuación y se obtiene:

$$m = F/a$$

¿Significa entonces que se puede despejar la masa y decir que está compuesta por una fuerza relacionada con una aceleración? **NO**. La **masa** es la **cantidad de materia** de un objeto y se mide en unidades de masa y una fuerza es un agente de cambio y se mide en unidades de fuerza.

Lo que determina dicha fórmula es una relación real y matemática entre estas tres medidas: fuerza, masa y aceleración. Algo similar sucede con la ley de Ohm que determina la relación entre el voltaje, la corriente eléctrica y la resistencia eléctrica.

$$F = m * a$$

Esto significa que, gracias a esta fórmula, se puede obtener la medida de una fuerza siempre y cuando se disponga de datos sobre la aceleración y la masa sobre la que actúa. De

la misma manera que se pueden obtener datos sobre la masa, si se tienen datos sobre la fuerza y la aceleración que recibe dicha masa. Como también de la aceleración que se obtiene si se tienen las medidas de la masa y de la fuerza.

Se ha de tener en cuenta que este tema se complica un poco cuando actúan más fuerzas sobre un mismo objeto, ya que la aceleración resultante dependerá del sumatorio de todas las fuerzas que actúan sobre él (fuerza neta). Pero no por ello se ha de dejar de ver cómo cada fuerza, de forma individual, actúa sobre un cuerpo y provoca un intento de acelerarlo. Esta es la razón por la que dicha fórmula es uno de los fundamentos de la física newtoniana.

Las fuerzas nunca actúan solas, siempre van en parejas, lo que no significa que se contrarresten. Para que dos fuerzas se contrarresten tienen que actuar sobre un mismo cuerpo con la misma magnitud, en la misma dirección y sentido opuesto (ilustración 2.1.1).

Es importante entender este hecho, ya que si no puede haber confusión en relación al equilibrio o desequilibrio en las fuerzas que actúan sobre los objetos.

Como ejemplo, si un cuerpo "x" aplica una fuerza de 20 kp contra una pelota de 500 gramos, esta responderá contra dicho cuerpo con 20 kp. La pelota recibirá una fuerza de 20 kp desequilibrante y se acelerará en función de su masa. El cuerpo "x" recibirá 20 kp de fuerza. Las fuerzas actúan en parejas pero no tienen por qué hacerlo sobre los mismos cuerpos.

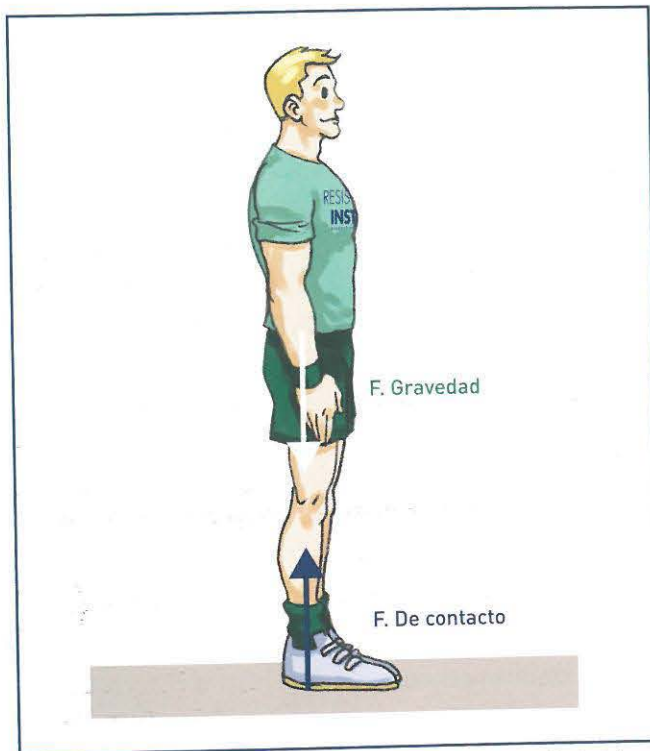


Ilustración 2.1.1

En esta ilustración la fuerza de contacto con el suelo contrarresta la fuerza de la gravedad. Ambas fuerzas actúan sobre el cuerpo y lo equilibran.

UNIDADES DE MEDIDA DE FUERZA

El Sistema Internacional de Unidades determina el **Newton (N)** como unidad de medida de la fuerza.

Un Newton (N) equivale a la fuerza necesaria para acelerar 1 m/s^2 una masa de 1 kg .

Sin embargo la mayoría de personas utiliza el **kilopondio (kp)**, que equivale a la fuerza que provoca que una masa de 1 kg fuera acelerada a $9,8 \text{ m/s}^2$. De esta manera se hace una unidad de fuerza más práctica. Un kilogramo afectado por la **aceleración gravitacional ($9,8 \text{ m/s}^2$)** se convierte en un kp. Así se obtiene una equivalencia directa entre medidas de masa y de fuerza. Por esta razón algunos dinamómetros caseros utilizan los kilogramos como unidad de fuerza, aunque deberían utilizar los kp.

2.2 FUERZAS Y VECTORES

Las fuerzas **no se pueden ver** a simple vista y por ello se representan siempre por **vectores de fuerza**. Estos son la representación gráfica de una fuerza mediante una flecha. A diferencia de otras magnitudes como temperatura, masa o volumen, que se representan simplemente con un número (magnitudes escalares), la fuerza es una **magnitud vectorial** que necesita ser representada por un vector. Es decir, para representar cómo es una fuerza no es suficiente con un número (magnitud), sino que es necesario utilizar otros componentes para poder definirla con exactitud.

Un vector representa:

- El punto de aplicación de la fuerza en un objeto.
- La dirección y sentido de la fuerza.
- La magnitud de la fuerza. La longitud de la flecha representa la magnitud o la cantidad de fuerza ejercida en relación con las otras fuerzas implicadas (otros vectores). También se puede representar la magnitud de la fuerza poniendo una cantidad numérica encima de la flecha.

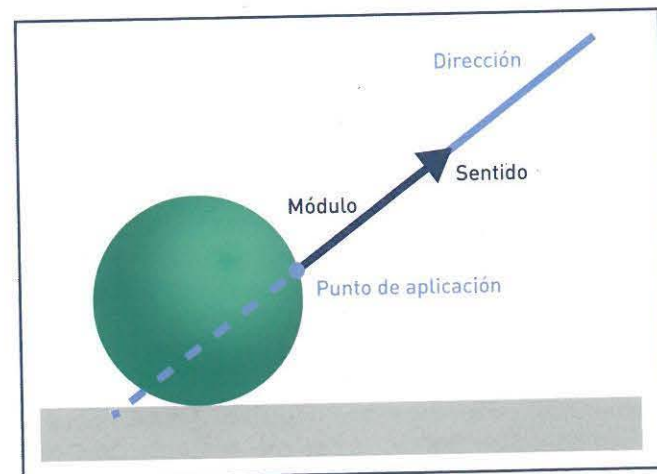


Ilustración 2.2.1

Representación de un vector de fuerza con los elementos que lo componen.

SISTEMAS DE FUERZAS

El sistema de fuerzas es el conjunto de todas las fuerzas que actúan sobre un cuerpo.

- Se denomina componente a cada una de las fuerzas del sistema.
- Se denomina resultante a la fuerza única que equivale y reemplaza a todas las demás del sistema (teniendo en cuenta la magnitud, la dirección y el sentido de cada una de ellas).

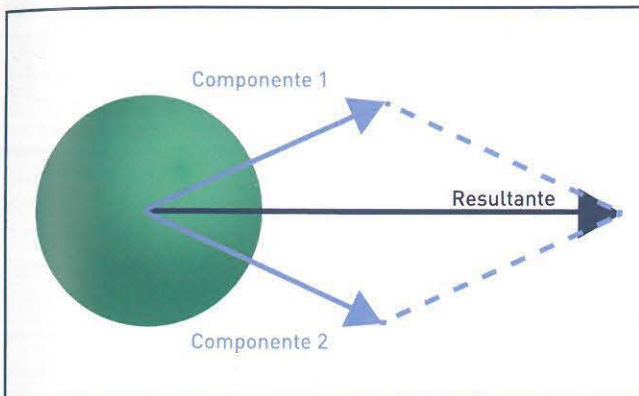


Ilustración 2.2.2

Sistema de fuerzas. A partir de dos componentes (fuerzas) se puede calcular su resultante.

ANÁLISIS DE SISTEMAS DE FUERZAS:

- 1-COMPOSICIÓN DE FUERZAS
- 2-DESCOMPOSICIÓN DE FUERZAS

1-COMPOSICIÓN DE FUERZAS:

Dos o más fuerzas actuando sobre una misma masa en el mismo punto de contacto se pueden sustituir por una sola fuerza produciendo el mismo efecto. La composición de fuerzas se utiliza para hallar la fuerza resultante de un sistema de fuerzas cuyas componentes se conocen.

Se pueden encontrar tres situaciones:

- Composición de fuerzas con la misma dirección.
- Composición de fuerzas concurrentes que actúan sobre un mismo punto (forman ángulo entre sí).
- Composición de fuerzas paralelas.

A las fuerzas que actúan en un mismo plano se las denomina fuerzas coplanares, y serán las analizadas en este libro.

A. COMPOSICIÓN DE FUERZAS EN LA MISMA DIRECCIÓN

A.1 FUERZAS EN LA MISMA DIRECCIÓN Y SENTIDO

Las longitudes de la fuerza 1 (F_1) y la fuerza 2 (F_2) se suman y el resultado de la aplicación de ambas fuerzas sobre un mismo punto es la fuerza resultante (F_r). Ilustración 2.2.3a.

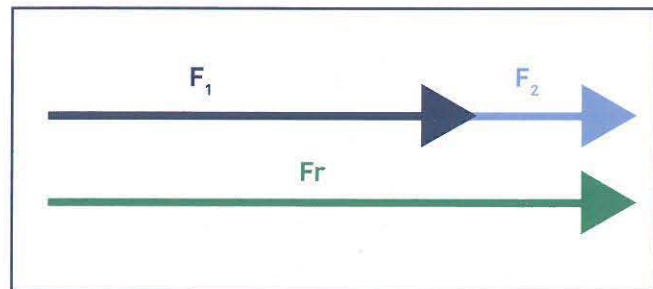


Ilustración 2.2.3a

A.2 FUERZAS EN LA MISMA DIRECCIÓN Y SENTIDO OPUESTO

Lo que se hace en este caso es restar la longitud de la fuerza 2 (F_2) a la longitud de la fuerza 1 (F_1). Así la fuerza resultante (F_r) queda reducida. Ilustración 2.2.3b.

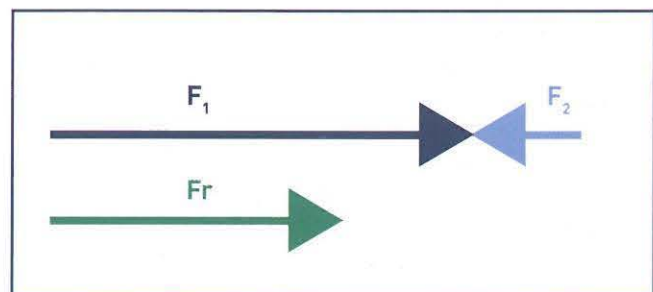
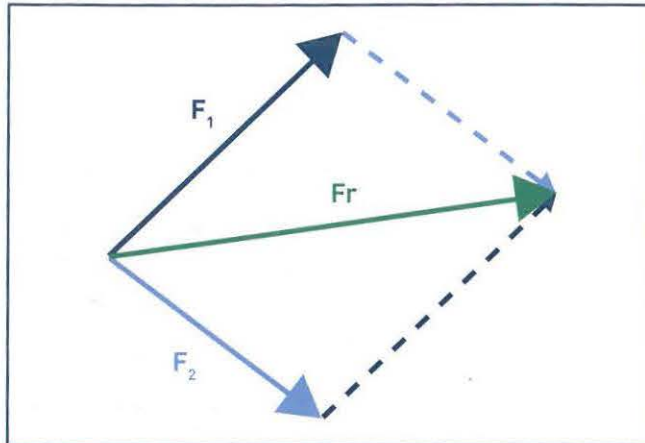


Ilustración 2.2.3b

B. COMPOSICIÓN DE FUERZAS CONCURRENTES (forman ángulo ente sí):

La dirección no es la misma. En este caso, para hacer el sumatorio de los vectores de fuerza se utiliza la ley del paralelogramo. Para saber cuál es la fuerza resultante, se construye un paralelogramo, cuyos lados son los vectores (F_1 y F_2) y cuya diagonal es el vector resultante (F_r). Ilustración 2.2.3c.

*Ilustración 2.2.3c***C. COMPOSICIÓN DE FUERZAS PARALELAS:**

No se entrará en ellas, ya que no se aplicarán en este libro.

2-DESCOMPOSICIÓN DE FUERZAS:

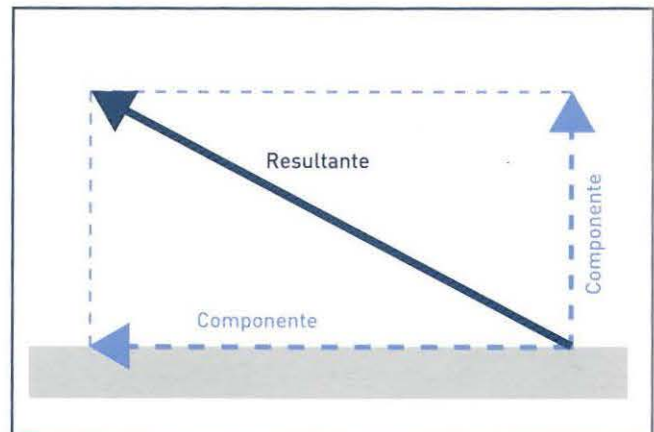
Como se ha visto antes, de dos o más fuerzas se puede encontrar una resultante que las sustituya. Pero en ciertas ocasiones puede ser interesante hacer lo contrario. Es decir, reemplazar una sola fuerza por dos o más fuerzas que produzcan el mismo efecto que la resultante (generando un sistema de fuerzas). A estas fuerzas se las denomina componentes. Jugando con la cantidad de componentes, la magnitud y la dirección de estas, se pueden generar infinitas combinaciones.

COMPONENTES RECTANGULARES DE UNA FUERZA

Este apartado servirá para ayudar al lector a comprender las componentes de una fuerza aplicada y también los capítulos posteriores de los sistemas de palancas y función muscular.

Es necesario para un profesional del ejercicio aprender a descomponer una fuerza en sus dos componentes perpendiculares para poder realizar una adecuada aplicación de resistencias.

En la ilustración siguiente (2.2.4) se puede observar el rectángulo formado al descomponer una fuerza en sus componentes.

*Ilustración 2.2.4*

El esquema muestra la descomposición de una fuerza en componentes rectangulares.

MÉTODOS DE RESOLUCIÓN O COMPOSICIÓN DE FUERZAS

- Método gráfico: Se usa un diagrama vectorial donde las fuerzas se representan como vectores. Es el método utilizado en las ilustraciones anteriores.
- Método algebraico: Se utilizan ecuaciones algebraicas y conceptos trigonométricos.

No se entrará en el análisis de cada uno de los diferentes sistemas de composición y resolución de fuerzas. Para ello se puede consultar bibliografía sobre trigonometría y álgebra básica que servirán para entender las bases sobre las que se fundamenta la mecánica del ejercicio.

2.3 FUERZAS EXTERNAS E INTERNAS. "ESTA NO ES LA CUESTIÓN"

A las fuerzas provenientes de fuera del organismo (pesos libres, gomas, pelotas, etc.) se las denomina fuerzas externas y a las que se generan en el interior (musculares principalmente) se las denomina internas. Para entender más adelante los efectos de las cargas inerciales es importante entender la fuerza gravitacional como una fuerza externa, incluso la fuerza del propio peso.

Pero para realizar un análisis mecánico, lo que realmente interesa es poder analizar cómo estas fuerzas actúan en el cuerpo humano. Vengan de donde vengan, todas acaban produciendo efectos en las articulaciones y lo que realmente habría de preocupar al profesional es el análisis de sus efectos sobre el sistema de palancas articulares.

Tanto si estas fuerzas provienen del interior como del exterior del organismo, lo que verdaderamente importará es saber calcular los efectos de estas en las articulaciones sobre las que actúan, así como lo que pueden provocar sobre las diferentes partes del tejido conectivo (huesos, tendones, ligamentos...).

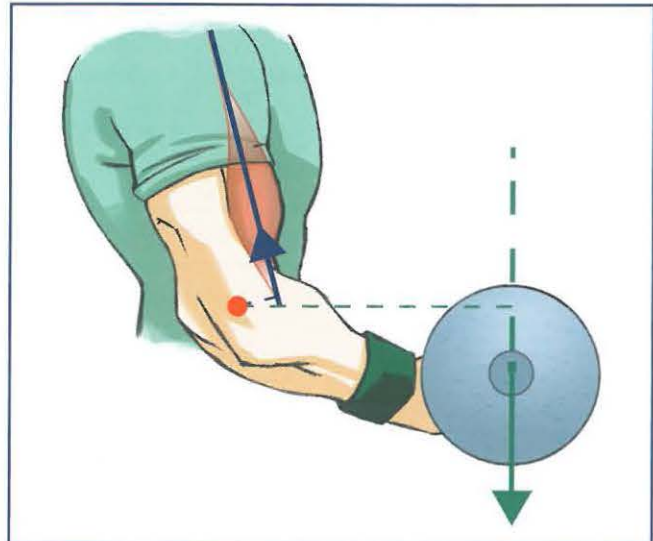


Ilustración 2.3.1

Representación gráfica de un ejemplo de fuerzas internas (bíceps braquial) y fuerzas externas (mancuerna). Las fuerzas externas como el peso de la mancuerna acaban afectando al sistema músculo-esquelético.

2.4 FUERZAS: DIFERENTES NOMBRES EN FUNCIÓN DEL CONTEXTO

Los términos que se van a exponer a continuación tienen como denominador común la fuerza, aunque expresada en contextos y situaciones diferentes.

ESTRÉS MECÁNICO

Es la fuerza aplicada sobre una estructura en relación al área de contacto. En el Sistema Internacional de Unidades se mide en N/m^2 . Su fórmula es la siguiente:

$$\text{Estrés mecánico} = \text{Fuerza (N)} / \text{superficie (m}^2\text{)}$$

El término estrés desde un punto de vista mecánico (*mechanical stress*) simplemente se refiere a un cociente entre la fuerza y el área donde se aplica. Por lo tanto, no se le puede asignar un cartel de bueno o malo, porque es el contexto en el cual se aplica el que puede hacer que provoque efectos positivos o negativos. Un excesivo estrés podría dañar una estructura y un estímulo de estrés muy

pequeño podría no provocar el suficiente cambio como para producir beneficios.

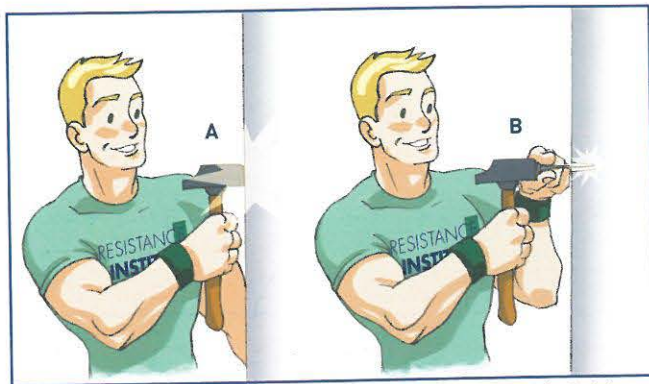


Ilustración 2.4.1

Utilizar un clavo puntiagudo en la perforación de una pared permite incrementar el estrés mecánico sobre esta sin tener que incrementar la fuerza.

En la imagen A de la ilustración 2.4.1, el personaje golpea una pared con una fuerza de 10 Newtons con un objeto (el martillo) que tiene una superficie de contacto relativamente grande. En la imagen B, la fuerza aplicada es exactamente la misma, pero el objeto que impacta con la pared tiene forma puntiaguda y, por tanto, una superficie de contacto considerablemente menor. Los dos objetos impactan en la pared con la misma fuerza, pero a la pared de la imagen B se le genera un mayor estrés mecánico puesto que el objeto que entra en contacto tiene una menor superficie para una misma fuerza.

Toda fuerza que entra en contacto con un cuerpo lo hace generando estrés sobre dicho cuerpo. Una misma cantidad de fuerza en relación con un área de contacto mayor o menor creará un estrés diferente. Por esta razón se ha de considerar el área sobre la que se aplica la fuerza como un factor determinante.

PRESIÓN MECÁNICA

Se podría determinar desde el punto de vista mecánico que la presión es lo mismo que el estrés, ya que se mide en las mismas unidades. La presión mecánica es la cantidad de fuerza aplicada en relación a la superficie donde se aplica.

La presión suele utilizarse para medir la fuerza que un líquido o gas ejerce sobre una superficie dada en diferentes condiciones, como la presión atmosférica, la presión del agua en diferentes profundidades, etc.

La unidad de medida utilizada hasta 1971 era el N/m^2 , pero desde entonces se utiliza el denominado **Pascal (Pa)**. Un Pascal es $1 N/m^2$. Una atmósfera (atm) es igual a 1013,25 hectopascales (hPa). Por lo tanto, aunque se suelen utilizar diferentes unidades para medir la presión y el estrés, las magnitudes a las que se hace referencia (fuerza y área) son las mismas.

Entonces, ¿en qué se diferencian presión y estrés mecánico?

DIFERENCIAS ENTRE PRESIÓN Y ESTRÉS MECÁNICO

Aunque en esencia estos dos términos son lo mismo, la única diferencia podría provenir en función de quién realiza y quién recibe la fuerza. Se utiliza el término **presión** para el elemento que provoca la fuerza. En cambio, se emplea el término **estrés** para aquellas estructuras que reciben y toleran la fuerza.

La siguiente ilustración pretende aclararlo de manera sencilla.

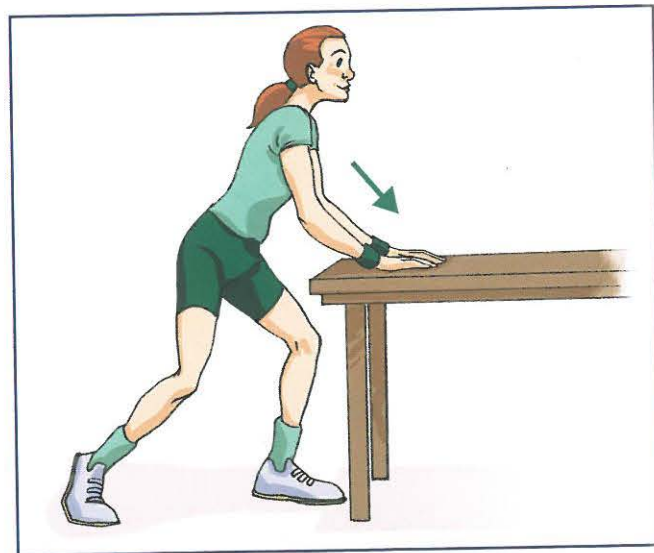


Ilustración 2.4.2

Al realizar presión sobre la mesa, esta recibe estrés.

El personaje de la ilustración 2.4.2 está apoyado encima de una mesa. Este realiza una presión sobre la mesa, la cual recibe un estrés provocado por la presión del sujeto. El personaje es el que provoca la presión y la mesa recibe un estrés. Es importante aclarar que la mano del sujeto también está soportando estrés, generado por las fuerzas reactivas de la mesa.

FUERZAS DE TRACCIÓN

Dos fuerzas iguales (acción-reacción) que se aplican y actúan a lo largo de la misma línea y divergen constituirán una **carga de tracción** (*tensile load*) y, por lo tanto, crearán un **estrés de tracción** (*tensile stress*) y una **deformación proporcional de tracción** (*tensile strain*) en la estructura o material afectado por la fuerza.

$$\text{Estrés de tracción (N/m}^2\text{)} = \frac{\text{fuerza de tracción (N)}}{\text{área de sección transversal (m}^2\text{)}} \\ (\text{perpendicular a la dirección de la fuerza aplicada})$$

Cuando una fuerza de tracción es aplicada, el estrés se define como la intensidad de la fuerza en relación al área transversal de la estructura afectada.

El *strain* mide el porcentaje de elongación longitudinal al que la estructura o material se ve sometido.

Dicha deformación (*strain*) se define en comparación con las dimensiones originales del material sobre el que la fuerza es aplicada.

La elongación longitudinal de una estructura producida por un estrés de tracción es acompañada por una cantidad proporcional de acortamiento transversal (*lateral strain*).

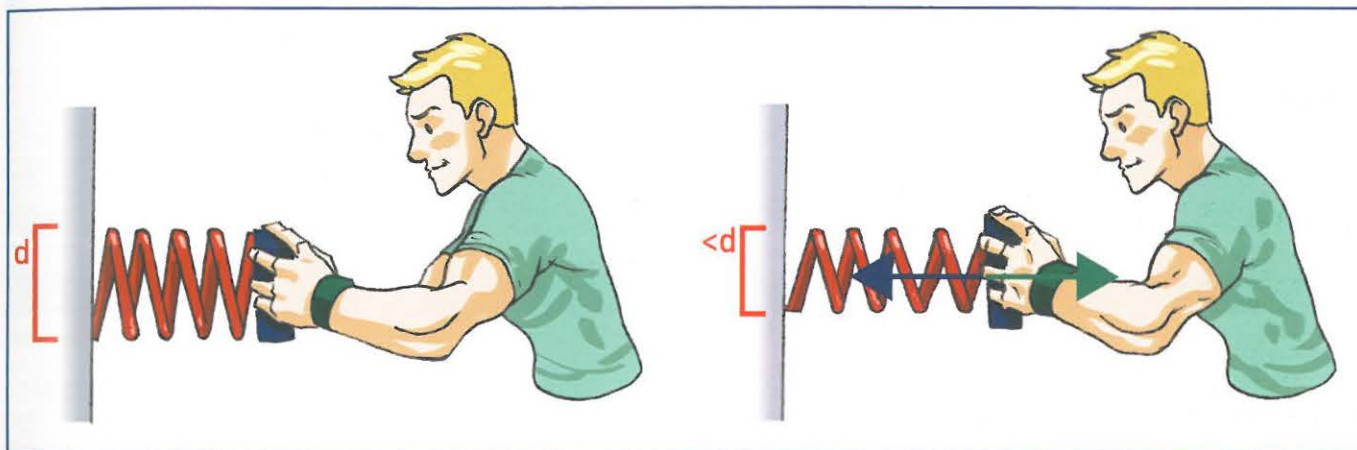


Ilustración 2.4.3

La distancia d disminuye al aplicarle al muelle un estrés de tracción (*lateral strain*). Sin embargo, la longitud del muelle aumenta.

FUERZAS DE COMPRESIÓN

Dos fuerzas iguales (acción-reacción) que se aplican y actúan a lo largo de la misma línea y convergen provocarán una **carga compresiva** (*compressive load*) y un **estrés compresivo** (*compressive stress*), generando una **deformación proporcional compresiva** sobre la estructura (*compressive strain*).

$$\text{Estrés compresivo (N/m}^2\text{)} = \frac{\text{fuerza compresiva (N)}}{\text{área de sección transversal (m}^2\text{)}} \\ (\text{perpendicular a la dirección de la fuerza aplicada}).$$

Cuando una fuerza compresiva se aplica sobre una estructura, el estrés puede ser considerado como la medida de la intensidad de la fuerza en relación al área transversal.

El *strain* mide el porcentaje de acortamiento longitudinal que la estructura o material sufre.

Al igual que en el caso de las fuerzas de tracción, dicha deformación (*strain*) se define en comparación con las dimensiones originales del material sobre el que la fuerza es aplicada.

El acortamiento longitudinal de la estructura producida por un estrés de compresión se acompaña por una cantidad proporcional de elongación transversal (*lateral strain*).

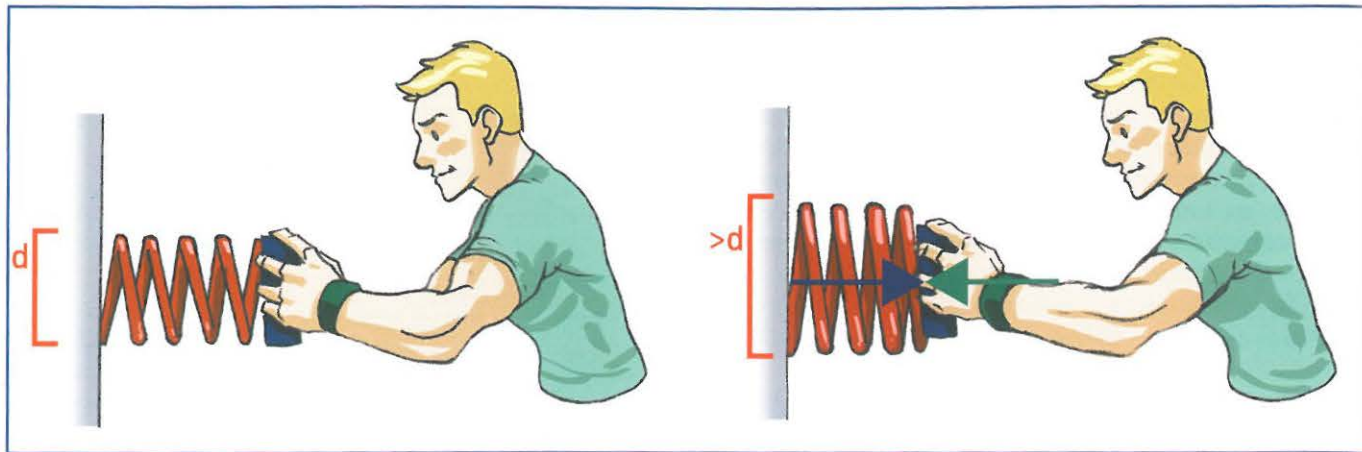


Ilustración 2.4.4

La distancia d (lateral strain) aumenta al aplicar una fuerza compresiva. Sin embargo, la longitud del muelle disminuye.

Tanto el estrés compresivo como el de tracción surgen cuando una estructura, como un hueso largo, está sujeta a momentos de "doblado" (momentos de torsión). El estrés de tracción se da en la convexidad, mientras que el estrés compresivo se da en la concavidad del eje longitudinal del hueso.

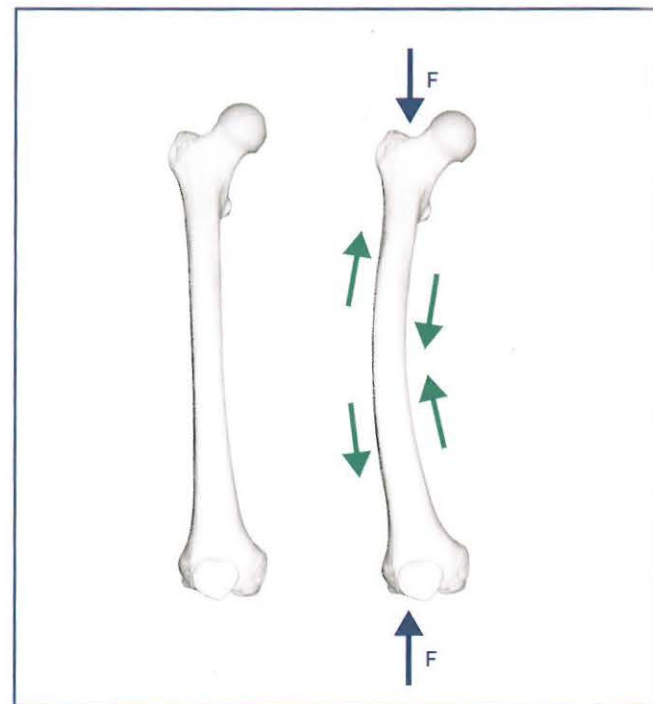


Ilustración 2.4.5

Estrés de tracción y estrés compresivo en el fémur, al someterlo a fuerzas de doblado.

CIZALLA

Cuando una fuerza o componente de una fuerza se aplica **paralela** a la superficie de contacto provocará fuerza o carga de cizalla (*shear load*), la cual provoca un estrés de cizalla (*shear stress*) y, por ende, una deformación proporcional en la estructura (*shear strain*). La fuerza reactiva a dicha fuerza (o parte de ella) será denominada fuerza de fricción, será paralela a la fuerza de cizalla, tendrá el sentido opuesto (aunque no tienen que tener la misma magnitud) y no estará en línea con dicha fuerza de cizalla.

Estrés de cizalla (N/m^2) = fuerza de cizalla (N)/área de sección transversal (m^2)
(paralela a la dirección de la fuerza aplicada).

En las páginas siguientes se detallarán las fuerzas de fricción y su aplicación en el ejercicio.

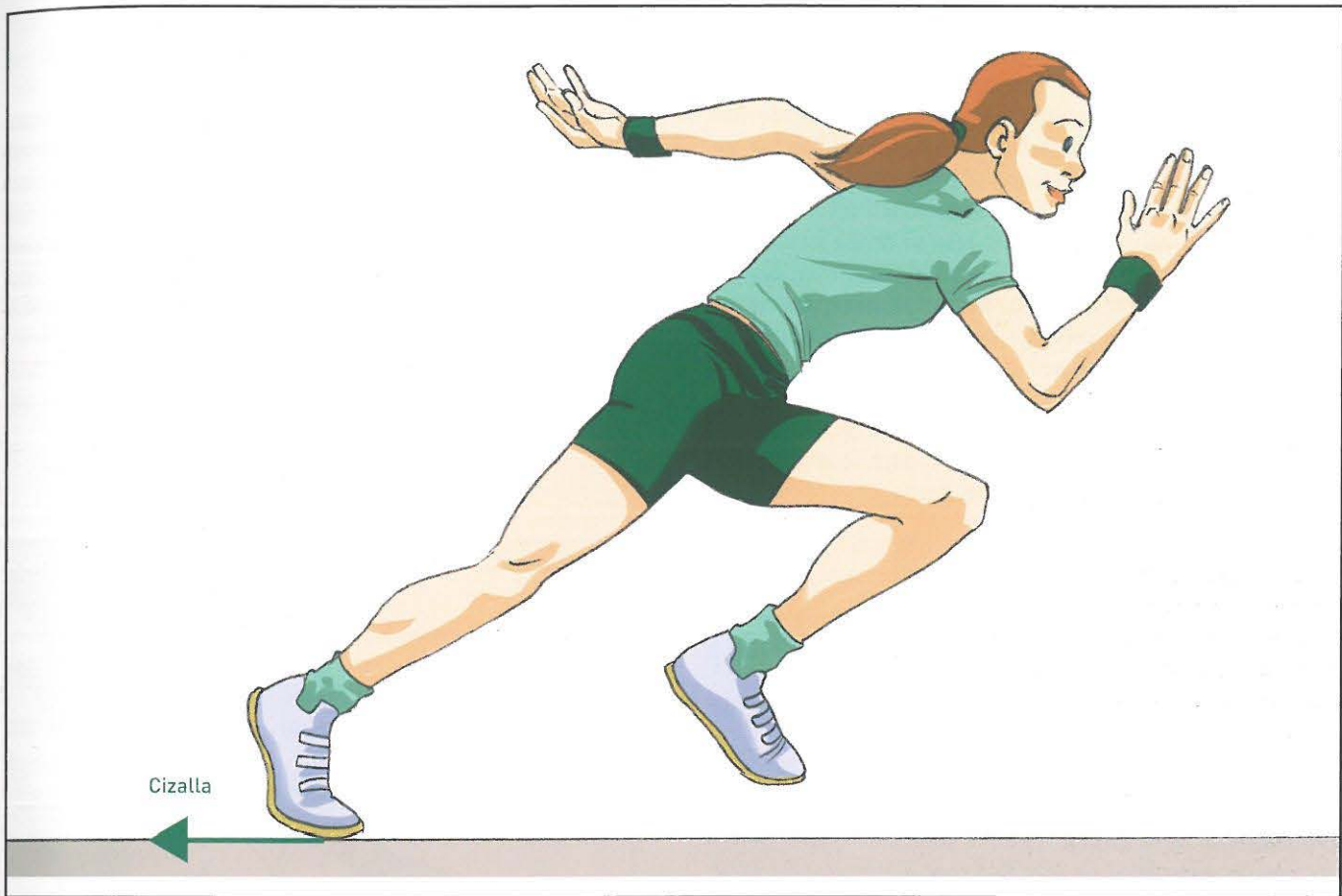


Ilustración 2.4.6

Representación de las fuerzas de cizalla. La fuerza reactiva a la cizalla es la fricción. En este ejemplo la cizalla afecta al suelo.

COMPONENTES DE UNA FUERZA APLICADA

Como es lógico pensar, las fuerzas aplicadas no tienen por qué ser puramente compresivas, de tracción o de cizalla, sino que pueden ser combinaciones de varias de ellas. De hecho, esto es lo que sucede en la mayoría de ocasiones.

Cuando una fuerza aplicada no es solamente de un tipo, se puede hacer una descomposición de fuerzas y obtener las componentes de compresión, tracción o cizalla respectivas. **Es imposible encontrar componentes de compresión y tracción al mismo tiempo, ya que se oponen entre ellas.**

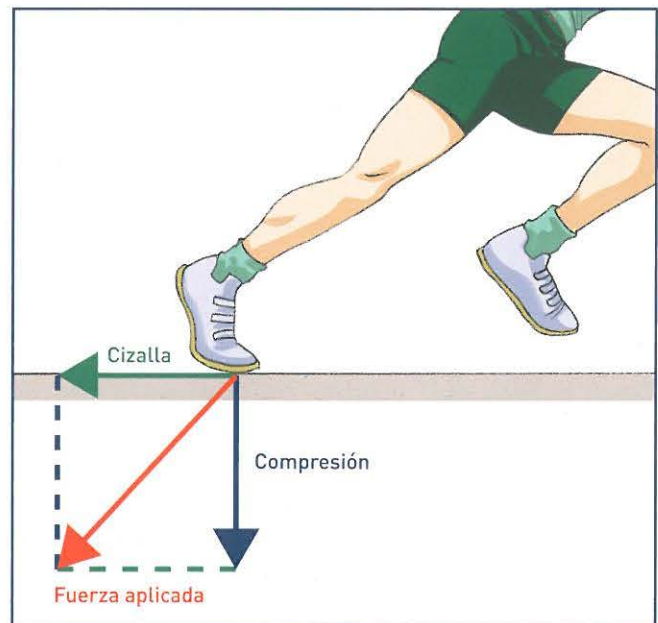


Ilustración 2.4.7

La chica al hacer un sprint aplica una fuerza oblicua que se puede descomponer en dos componentes rectangulares (componente de cizalla y componente de compresión).

FRICCIÓN

Las fuerzas de fricción existen potencialmente cuando dos objetos contactan. El contacto resulta de las fuerzas de reacción de cada uno de los dos objetos (más adelante en este capítulo se hablará de la 3ª ley de Newton).

No obstante, para que la fricción tenga magnitud, alguna otra fuerza debe estar actuando al menos sobre uno de los dos objetos en contacto. Estas fuerzas no son más que las fuerzas de cizalla actuando en uno de los cuerpos.

Esto hace que las fuerzas de fricción estén relacionadas con las fuerzas de **cizalla**, pudiéndose considerar como un tipo de fuerzas reactivas a las fuerzas de cizalla.

Las fuerzas de fricción dependen de:

- La magnitud de las fuerzas de contacto entre las dos superficies. Para la aplicación en ejercicio se refiere a fuerzas de compresión.
- La rugosidad de las superficies de contacto (coeficiente de fricción).
- La magnitud de la fuerza de cizalla.

El coeficiente de fricción (μ_s) es una constante que depende del tipo de superficies de contacto (por ejemplo el del hielo con el hielo es de 0,05 μ_s).

Ilustración 2.4.8

Representación de las fuerzas de fricción y cizalla durante un sprint. Como se puede observar, ambas fuerzas son paralelas pero no alineadas, ya que la cizalla actúa sobre el suelo y la fricción sobre el pie.

POTENCIA

La **potencia** es definida como la fuerza multiplicada por la velocidad.

$$P = F * v$$

Es un término muy utilizado coloquialmente, pero de complejo análisis en el ejercicio físico debido, en muchos casos, a la mala interpretación y confusión en relación al momento de fuerza (*torque*).

La velocidad es una constante, como se verá más adelante, que para ser modificada necesita una fuerza que consiga acelerar una masa. La velocidad no da indicaciones

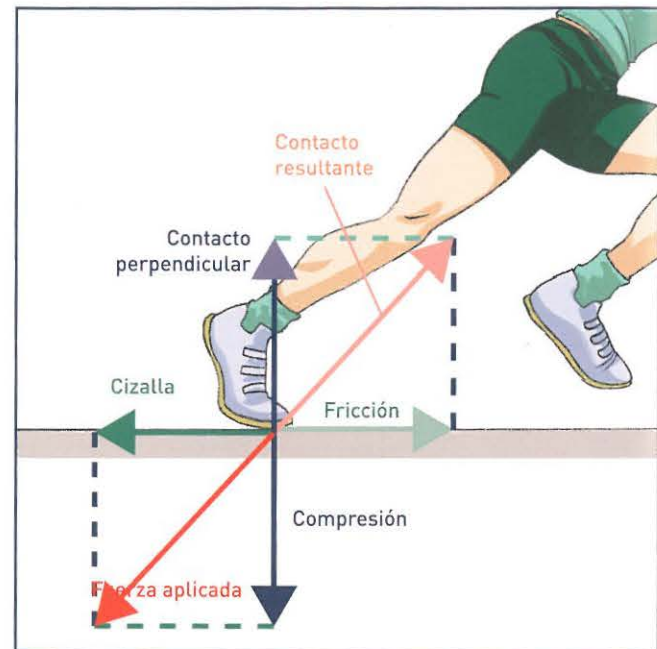
Cuando dos objetos en contacto no se mueven uno respecto al otro, pero existen fuerzas de cizalla aplicadas, significa que existen fuerzas en la misma dirección y sentido opuesto a la cizalla que equilibran el sistema. Esta fuerza es la fuerza de fricción. La magnitud máxima de la fuerza de fricción en ese objeto equivale al producto del coeficiente de fricción por las fuerzas de contacto (reactivas) ejercidas entre los dos objetos.

$$F_x \leq \mu_s * F_c$$

F_x = Fuerza de fricción

μ_s = Coeficiente de fricción

F_c = Fuerza de contacto perpendicular



sobre la fuerza necesaria para adquirirla o mantenerla. Lo importante desde el punto de vista del ejercicio es determinar qué fuerzas actúan y cómo consiguen la aceleración segmentaria. La fuerza de la gravedad o una carga libre de inercia pueden conseguir que un segmento se acelere sin necesidad de tanta fuerza muscular o incluso sin ninguna.

La forma más común para determinar la potencia muscular es valorarla en relación a un objeto externo que contacta con el cuerpo. Como ejemplo, una barra, mancuerna o sistema de medición de fuerza aplicada a este. Por desgracia, esto ha hecho que los investigadores estén más pendientes de la

potencia que se genera sobre dicho objeto (*output*) que del análisis mecánico de las fuerzas musculares en los diferentes ejes articulares. Una adecuada función muscular específica en cada articulación resultará en una óptima transmisión de fuerzas aplicadas a dicho objeto externo. Además, al intentar analizar la fuerza (*output*) sobre dicho objeto, normalmente se olvida realizar un análisis profundo de cómo puede haber músculos que no estén realizando una adecuada tensión y puedan afectar a las fuerzas aplicadas sobre dicho objeto. Con estos sistemas de valoración de la potencia muscular no se puede especificar de qué músculos o fibras musculares se está midiendo la potencia. Esto no significa que no sirvan de ayuda si se saben interpretar.

Es importante, como se mencionó anteriormente, tener en cuenta que las fuerzas son las principales responsables de conseguir aceleración sobre una masa (como se analizará más adelante) y, por lo tanto, de modificar la potencia. No se debería confundir la fuerza gravitacional (peso) de un cuerpo con la fuerza total que aplica este cuerpo sobre la estructura humana cuando es acelerado.

Un objeto, como se verá más adelante, además de su peso genera una fuerza inercial cuando es acelerado por una fuerza corporal, la cual modifica de forma considerable el resultado de la potencia. De la misma forma, dicho objeto puede adquirir velocidad cuando es acelerado por la fuerza de la gravedad sin necesidad de fuerza muscular para conseguirlo.

RESISTENCIA O TORQUE

Desde el ámbito de la mecánica del ejercicio, se considera la resistencia como la fuerza que se opone a la acción muscular alrededor del eje. La resistencia se produce dentro del plano de movimiento o potencial movimiento. Es decir, la resistencia es una fuerza que produce movimiento o potencial movimiento **rotacional** sobre el sistema de **palancas articulares**.

El término *torque* es anglosajón y significa momento de fuerza. Es la fuerza que provoca rotación alrededor de un eje de giro. Por lo tanto, en mecánica del ejercicio, el *torque* o momento de fuerza es el determinante de la resistencia y no así el peso, como comúnmente suele asumirse.

El concepto de resistencia o *torque* será explicado con más detalle en el siguiente apartado.

2.5 CREANDO RESISTENCIAS

Como se explicó en la introducción, estos conceptos innovadores sobre la interpretación y análisis de las fuerzas y los sistemas de palancas humanos aplicados al ejercicio constituyeron los orígenes de **Resistance Institute** y de la acumulación de apuntes, razonamientos y experiencias que han resultado en la publicación de este libro.

Este proceso cognitivo está completamente basado en trabajar sobre la idea de que **“todo son fuerzas”**. Por este motivo, es de vital importancia para los profesionales del sector entenderlas y saberlas aplicar al organismo con el cual se trabaja. Se podría utilizar la analogía de un arquitecto al que le han encargado restaurar un puente. Se

da por supuesto que este profesional es capaz de interpretar muy bien cómo son la estructura y las cargas que le llegan al puente. En función de estos parámetros, el arquitecto irá haciendo los ajustes que considere oportunos para restaurar las funciones del puente y que resulte seguro. A los profesionales del ejercicio y la salud que apliquen cualquier tipo de fuerzas sobre el cuerpo humano se les debería exigir lo mismo. Si se trabaja sobre estructuras vivas sometidas a fuerzas, estas deberían ser correctamente interpretadas, para saber cómo se puede actuar sobre cada cuerpo de manera individualizada.

DIFERENCIA ENTRE CARGA Y RESISTENCIA

Es de una importancia capital determinar qué es la resistencia y diferenciarla del concepto de carga. En muchos casos ambos términos son utilizados como sinónimos, aunque realmente no lo sean.

La **carga** es simplemente la fuerza que se le aplica a una estructura. En el caso del ejercicio, puede provenir de una mancuerna, un elástico, un cable, una pelota medicinal, la mano de un terapeuta, etc.

La resistencia es una fuerza que produce movimiento (o potencial movimiento) **rotacional** sobre el sistema de **palancas articular**. También se podría definir como la fuerza que se opone a la acción muscular alrededor del eje. Se produce dentro del plano de movimiento o potencial movimiento.

Esto significa que una carga podría **no** provocar resistencia en el momento en que **no produjera movimiento o potencial movimiento sobre la articulación** y, por lo tanto, **no se opusiera a la acción muscular a través del eje de movimiento**.

La ilustración 2.5.1 muestra dos ejemplos para clarificar las diferencias entre carga y resistencia. Aunque puedan parecer los mismos conceptos, no son iguales, como se ejemplifica en la ilustración, en la que se ha señalado el eje con un punto rojo. A la izquierda, se muestra cómo una carga es capaz de provocar resistencia (provoca una extensión sobre el eje lateromedial del codo, que los flexores de esta articulación deberán controlar). En cambio, en la segunda imagen esta carga no provoca resistencia alguna sobre el eje lateromedial del codo (en ese escenario específico no provoca rotación sobre el eje).

Por lo tanto, puede haber carga y no tiene por qué haber resistencia. Se podría decir que la resistencia nace de la relación entre la carga y el eje articular. Aunque carga y resistencia estén relacionados, es imprescindible comprender las diferencias entre uno y otro.

Esta diferencia puede dar pistas sobre el porqué de la frase de Tom Purvis:

“El peso en tu mano no indica las fuerzas en tu cuerpo”

La resistencia puede ser también una fuerza interna que se opone a la acción muscular a través del eje. Por ejemplo, la fuerza viscoelástica del complejo músculo-tendón al ser estirado puede estar provocando fuerzas rotacionales hacia el sentido contrario al que está intentando acortarse otro músculo.

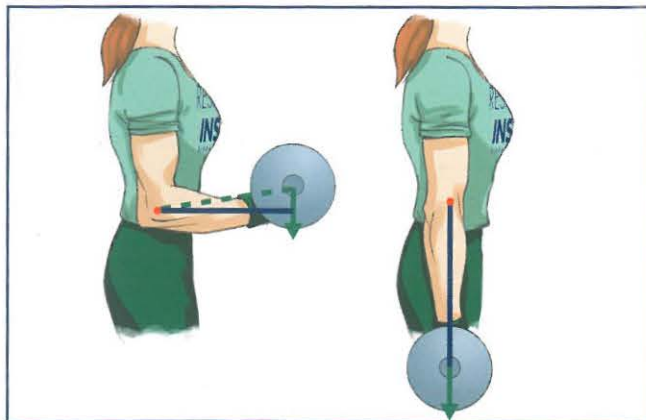


Ilustración 2.5.1

En la imagen de la izquierda se muestra cómo la mancuerna debe ser frenada por la fuerza muscular, por lo que provoca resistencia, a diferencia de la imagen de la derecha.

2.6 TIPOS DE CARGAS

Ahora que se ha explicado la diferencia entre carga y resistencia, es importante conocer las propiedades de cada una de las cargas que se pueden aplicar dentro del cuerpo humano. En función de la utilización estratégica de estas cargas, se podrán convertir en mayor o menor resistencia, dependiendo de los objetivos que se tenga con los individuos con los que se está trabajando.

En los gimnasios o centros de recuperación/rehabilitación, los profesionales se encuentran con **fuerzas (cargas)** que proporcionan propiedades físicas diferentes, distintos estímulos sobre el sistema neuromuscular y por ende, diferentes adaptaciones neurológicas, estructurales... Como profesionales, es de vital importancia conocerlas bien para su adecuada aplicación.

De la misma forma que un carpintero conoce o debería conocer las propiedades de las diferentes maderas que utiliza para poder realizar su trabajo, el profesional de la salud y el ejercicio físico que aplique fuerzas debería conocer a fondo las propiedades de las fuerzas que utiliza sobre sus clientes/pacientes (aunque vengan de sus manos y se les denomine estiramientos, manipulación, terapia manual...).

TIPOS DE CARGAS:

- CARGA GRAVITACIONAL
- CARGA INERCIAL
- CARGA ELÁSTICA
- CARGA DEL AGUA O AIRE COMPRIMIDO
- CARGA EN EL MEDIO ACUÁTICO
- CARGA DE LA FRICCIÓN
- CARGA MANUAL - MUSCULAR EXTERNA, MARES
- CARGA VISCOELÁSTICA – (músculos y tejido conectivo)

CARGA GRAVITACIONAL

La gran mayoría de cargas que se encuentra el cuerpo humano en la Tierra son de este tipo. Incluso él mismo ofrece este tipo de carga sobre sus propias articulaciones.

La carga gravitacional es aquel tipo de fuerza que proviene del **peso** de los objetos en la Tierra. El peso es la fuerza con la que la Tierra atrae a una masa (puesto que esta se encuentra dentro de su campo gravitatorio). Todo objeto que tenga masa y esté en la Tierra es potencial generador de este tipo de carga. El peso es la acción de la gravedad actuando sobre una masa (estructura) y su fórmula es muy conocida:

$$P = m * g$$

Peso = masa * gravedad (aceleración)

En el fondo se trata de la misma fórmula que se utiliza para la fuerza (explicada anteriormente), en la que se sustituye la aceleración por una **constante** ($G = 9.8 \text{ m/s}^2$ a nivel del mar) como es la gravedad.

Por raro que pueda parecer y contrariamente a lo que cree una gran mayoría de personas, el peso se mide en **kilopondios** o **Newtons** y no en kilogramos.

La carga gravitacional o peso es una medida de fuerza y, por lo tanto, es una medida vectorial (tiene dirección, sentido y magnitud), no escalar. El punto de aplicación es el

denominado centro de masas (se explicará más adelante) y el sentido es hacia el centro de la Tierra. La masa, en cambio, sí se mide en kilogramos y es una medida escalar.

Con lo visto anteriormente, se puede decir que el peso dependerá de dos factores:

1. Intensidad del campo gravitatorio.
2. Masa del objeto.

En la Tierra, evidentemente, la intensidad del campo gravitatorio es casi siempre la misma. Por este motivo, solamente se puede jugar con la parte de la fórmula correspondiente a la masa para cambiar el peso, ya que la gravedad es una constante de aceleración que provoca atracción de las masas hacia el centro de la Tierra (aunque también las masas atraen a la Tierra hacia ellas).

¿De dónde proviene esta confusión entre peso y masa? Ambos están estrechamente relacionados, en el sentido de que la intensidad del campo gravitatorio no varía sustancialmente (puede haber una variabilidad máxima de un 0,5% en diferentes lugares de la Tierra). Si dicha intensidad es constante, la fuerza ejercida por la Tierra (gravedad) sobre un cuerpo, o sea el peso, es directamente proporcional a su masa.

Por este motivo se creó la medida de los **kilopondios** (kp),

explicados al principio del capítulo. El kilopondio es una medida de fuerza que sirve para hacer una **equivalencia entre masa y peso**.

La fuerza gravitacional se corresponde con el peso de los objetos. Por lo tanto, el peso de los objetos **no** se modifica sustancialmente en la Tierra a menos que se modifique la masa.

Si se lleva lo expuesto anteriormente a un ejemplo práctico, se podría decir que una persona que tiene una masa de 70 kg, pesa en la Tierra 686,7 N. La misma persona en la superficie de la Luna (su masa sigue siendo 70 kg) solamente pesaría 114,4 N debido a que la intensidad del campo gravitatorio de la Luna es mucho menor al de la Tierra. Esa misma persona, en la superficie de Júpiter (con un campo gravitatorio considerablemente mayor), pesaría 1.815,1 N.

CARGA INERCIAL

El término carga inercial es difícilmente encontrado en bibliografía ya que se trata de uno de los conceptos que **Resistance Institute** ha ido desarrollando durante años para poder explicar los efectos de la inercia en el entrenamiento con resistencias. Es un elemento poco tenido en cuenta y nada utilizado estratégicamente por la mayoría de profesionales. La aplicación y conocimiento de este concepto es clave para poder aplicar correctamente resistencias sobre un individuo.

La inercia es la **resistencia al cambio lineal** que ofrece cualquier masa. Para que un cuerpo tenga inercia es necesario que tenga masa. Es necesario entender con claridad el concepto de masa para llegar a comprender bien la inercia.

La masa es la **cantidad de materia** de un objeto y en el Sistema Internacional se mide en gramos, kilogramos, etc.

Como se ha comentado anteriormente, no es lo mismo el peso que la masa, aunque estén relacionados. El peso depende de la masa situada dentro de un campo gravitatorio.

¿ENTONCES... ES LO MISMO MASA QUE INERCIA?

La masa de cualquier objeto indica la cantidad de inercia que tiene dicho objeto (con lo que la inercia solamente depende de la masa y no de otros factores como la velocidad, aceleración...). De hecho, la unidad de medida de ambos conceptos es la misma. Si un objeto tiene una masa de 5 kg tiene una inercia de 5 kg.

Esto hace que un mismo objeto (que tenga una masa determinada, como una mancuerna, placa...) pueda provocar una carga gravitacional constante cuando entra en contacto con otro cuerpo. No obstante, se deberá tener en cuenta que la gravitacional no es el único tipo de carga que puede provocar un objeto sobre otro, ya que cualquier fuerza que provenga de una masa puede ofrecer cargas inerciales en determinados escenarios, como se verá en el siguiente apartado.

Si se pone un dinamómetro a una mancuerna y se desplaza, se puede comprobar todo lo comentado anteriormente. Si solamente hubiera carga gravitacional no variaría la magnitud de la fuerza aplicada sobre el dinamómetro, cosa que no sucede.

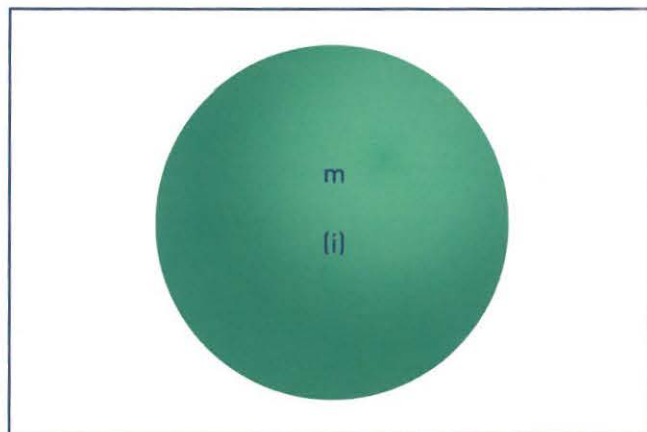


Ilustración 2.6.1

La masa del objeto indica la medida de la inercia

AVANZANDO SOBRE EL CONCEPTO DE LA INERCIA

Como se acaba de ver, la inercia es directamente proporcional a la masa de un objeto.

La inercia indica simplemente **cuánto se resiste una masa cualquiera a ser cambiada de estado**. Es la tendencia de un objeto a resistir el cambio respecto a su estado actual de movimiento o de reposo (estar parado). Haya o no movimiento, dicho objeto mantendrá su estado mientras no actúe sobre él una fuerza externa desequilibrante, la cual modificará su estado.

Por lo tanto, si un objeto tiene una masa de 50 kilogramos,

tiene una inercia de 50 kilogramos **independientemente de la velocidad y la aceleración que lleve**. La inercia solamente se mide en unidades de masa.

Para diferenciar masa de inercia, se las podría contextualizar de la siguiente manera:

- Al referirse a la cantidad de materia de un objeto, se utiliza el término **masa**.
- Al referirse a **cuánto se resiste** ese objeto a modificar su estado, se utiliza el término **inercia**.

INERCIA Y PRIMERA LEY DE NEWTON

Resulta increíble que una persona llegara a esas conclusiones hace tantos años y más todavía con los recursos de que disponía. Es interesante observar que Newton deja bien claro el concepto de inercia en su primera Ley, por cierto, llamada ley de inercia.

“Un cuerpo en reposo permanece en reposo, y un cuerpo en movimiento permanece en movimiento con la misma velocidad y dirección a no ser que actúen sobre él fuerzas desequilibrantes. La inercia es proporcional a la masa del objeto. Un objeto más denso tiene mayor inercia que otro del mismo tamaño. Por lo tanto requiere más trabajo empezar a mover un objeto más pesado que uno más ligero. Y es, por tanto, más difícil parar un objeto más pesado que otro más ligero moviéndose a la misma velocidad”.

Si se analiza esta 1ª Ley de Newton, se puede observar que en ningún momento se relaciona la velocidad o la aceleración con la inercia. Depende única y exclusivamente de la masa del objeto en cuestión.

CARGA INERCIAL versus INERCIA

Sin embargo, la inercia por sí sola no genera ningún tipo de carga (fuerza sobre el objeto de contacto). Para que la genere se necesita que esa masa sea acelerada por una fuerza y es en ese momento cuando aparece la carga inercial.

Al exponer la fórmula de fuerza inercial, se advierte que es prácticamente igual que la fórmula de Fuerza o Peso, pero con unos pequeños matices que la hacen especial.

$$F_i = I \cdot a$$

La **Fuerza inercial (Fi)** es igual a la **inercia** multiplicada por la **aceleración lineal**.

Cuando se aplica una fuerza a una masa y se produce una

aceleración del objeto, la fuerza reactiva a esta podría ser considerada como **carga inercial**.

Según la fórmula, la existencia de **inercia no implica necesariamente la existencia de carga inercial**, de la misma forma que la masa no implica necesariamente la existencia de peso. Para que exista peso se necesita poner la masa dentro de un campo gravitatorio (en la Tierra una gravedad de 9.8 m/s^2) y para que exista **carga inercial se necesita aplicar una fuerza a una masa** y, por lo tanto, acelerar dicha masa.

Es importante para el profesional del ejercicio contemplar la carga inercial como una fuerza reactiva, tal y como se verá posteriormente, al analizar la 3ª Ley de Newton.

Es importante también, tener en cuenta a qué cuerpos afecta la fuerza inercial. Cuando se aplica una fuerza sobre una mancuerna, esta mancuerna ofrecerá una fuerza inercial reactiva sobre el cuerpo que le ha provocado dicha fuerza.

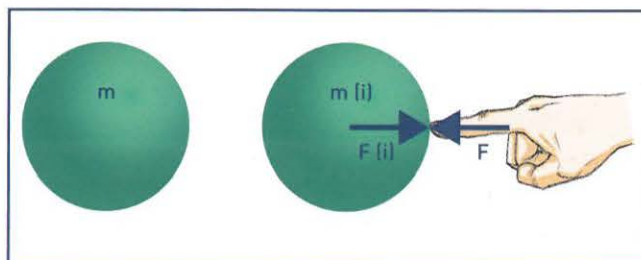


Ilustración 2.6.2

La **carga inercial** aparece cuando se le aplica una fuerza al objeto provocando **aceleración lineal**. En la ilustración, esta carga inercial afecta a la mano.

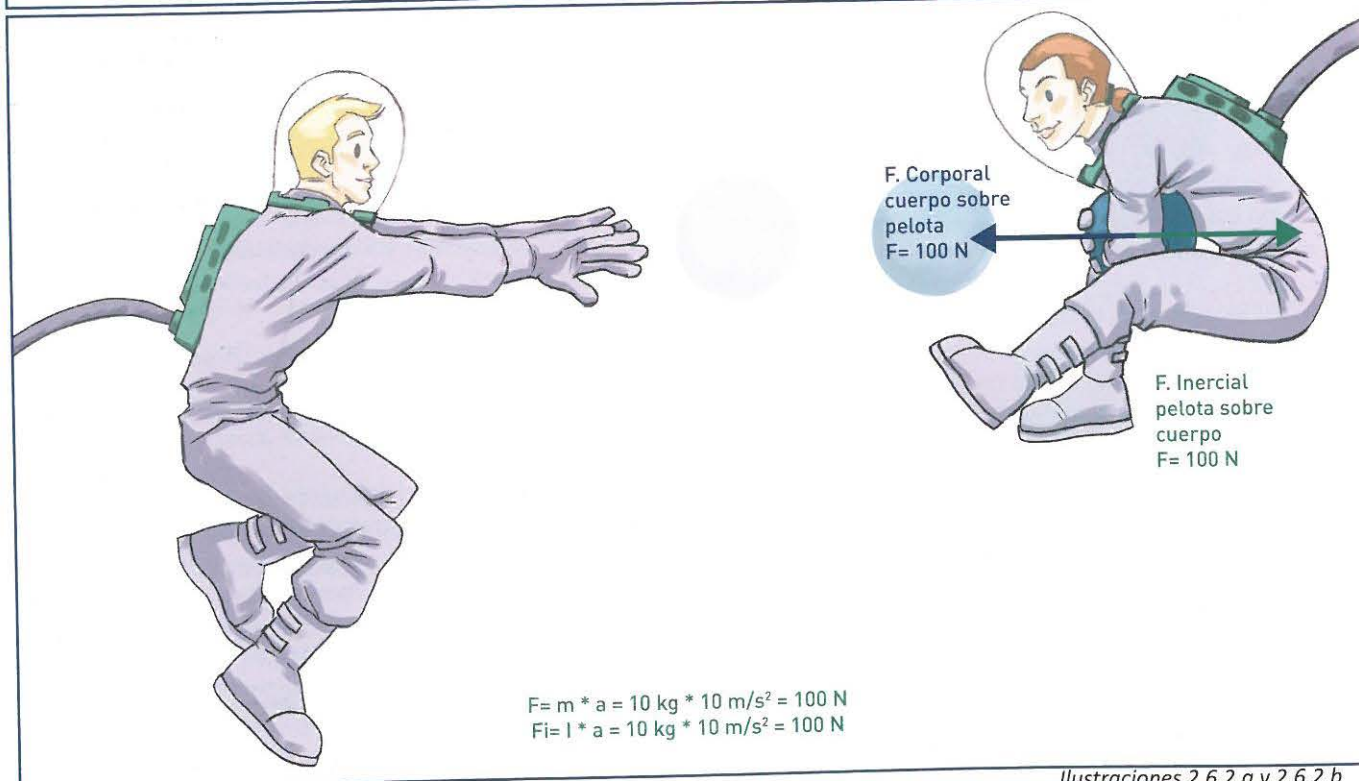
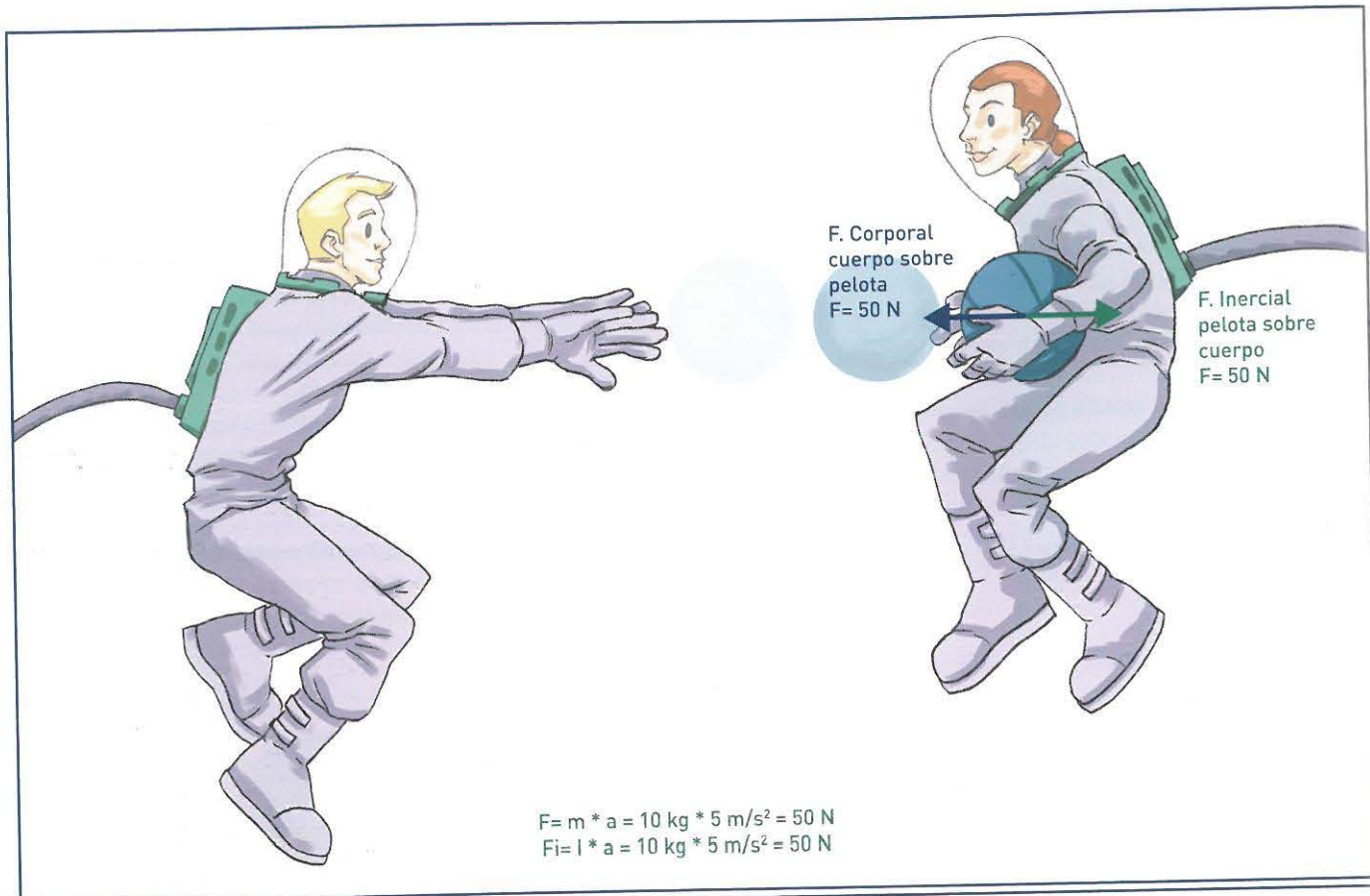
La **fuerza inercial** (carga inercial cuando se aplica a un cuerpo en el ejercicio) viene relacionada con la masa y la cantidad de cambio lineal. Si se vuelve a la fórmula:

$$\text{Carga Inercial (Ci)} = \text{Masa (resistencia al cambio)} * \text{Aceleración lineal (cantidad de cambio)}$$

Según lo explicado anteriormente, para que se produzcan fuerzas inerciales tienen que darse dos condiciones:

- Que haya una masa (a mayor masa, mayor resistencia al cambio).
- Que haya una fuerza que provoque un cambio (a mayor aceleración lineal por unidad de tiempo, mayor cantidad de cambio).

Las fuerzas inerciales se añaden a las fuerzas gravitacionales de los objetos en la Tierra. Estas incrementan las fuerzas de contacto con el cuerpo.



Ilustraciones 2.6.2.a y 2.6.2.b

En las ilustraciones se puede observar como al aplicar el doble de fuerza a una misma masa, esta ofrecerá el doble de carga inercial al astronauta de la derecha.

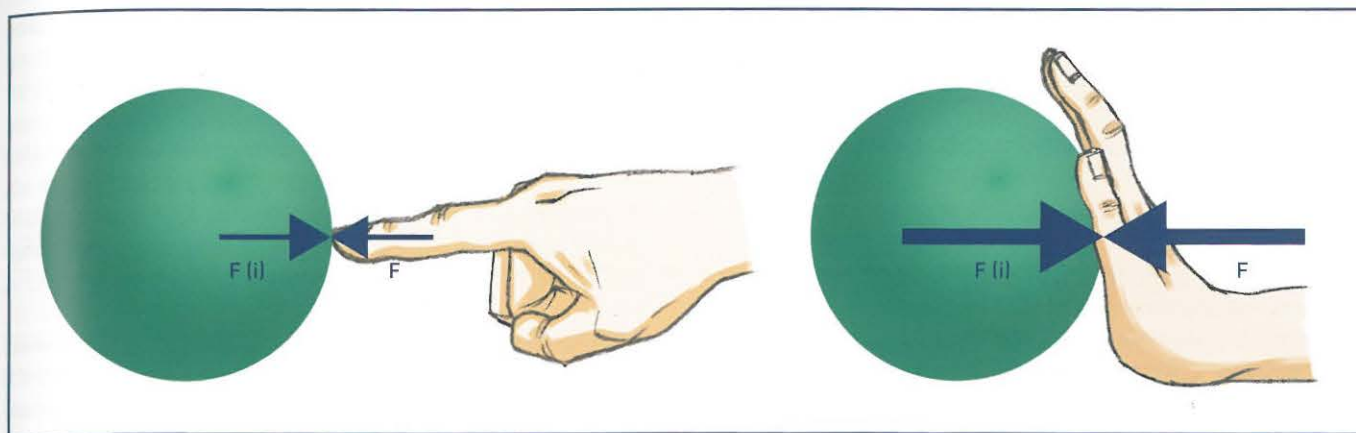


Ilustración 2.6.3

La fuerza inercial aumentará cuanto mayor sea la fuerza aplicada sobre una masa. Esta fuerza es de tipo reactivo

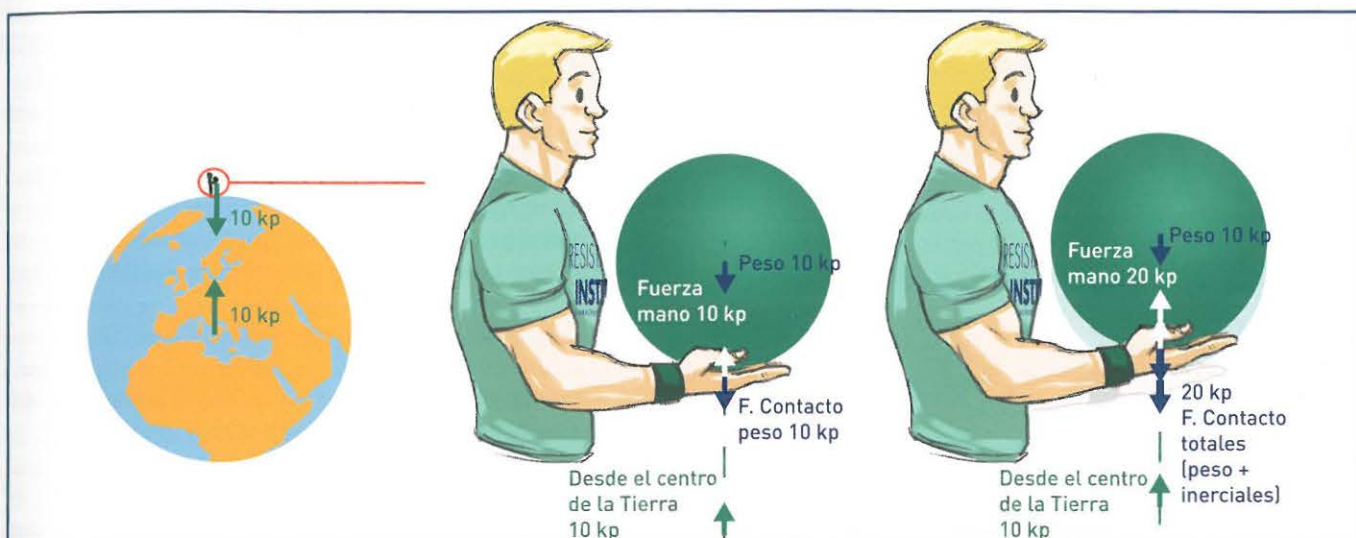


Ilustración 2.6.4

En la Tierra hay fuerzas inerciales y gravitacionales conviviendo en una misma masa.

LA CARGA INERCIAL EN LA TIERRA

La carga gravitacional provoca en la Tierra una fuerza desequilibrante sobre cualquier masa que resulta en una aceleración de $9,8 \text{ m/s}^2$ a no ser que otra fuerza actúe.

Una masa se resiste a la fuerza que ejerce la gravedad sobre ella y lo hace ofreciendo una fuerza de la misma magnitud y sentido opuesto a la fuerza de la gravedad y que afecta a la Tierra (3ª Ley de Newton). Es lógico pensar que la masa de la Tierra ofrece una inmensa inercia y la posible aceleración de esta es prácticamente inexistente y seguramente equilibrada por las fuerzas orbitales.

Se podría decir, entonces, que la resistencia al cambio que ofrece una masa a la fuerza gravitacional es absorbida por la Tierra y no afecta al cuerpo humano. De hecho, la fuerza gravitacional se traduce en el peso, el cual es realmente

lo que afecta al cuerpo. Esta es la razón por la que el peso corporal es considerado como una fuerza externa.

Por lo tanto, toda aceleración positiva o negativa de un cuerpo con un módulo de entre 0 y $9,8 \text{ m/s}^2$ en dirección y sentido hacia el centro de la Tierra está provocada por la fuerza de la gravedad y normalmente no se debe relacionar con carga inercial aplicada al cuerpo humano.

La carga inercial (fuerza aplicada al cuerpo humano) en la Tierra aparece en el momento que una masa en contacto con el cuerpo humano es acelerada positiva o negativamente por una fuerza interna.

DIRECCIÓN Y SENTIDO DE UNA CARGA INERCIAL

La carga inercial es una fuerza de tipo **reactivo** (3ª Ley de Newton). Como se observa en las imágenes 2.6.3 y 2.6.4,

la dirección y el sentido de la carga inercial son siempre **opuestos** al sentido de la fuerza interna que provoca el cambio sobre dicho objeto.

CARGA INERCIAL Y 2ª LEY DE NEWTON

LEY DE ACELERACIÓN (2ª ley de Newton)

Esta ley establece que la fuerza (F) que actúa en un cuerpo en una determinada dirección es igual a la masa (m) del cuerpo multiplicada por su aceleración (a) en dicha dirección.

$$\text{Fuerza} = \text{masa} * \text{aceleración}$$

Si se analiza su enunciado, se puede observar que la masa de un objeto juega un papel fundamental a la hora de determinar la fuerza necesaria para poder cambiar el estado de dicho objeto.

La aceleración proporciona información sobre **la cantidad de cambio**.

Es común confundir la resistencia al cambio con la cantidad de cambio. En la fórmula, la masa representa la resistencia al cambio (inercia) y la aceleración representa la cantidad de cambio.

La masa y la aceleración son inversamente proporcionales en relación a una misma fuerza de contacto aplicada a un cuerpo.

Las fuerzas de contacto de un objeto con el cuerpo humano están relacionadas no solo con el peso de dicho objeto, sino también con las fuerzas reactivas a las fuerzas que provocan aceleración en él.

La fuerza reactiva (carga inercial) sobre el cuerpo humano consecuencia de las fuerzas internas que provocan aceleración positiva o negativa es, en muchas ocasiones, **la gran olvidada** (especialmente la aceleración negativa contra fuerzas de la gravedad). Gracias a los dinamómetros y otros elementos de medida, se puede comprobar cómo la fuerza de contacto del peso puede ser pequeña en comparación con las cargas inerciales que se generan cuando existen elevadas aceleraciones provocadas por las fuerzas musculares. Las fuerzas inerciales son un factor a tener muy en cuenta en el entrenamiento. Sin ir más lejos, en ocasiones podría darse un "pico" de fuerza máxima en una aceleración no gravitacional elevada (positiva o negativa) dentro de una zona del rango articular, aunque el individuo no esté trabajando con pesos elevados propios del denominado "entrenamiento de fuerza máxima".

Aquí es donde se pone de manifiesto que el peso es

simplemente un factor más dentro de las fuerzas totales que se oponen a la acción de la musculatura.

Teniendo en cuenta lo ya visto, una vez más se puede volver a recurrir a la frase de Tom Purvis:

"El peso en tu mano no indica las fuerzas en tu cuerpo".

LA CARGA INERCIAL EN EL ESPACIO

A lo largo de los años, en los cursos impartidos por Resistance Institute se ha utilizado el recurso de imaginar cómo sería hacer ejercicio en el espacio. Muchos profesionales creen que en el espacio una masa no ofrece fuerzas, ya que al no haber fuerzas gravitacionales que atraigan al objeto, este no ofrece peso (fuerza). Pero se olvidan de que, aunque no haya peso, existen otras fuerzas que dicha masa puede ofrecer cuando una fuerza le provoca un cambio. Las fuerzas inerciales aparecen en el momento en que se acelera dicho objeto al recibir una fuerza. Es decir, cada vez que una masa recibe fuerzas aparecen otras fuerzas que se oponen al cambio de estado de dicha masa. Como ejemplo, si una persona le aplica una fuerza en el espacio de 10 N a una mancuerna de 10kg que está parada y sin movimiento, esta se acelerará 1 m/s^2 y aplicará una fuerza reactiva de tipo inercial de 10 N en sentido opuesto contra la persona (3ª Ley de Newton).

LOS EFECTOS DE LA INERCIA EN LA APLICACIÓN DE RESISTENCIAS EN EL EJERCICIO FÍSICO

Si se aplica el concepto de inercia en el entrenamiento, el deportista o practicante de ejercicio se encuentra con que cada vez que aplica una fuerza interna que consigue acelerar positiva o negativamente un objeto con masa a largo del ROM, este objeto responderá con una fuerza reactiva que incrementará la carga aplicada en el punto de contacto.

Es difícil entender el concepto en la Tierra -de aquí el gran mérito de Newton- ya que el peso de los objetos dado por la fuerza de la gravedad no permite ver claramente cómo actúan las **fuerzas inerciales** de un objeto que tiene masa.

Ahora se va a definir qué pasaría al describir los efectos de un ejercicio específico en el espacio (sin fuerza gravitacional). Se va a realizar un ejemplo con un *press* con mancuernas.

Mientras se aceleran las mancuernas en la fase inicial, se tiene que activar la musculatura anterior (empuje), cuando se aceleran las mancuernas negativamente, se tiene que activar la musculatura posterior (tracción) para poder parar el movimiento. Es realmente curioso: la musculatura anterior acelera y luego la musculatura posterior realiza la frenada de forma excéntrica articular en la misma fase, lo

que habría de considerarse en realidad un *pull* en lugar de un *press*. Y lo mismo sucede al volver a la posición inicial. Además, se puede realizar el movimiento en cualquier posición (sentado, tumbado,...) ya que la carga inercial solamente actúa en sentido opuesto al de la fuerza aplicada (se relacionará más adelante con la 3ª ley de Newton). En el espacio, se tendrá que buscar un punto de soporte para el ejecutante, ya que de otra forma, la aplicación de la fuerza producirá un desplazamiento del cuerpo.

En la Tierra, la fuerza gravitacional modifica los efectos de las cargas inerciales que llegan al cuerpo humano, como se ha comentado anteriormente. A veces se podría considerar la carga inercial como la carga oculta.

LAS CARGAS INERCIALES Y LA 3ª LEY DE NEWTON

La 3ª ley de Newton expresa lo siguiente:

LEY DE IMPACTO Y FUERZAS REACTIVAS

Para cada fuerza aplicada por un cuerpo a un segundo cuerpo, este aplica una fuerza igual pero de sentido opuesto. Por lo tanto, para cada acción existe una reacción igual pero de sentido contrario.

Las fuerzas en la Tierra están en todos lados aunque no se vean, ya que todas las masas en la Tierra están afectadas por la gravedad. Lo que se observa cuando no hay movimiento es un equilibrio de fuerzas sobre una masa (fuerza neta cero) debido a las **fuerzas reactivas**.

Aunque las fuerzas reactivas ofrecen una fuerza igual pero de sentido contrario a la primera fuerza que actúa, estas fuerzas no actúan sobre los mismos cuerpos, lo que puede permitir que existan fuerzas desequilibrantes sobre cualquiera de los cuerpos de forma individual. Si se coge como ejemplo un cuerpo que ejerce una fuerza de impacto sobre el suelo de 100 kp, el suelo ofrecerá una fuerza de 100 kp en sentido opuesto (fuerza de contacto reactiva). A su vez, dicho cuerpo tiene un peso de 70 kp y, por lo tanto, recibe fuerzas desequilibrantes de 30 kp que provocarán su desplazamiento respecto al suelo.

Esta perspectiva es clave para poder entender las bases de la mecánica aplicada al entrenamiento con resistencias.

EL CENTRO DE MASAS Y EL CENTRO DE GRAVEDAD DE UNA MASA (C.G.)

El centro de masas de un objeto es el punto donde virtualmente se concentra su masa cuando se quiere hacer cálculos estáticos. Es decir, es el punto donde la masa se equilibra en todos sus planos y donde se debería aplicar una

fuerza para producir traslación pura del objeto.

En la Tierra, el centro de masas coincide con el punto donde la gravedad actúa, es decir, con el C.G.

El C.G. sirve para poder determinar el movimiento de una masa. Puede estar situado en el centro geométrico en objetos homogéneos, pero en el cuerpo humano su localización es bastante complicada. Para determinarlo, se debería calcular el punto donde su masa se equilibra en todos sus planos y, siendo un objeto no homogéneo y con distribución de sus centros de masas segmentarios cambiantes (el centro de masas de cada uno de los segmentos corporales), el C.G. puede ubicarse en diferentes posiciones y, por tanto, afectar a las articulaciones de diferente forma. Puede, incluso, situarse fuera del cuerpo humano en determinadas posiciones.

A este C.G. puede sumársele el de una carga externa (maleta, pesa...) y variar el C.G. total, las fuerzas de contacto y la carga que reciben las articulaciones.

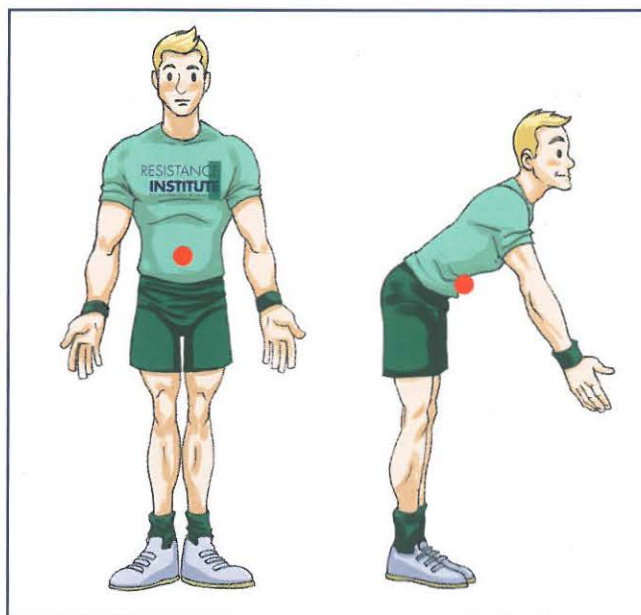


Ilustración 2.6.5

Representación del centro de gravedad en diferentes posiciones

El control del propio C.G. en relación con las fuerzas que actúan en su cuerpo es el primer reto que se encuentra el ser humano en su vida. Controlar el C.G. de la cabeza es un desafío importante durante las primeras semanas de vida.

Más adelante, es el control del C.G. de todo el cuerpo el que provoca un esfuerzo al sentarse, mantenerse de pie o caminar. Esto, a menudo, es llamado **equilibrio**.

Se debe entender que aunque la gravedad actúa en todos los puntos de un objeto, a efectos prácticos y de cálculo, su punto de aplicación es considerado el C.G.

Por desgracia, el cálculo del centro de gravedad sirve para poco en la aplicación real con deportistas y personas, ya que dicho punto de aplicación solamente da información sobre la fuerza con la que la Tierra atrae a una masa y no debe confundirse con la fuerza de contacto de la masa con el suelo u otra superficie.

Este hecho es importante para los estudiosos de la Biomecánica, ya que el cálculo de las fuerzas articulares viene determinado principalmente por las fuerzas reactivas de contacto y las fuerzas que generan determinados centros de masas segmentarios. Son principalmente las fuerzas de contacto las que provocarán fuerzas sobre las articulaciones y estas no tienen por qué ser las mismas que las fuerzas de la gravedad. Si las fuerzas de la gravedad que actúan sobre una masa fueran iguales a las fuerzas reactivas, no habría desplazamiento de los cuerpos.

Este es uno de los temas donde puede haber un interesante hilo de debate entre biomecánicos, ya que hasta el momento se le presta más atención al desplazamiento del centro de gravedad y su disposición, que a las fuerzas de contacto y cómo las fuerzas internas pueden modificar la cantidad y dirección de estas, consiguiendo, de este modo, el desplazamiento del C.G. durante la motricidad humana.

En ningún momento se ha dicho que no sea útil el cálculo del desplazamiento del C.G., sino que no se le confiere la importancia debida a cómo las fuerzas internas modifican las fuerzas de contacto y desplazan el C.G.

Debería tenerse en cuenta que las extremidades y la columna vertebral tienen su propio centro de gravedad segmentario. Si a la extremidad se le coloca una carga (mancuerna, por ejemplo), para ser exactos se debería calcular el centro de gravedad integrado entre la extremidad y la mancuerna en determinados ejes articulares. Aunque este es muchas veces obviado para el cálculo de los sistemas de palancas (para no complicar el aprendizaje), el centro de gravedad integrado habría de ser tenido en cuenta, ya que el sistema nervioso sí lo tiene en cuenta.

¿EN QUÉ TIPO DE EQUIPAMIENTO SE ENCUENTRAN LAS CARGAS INERCIALES?

Es importante darse cuenta de que la potencial **carga inercial** que se encuentra siempre en la Tierra es el **propio cuerpo**. El cuerpo es una masa que **pesa** y que tiene **inercia**.

El sistema neuromuscular está preparado, principalmente, para negociar con la resistencia que puede ofrecer su propia masa respecto a sus articulaciones, tanto si la resistencia viene provocada por el efecto del peso como por la carga inercial de sus segmentos al ser acelerados.

Las articulaciones soportan, en la gran mayoría de los casos, la fuerza que provoca el peso o parte de este y la resistencia al cambio de la masa corporal cuando hay aceleraciones lineales. Cualquier aceleración, cambio de dirección, modificación de la postura segmentaria, etc., no gravitacional, incrementará las fuerzas respecto a las articulaciones, que tienen que ser controladas por el sistema neuromuscular de la forma más adecuada para evitar daños y mantener la máxima **integridad estructural**.

Además de la carga inercial que puede ofrecer la propia **masa**, se sabe que la gran mayoría de cargas que se aplican al cuerpo pueden provocar fuerza inercial. Como, por ejemplo, el denominado **peso libre**: mancuernas, barras, discos, pelotas medicinales, etc., y también muchas máquinas: **máquinas de placas, sistemas de cables**, etc.

En conclusión, todas las cargas que tienen masa pueden provocar **carga inercial**.

VENTAJAS Y LIMITACIONES DE LAS CARGAS INERCIALES

Debido a la gran variedad existente en las cargas inerciales, sus propiedades no dependen únicamente de sus características intrínsecas, sino que también vienen determinadas por el diseño de la máquina (máquinas guiadas) y características de las guías, el sistema de cables, la fricción de sus componentes, la restricción de su libre movimiento, etc.

Las cargas inerciales tienen la ventaja de ofrecer un comportamiento influenciado por la aceleración y muy parecido al que se produce cotidianamente, con lo que deberían ser el tipo de cargas más utilizado en cualquier programa de entrenamiento.

La desventaja radica en que, tal y como sucede en muchas acciones de la vida diaria y especialmente en lo que respecta al control del propio cuerpo, las aceleraciones y frenadas generadas por las fuerzas internas, aumentan los requerimientos de fuerza aplicada a las articulaciones, pudiendo incrementar el riesgo de perder integridad en las estructuras articulares y musculares cuando disminuye el grado de control de dichas aceleraciones y frenadas generadas por la fuerza interna.

Es importante no extraer la conclusión de que las **aceleraciones son malas** debido a que pueden

incrementar los requerimientos de fuerza en el sistema musculoesquelético. Más bien se trata de poner las cartas sobre la mesa y explicar cómo en cada contexto el profesional se puede valer de todas las herramientas y conocer los efectos sobre la variación en los estímulos que puede provocar su utilización. Se ha de tener en cuenta que en el caso de las fuerzas inerciales, la utilización estratégica de las aceleraciones internas marcará de forma considerable las pautas de la progresión con el cliente. No se debe perder de vista que la mayoría de los requerimientos de fuerzas de la vida diaria son de tipo reactivo inercial. Estas fuerzas inerciales, en el contexto individual específico, pueden ser clave para conseguir muchas de las adaptaciones buscadas.

LOS SISTEMAS DE POLEAS

Los sistemas de poleas están diseñados principalmente para cambiar la dirección de la carga. O dicho de otro modo, **la función fundamental de una polea es redireccionar la línea de carga.**

En relación con estos sistemas de poleas existe la creencia popular de que su diseño está concebido para poder desmultiplicar la carga. La realidad no es esa, fundamentalmente porque una polea por sí misma no tiene por qué producir una desmultiplicación de la carga (eso únicamente ocurre bajo unas determinadas condiciones).

Gracias a los sistemas de poleas se consigue adaptar la dirección de la fuerza a diferentes planos de trabajo, pudiendo manipular las resistencias y adaptarlas a diferentes objetivos. Esta cualidad se puede observar en la ilustración 2.6.6.

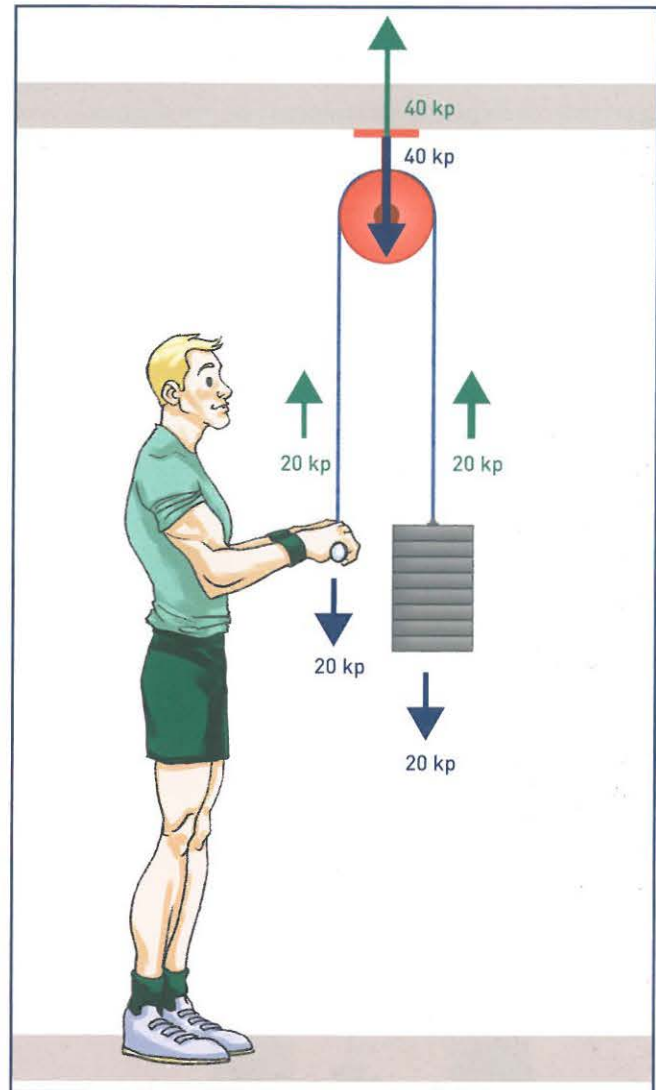
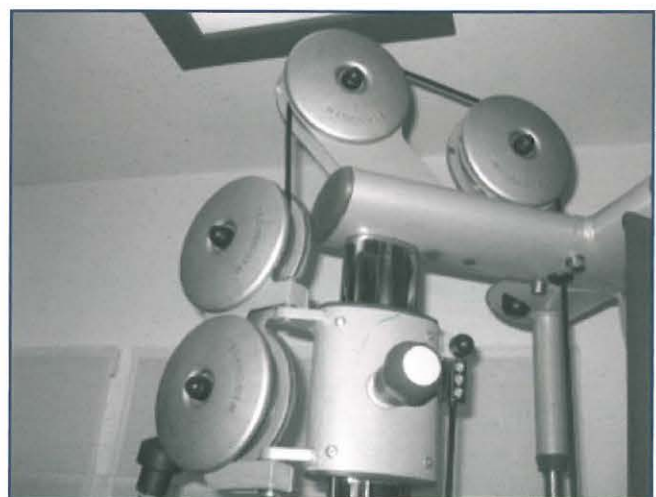


Ilustración 2.6.6

En este ejemplo, la dirección de la fuerza de las placas es hacia abajo. Si el personaje hubiera tenido que levantar las placas sin la polea habría tenido que ejercer una fuerza opuesta (hacia arriba). Como dispone de una polea, puede hacer una tracción hacia abajo.



Fuente: Resistance Institute 2005



¿CUÁNDO PUEDE UN SISTEMA DE POLEAS PROVOCAR UNA VENTAJA O DESVENTAJA MECÁNICA?

Si un sistema de poleas está colocado de manera que la leva se mueva linealmente y no permanezca fija en un punto de soporte y, por tanto, se desplace junto con la carga, puede darse una ventaja o desventaja mecánica. Esto es así cuando el cable que rodea la leva esté fijo en un extremo y sea móvil por el otro.

Al colocar la leva junto a la carga se reparte la fuerza entre los dos lados del sistema de poleas y, como solamente se mueve uno de ellos y el otro queda inmóvil, la carga que llega a uno de los lados queda desmultiplicada.

Al quedar uno de los extremos del cable anclado a un punto fijo, solo se puede producir movimiento en el otro extremo. Esto hace que la carga se reparta entre los dos lados del cable, por lo que la fuerza necesaria para mover dicha carga será la mitad. Este fenómeno se denomina desmultiplicación de la carga y provoca una ventaja mecánica, ya que se puede mover el doble de carga con el mismo esfuerzo o bien, desplazar una misma carga con la mitad de esfuerzo. Como es lógico, en Física, esta ventaja no es gratuita y provoca que el desplazamiento de la carga obtenido sea la mitad que el obtenido en el otro lado del sistema de poleas. De manera que el trabajo mecánico (W) entre ambos lados del sistema se iguala ($W = \text{fuerza} \cdot \text{distancia}$). Ver ilustración 2.6.10a. El trabajo mecánico será estudiado en el capítulo 3.

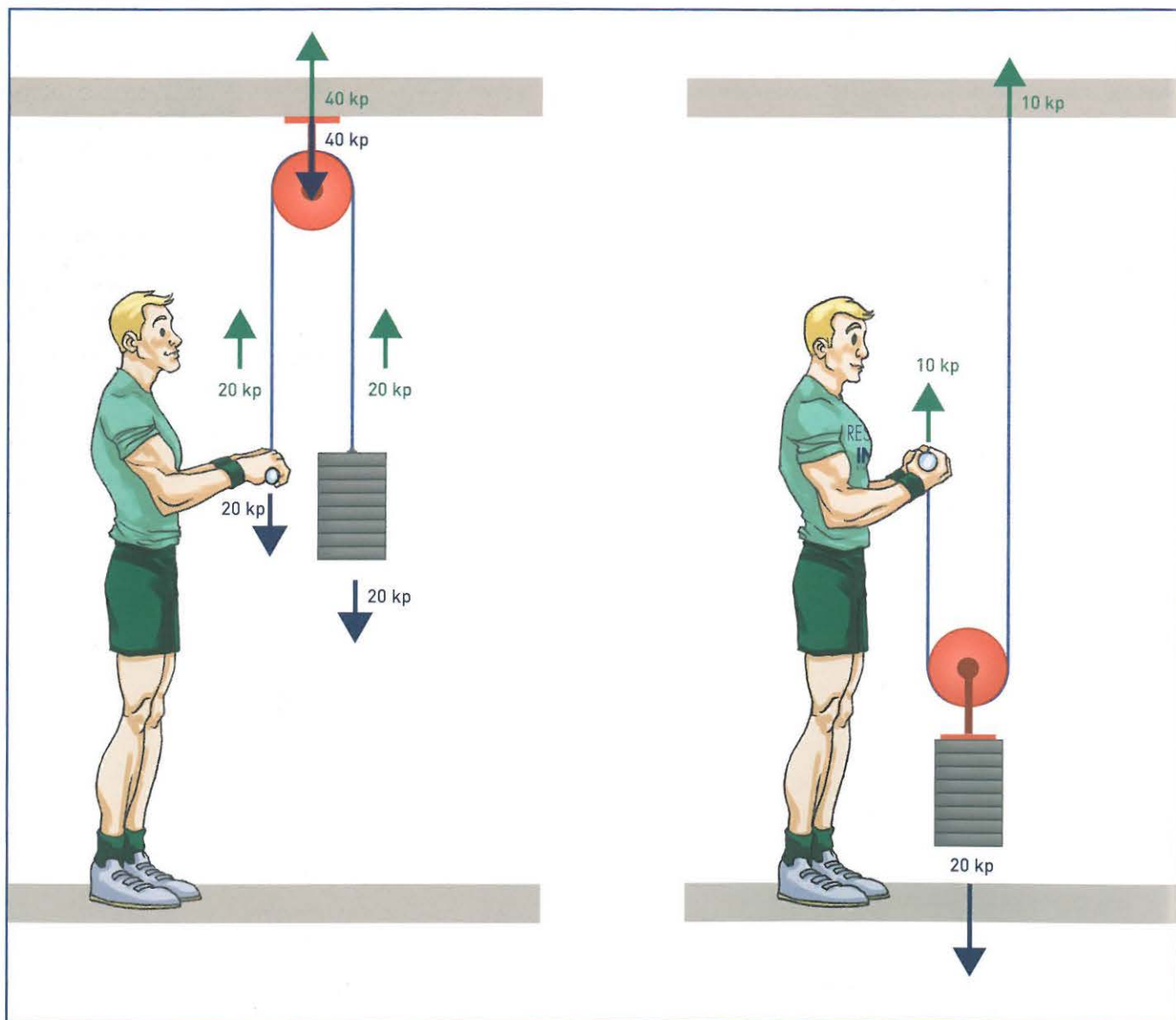


Ilustración 2.6.7

La imagen de la derecha es la representación de un sistema de poleas desmultiplicado en el que, para una fuerza de 20 kp se recibe una carga en el cable de 10 kp. A la izquierda, un sistema de poleas simple en el que 20 kp de placas transmiten 20 kp de placas al cable.



En estas fotografías se puede observar un sistema de poleas desmultiplicado por dos. Esta desmultiplicación se da en el momento en el que se realiza el ejercicio de forma unilateral y uno de los extremos queda fijo. Fuente: Resistance Institute 2005.

Si se coloca más de una leva móvil en la misma carga, la fuerza se divide como mínimo por cuatro (en función del número de levass).

De esta forma es posible obtener:

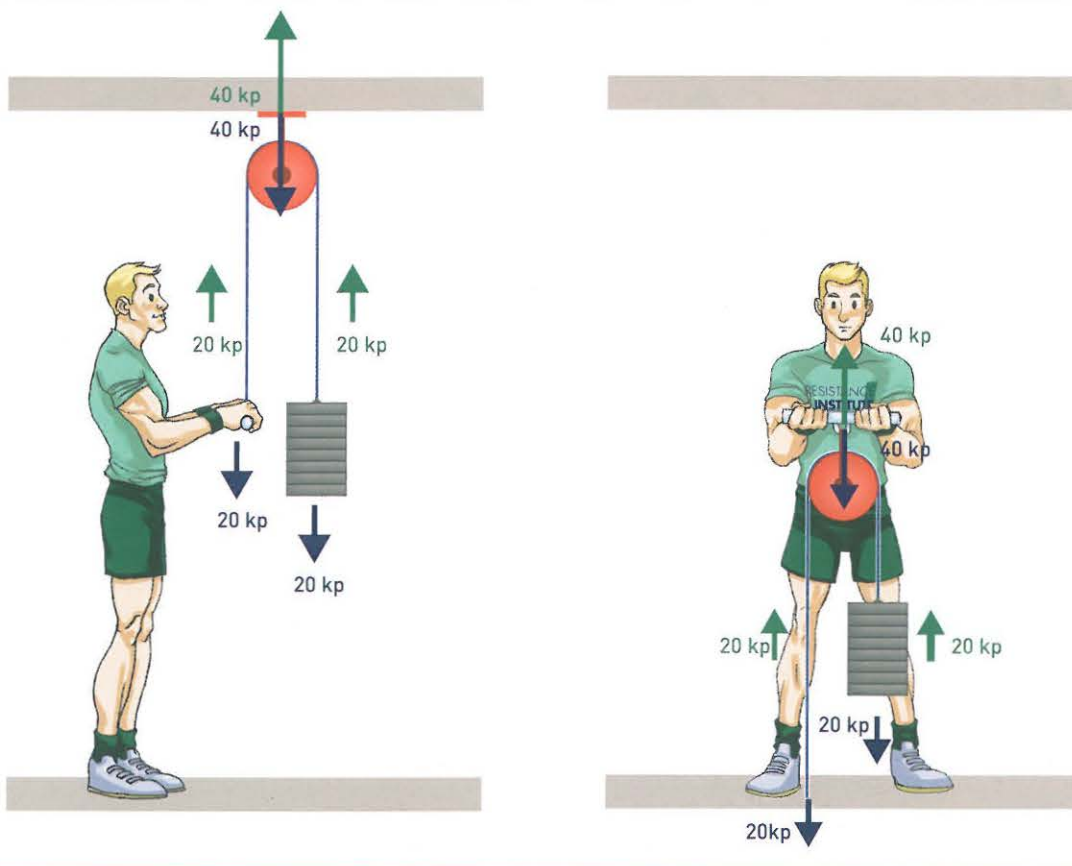
- Con una polea: desmultiplicación por dos (carga: 50%, desplazamiento: 50%).
- Con dos poleas: desmultiplicación por cuatro (carga: 25%, desplazamiento: 25%).
- Con tres poleas: desmultiplicación por 6 u 8 (carga 16,6%/12,5%, desplazamiento 16,6%/12,5%).
- Y así sucesivamente

Una desventaja mecánica también puede lograrse mediante la utilización de un sistema de poleas.

Cuando se ubica una leva con desplazamiento lineal en el lado de la potencia, se produce una multiplicación de la carga, ya que la tensión del cable se duplica. A cambio, se obtiene el doble de movimiento (ilustración 2.6.10b).

Ilustración 2.6.8

La segunda imagen es la representación de un sistema de poleas multiplicado en el que, para una fuerza de 20 kp, se obtiene una carga en el cable de 40 kp. A la izquierda, un sistema de poleas simple en el que, de 20 kp en las placas, se transmite al cable una carga de 20 kp.



LOS SISTEMAS DE POLEAS DE "LAZO CERRADO"

En los sistemas de poleas se puede producir un fenómeno interesante en el momento en que la polea **cierre el sistema** entre la carga y la potencia.

Si la potencia y la carga forman parte de un lazo cerrado, se produce una desmultiplicación de la carga aunque la polea no se mueva de forma lineal.

Este hecho se puede observar en máquinas como el Reformer de Pilates, Gravity...

Para que suceda este fenómeno, la persona debe formar

parte del sistema ya que, como se acaba de exponer, es estrictamente necesario que la potencia esté integrada junto con la carga.

Si se representa gráficamente dentro de un sistema sencillo, se puede entender mejor. Aunque la base científica es prácticamente la misma que en los sistemas mostrados anteriormente, la carga en estos casos queda repartida en diferentes cables (**cuantos más cables estén en contacto directo con la carga más desmultiplicación se producirá en dicho sistema**), en el ejemplo de la imagen izquierda de la ilustración 2.6.9 se trata de dos cables y, por lo tanto, la carga queda desmultiplicada por dos.

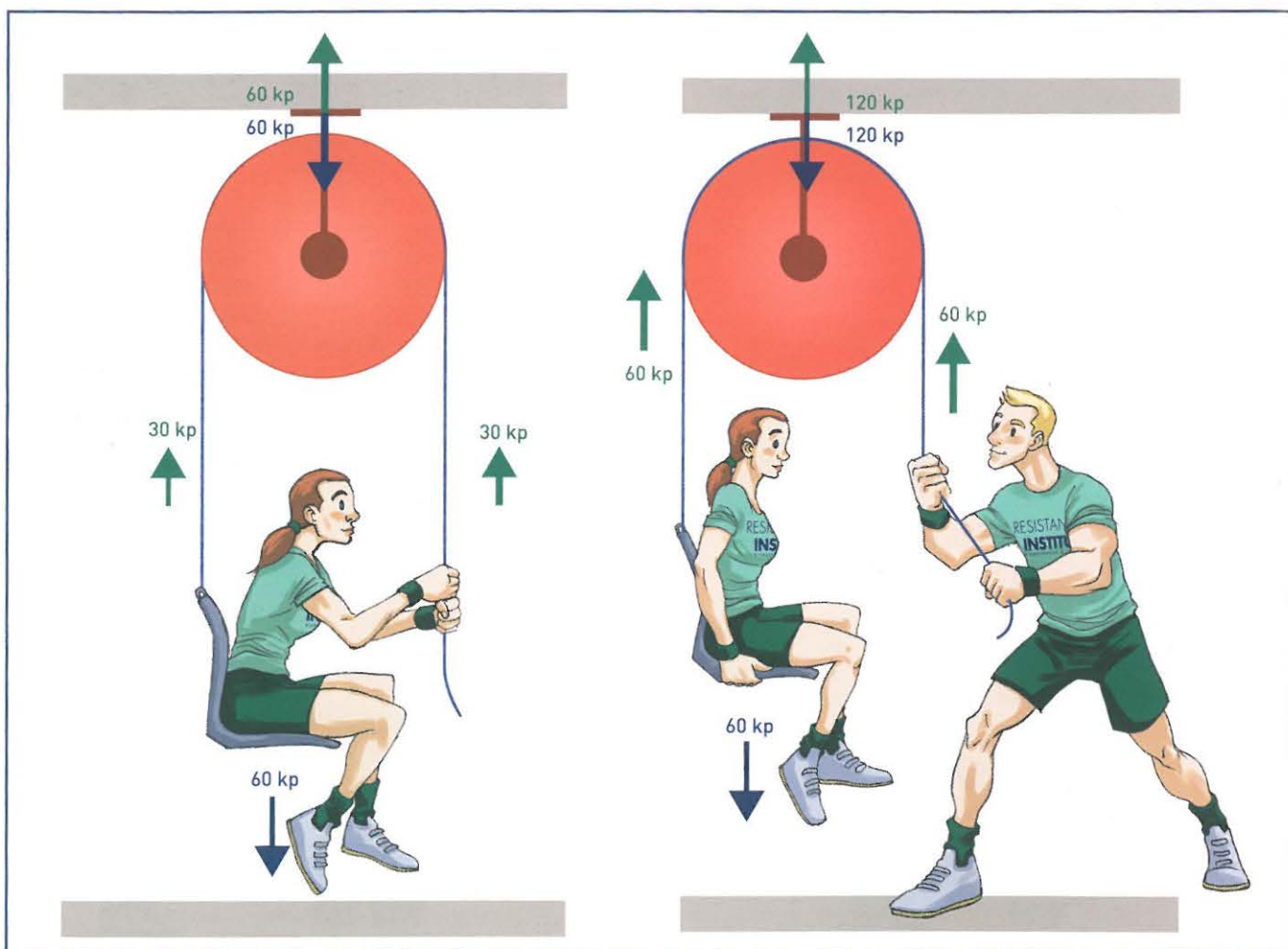


Ilustración 2.6.9

Representación de poleas de lazo cerrado con respecto a las poleas simples.

En la ilustración 2.6.9 se puede ver cómo en un primer momento carga y potencia están dentro de un mismo sistema, y por tanto la carga queda repartida entre dos cables. Es por este motivo que queda dividida en dos partes y la chica realiza la fuerza solamente desde uno de ellos.

En cambio, cuando la carga y la potencia no provienen del mismo sistema, este último debe generar una fuerza equivalente a la carga para mantener el equilibrio, ya que la polea simplemente redirecciona.

SISTEMAS DE CABLES Y DESMULTIPLICACIÓN O MULTIPLICACIÓN DE LA CARGA INERCIAL

Tal y como se ha comentado, los sistemas de poleas pueden provocar que la carga sea desplazada de diferente forma a cómo lo hace la potencia.

Cuando la carga se desmultiplica por dos y se obtiene la mitad de desplazamiento en relación al desplazamiento segmentario, las fuerzas inerciales se ven reducidas a la mitad para un mismo tiempo (ratio) de aceleración-frenada. En definitiva, el cambio provocado a la carga queda reducido a la mitad, por lo que las fuerzas inerciales se reducen de igual manera para un mismo tiempo de aceleración-frenada.

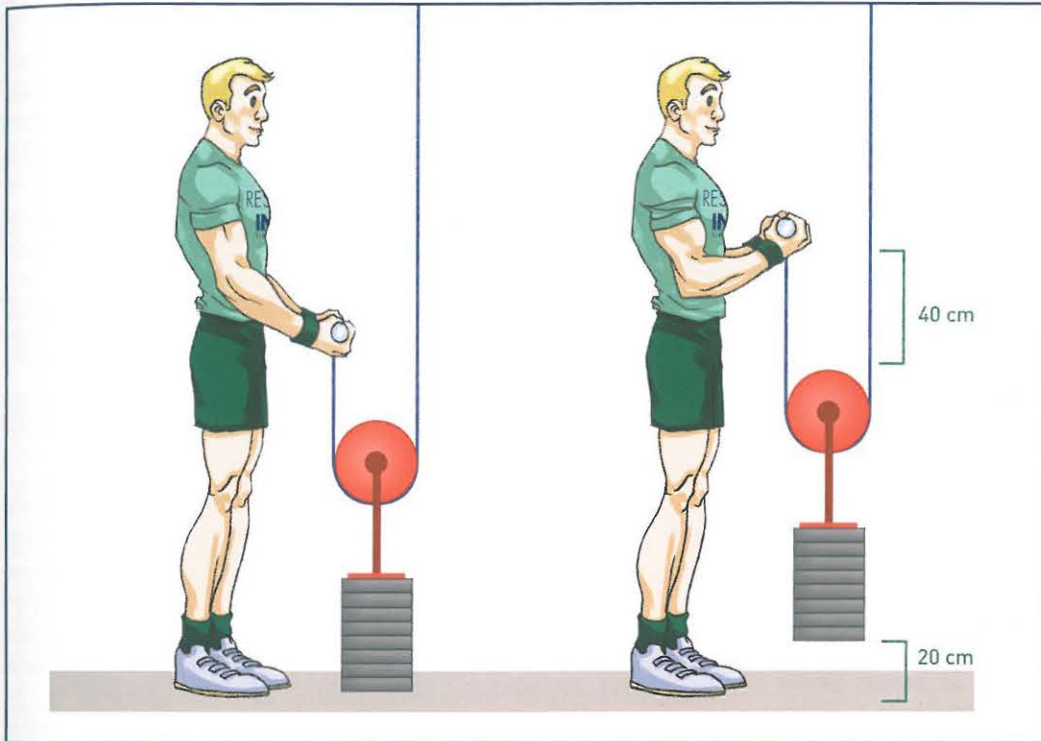


Ilustración 2.6.10a

El desplazamiento de la carga es la mitad que el de la potencia.

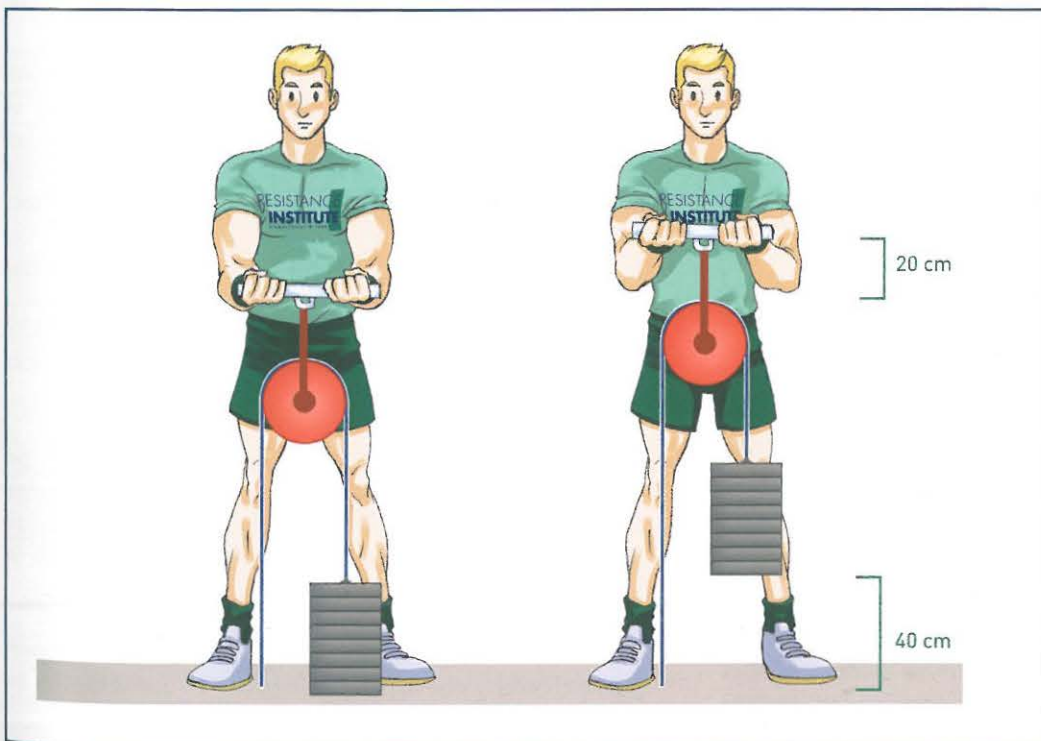


Ilustración 2.6.10b

El desplazamiento de la carga es el doble que el de la potencia.

Así pues, aunque la carga sea el doble respecto a un sistema de poleas sin desmultiplicar y, por tanto, la resistencia sea la misma en estático, cualquier aceleración que se provoque afectará la mitad debido a que se produce el 50% de aceleración en comparación con un sistema sin desmultiplicación y para un mismo ratio de aceleración-frenada.

En un sistema multiplicado por dos se obtiene el doble de desplazamiento de la carga en relación al desplazamiento segmentario, y las fuerzas inerciales se ven incrementadas al doble para un mismo ratio de aceleración-frenada.

Estos dos ejemplos se pueden observar en las ilustraciones 2.6.10a y 2.6.10b.

Ver vídeos poleas en la página web de Resistance Institute.

SISTEMAS DE POLEAS DESMULTIPLICADOS Y LIBRES DE INERCIA

Existen una gran variedad de sistemas de poleas con desmultiplicación de la carga. Es interesante observar cómo la gran mayoría de máquinas de *pull* no están desmultiplicadas y que, conviviendo sistemas desmultiplicados con sistemas multiplicados dentro de un mismo espacio, **no se tiene en cuenta a la hora de numerar las placas**, la tensión real del cable que llega al punto de contacto del cuerpo.

La gran mayoría de los sistemas de poleas llevan una desmultiplicación por dos, desmultiplicando la carga a la mitad, aunque algunos de ellos lo hacen por cuatro, e incluso, existen sistemas de poleas que ofrecen la opción de escoger entre desmultiplicar por dos o cuatro.

Esta es una de las razones por la que muchos practicantes en las salas de fitness dicen que los cables ofrecen una "resistencia más constante". La verdad es que la gravedad siempre es constante, lo que pasa es que la curva de carga en sistemas de poleas desmultiplicados es más constante que las cargas no desmultiplicadas debido a la disminución de las fuerzas inerciales para los mismos ratios de aceleraciones positivas o negativas.

En el mercado existen sistemas de poleas desmultiplicados que permiten variar la dirección de la carga en múltiples posiciones diferentes. Esto permite trabajar en una infinidad de planos y crear diferentes variaciones de estabilización.

Algunas máquinas guiadas que funcionan con sistemas de poleas permiten desmultiplicar la carga cuando se trabaja de forma unilateral, de manera que la carga no tiene que modificarse al realizar el ejercicio con una extremidad. Los efectos inerciales también se verán modificados en este caso, debido a la reducción a la mitad del desplazamiento de

las placas en relación al movimiento articular, si se compara con la acción bilateral.

Se pueden encontrar también en el mercado sistemas de poleas que permiten eliminar la carga inercial de las placas. Esto se consigue realizando ejercicios bilaterales simultáneos asimétricos, de manera que la carga no sufra ningún tipo de desplazamiento y, por tanto, solo afecte la carga provocada por el peso, eliminando los efectos de la inercia.

Una variación respecto a los sistemas de poleas son máquinas que utilizan un sistema de cable denominado **closed loop** o de lazo cerrado, que provoca un incremento exponencial de la carga en función del ángulo creado entre los cables y el agarre. En este caso se debe calcular cuál es la línea de carga resultante creada entre los dos cables. La carga inercial es también exponencial y relativa a dicho ángulo aunque exista una velocidad segmentaria constante.

VENTAJAS Y LIMITACIONES DE LA DESMULTIPLICACIÓN DE LA CARGA

Poder desmultiplicar el sistema de poleas y, por consiguiente, los efectos de la inercia, puede ser útil cuando la persona todavía no controla bien las aceleraciones y especialmente las desaceleraciones. Como ya hemos visto, a mayor desmultiplicación, menos afecta la carga inercial cuando se aceleran los segmentos corporales. Por lo tanto, es una herramienta interesante dentro de la progresión en el aprendizaje de un ejercicio con resistencias y muy útil dentro del ámbito de la salud.

Cuando hay desajustes propioceptivos, los sistemas de poleas desmultiplicados pueden ser una alternativa interesante al poder ofrecer una curva de fuerza menos alterada por las aceleraciones, lo que se asemeja un poco más a las condiciones que puede ofrecer una carga libre de inercia. De todos modos, en las poleas desmultiplicadas hay que considerar que los efectos inerciales siguen presentes por la resistencia al cambio de los segmentos corporales. Las poleas desmultiplicadas podrían caer dentro de la progresión después de trabajar con cargas libres de inercia y antes de empezar a trabajar con cargas inerciales en determinados planos de fuerza.

También puede interesar utilizar estas máquinas después de haber sufrido una lesión, ya que la disminución de la carga inercial para un mismo ratio de aceleración provoca picos de fuerza menos agresivos que pueden ser preferibles en la adaptación de la estructura a la aplicación de resistencias.

Es evidente que todas las diferentes herramientas tienen pros y contras y que al obtener ventajas en una dirección se pierden beneficios en otra.

Por dicho motivo, el trabajo con poleas desmultiplicadas puede llevar al ejecutante a conseguir secuencias motoras donde la carga inercial no se comporta igual que en la mayoría de acciones de la vida cotidiana, con cargas inerciales considerables en la mayoría de ellas. Abusar de este tipo de poleas desmultiplicadas sin una adecuada transferencia hacia acciones que requieran más fuerza muscular para controlar las aceleraciones positivas o negativas, puede limitar la habilidad neurológica, perdiendo adaptación a los efectos reales de las cargas inerciales puras (pesos, maletas, bolsas, balones...).

Además, la progresión hacia determinadas secuencias motoras similares a las realizadas en muchas acciones deportivas se debería hacer utilizando la aceleración como variable.

Esta es la razón por la que es importante remarcar que **no** existe un sistema de poleas mejor que otro, sino que es la utilización estratégica de uno u otro tipo (junto con otras herramientas) en función de los objetivos y habilidades de cada persona la clave para obtener los beneficios deseados.

TENSIÓN Y CARGAS ELÁSTICAS

La elasticidad se define como la propiedad por la cual un material se recupera de una deformación producida por una fuerza. Los materiales elásticos son aquellos que son capaces de recuperar su forma original una vez dejan de actuar sobre ellos las fuerzas que les provocaron deformación.

Una matización importante que se intenta dejar clara en los cursos de formación impartidos por Resistance Institute, es la imposibilidad de cuantificar la elasticidad, debido a que se trata de una propiedad de tipo cualitativo y no cuantitativo. Es una idea difícil de explicar en un libro, pero de fácil comprensión cuando se debate y se razona entre un grupo de profesionales bien formados.

Un material tiene propiedades elásticas o no las tiene; eso es lo que hace que sea una propiedad cualitativa, que no se puede medir. Esto significa que no se puede decir que una persona sea más o menos elástica, sino simplemente que es elástica. En el cuerpo humano se habría de considerar la viscoelasticidad en lugar de la elasticidad. Un material con propiedades elásticas tiene otras inherentes a dicha elasticidad que pueden ser cuantificables, como la rigidez, la histéresis, la deformación dentro de la zona elástica... todas ellas medibles a través de la curva carga-deformación.

La resistencia a la elongación que ofrece un material elástico no se debe a su masa y, por tanto, tampoco está sujeta a los efectos de la gravedad o a efectos propios de la inercia. Así pues, las fuerzas relacionadas con la inercia no son propias de este tipo de cargas.

La capacidad de un objeto para volver a su posición original después de ser deformado depende de sus propiedades estructurales, de su longitud, su diámetro, de su porcentaje de deformación, etc. Con todos estos datos se podrá determinar el denominado módulo de elasticidad.

Cuando un material alcanza su límite elástico, la alteración de la longitud afecta a su estructura, perdiendo las propiedades elásticas y entrando en zona plástica (zona donde el material sufre daños estructurales) y, por lo tanto, no recuperando el estado original (aquel que tiene al no recibir fuerzas). Para hacer todos estos cálculos se utiliza el módulo de Young o módulo de elasticidad. El módulo de elasticidad da la medida cuantificable de la **rigidez**. La rigidez mide la resistencia a la deformación y es por lo tanto el cociente entre la fuerza aplicada a un material y la deformación que se produce en este.

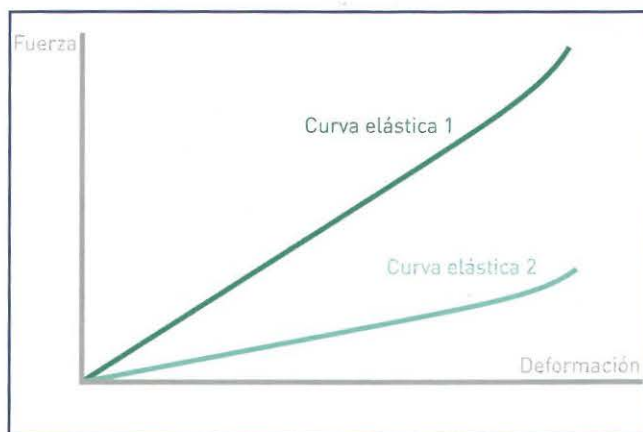


Ilustración 2.6.11

Ejemplo del comportamiento de dos materiales elásticos para saber cuánta fuerza se necesita para conseguir una deformación determinada.

Este tipo de material es bastante utilizado en las salas de fitness y sus características y propiedades difieren de las cargas inerciales de forma considerable, proporcionando perfiles de fuerza diferentes.

Estas diferencias radican básicamente en que:

- Son virtualmente carentes de inercia.
- La carga varía en función del módulo de elasticidad y del porcentaje de deformación (es de suma importancia saber las características de cada tipo de elástico y qué zona del porcentaje de deformación es utilizada a través del ROM).

A pesar de que en muchos libros relacionados con el ejercicio se explica que una mancuerna ofrece una carga constante y que un elástico ofrece una carga variable a través del ROM, se puede observar en cualquier experimento casero que esto no tiene por qué ser cierto.

Como se muestra en los vídeos de Resistance Institute (www.resistanceinstitute.com), o al realizar un experimento con un dinamómetro, una banda elástica larga de baja rigidez y una mancuerna y ejecutar una misma acción articular con cada una de estas herramientas, se puede observar que el dinamómetro modifica mucho más sus cantidades de fuerza cuando se realiza el ejercicio con la mancuerna que cuando se realiza con el elástico. Esto es debido, principalmente, a que el elástico tiene una baja rigidez unida a un bajo porcentaje de deformación (*strain*) dada su longitud y no requiere elevadas fuerzas para ser acelerado. Mientras, en la mancuerna, las fuerzas reactivas inerciales que se resisten al cambio son las responsables de las considerables modificaciones de carga mostradas en el dinamómetro.

Como se acaba de mencionar, es importante considerar la longitud del material elástico, ya que la fuerza elástica de un cuerpo al ser deformado viene relacionada con el porcentaje de deformación (*strain*). Esto significa que si se entrena con una carga elástica de un metro de longitud y se deforma un metro al realizar un ejercicio determinado, se está obteniendo un porcentaje de deformación del 100% desde su posición de reposo. Pero si se coge el mismo elástico -aún a pesar de tener la misma rigidez- por la mitad (o como se hace muchas veces enrollándolo alrededor de la mano), para ese mismo ejercicio, se obtendrá un 200% de deformación, cambiando de forma considerable la cantidad de carga elástica que llega al cuerpo.

Se debe considerar también desde qué porcentaje de deformación se inicia el ejercicio, ya que se podría crear una curva de carga elástica (cantidad de carga elástica en relación al ROM articular en un ejercicio dado) muy diferente en función de si se empieza desde reposo hasta una deformación del 100%, o de si se empieza con una deformación del 100% hasta una del 200%. En ambos casos, el porcentaje de deformación es el mismo, pero la curva de elasticidad que ofrece el material es diferente, lo que repercutirá en la carga que llega al punto de aplicación.

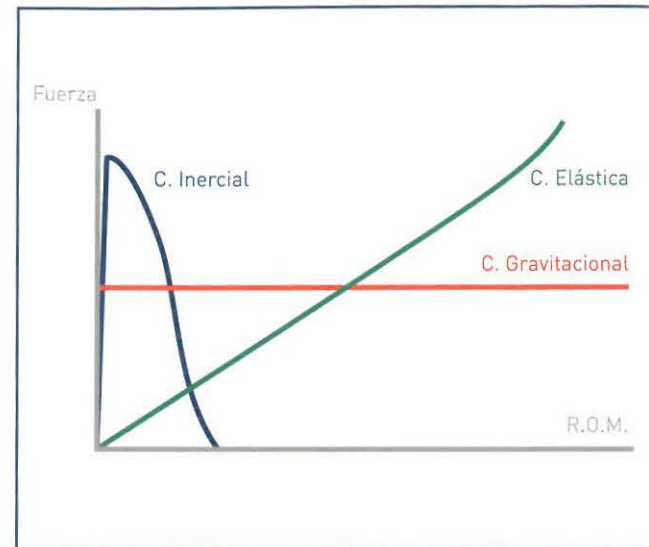


Ilustración 2.6.12

Representación gráfica teórica de diferentes tipos de cargas.

VENTAJAS Y LIMITACIONES DE LAS CARGAS ELÁSTICAS

Igual que se ha comentado anteriormente, las cargas que tienen un tipo de propiedades adolecen de otras y es lógico pensar que ninguna puede ofrecerlas todas.

Las cargas elásticas proporcionan fuerzas libres de inercia y, por tanto, para una misma aceleración segmentaria, será necesaria menos fuerza que si se trabajara con carga inercial). Además, la curva de elasticidad varía mientras se deforma el material, lo que supone que resultaría ideal adaptar la curva de fuerza a las capacidades de generar tensión alrededor de las articulaciones implicadas. Es importante conocer el coeficiente elástico de cada material y ser conscientes de que la longitud inicial del material determina el porcentaje de deformación, como se ha explicado anteriormente.

Cuando se describan los sistemas de palancas y el *torque*, se podrá observar que para calcular la resistencia a través del ROM articular cuando se utiliza una carga elástica, se ha de tener en cuenta tanto la variación de la carga como la del brazo de momento a lo largo del recorrido articular para así poder conseguir un perfil de resistencia más adecuado. En muchas clases dirigidas de ejercicio físico en los centros de fitness se puede observar como se utilizan estas cargas sin tener en cuenta las consideraciones mencionadas.

Este tipo de material es relativamente barato y ofrece un perfil de carga interesante para objetivos de salud profilácticos y en períodos post-lesión gracias a sus características no inerciales y a la progresiva disminución de la carga a lo largo de la fase excéntrica.

Igual que sucede con los sistemas de cables desmultiplicados y, especialmente, con los libres de inercia, las cargas elásticas adolecen de la capacidad de progresar mediante un cambio del perfil de la fuerza relacionado con las fuerzas de aceleración y, por tanto, su transferencia hacia secuencias motoras adaptadas a cargas inerciales no es la más

adecuada. Esto no es negativo si se realizan las adecuadas transferencias dentro de la planificación estratégica con cada cliente/deportista.

CARGAS NEUMÁTICAS

La compresión de aire en un cilindro es otro método virtualmente libre de inercia para crear resistencias. En algunos casos sus propiedades son parecidas a las de las cargas elásticas.

Algunas marcas comerciales han diseñado sistemas de cables donde la carga proviene de la compresión de aire, eliminando las cargas inerciales virtualmente. A diferencia de las máquinas que utilizan un sistema de poleas, el ejercicio no tiene por qué ser de tipo bilateral asimétrico para ser liberado de los efectos de la inercia, ya que es la propia fuerza la que no es inercial.

Se pueden apreciar las mismas ventajas y limitaciones que con las cargas libres de inercia. Además de las ventajas/limitaciones propias de cada máquina (guiada, no guiada, diseño...)

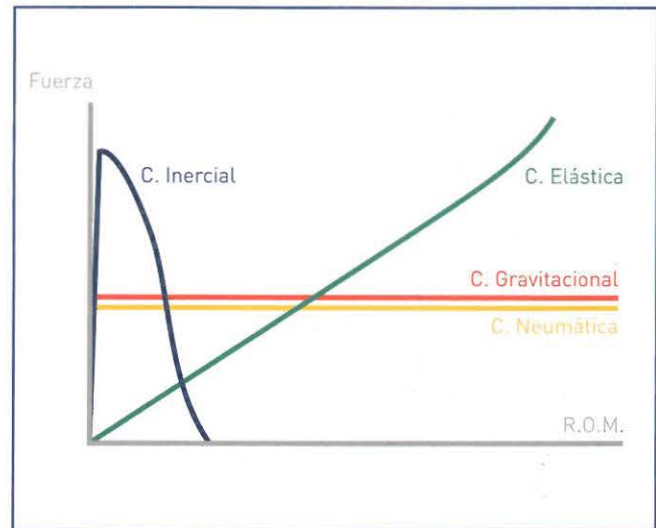


Ilustración 2.6.13

Representación gráfica teórica de los diferentes tipos de cargas. La carga neumática no varía la carga durante todo el recorrido (si no se tiene en cuenta la aceleración de los segmentos corporales). Este tipo de carga es libre de inercia.

LA CARGA DEL AGUA

Es un tipo de carga denominada "acomodada", que varía directamente con el esfuerzo y la dirección del mismo. **No ofrece resistencia en la fase isométrica**, aunque podría hacerlo si se manipulase con otro tipo de carga como la de una boya que busque flotar hacia la superficie. **Tampoco** ofrece carga **excéntrica**, ya que no tiene una dirección determinada, sino que su dirección se acomoda a la fuerza realizada por la persona. Aunque en cierta medida es una fuerza reactiva y podría creerse que de características similares a la carga inercial, la realidad es que su comportamiento es diametralmente diferente, ya que no se opone siempre con la misma fuerza y ofrece siempre carga opuesta a la dirección del movimiento, provocando que no haya trabajo de tipo excéntrico articular (fuerza en la misma dirección del movimiento), a no ser que, como se acaba de comentar, una boya o algún sistema haga fuerza para salir a la superficie y, por tanto, provoque una alteración del comportamiento mecánico. Este tipo de carga se puede dar a través de todos los planos del espacio.

Como es lógico, este tipo de carga es virtualmente libre de inercia, además de ofrecer, si el agua cubre la totalidad del cuerpo, una situación de virtual ingravidez. Cuando el agua no cubre la totalidad del cuerpo, se mezclan fuerzas gravitacionales (peso) con los componentes de flotabilidad y carga del agua.

Sus **ventajas** generan que el perfil de carga (carga a lo largo del ROM articular de un ejercicio) se adapte a las capacidades de generar tensión, **eliminando los picos de fuerza sin control típicos de las fases excéntricas** y, por lo tanto, **evitando las zonas del ROM sin control de la carga**, disminuyendo de forma significativa el riesgo de dañar estructuras (aunque todo tipo de aplicación de resistencias tiene el potencial para generar riesgo). Además al no haber generalmente fase excéntrica articular, ya que el retorno a la posición inicial se hace en contracción concéntrica articular en la dirección opuesta, es más fácil obtener un mejor equilibrio a nivel de la musculatura trabajada, conveniente siempre y cuando se haya comprobado previamente que

existe una adecuada función muscular específica y se realice un trabajo de forma equilibrada. Esta misma ventaja se convierte en problema cuando se trata de transferir las secuencias motrices a las acciones diarias en la Tierra.

El agua puede ser útil dentro de la progresión en la aplicación de resistencias y, especialmente, cuando el profesional tenga que dar respuesta a clientes con patologías como

condromalacias, artrosis degenerativa, periodos post-operatorios ligamentosos, óseos.

La estrategia de ir combinando la aplicación de carga del agua y cargas de otro tipo, es indispensable para una transferencia lo más adecuada posible a la vida en la Tierra, marcada por los efectos gravitacionales e inerciales.

CARGAS DE PISTONES HIDRÁULICOS

Son cargas con características parecidas al agua, con lo que pueden describirse también como cargas de tipo acomodado, ya que solamente ofrecen carga cuando se les aplica fuerza. Este tipo de cargas se pueden considerar de tipo reactivo. Esta carga reactiva del pistón puede ser alterada modificando la carga aplicada por el cliente; a más fuerza se aplica por unidad de tiempo, más se resiste a esta, permitiendo muy poca aceleración. Aunque también se puede modificar la resistencia del hidráulico, la cual permite modificar la fuerza aplicada necesaria para conseguir desplazamientos del pistón.

Por lo tanto, este tipo de cargas evita en gran medida la aceleración del segmento de forma significativa y ofrece fuerza siempre en dirección opuesta al desplazamiento

(empuje del pistón hidráulico). De esta forma, no hay que realizar fuerza de frenado y, a diferencia de las cargas inerciales, no hay ninguna resistencia a la frenada en dirección opuesta al movimiento. Esto hace que este tipo de carga no tenga virtualmente fase excéntrica. Pero a diferencia del agua, solamente ofrecen fuerza en la dirección del pistón y suelen instalarse en máquinas guiadas, añadiendo nuevos condicionantes mecánicos.

Las ventajas y limitaciones son parecidas a las del agua, con algunos matices, como que al ser realizadas en la Tierra, las cargas inerciales, las gravitaciones y las restricciones debidas a las guías sobre las que se sustentan este tipo de fuerzas provocan alteraciones en el comportamiento mecánico final al realizar ejercicio.

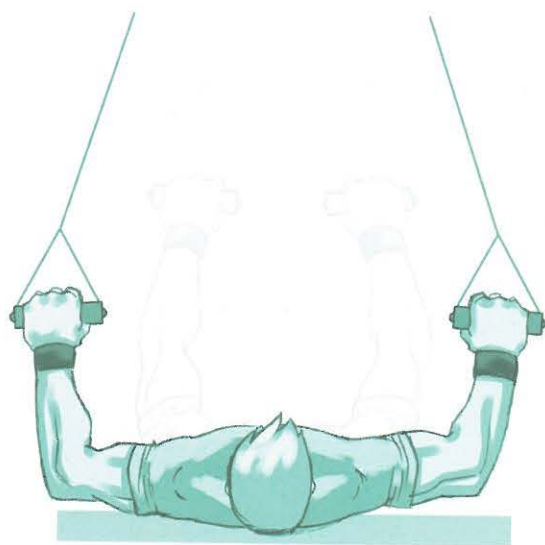
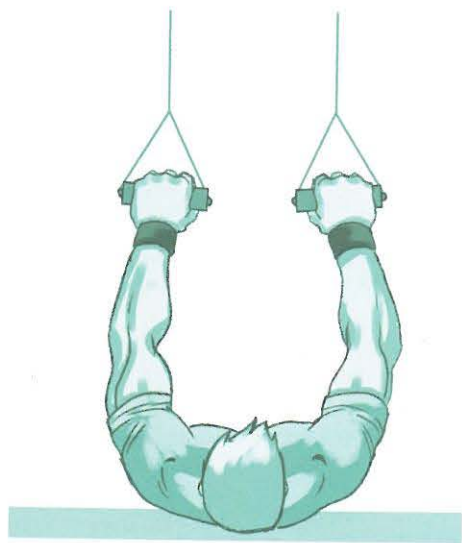
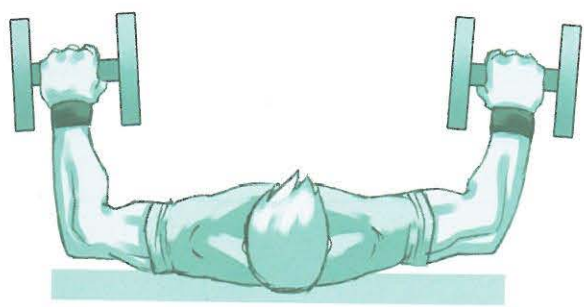
2.7 EL CUERPO HUMANO NO SOLO RESPONDE A LAS FUERZAS DEL EXTERIOR... LA INTENCIÓN TAMBIÉN CREA RESPUESTAS INERCIALES REACTIVAS

Las fuerzas articulares con las que el sistema músculo-articular negocia pueden venir tanto de cargas externas como de respuestas mecánicas a la intención interna creada por el propio cuerpo.

Cuando el cuerpo contacta con el suelo, pared u otro tipo de estructura que no se acelera al aplicarle fuerzas, es la propia inercia corporal la que provoca la resistencia al cambio y la que modifica la fuerza aplicada sobre dicha estructura cuando es acelerada por las fuerzas internas musculares. Es importante tener esto en cuenta para no confundir el peso con la dirección de la fuerza de contacto reactiva que reciben las articulaciones corporales de los puntos de contacto que conforman el soporte del cuerpo. Como ejemplo, si el cuerpo recibe una fuerza de contacto proveniente de su peso, su sistema neuromuscular responderá a dicha fuerza para no caerse, pero si este se quiere desplazar, se tendrán que generar fuerzas internas y la masa corporal se resistirá al cambio, incrementándose las fuerzas de contacto, lo cual provocará que las articulaciones reciban fuerzas de contacto reactivas incrementadas. Por lo tanto, la respuesta mecánica a la aceleración segmentaria crea cargas inerciales que se transforman en resistencia en el eje articular.

La realidad es tan compleja que a veces asusta, pero suele ser una combinación de ambas situaciones continuamente entrelazándose para crear motricidad y mantener la estabilidad de las articulaciones.

3 SISTEMAS DE PALANCAS



A lo largo de este capítulo se verá cómo los sistemas de palancas son fundamentales para el profesional del ejercicio y la salud y se podrá comprobar la importancia que tienen las fuerzas que llegan al cuerpo a través del sistema de palancas humano. Además, este capítulo muestra los sistemas de palancas organizados de una manera novedosa y adaptada para la aplicación en el ejercicio.

Se relacionará la **cinemática** (estudio del movimiento prescindiendo de las fuerzas) con la **cinética** (estudio de las fuerzas relativas al movimiento) y se integrará el estudio de ambas para aplicarlo a situaciones reales durante el ejercicio.

3.1 CREANDO SISTEMAS DE PALANCAS. LA UNIÓN

¿Qué es en realidad un sistema de palancas?

Un sistema de palancas no es más que la **unión** de dos o más estructuras/segmentos/cuerpos... Esta unión tiene unas características especiales, que serán detalladas a continuación.

Siempre que **dos estructuras entren en contacto** y, de algún modo **se interrumpa el movimiento traslacional** de una de ellas, **provocando un movimiento** o potencial **movimiento de rotación** alrededor de la interrupción, se puede considerar que **existe un sistema de palancas**.

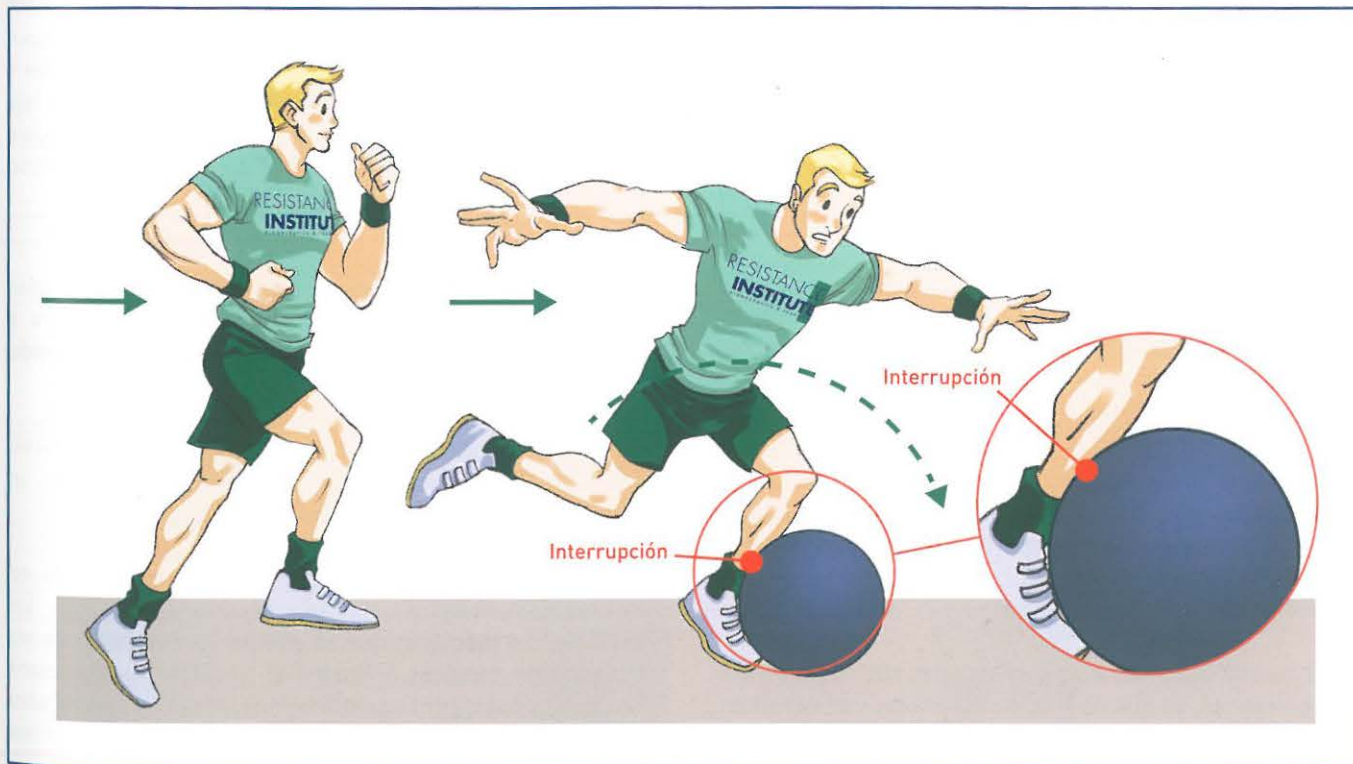


Ilustración 3.1.1

La interrupción del movimiento traslacional y su transformación en rotacional genera un sistema de palancas. En este caso, se puede observar que el contacto entre la pierna y el objeto azul fijo crea una interrupción, que provoca un movimiento de rotación alrededor de dicha interrupción.

LAS UNIONES

La unión se crea por una **fuerza de interrupción**. Esta interrupción puede ser producida de diferentes maneras, siendo muchas veces, especialmente en el cuerpo humano, resultado de la combinación de diversas fuerzas.

Los sistemas de palancas en las máquinas tradicionales suelen constar de unas interrupciones especialmente definidas por la geometría y la soldadura de diferentes piezas (pudiendo compartir segmentos de unión como tornillos, placas...), que no son deformables en la unión de ambos cuerpos y únicamente permiten movimiento rotacional alrededor de sus ejes.

Esto crea lo que se podría denominar una **unión de fuerza por forma**.

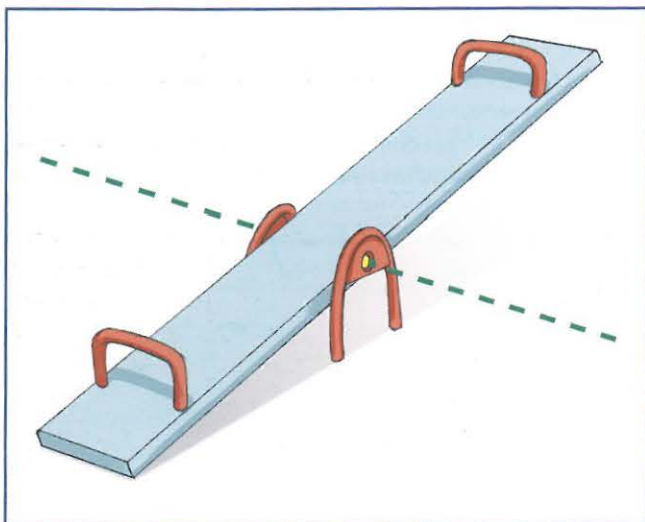


Ilustración 3.1.2

La gran mayoría de máquinas utilizan uniones de "fuerza por forma". En este balancín una barra transversal une la tabla con el soporte.

Esta manera de entender las uniones responde a una simplificación para hacer más asimilable la comprensión y poder determinar las diferencias que se encuentran en el cuerpo humano en relación a muchos modelos de ingeniería.

En el cuerpo humano, las interrupciones son mecanismos más complejos, ya que no tienen estructuras que permitan una unión geométrica tan completa entre los huesos, ni tienen soldaduras en las estructuras de unión. Lo más parecido en el cuerpo humano podrían ser las uniones de los huesos del cráneo.

En el cuerpo humano, se suele encontrar un tejido de unión (denominado tejido conectivo articular) en todos los segmentos que se unen. Este tejido tiene propiedades viscoelásticas, que lo hacen diferente a la mayoría de materiales utilizados en ingeniería. Entre otras características, puede permitir que la interrupción no se produzca en un único punto fijo.

Muchas de las uniones del sistema locomotor son controladas por la fuerza viscoelástica que ofrece el tejido conectivo articular (ligamentos, cápsulas...), al mismo tiempo que por la forma de las superficies articulares que configuran la unión ósea, la cual es muy diferente en cada una de las articulaciones del cuerpo.

Sin embargo este tipo de uniones presentes en el cuerpo humano no siempre pueden garantizar la integridad de la interrupción por sí mismas, lo que podría comprometer la **unión** o "**unión rígida**" (término que se utilizaría en ingeniería) entre los segmentos (no confundir con rigidez de un tejido). Este hecho implica que el aparato locomotor necesite otro tipo de tejido que cumpla dos funciones a priori contrapuestas; garantizar la estabilidad de la interrupción y permitir el movimiento rotacional alrededor de esta. Este tejido no es otro que la **musculatura**.

La musculatura cubre, por tanto, una doble función:

1. Generar movimiento alrededor de la interrupción.
2. Proveer las fuerzas adecuadas para mantener la interrupción.

Estas fuerzas se suelen generar de dos formas: una de ellas gracias a la capacidad contráctil sarcomérica y la otra a través de las propiedades viscoelásticas del propio tejido muscular.

De esta forma se consigue la adecuada estabilidad (control) alrededor de la interrupción, al mismo tiempo que se garantiza la adecuada movilidad del sistema.

Es importante remarcar que los sistemas de palancas en el cuerpo humano no son exactamente iguales que los balancines o máquinas que se utilizan en el estudio de los sistemas de palancas aplicados al ejercicio, aunque estos balancines con algunas modificaciones sí pueden servir para la enseñanza y la comprensión de varios aspectos de estos sistemas, como se verá más adelante.

CINEMÁTICA DE LA UNIÓN

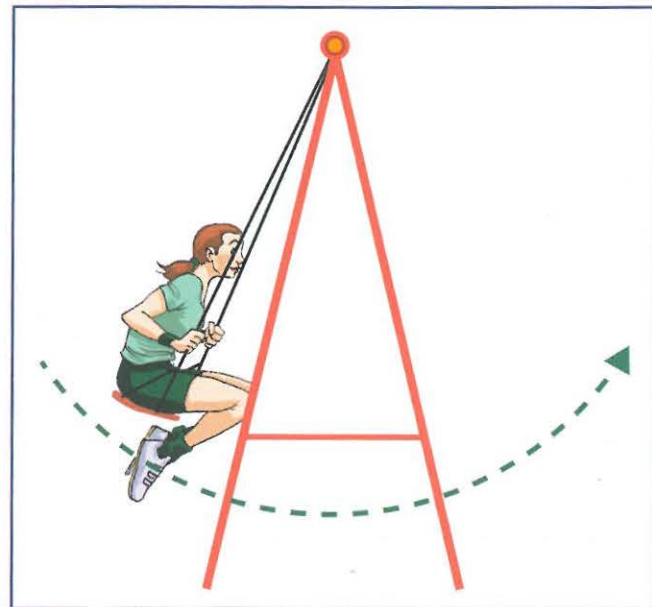
Como ya se ha visto, la cinemática estudia el movimiento, sin tener en cuenta las causas que lo provocan. La cinemática de la unión, por tanto, explica los fundamentos de cómo se produce el movimiento alrededor de una interrupción.

EJE DE ROTACIÓN (fulcro)

Se considera **eje** de rotación, fulcro o eje de fuerza rotacional a la línea imaginaria donde se produce la interrupción. El movimiento rotacional se produce alrededor de dicho eje. El eje es el único lugar donde no se produce movimiento cuando se produce la rotación alrededor de la interrupción. Al observar el plano de movimiento el eje pasa a verse como un punto, como sucede en la ilustración 3.1.3.

Ilustración 3.1.3

El eje lo marca el punto en el cual se genera la interrupción y en torno al cual se produce el movimiento rotacional. En el columpio de esta ilustración es la parte más superior.



EJE INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN/DESPLAZAMIENTO

Es aquel eje de rotación que se produce a lo largo de la rotación/desplazamiento en la interrupción. Es posible que haya desplazamiento lineal del eje a través del movimiento y esto hace que el eje se modifique y sea considerado un eje cambiante mientras se produce movimiento en la palanca. Por este motivo, se determina el eje de rotación/desplazamiento en un instante en concreto (como si se

para en un fotograma) para poder analizar el movimiento y las fuerzas de dicho sistema de palancas.

Cuando hay desplazamiento lineal el movimiento resultante no es un movimiento rotacional puro, sino que se crea un **movimiento curvilíneo** que varía en función de la relación entre el desplazamiento traslacional de la interrupción y la rotación alrededor de esta. Ver ilustración 3.1.4.

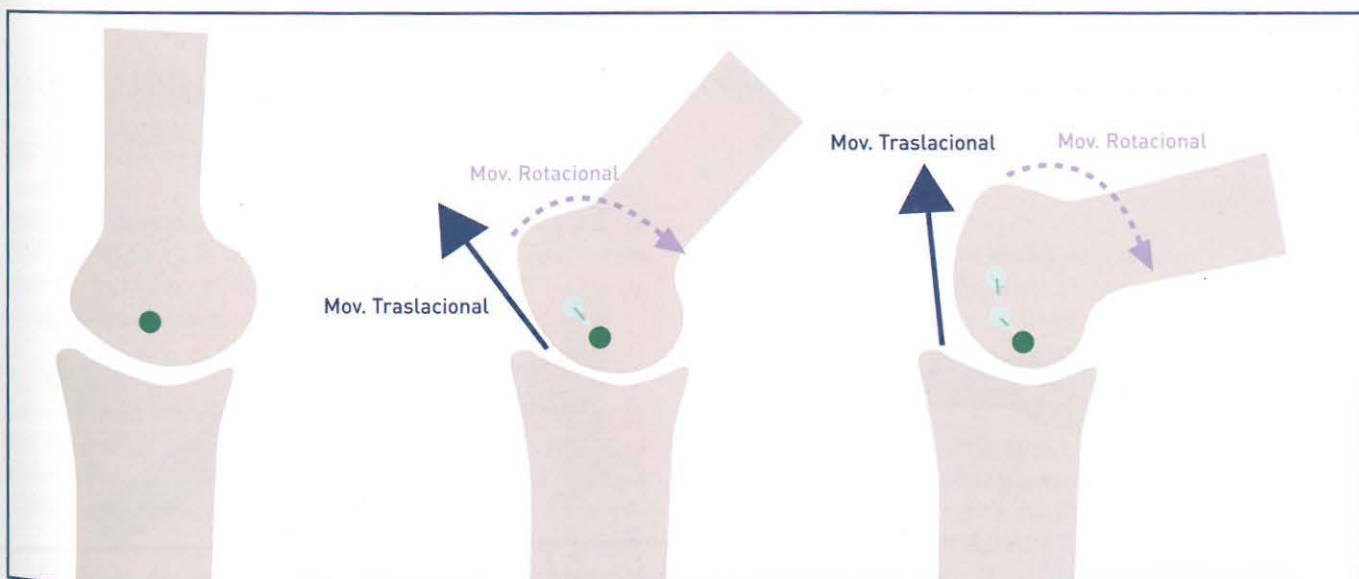


Ilustración 3.1.4

Se puede observar cómo en esta estructura no se produce un movimiento rotacional puro. Si no se diera el desplazamiento del eje, las estructuras colisionarían y no sería posible obtener tanto movimiento rotacional.

ACCIÓN DE ROTACIÓN. SEGMENTO FIJO-SEGMENTO MÓVIL

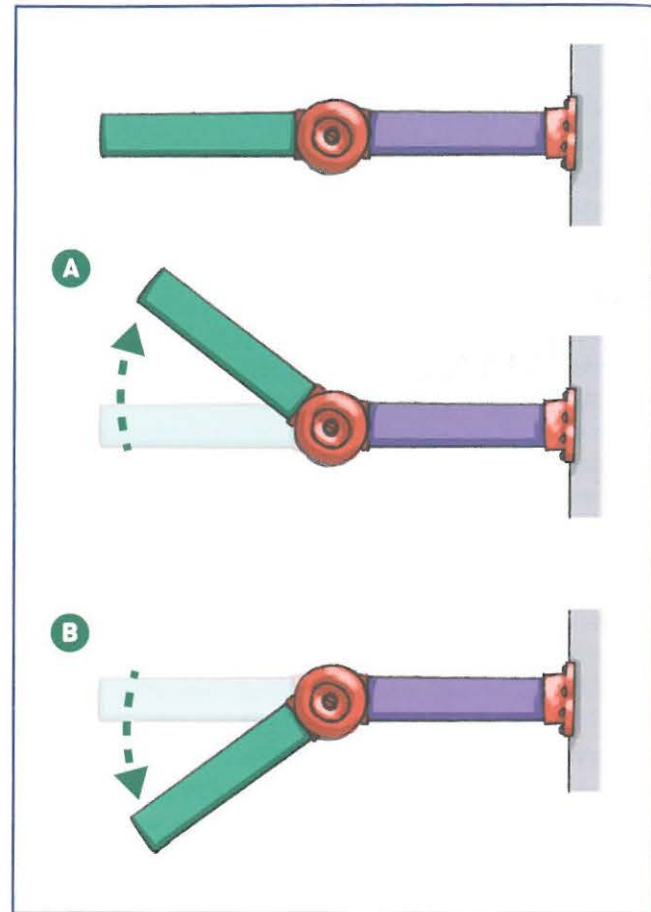
Cuando hay movimiento alrededor del eje de rotación (interrupción) en un sistema de palancas, este puede darse de diversas formas.

Existen dos movimientos posibles (acciones) alrededor de una interrupción, que vendrían marcados por el sentido de rotación de un segmento respecto del otro.

En **cinemática**, se denomina segmento proximal al que permanece fijo y segmento distal al que se desplaza.

Ilustración 3.1.5

En la ilustración se puede observar cómo el segmento móvil (verde) puede desplazarse hacia dos sentidos de rotación (generando dos acciones: A y B)



INVERSIÓN DEL SENTIDO DE ROTACIÓN PARA UNA MISMA ACCIÓN

Se produce cuando el punto fijo se convierte en móvil, el punto móvil se convierte en fijo y se invierte el sentido de rotación. Aunque el sentido no es el mismo, la acción sigue siendo la misma. Observar ilustración 3.1.6.

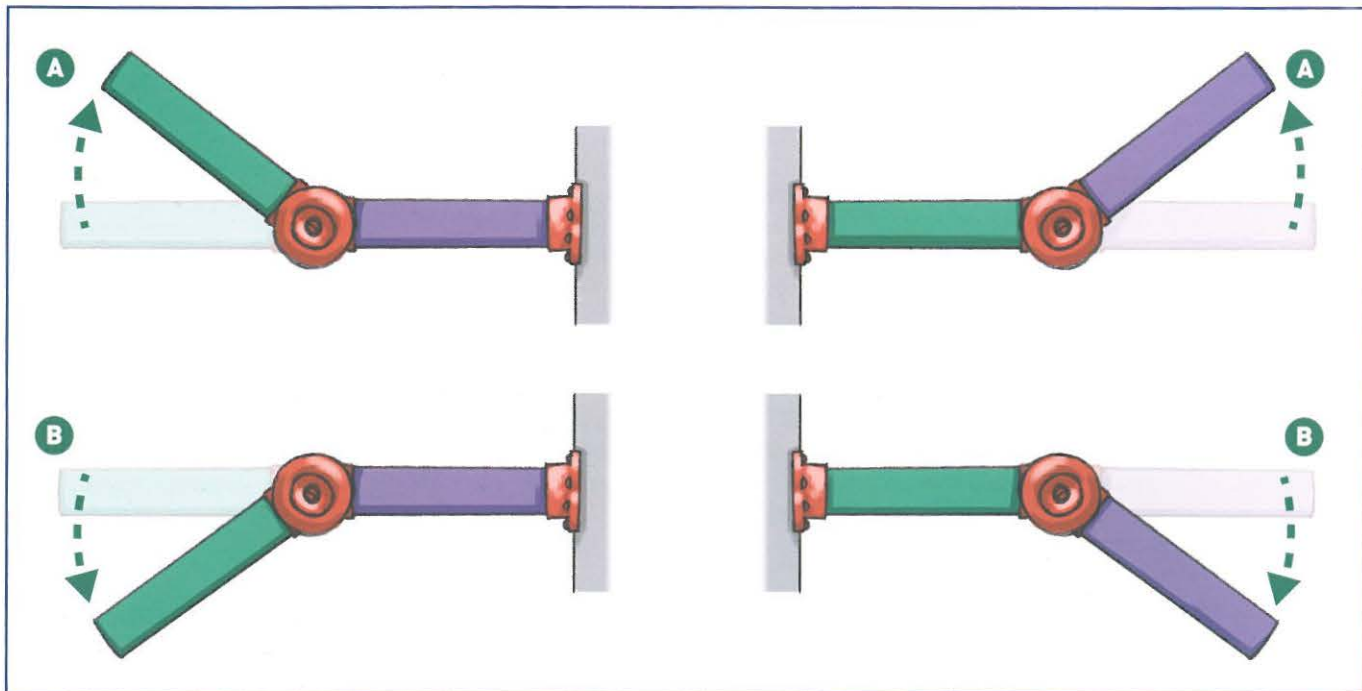


Ilustración 3.1.6

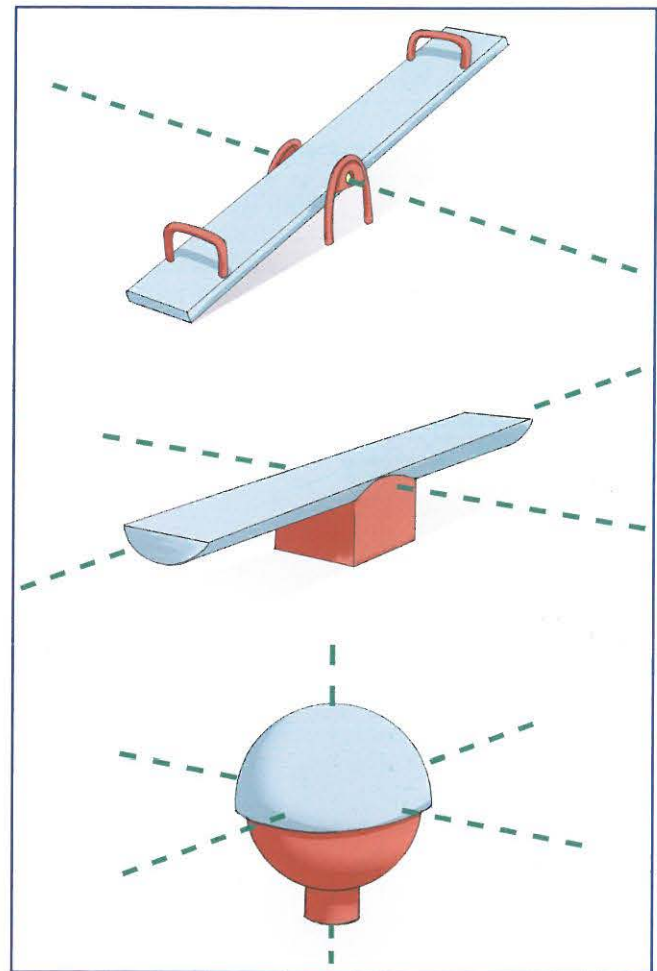
La acción "A" tiene dos sentidos de rotación dependiendo de cuál es el segmento fijo y cuál el móvil (verde o azul, cada segmento se desplaza en un sentido de rotación diferente, aunque en ambos casos se produce la misma acción "A"). Lo mismo sucede en la acción "B".

GRADOS DE LIBERTAD DEL SISTEMA DE PALANCAS

Los sistemas de palancas pueden tener uno, dos o tres grados de libertad en función de si ofrecen capacidad para moverse en uno, dos o tres dimensiones del espacio. En la ilustración 3.1.7 se indican los grados de libertad que puede tener cada estructura en función de la morfología de sus interrupciones.

Ilustración 3.1.7

Se pueden observar estructuras con diferentes grados de libertad. La imagen superior tiene un grado, la imagen del centro tiene dos grados y la imagen inferior tiene tres grados. La estructura determina el número de grados de libertad en el que una estructura puede moverse.



3.2 UNIONES EN EL CUERPO HUMANO (ARTROCINEMÁTICA)

En el cuerpo humano, las **interrupciones** se dan en las articulaciones y el **área de estudio del movimiento de estas se denomina artrocinemática o Quinesiología**. La Quinesiología es la ciencia que estudia el movimiento del cuerpo humano. Como es evidente, este movimiento se realiza a través de sistemas de palancas (interrupciones).

Es frecuente la confusión entre Quinesiología y Biomecánica. La diferencia entre ambas radica en que la primera no tiene en cuenta las fuerzas y, por lo tanto, solamente analiza el movimiento de las articulaciones, bien sea de manera individual o multiarticular.

Es lógico pensar que esta ciencia viene relacionada con la anatomía, estando en muchos casos comprendida dentro de ella, ya que es el conocimiento de las estructuras el que marcará las funciones de las articulaciones.

El tipo de movimiento que ocurre en cada articulación en particular depende de:

- La forma de las superficies de contacto.
- El control de la musculatura.
- La estabilización pasiva de las diferentes estructuras del tejido conectivo articular, especialmente de la estructura ligamentosa.

Algunas estructuras articulares proveen más movilidad que otras. Cada una de ellas posee una estructura geométrica (ósea) propia y diferente cantidad, proporción y tipo de tejido conectivo, ofreciendo diferentes grados de libertad y ROM articular, pero todas dependen esencialmente de la musculatura para poder ser controladas y mantener la integridad de la articulación (unión).

EL MOVIMIENTO ROTATORIO EN LAS UNIONES (sistemas de palancas)

El movimiento rotatorio es el movimiento de un objeto alrededor de una interrupción fija (creando un eje de giro fijo) que describe un recorrido circular.

El recorrido creado por un segmento mientras realiza la rotación alrededor de su eje es denominado arco. Este arco es descrito dentro del plano de movimiento de la articulación.

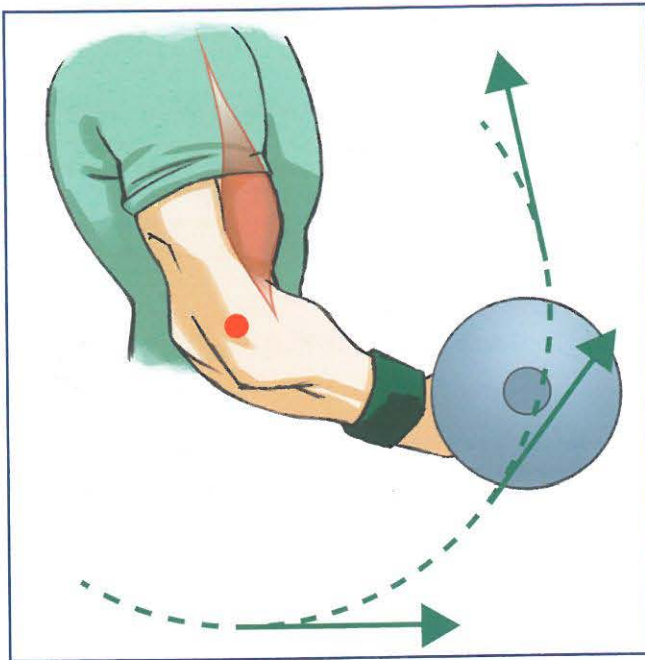


Ilustración 3.2.1

La rotación sobre el eje lateromedial del codo hace que la palanca genere un arco. En cada punto del arco, la dirección de la palanca es la tangente a ella.

EJE DE INTERRUPCIÓN Y PLANO DE MOVIMIENTO

Es importante aprender a visualizar el **eje**, que siempre es **perpendicular** al plano de movimiento o potencial movimiento, igual que sucede con el eje de las ruedas del coche.

Incluso si no hay movimiento, en el sistema de palancas existe el denominado **eje de fuerza**. Es el punto alrededor del cual el movimiento rotatorio ocurriría si la fuerza fuera suficiente para provocar movimiento.

El **eje** de giro creado por la interrupción es el único punto donde no se produce movimiento (ya que es la interrupción en sí misma) y sobre el que se crea el movimiento o potencial movimiento rotatorio cuando actúan fuerzas desequilibrantes.

SITUACIÓN DEL EJE DE ROTACIÓN

El eje de rotación **no** tiene por qué situarse en la zona de contacto o interrupción. El eje es la línea imaginaria desde donde se produce la rotación. Eso significa que desde una vista bidimensional y desde el plano perpendicular a dicho eje **habría de verse como un punto**. Este eje se sitúa en el centro de rotación o potencial rotación de la palanca.

La geometría de la estructura de la unión y de todos sus tejidos, así como las fuerzas que participan en crear y mantener dicha unión determinarán la ubicación del eje en cada instante.

Cuando se crea una unión entre dos estructuras, una de forma cóncava y otra de forma convexa, **el eje se ubica siempre en el lado de la convexidad**.

Otro aspecto que no conviene olvidar es que el eje es una línea virtual; no tiene que estar físicamente relacionada con la estructura. Eso significa que si hay movimiento de la palanca y no es de rotación pura (cosa habitual en el sistema articular humano), el eje se sitúa en diferentes posiciones de la estructura a lo largo del movimiento. Ese mismo eje podría, incluso, pasar por un área hueca y no atravesar la estructura física de la palanca por ningún punto.

A TENER EN CUENTA

Es importante entender el hecho de que el eje de rotación no pertenece ni está ligado a ninguna parte ósea, sino más bien es una línea virtual que determina el centro de rotación articular. Este hecho hace que sea **complejo determinar la posición exacta de un eje** cuando se trabaja con modelos anatómicos tradicionales a través de un movimiento articular. En dichos modelos, se ha de colocar el eje relacionado con una zona determinada de la estructura y no se puede conseguir que el eje de rotación sea cambiante.

Este hecho provoca que muchos profesionales piensen que el eje tiene que ir relacionado con la estructura ósea y lo asocien con una zona determinada del hueso.

ARTROCINEMÁTICA Y MOVIMIENTO ROTATORIO (Movimiento de las uniones en las articulaciones humanas)

El movimiento articular humano se basa esencialmente en el movimiento de tipo rotatorio. Este movimiento se da gracias a las uniones existentes entre los diferentes segmentos (huesos), aunque la diferencia con respecto a una maquinaria es que el eje no suele ser fijo y es más o menos cambiante en función de la articulación.

Incluso si no hay movimiento, como se ha comentado anteriormente, existiría lo que se denomina **eje de fuerza en la articulación**. Este tema se trabajará más cuando

se aborde la cinética de los sistemas de palancas; por el momento se tratará únicamente el análisis del movimiento (cinemática).

La dirección real de movimiento de la palanca es, en todos los puntos de su recorrido, tangencial al arco (perpendicular a la palanca). El arco está, de hecho, compuesto por un número infinito de tangentes.

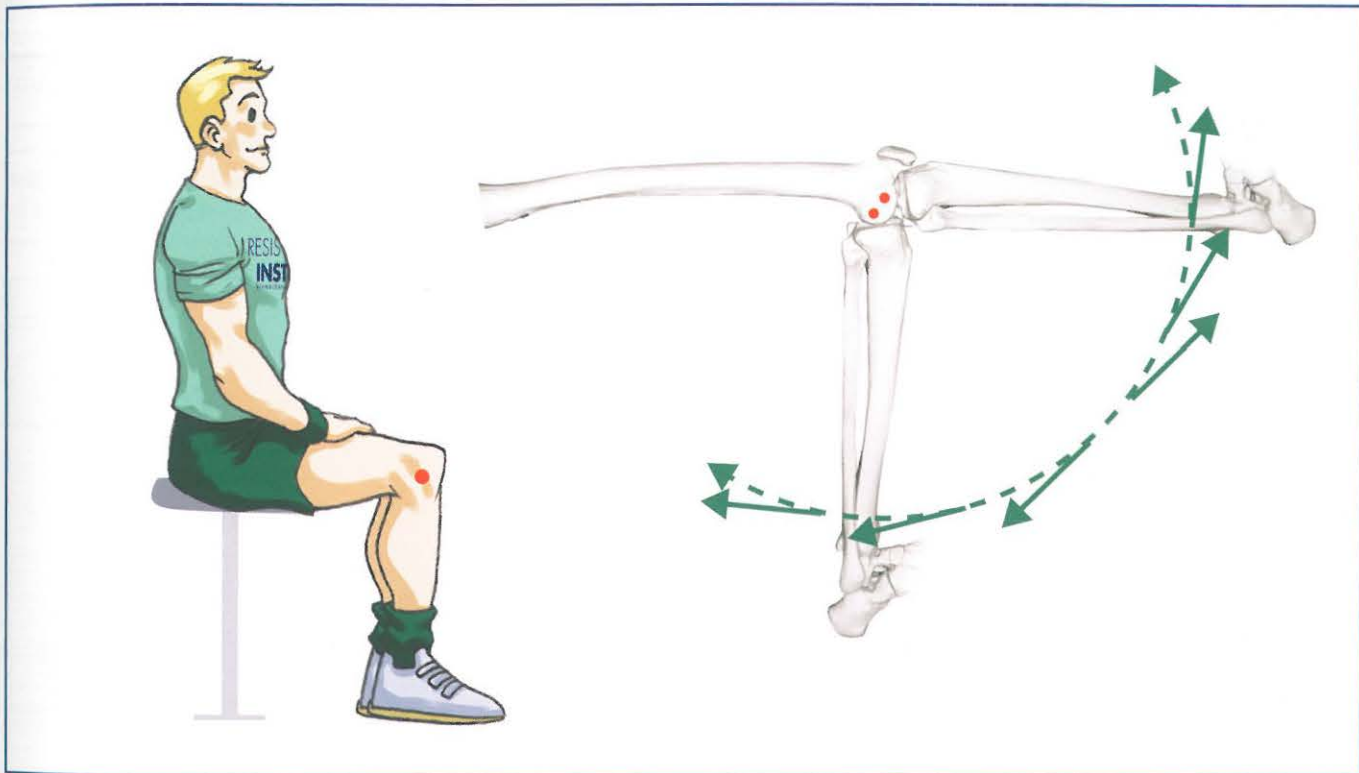


Ilustración 3.2.2

El arco formado por la palanca (huesos) está compuesto por un número infinito de tangentes.

ACCIÓN DE ROTACIÓN ARTICULAR EN EL CUERPO HUMANO. SEGMENTO FIJO-SEGMENTO MÓVIL

Como se ha explicado anteriormente, aunque ahora trasladado al movimiento articular, cuando hay movimiento alrededor del eje de rotación articular en un sistema de palancas, este puede darse de diversas formas. El primer análisis cinemático a realizar viene relacionado con la acción de rotación.

Pueden darse dos movimientos (acciones) alrededor de un eje articular, que vendrían marcados por el sentido de rotación del eje cuando se relaciona el movimiento de un segmento respecto del otro.

En **artrocinemática** se denomina segmento proximal al que permanece fijo y segmento distal al que se desplaza.

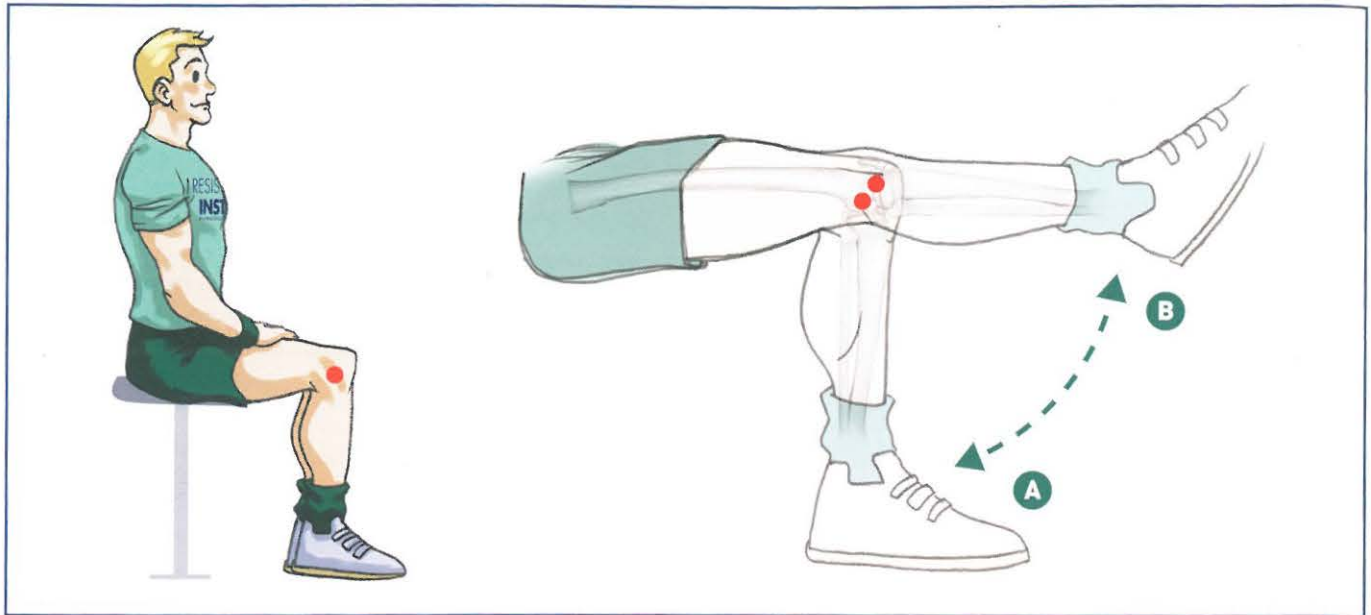


Ilustración 3.2.3

Sobre el eje lateromedial, la rodilla tiene dos acciones: flexión (A) y extensión (B). En este caso, el punto fijo es el fémur, por lo que la extensión tiene un sentido de rotación hacia arriba (en sentido contrario de las agujas del reloj) y la flexión tiene un sentido de rotación opuesto (en sentido de las agujas del reloj).

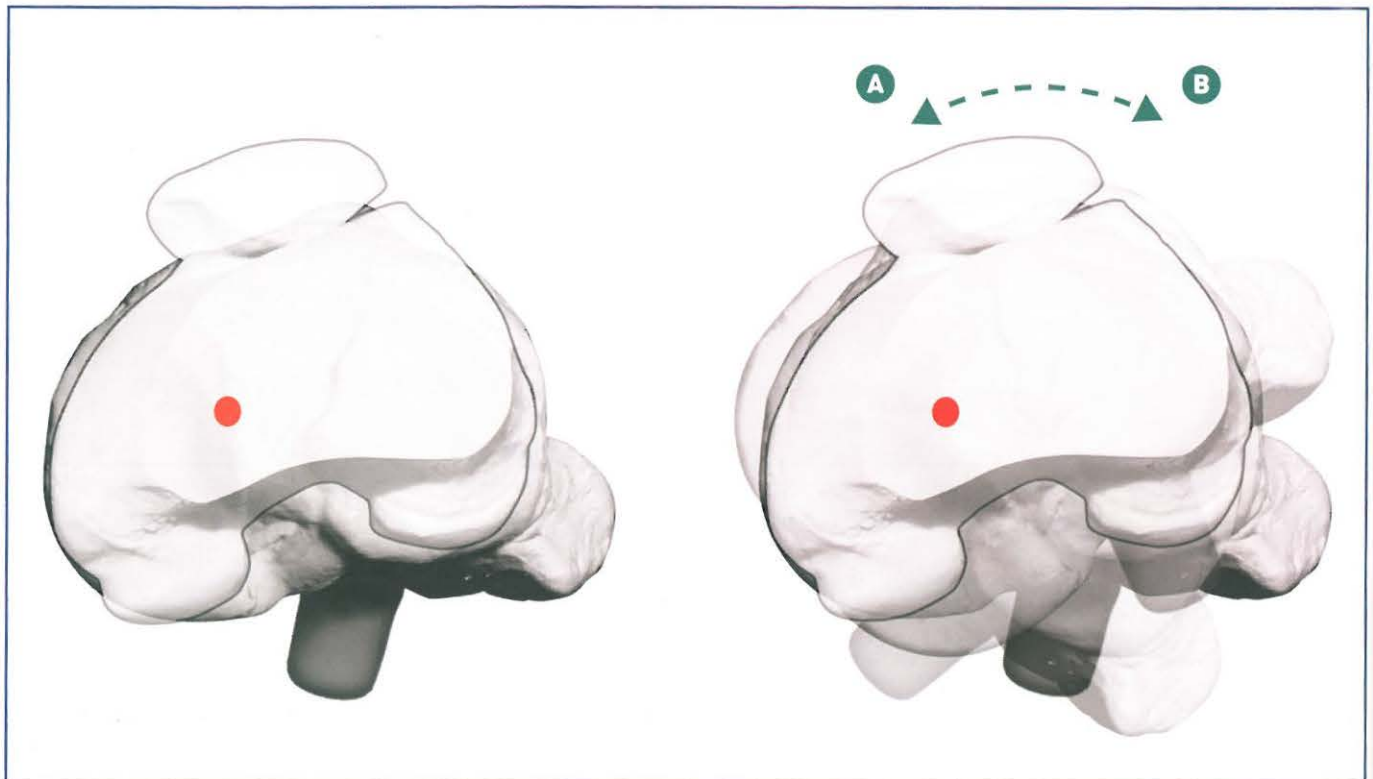


Ilustración 3.2.4

Vista cenital del fémur (transparente) y tibia-peroné en relación al eje S-I (superoinferior) de la rodilla. Cogiendo como segmento fijo el fémur (segmento proximal mecánico) existen dos sentidos de rotación alrededor de este eje S-I y, por lo tanto, dos acciones. La acción "A" corresponde a rotación medial (interna) de la rodilla. La acción "B" corresponde a rotación lateral de la rodilla.

A TENER EN CUENTA

Es imprescindible tener presente la disposición y relación entre sí de las superficies articulares, ya que son las que determinan el movimiento articular. Por lo tanto, se han de evitar muchos de los errores que se producen al confundir el desplazamiento de un segmento con una acción articular en concreto. Por ejemplo: que la tibia se desplace medialmente no quiere decir que haya siempre rotación medial de la rodilla, ya que para que esta última se diera, habría que relacionar el desplazamiento de la tibia con respecto al fémur. Si el fémur se mueve en el mismo sentido que la tibia (en este ejemplo, medialmente) sin modificar su relación entre superficies articulares, no se producirá ningún movimiento articular en la rodilla respecto a su eje S-I, incluso puede suceder una rotación lateral o externa si el fémur se desplaza más medialmente.

Esto hace que, cuando lo que se pretenda sea analizar el movimiento articular, resulte imprescindible mirar más allá del desplazamiento segmentario y analizar la relación entre las superficies articulares.

INVERSIÓN DEL SENTIDO DE ROTACIÓN PARA UNA MISMA ACCIÓN

Cuando la relación entre punto fijo y punto móvil varía, se invierte el sentido de rotación para una misma acción.

Como se puede observar en la ilustración 3.2.5, ambos sentidos de rotación corresponden a una misma acción articular denominada extensión de rodilla. La diferencia entre ellas es que se modifica el segmento fijo-móvil y en

consecuencia el sentido de rotación.

Para distinguirlas, se puede denominar a una de ellas extensión de rodilla en inversión del sentido de rotación (normalmente utilizado cuando es el segmento proximal anatómico el que se convierte en segmento móvil, como sucede en el segundo caso).

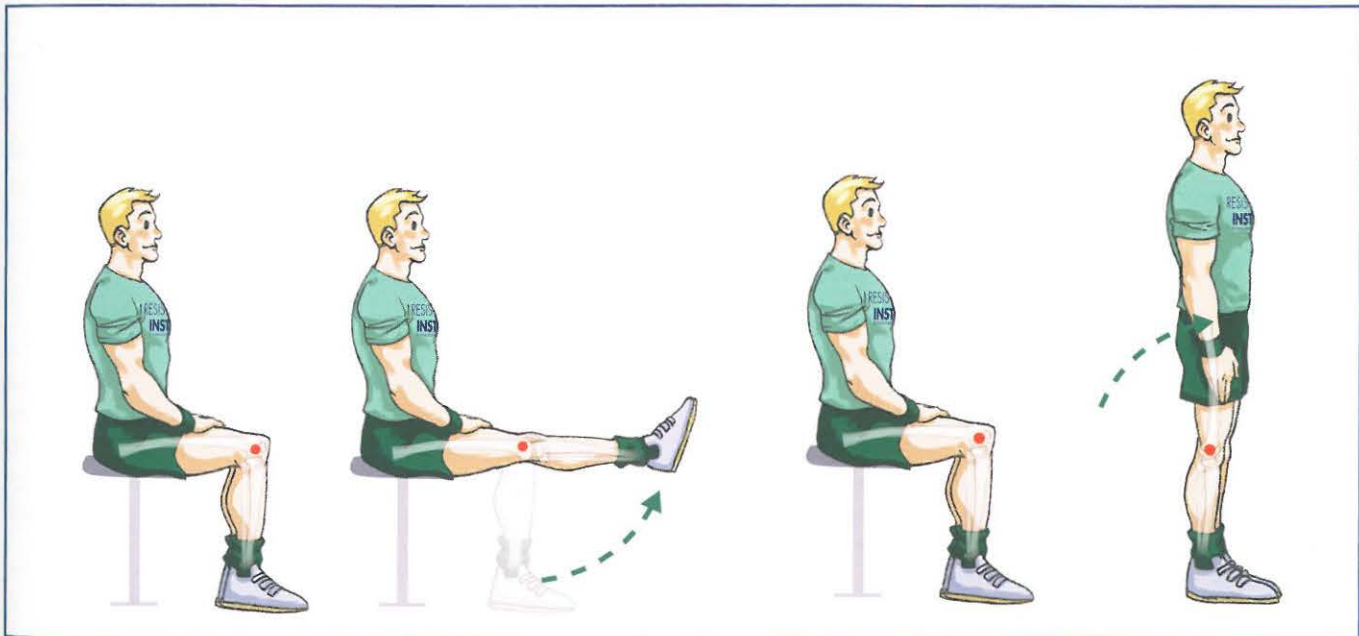


Ilustración 3.2.5

La ilustración muestra cómo pueden darse dos sentidos de rotación para una misma acción de extensión de rodilla. Cuando el personaje levanta el pie, se genera la rotación sobre el eje lateromedial (L-M) de la rodilla en sentido contrario a las agujas del reloj. En cambio, cuando el personaje se levanta de la silla, se produce una rotación sobre el eje lateromedial de la rodilla en sentido de las agujas del reloj (el fémur se desplaza en ese sentido). En resumen, la ilustración muestra dos sentidos para un mismo eje y una misma acción (extensión de rodilla).

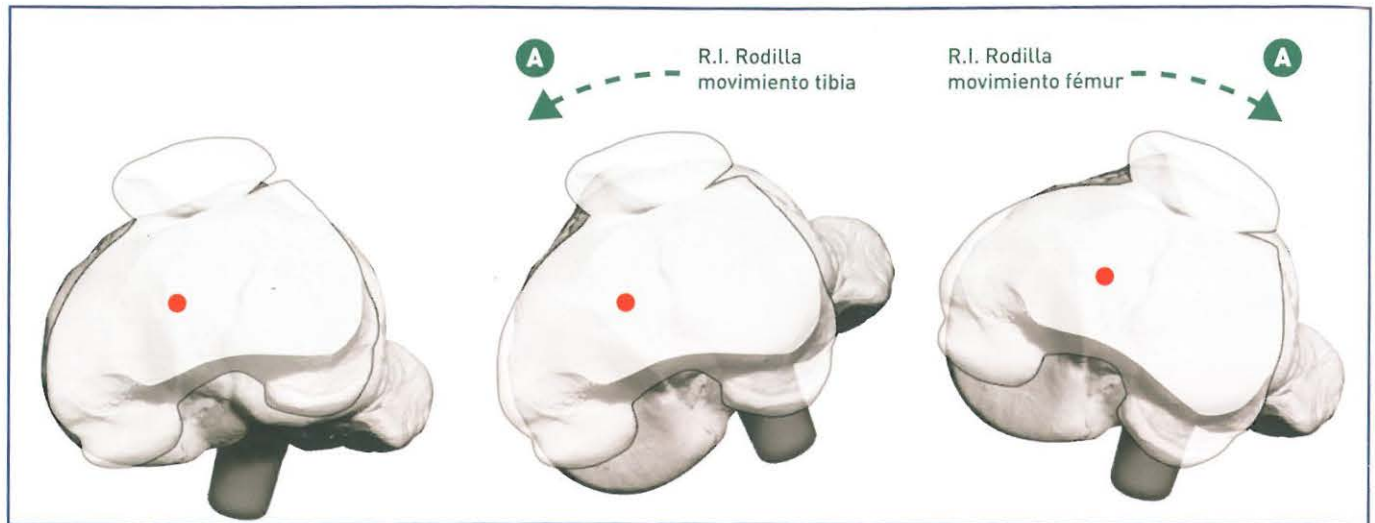


Ilustración 3.2.6

Vista cenital del fémur (transparente) y tibia-peroné en relación al eje S-I (superoinferior) de la rodilla. Si se observa la acción de rotación interna de rodilla en la imagen del centro en relación a la imagen de la izquierda, el segmento fijo es el fémur y el segmento móvil la tibia. El sentido de rotación de la rodilla se realiza en un plano transversal, en el sentido contrario a las agujas del reloj.

Si se observa la acción de rotación interna de rodilla en la imagen de la derecha en relación a la imagen de la izquierda, el segmento fijo es la tibia y el segmento móvil el fémur. El sentido de rotación de la rodilla se realiza en un plano transversal, en el sentido de las agujas del reloj.

En la ilustración superior, ambos movimientos representan la misma **acción articular**: la rotación medial o interna de rodilla (se ha de tener en cuenta que estos ejemplos servirán para entender los fundamentos y se debería considerar que en esta posición, por geometría articular, hay poco movimiento articular, con lo que tanto ROM no sería posible, pero el objetivo en este punto del libro es entender la cinemática articular, y no representar con fidelidad la realidad de cada articulación).

Las cuatro posibilidades que se pueden encontrar alrededor del eje de rotación de la ilustración 3.2.7 son:

- Extensión de rodilla. (A)
- Extensión de rodilla en inversión del sentido de rotación. (se suele denominar extensión de rodilla reversa). (A')
- Flexión de rodilla. (B)
- Flexión de rodilla en inversión del sentido de rotación. (se suele denominar flexión de rodilla reversa). (B')

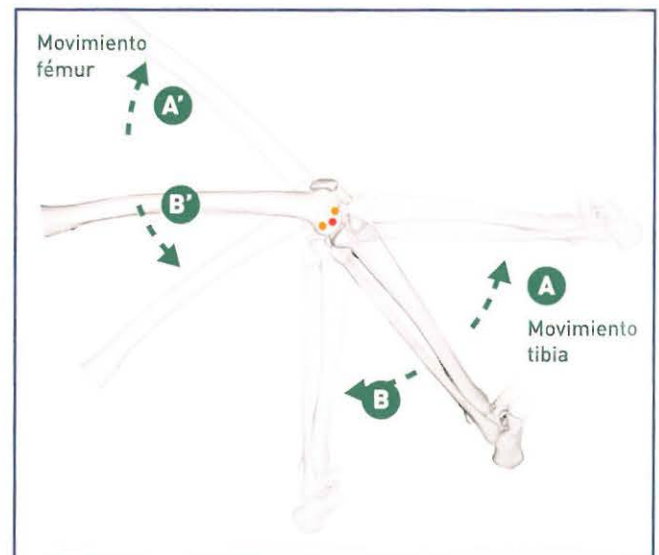


Ilustración 3.2.7

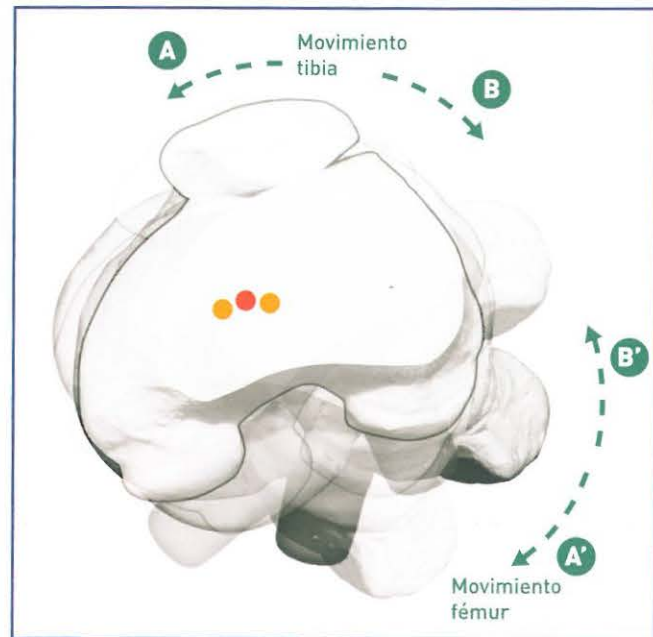
Se muestran las posibilidades de movimiento articular alrededor del eje L-M de la rodilla. Se pueden ver dos acciones (flexión y extensión), con dos sentidos de rotación posibles para cada acción.

Las posibilidades que se pueden encontrar alrededor del eje de rotación de la ilustración 3.2.8 son:

- Rotación Interna de rodilla. (A)
- Rotación Interna de rodilla en inversión del sentido de rotación. (se le suele denominar Rotación Interna reversa de rodilla). (A')
- Rotación Externa de rodilla. (B)
- Rotación Externa de rodilla en inversión del sentido de rotación. (B')

Ilustración 3.2.8

Se muestran las posibilidades de movimiento articular alrededor del eje S-I de la rodilla. Se pueden ver dos acciones (Rotación Interna y Externa), con dos sentidos de rotación posibles para cada acción.



UNA ANALOGÍA ÚTIL

Una analogía que puede ayudar para entender la inversión del sentido de rotación para una misma acción es el ejemplo de las posibilidades que hay para abrir o cerrar una botella.

Se puede abrir la botella de dos maneras: o girando en un sentido el tapón (manteniendo fija la botella) o girando en el sentido contrario la botella (manteniendo fijo el tapón). Dos sentidos de rotación para una misma acción: **abrir la botella**.

Lo mismo sucede con cerrar la botella, que sería la otra acción de rotación alrededor de un eje. Simplemente se oponen los sentidos de rotación, en relación a lo que se realiza al abrir la botella.

GRADOS DE MOVIMIENTO DE UNA ARTICULACIÓN

Al igual que sucede con las máquinas, las articulaciones humanas, como sistemas de palancas que son, también se mueven en un espacio tridimensional y por este motivo tienen grados de libertad o movimiento. Estos indican los ejes anatómicos (**ejes** en relación con las tres dimensiones espaciales) sobre los que se mueve una articulación.

- **Un grado de movimiento:** se mueve solamente a través de un eje de movimiento y por lo tanto, sobre un plano de movimiento. La articulación tibioperoneoastragalina es un ejemplo.
- **Dos grados de movimiento:** se mueve a través de dos ejes anatómicos y por lo tanto, sobre dos planos anatómicos de movimiento. Como es lógico, esta articulación también podrá moverse a través de todos los planos que resulten de la combinación de los dos anteriores. Es el caso de la articulación humerorradial.

- **Tres grados de movimiento:** se mueve a través de los tres ejes anatómicos y por lo tanto, sobre los tres planos anatómicos. Esto significa que se mueve a través de las tres dimensiones del espacio. Las articulaciones de tipo enartrosis, como son la escapulohumeral y la coxofemoral poseen tres grados de movimiento (movimiento tridimensional). Estas articulaciones permiten oportunidades de movimiento muy amplias, tanto para movimientos en cada uno de sus posibles planos, como para movimientos multiplanares.

EJERCICIO Y MOVIMIENTO TRASLATORIO

El movimiento **traslatorio (lineal)** es el movimiento de un objeto en línea recta. Este tipo de movimiento raramente ocurre en el movimiento fisiológico articular, aunque podría observarse en el juego articular debido a que, en realidad, las articulaciones no suelen tener un eje de giro fijo.

Puede observarse en el movimiento total del cuerpo humano o de sus extremidades, aunque es el resultado de diferentes movimientos rotatorios en diferentes articulaciones. Este movimiento será frecuente en algunos ejercicios de "movimiento compuesto" con resistencias, como pueda ser el movimiento de la carga al realizar ejercicios de *press* o de *pull*.

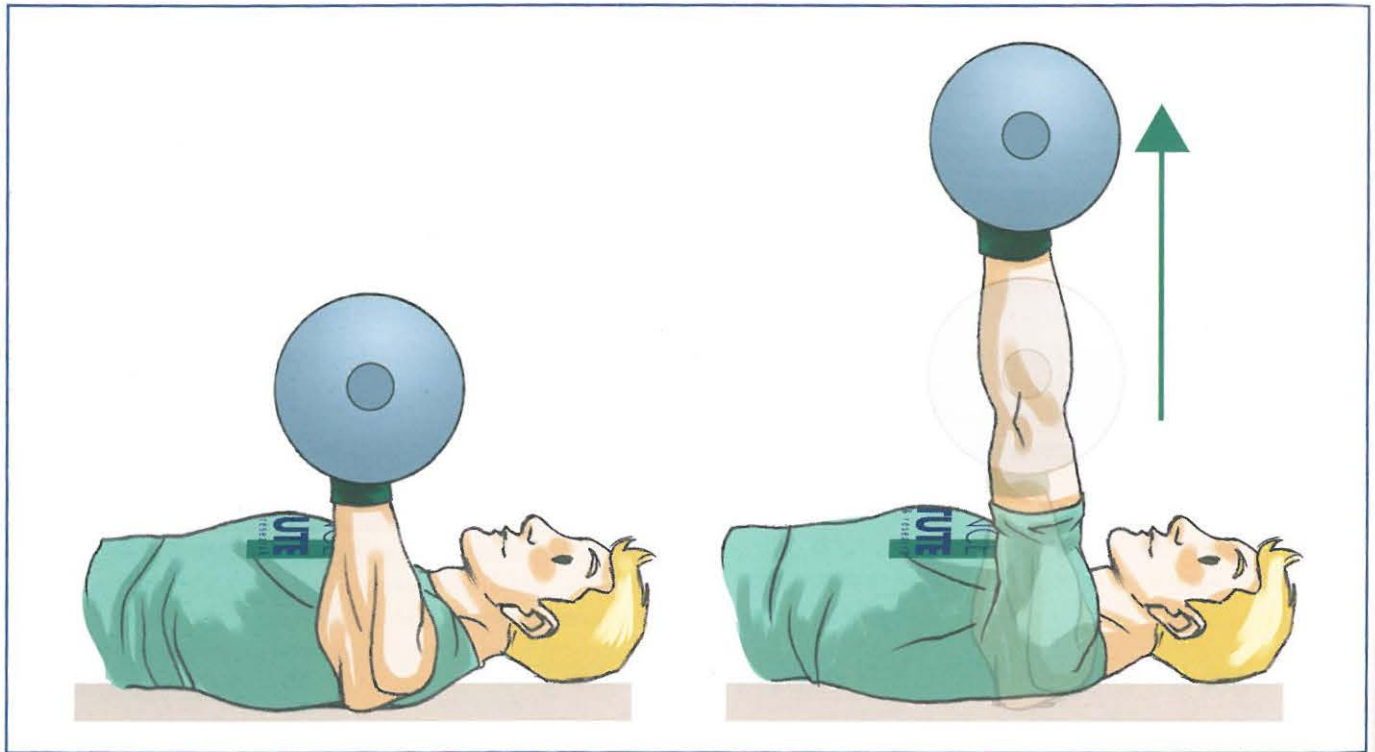


Ilustración 3.2.9

Al realizar un *press* el observador percibe un movimiento lineal (traslacional). Este movimiento traslacional es el resultado de varios movimientos rotacionales en el codo y la cintura escapular.

EL EJE INSTANTÁNEO DE ROTACIÓN/DESLIZAMIENTO O EL MOVIMIENTO CURVILINEO ARTICULAR

El movimiento **curvilíneo** es la combinación de movimiento traslatorio y rotatorio. El movimiento sucede **alrededor de un eje de rotación cambiante** y con una longitud de radio cambiante. Este eje recibe el nombre de **eje instantáneo de rotación/deslizamiento** y es controlado de forma dinámica por la propia musculatura, junto con las estructuras pasivas.

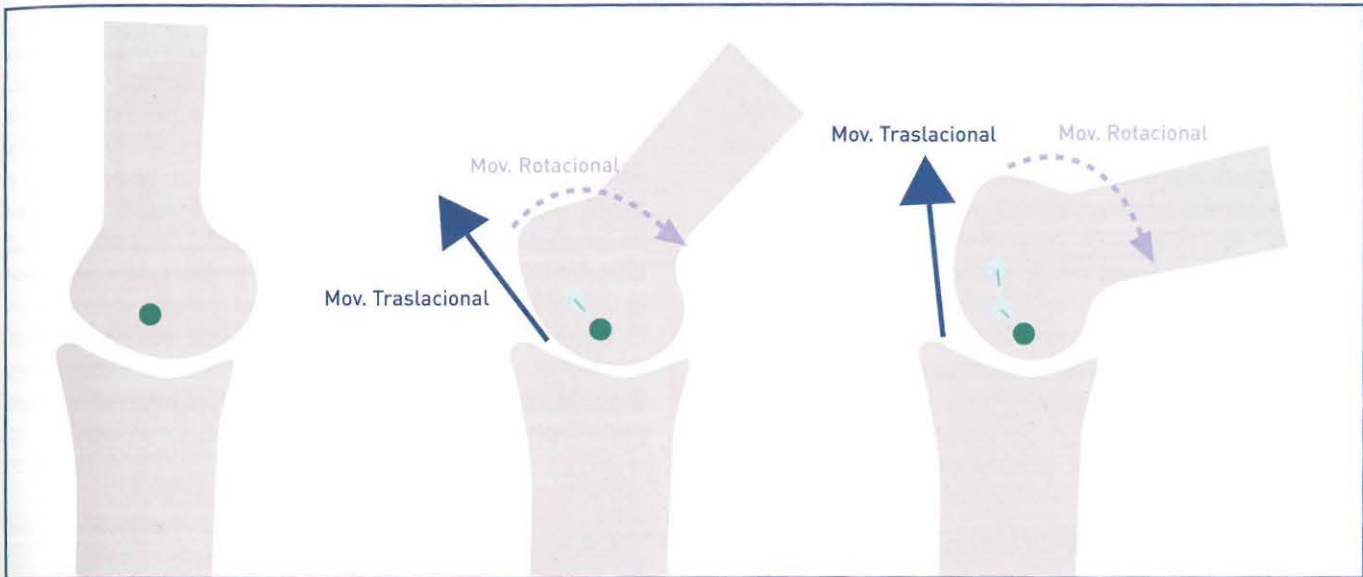


Ilustración 3.2.10

El movimiento curvilíneo se observa fácilmente en esta unión, la cual podría parecerse a una rodilla, en relación a su eje L-M.

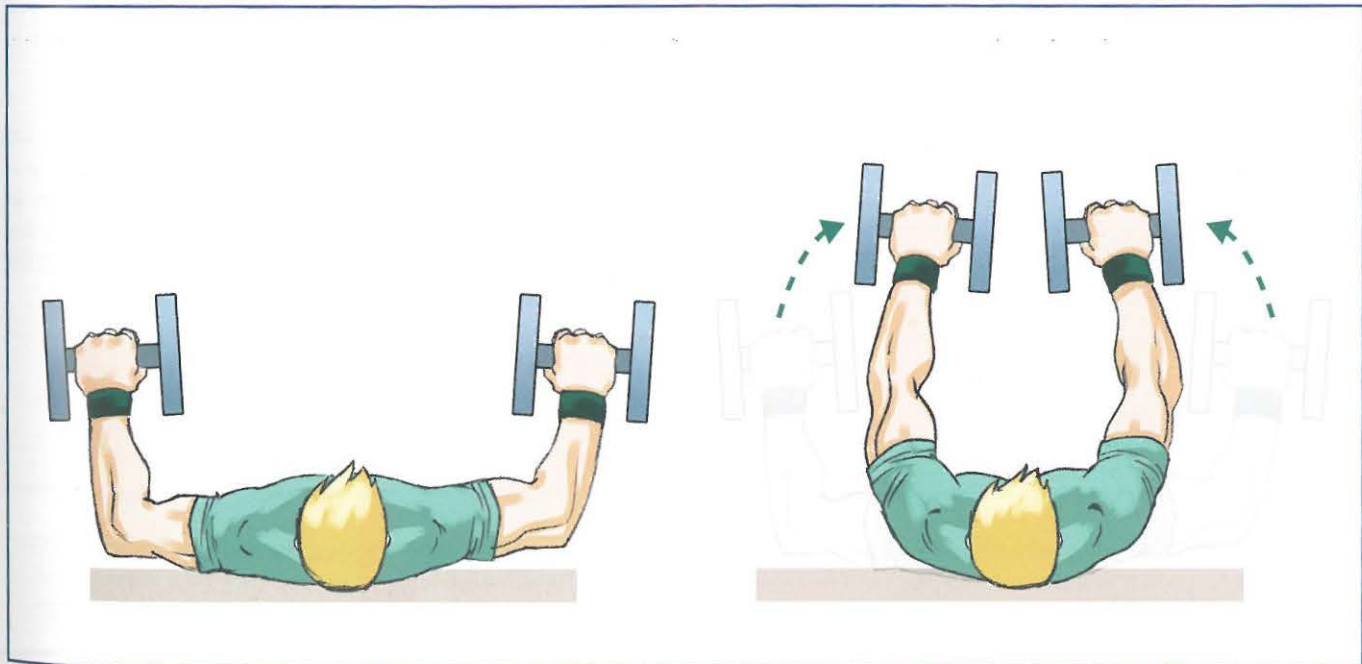


Ilustración 3.2.11

Movimiento curvilíneo en un press con mancuernas. En este caso el movimiento curvilíneo es debido a la diferente proporción de movimiento articular en el codo y en el hombro, que provoca un eje de rotación instantánea y desplazamiento cinemático (se verá más adelante).

JUEGO ARTICULAR DE UN SISTEMA DE PALANCAS ARTICULAR

Para moverse con normalidad, la articulación debe tener una cierta cantidad de juego articular. El juego articular son los movimientos traslacionales que suceden en las articulaciones a causa de la deformación del tejido conectivo y muscular que rodea a la articulación y mantiene la unión rígida. Esta deformación viscoelástica es requerida para permitir el movimiento fisiológico normal de la articulación. El juego articular solamente puede ser aislado a través de un movimiento de traslación manual pasiva en varios planos y en movimientos pasivos de rotación y tracción. Estos movimientos de juego articular no pueden ser demostrados en movimientos activos, aunque un movimiento fisiológico normal evidencia la integridad del juego articular.

Si bien el juego articular puede ser considerado algo poco relevante dentro del movimiento articular normal, la falta o exceso de este movimiento podría dar pistas sobre posibles problemas neuromusculares y/o articulares (ambos están íntimamente relacionados).

Si las estructuras que soportan las articulaciones ofrecieran menos rigidez de la ideal, la articulación podría tener demasiado juego y volverse inestable. Si estas estructuras están excesivamente rígidas, el movimiento articular será restringido y las estructuras que conforman la unión pueden sufrir fuerzas inadecuadas.

El tejido conectivo encargado de la estabilización pasiva (ligamentos, cápsula, superficies articulares, meniscos, rodetes...) está diseñado para mantener la exacta relación entre las superficies articulares. La estructura neuromuscular también juega un papel muy importante debido a la capacidad de modificar los parámetros de rigidez de las uniones, y de dotar estas estructuras de la estabilidad articular e integridad adecuadas.

Es importante no perder la perspectiva de que todos estos factores que determinan el juego articular son individuales y pueden presentar una gran variabilidad entre diferentes personas.

CANTIDAD DE MOVIMIENTO Y ROM ARTICULAR

La cantidad de movimiento rotatorio se expresa en grados. El ROM (del inglés *range of motion*) o la amplitud de movimiento (ADM) posible de una articulación en un plano determina la cantidad de movimiento posible dentro de los límites anatómicos de la estructura articular.

El **ROM** suele ser considerado patológico cuando el movimiento articular excede o no alcanza el rango fisiológico de los límites articulares. Cuando una articulación **excede** los límites fisiológicos es denominada **hipermóvil** y cuando una articulación no llega a alcanzar un ROM anatómico fisiológico es denominada **hipomóvil**.

Por desgracia, no es tan fácil determinar cuál es el rango fisiológico en cada articulación, ya que cada persona tiene estructuras diferentes determinadas por la genética y por el fenotipo (adaptaciones a fuerzas), lo que hace difícil la comparación respecto a los rangos normativos.

En la práctica, una referencia de mayor utilidad que los rangos normativos, la constituye la comparación de una articulación con su homónima del lado contrario. En el capítulo siguiente se profundizará un poco más en las asimetrías articulares y los potenciales desequilibrios musculares.

3.3 ARTROCINEMÁTICA DEL EJERCICIO FÍSICO Y LA SALUD

Es evidente que la quinesiología constituye un área de conocimiento importante para el estudio de la mecánica, los sistemas de palancas y el ejercicio. Por este motivo, se debe utilizar una adecuada terminología que permita a los profesionales que trabajan con el cuerpo humano comunicarse entre sí de la forma más apropiada posible.

Para una comunicación eficaz basada en fundamentos de la mecánica de las uniones articulares, se determinarán unos parámetros que pueden servir de ayuda a los profesionales del ámbito de la salud:

A- MOVIMIENTO ARTICULAR versus DESPLAZAMIENTO SEGMENTARIO

Es bastante común entre profesionales y en determinada bibliografía, referirse al desplazamiento segmentario en lugar de utilizar el **movimiento de las articulaciones**. El movimiento segmentario tiene que ser utilizado en el contexto adecuado, pero no debería confundirse con el movimiento articular. Como se ha comentado anteriormente, no siempre que la tibia se desplaza medialmente sobre el plano transversal (hacia dentro) se tiene que producir una rotación interna en la articulación de la rodilla.

Los movimientos corporales se dan en las articulaciones y, por tanto, se deben basar, tal y como lo menciona la anatomía y la quinesiología, en el movimiento alrededor de los ejes de movimiento articular.

Muchas veces se denomina "flexión del brazo" a la acción de flexión de hombro o, por ejemplo, "extensión de pierna" para denominar a la extensión de cadera. Pero todo se confunde más cuando, en otras referencias, se utiliza la palabra "flexión de brazo" para denominar a la flexión de codo, o también "extensión de pierna" para la acción de extensión de rodilla.

Es importante saber identificar el plano y el eje de movimiento que se da en cada una de las articulaciones. De ahí la importancia de conocer profundamente el funcionamiento de los sistemas de palancas y la estructura articular, para poder entender el movimiento humano.

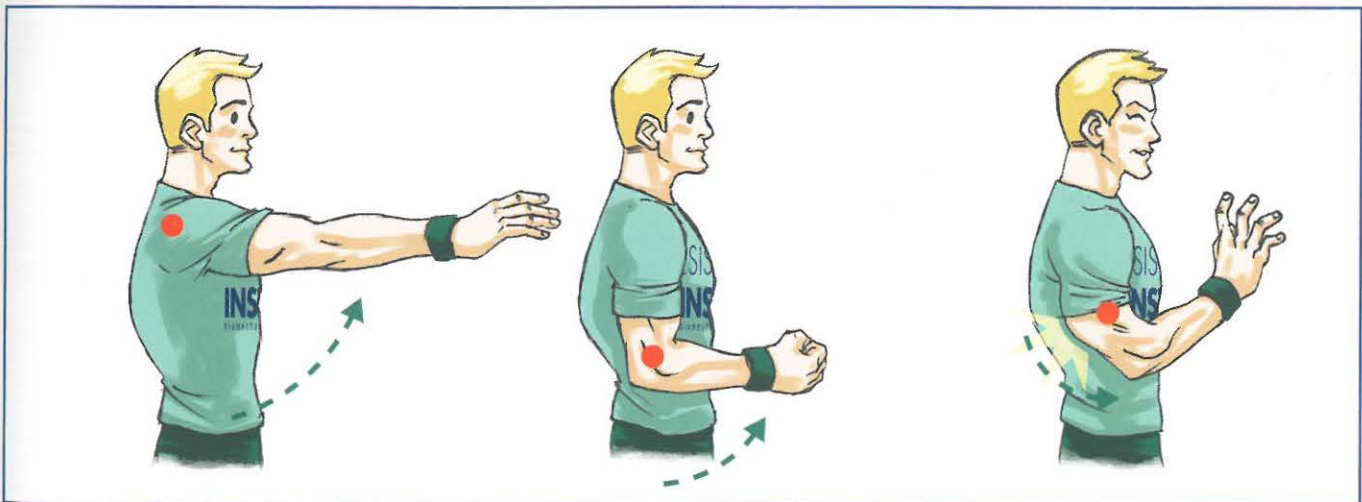


Ilustración 3.3.1

El movimiento del aparato locomotor se describe en las articulaciones. La primera imagen es una flexión de hombro, la segunda una flexión de codo. Lo que nunca se puede decir es "flexión de brazo" que implicaría tener que doblar el húmero y situar un eje en ese segmento (tercera imagen).

A TENER EN CUENTA:

Aunque para el análisis de los movimientos corporales y la mecánica muscular específica se hable de movimiento articular y de la relación entre sus segmentos de unión (articulaciones), el desplazamiento segmentario no deja de ser el objetivo final del movimiento articular.

Es un aspecto clave saber analizar el movimiento corporal humano y se ha de tener en cuenta que, detrás de un desplazamiento segmentario, casi siempre existe un movimiento articular específico que los profesionales han de ser capaces de entender y poder visualizar.

Un ejemplo típico podría ser la expresión "rotación de sacro", la cual, en realidad, suele ser en muchos casos una rotación de la columna lumbar en relación a la posición neutral en decúbito prono. En realidad, el movimiento articular en la columna vertebral al estar tumbado decúbito prono provoca que la pelvis se pueda mover sobre un tórax fijo, lo que da la sensación en el espacio de que el sacro está rotado.

Para un correcto análisis mecánico y para una mejor aplicación del trabajo muscular posterior, se debería poder identificar qué articulaciones no se mueven como debieran y pueden estar causando dicho desequilibrio en el desplazamiento segmentario (como por ejemplo, que el sacro se gire lateralmente y dé la impresión de estar rotado).

B- SISTEMAS DE REFERENCIA: LA POSICIÓN ANATÓMICA Y LA POSICIÓN FUNDAMENTAL

La **posición anatómica** ha sido definida durante varios siglos como el punto de referencia. Esta es básicamente la posición de pie con la articulación **radiocubital** (distal y proximal) en posición de **supinación**.

Dado que el propósito de un punto de referencia es ofrecer un lugar de inicio o de partida, la **posición anatómica (PA)** es una referencia no del todo idónea para calcular la teórica posición neutral, ya que **la articulación radiocubital no está**

en el punto "cero". Hay que decir que el objetivo de esta posición era permitir que el movimiento del dedo pulgar se asociara con los respectivos planos del torso.

La **posición fundamental** simplemente reorienta la articulación radiocubital (proximal y distal), llevándola a una posición neutral con las palmas de las manos mirando hacia los muslos. De este modo, todas las articulaciones están virtualmente en las posiciones consideradas "cero". Esta es una posición más razonable como punto de inicio o referencia para las posiciones articulares.

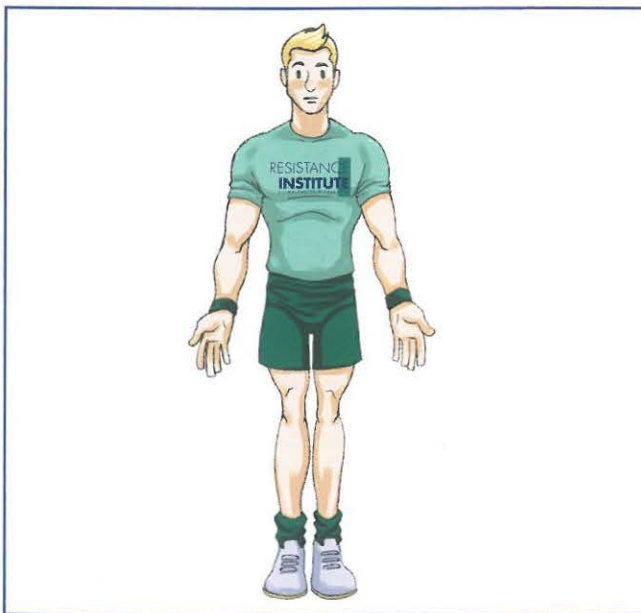


Ilustración 3.3.2

Posición anatómica.

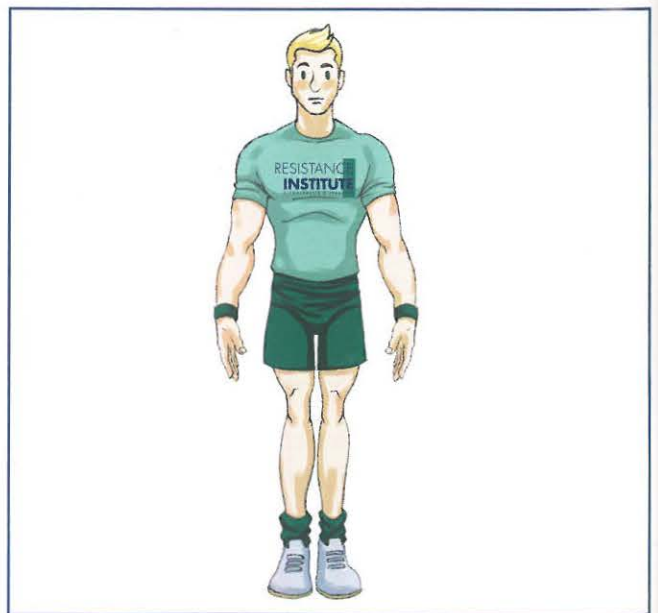


Ilustración 3.3.3

Posición fundamental.

C- MOVIMIENTO RESPECTO A LOS EJES O PLANOS CORPORALES.

Un aspecto muy importante a puntualizar es que en este libro, a la hora de determinar las posiciones y movimientos, se van a utilizar **referencias egocéntricas**.

REFERENCIAS EGOCÉNTRICAS versus REFERENCIAS GEOCÉNTRICAS

Se denominan **referencias geocéntricas** a aquellas referencias que se realizan en relación al espacio geográfico con el que el cuerpo se relaciona. Eso significa que, a pesar del movimiento o cambio de posición del cuerpo, cualquier punto representativo (eje, plano, marca...) se referencia en función al espacio exterior.

Se denominan **referencias egocéntricas** a aquellas referencias que se realizan en relación al cuerpo humano. Eso significa que, a pesar del movimiento o cambio de posición del cuerpo, un eje o plano, referencia ósea... se referencia en función al propio cuerpo. Por lo tanto, los movimientos articulares se refieren respecto al cuerpo en sí mismo y no respecto al espacio que le rodea. Esto significa que lo único que se va a tener en cuenta es la relación existente entre los diferentes segmentos corporales y no de estos con respecto al suelo, a la pared o a un banco.

DIRECCIONES ANATÓMICAS EN RELACIÓN A LA POSICIÓN ANATÓMICA

Las referencias sobre lo que va a ser anterior, posterior, medial, superior... se toman de la **posición anatómica**. Una vez fuera de esta posición, se sigue manteniendo la

referencia de la posición anatómica, tal y como se comentó anteriormente.

Ejemplo: si la cabeza es superior a los pies, esta no se convierte en inferior al realizar la vertical.

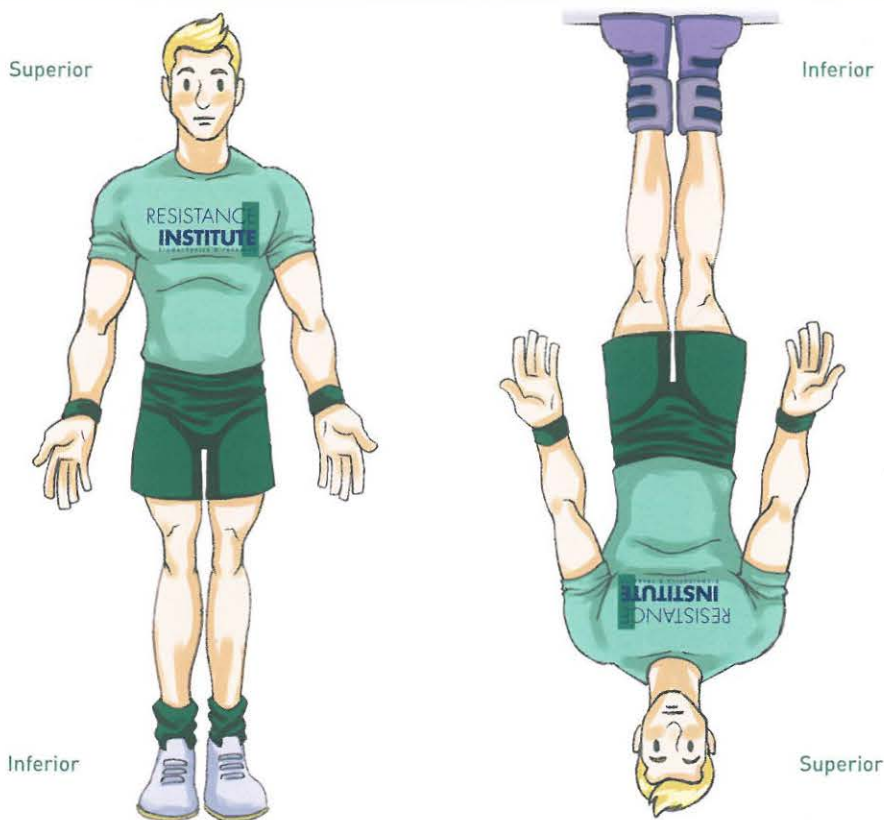


Ilustración 3.3.4

Las referencias anatómicas no cambian, independientemente de cuál sea la posición corporal con respecto al espacio.

EJES ARTICULARES EN RELACIÓN A LA POSICIÓN ANATÓMICA

Las referencias sobre las alusiones a los ejes articulares se basan en la relación segmentaria en posición anatómica.

Ejemplo: Si en la cadera se escoge el eje lateromedial en referencia a la posición anatómica, no importa cómo se coloque la persona, ese eje sigue siendo el lateromedial.

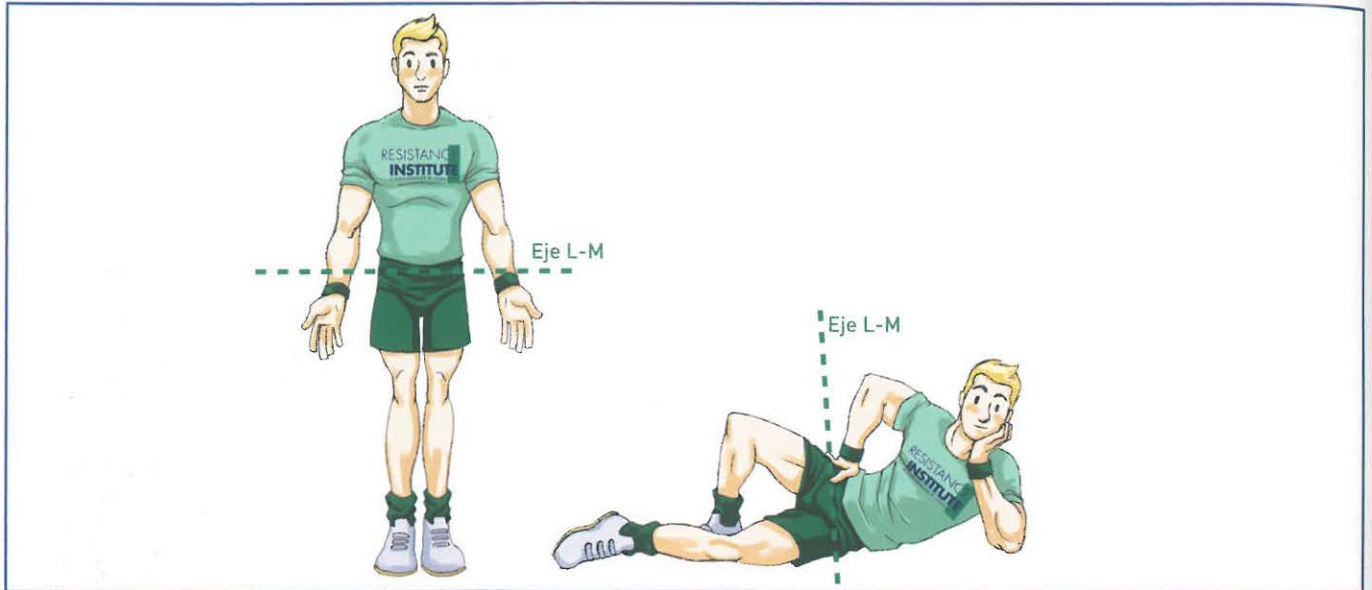


Ilustración 3.3.5

En la ilustración el eje L-M no cambia, independientemente de cual sea la posición corporal con respecto al espacio

A TENER EN CUENTA:

Si se toma como ejemplo la articulación de la cadera y el eje anteroposterior (A-P) de referencia pelvis (segmento sobre el que se referencia en posición anatómica su eje A-P), significa que siempre que haya movimiento alrededor de este eje se le denomina **abducción-aducción**, más allá de si se realiza en diferentes posiciones de rotación sobre el eje superiorinferior (S-I). Ver ilustración 3.3.6.

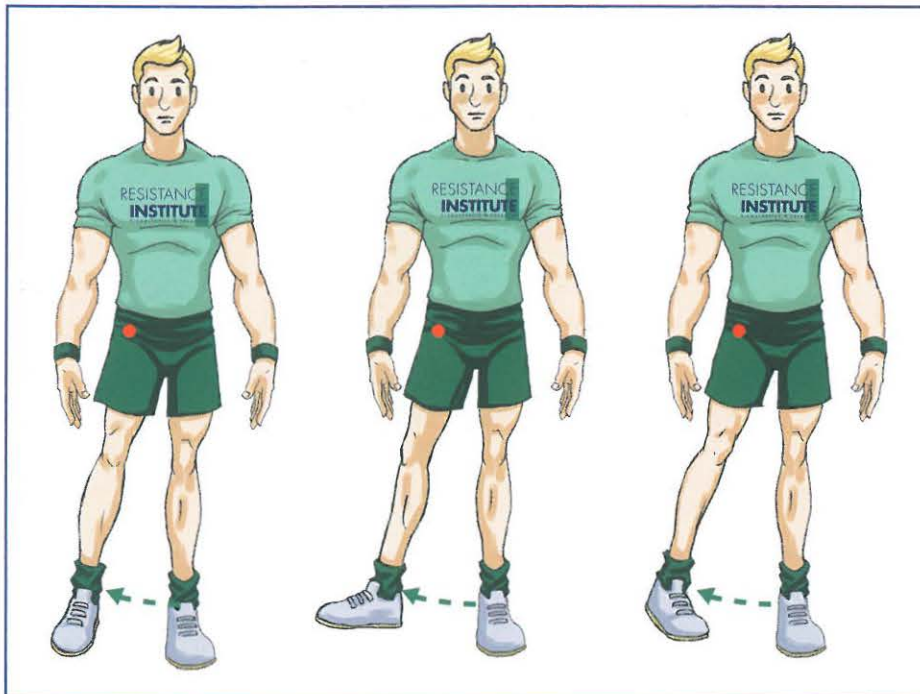


Ilustración 3.3.6

Se puede observar en la ilustración cómo en la figura central el personaje está realizando una abducción de cadera en posición de rotación externa, pero el eje A-P sigue en el mismo sitio que en la figura de la izquierda, debido a que está referenciado con la pelvis. Lo mismo sucede con la figura de la derecha, que realiza una abducción en rotación interna.

POSICIONES Y MOVIMIENTOS ARTICULARES. REFERENCIA EN POSICIÓN FUNDAMENTAL.

Las **posiciones y movimientos** entre las articulaciones se deberían realizar en referencia egocéntrica y en relación a la posición neutral determinada en **posición fundamental** y no en la **posición anatómica**.

Estas referencias no son algo obligatorio, ya que se puede modificar los sistemas de referencia, si bien surgen dos problemas. El primero es que hay que mantener el mismo sistema de referencia para todo y no cambiarlo de forma arbitraria, ya que entonces la información resultante sería errónea, al no tener una referencia clara. El otro problema es la comunicación entre profesionales, ya que si hay instituciones o profesionales que utilizan diferentes sistemas de referencia, se dificulta dicha comunicación.

En ningún momento se ha comentado que este sistema de referencias sea el mejor, sino más bien que desde Resistance Institute se considera es el que tiene más sentido y el que más sencillo parece para los profesionales, aunque todo es relativo y puede haber opiniones diferentes.

Un ejemplo evidente en la aplicación de un sistema de referencia egocéntrico sería la realización de un ejercicio de *press* de extremidad superior, en el plano transversal. Seguirá siendo el mismo movimiento articular, se realice tumbado sobre un banco o sentado en una máquina.

Tener claros los sistemas de referencia es clave para poder entender la mecánica de un ejercicio.

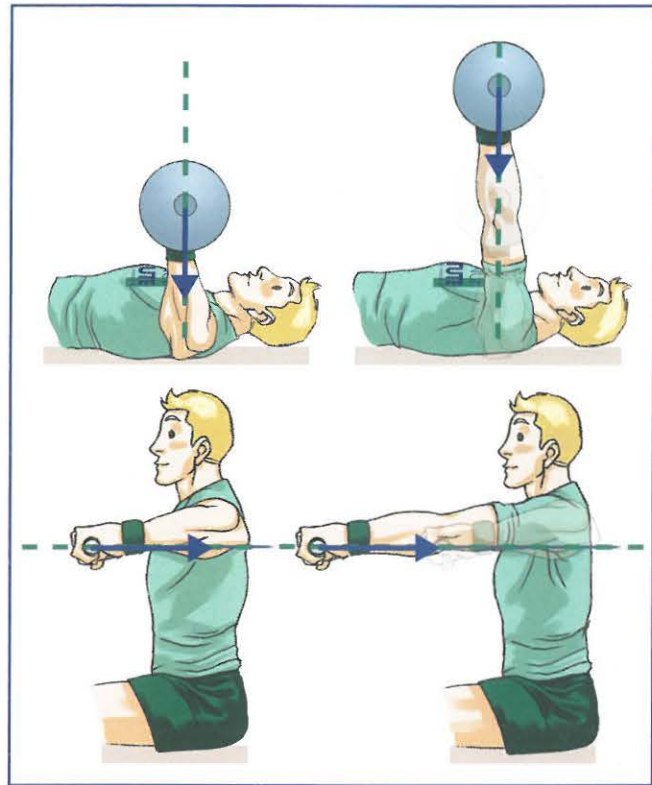


Ilustración 3.3.7

El movimiento de las articulaciones en el press transversal no varía aunque se modifique la posición respecto al espacio.

LAS POSICIONES Y EL MOVIMIENTO HUMANO TIENEN RELACIÓN CON EL CUERPO EN SÍ MISMO, Y NO DEPENDEN DE SU POSICIÓN EN EL ESPACIO NI DE SU RELACIÓN CON EL EXTERIOR

D- QUINESIOLOGÍA: POSICIONES Y MOVIMIENTOS, NO MÚSCULOS.

Tal y como se comentó anteriormente, cuando se utiliza la quinesiología no se tienen en cuenta las fuerzas. Esto significa que solamente con ella, no se pueden relacionar las posiciones ni los movimientos articulares con el trabajo de la musculatura, ya que podría llevar a errores importantes, como asociar el movimiento articular con una determinada musculatura. Por ello resulta imperativo analizar previamente todas las fuerzas que son, en definitiva, las que determinan la respuesta neuromuscular.

3.4 LAS DIRECCIONES ANATÓMICAS

- 1 **ANTERIOR O VENTRAL:** Se refiere a la parte frontal del cuerpo. Al referirse a la relación entre dos partes, indica que una está más hacia el frente que la otra.
- 1 **POSTERIOR O DORSAL:** Se refiere a la parte trasera del cuerpo. Al referirse a la relación entre dos partes, indica que una está más hacia atrás que la otra.
- 1 **SUPERIOR-CRANEAL-CEFÁLICO:** Es una posición relativa a otra, más cercana a la cabeza.
- 1 **INFERIOR-CAUDAL:** Es una posición relativa a otra, más cercana a los pies.
- 1 **MEDIAL:** Indica la cercanía a la línea media (puede ser respecto al cuerpo o respecto a una extremidad en sí misma).
- 1 **LATERAL:** Indica la lejanía de la línea media (puede ser respecto al cuerpo o respecto a una extremidad en sí misma).
- 1 **PROXIMAL:** Indica la cercanía con el tronco. Normalmente se refiere a la relación entre dos puntos de una articulación.
- 1 **DISTAL:** Indica lejanía con el tronco.
- 1 **BILATERAL:** Se refiere a ambos lados.
- 1 **UNILATERAL:** Se refiere a un solo lado.
- 1 **SUPERFICIAL:** Indica cercanía con la superficie.
- 1 **PROFUNDO:** Por debajo de lo superficial.

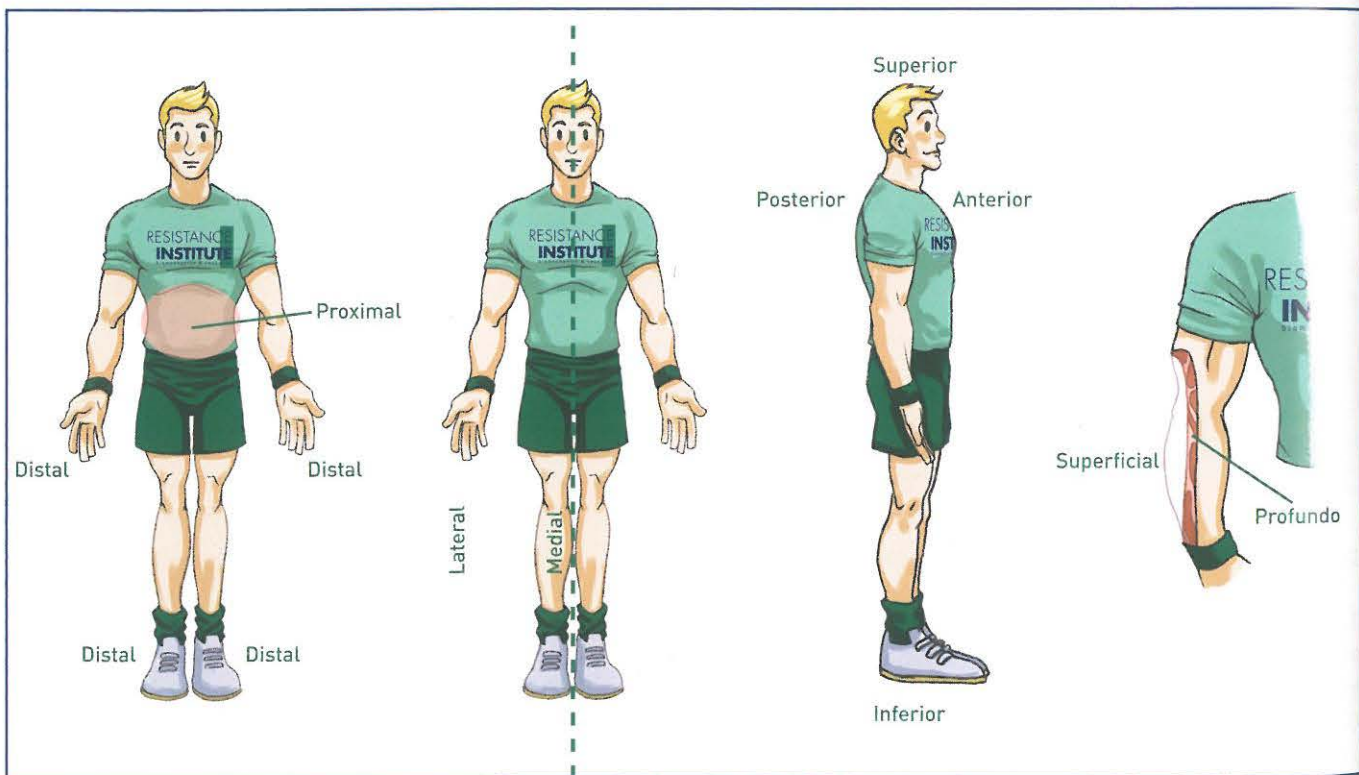


Ilustración 3.4.1

3.5 LOS EJES Y PLANOS DE MOVIMIENTO

Antes de definir ejes y planos, se debería tener en cuenta:

¿Qué es una línea?

Una línea es simplemente una sucesión de puntos. Una **línea recta** es sucesión de puntos en la misma dimensión.

Entonces... ¿qué es un eje?

Un eje se describe como una línea que atraviesa el centro del movimiento o potencial movimiento alrededor de una interrupción. Cualquier eje es, por definición, perpendicular al plano de movimiento.

Solamente falta saber... ¿qué es un plano?

Un plano es la unión de más de dos puntos no alineados. **El plano de movimiento es siempre perpendicular al eje de rotación.** El segmento se moverá dentro del plano creado al rotar sobre el eje.

Los planos son, a menudo, objetos tangibles (por ejemplo una fina hoja de papel). Pero resultan difíciles de visualizar cuando se trata del cuerpo, especialmente si no se está habituado.

EJES ANATÓMICOS

En el cuerpo humano existen infinidad de ejes de movimiento pero, de forma similar a lo que sucede con la referencia de norte/sur/este/oeste, se han determinado tres ejes de referencia que corresponden con las tres dimensiones del espacio. Reciben el nombre de ejes anatómicos y son los siguientes:

EJE superoinferior (S-I). También denominado **longitudinal o axial.**

Es el eje que atraviesa el centro de rotación con dirección superior-inferior respecto al cuerpo. A este eje también se lo denomina vertical, aunque llamarlo de esta forma puede llevar a confusión cuando el cuerpo no está en posición anatómica (estando, por ejemplo, tumbado en el suelo).

EJE anteroposterior (A-P). También denominado **sagital.**

Es el eje que atraviesa el centro de rotación con dirección anterior-posterior respecto al cuerpo.

EJE lateromedial (L-M). También denominado **transversal.**

Es el eje que atraviesa el centro de rotación con dirección lateral-medial respecto al cuerpo. A este eje también se lo denomina **horizontal**, aunque llamarlo de esta forma puede llevar a confusión cuando el cuerpo no está en posición anatómica (estando, por ejemplo, tumbado de lado en el suelo).

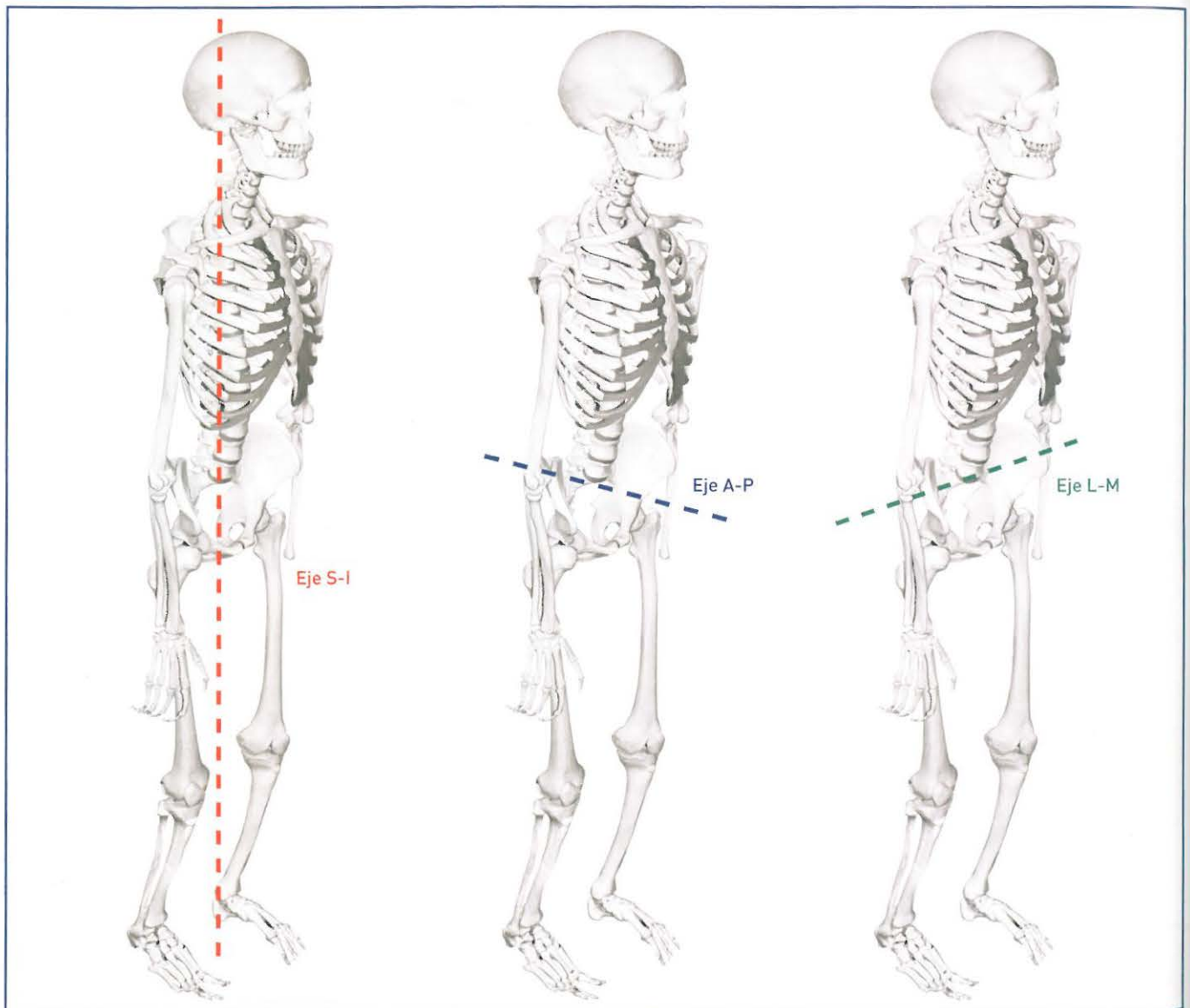


Ilustración 3.5.1

PLANOS ANATÓMICOS

Al igual que sucede con los ejes, se han determinado tres planos anatómicos, que vienen relacionados con las tres dimensiones del espacio y del movimiento humano.

- **Plano transversal u horizontal:** normalmente descrito como aquel que divide el cuerpo en parte superior e inferior. El plano transversal se describe al realizar un movimiento sobre el eje S-I.
- **Plano frontal o coronal:** normalmente descrito como aquel que divide el cuerpo en parte anterior y posterior. El plano frontal se describe al realizar un movimiento sobre el eje A-P.
- **Plano sagital:** normalmente descrito como aquel que divide el cuerpo en parte derecha e izquierda. El plano sagital se describe al realizar un movimiento sobre el eje L-M.

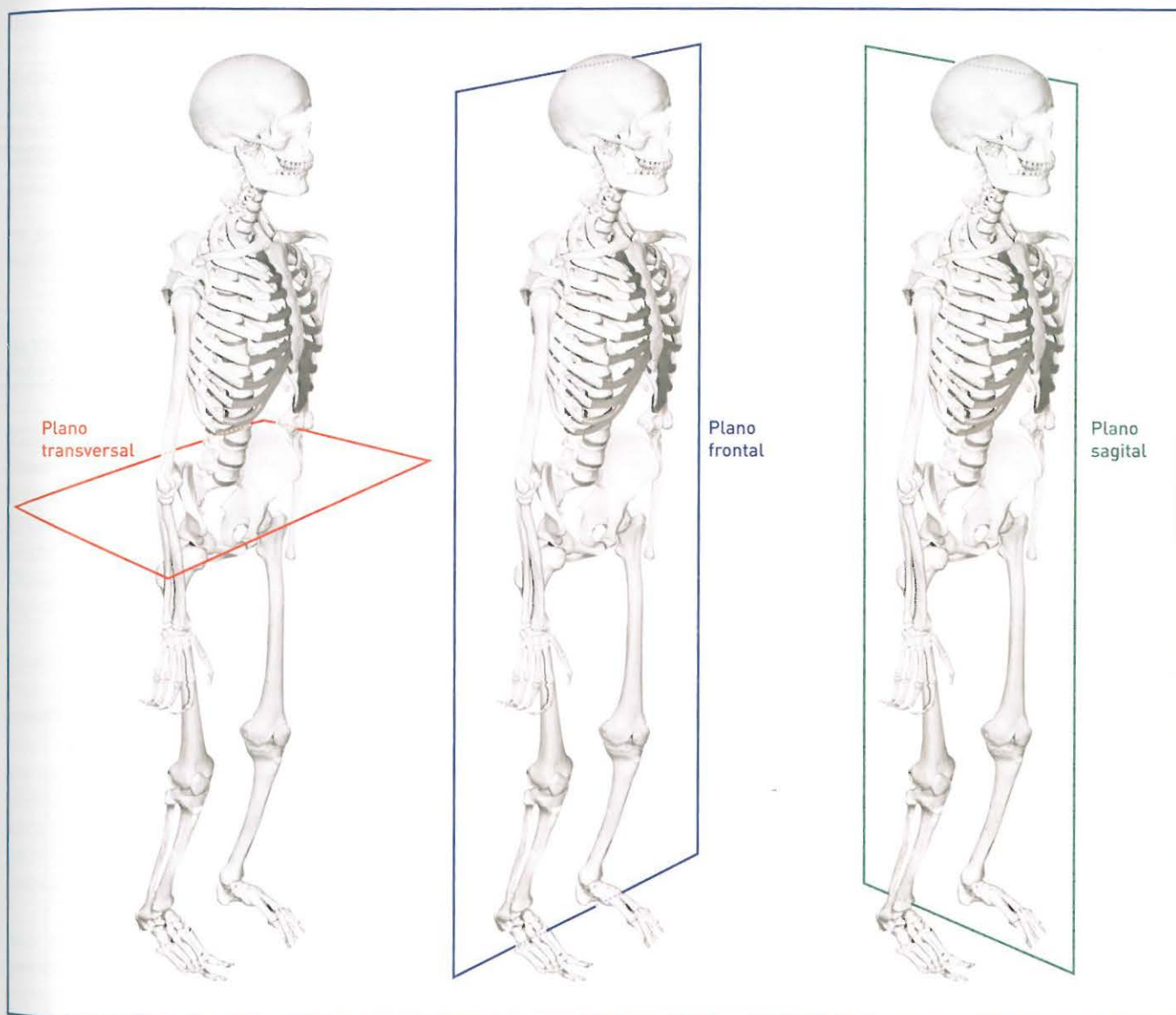


Ilustración 3.5.2

En el ámbito médico relacionado con las **resonancias magnéticas (RM)** y el **TAC** (tomografía axial computerizada), al plano transversal se le denomina también plano **axial**. Inicialmente, estas pruebas diagnósticas por imagen únicamente se podían realizar a lo largo del eje axial corporal (S-I) y de ahí su nombre. Por ello, al leer el diagnóstico de un TAC o RM, siempre que se lea **plano axial** se debería interpretar como el plano transversal comentado anteriormente.

Aunque los movimientos diarios se suelen realizar en un infinito número de planos e, incluso, en movimientos sin un plano determinado (como por ejemplo la circunducción),

estos tres planos son considerados los anatómicos y su combinación es la que ofrece todas las posibilidades, debido a que son la referencia de las tres dimensiones del espacio.

Los **planos son descritos a través de la articulación** y, al igual que con la posición anatómica, son una simple referencia para describir los diferentes movimientos.

Cuando un plano no coincide exactamente con uno de los tres mencionados se le denomina **plano oblicuo**. Estos planos se describen en función de los grados que se alejan respecto de los planos anatómicos.

ES IMPORTANTE RECORDAR QUE LOS PLANOS SON SIEMPRE RELATIVOS AL CUERPO EN SÍ MISMO Y NO AL ESPACIO O MUNDO QUE LES RODEA.

MOVIMIENTO ALREDEDOR DE UN PLANO OBLICUO

Se suele confundir el movimiento en un plano oblicuo con el movimiento multiplanar. Que un eje esté situado en un plano oblicuo y cruce dos o más ejes anatómicos, no significa que tenga dos o más grados de movimiento. Ver ilustración 3.5.3.

Siempre que haya movimiento relativo a un eje oblicuo, se puede hacer una descomposición sobre la proporción en cada uno de los planos anatómicos que cruza.

La descomposición cinemática del movimiento oblicuo se puede realizar en relación a la proporción de grados relativos a cada plano de movimiento.

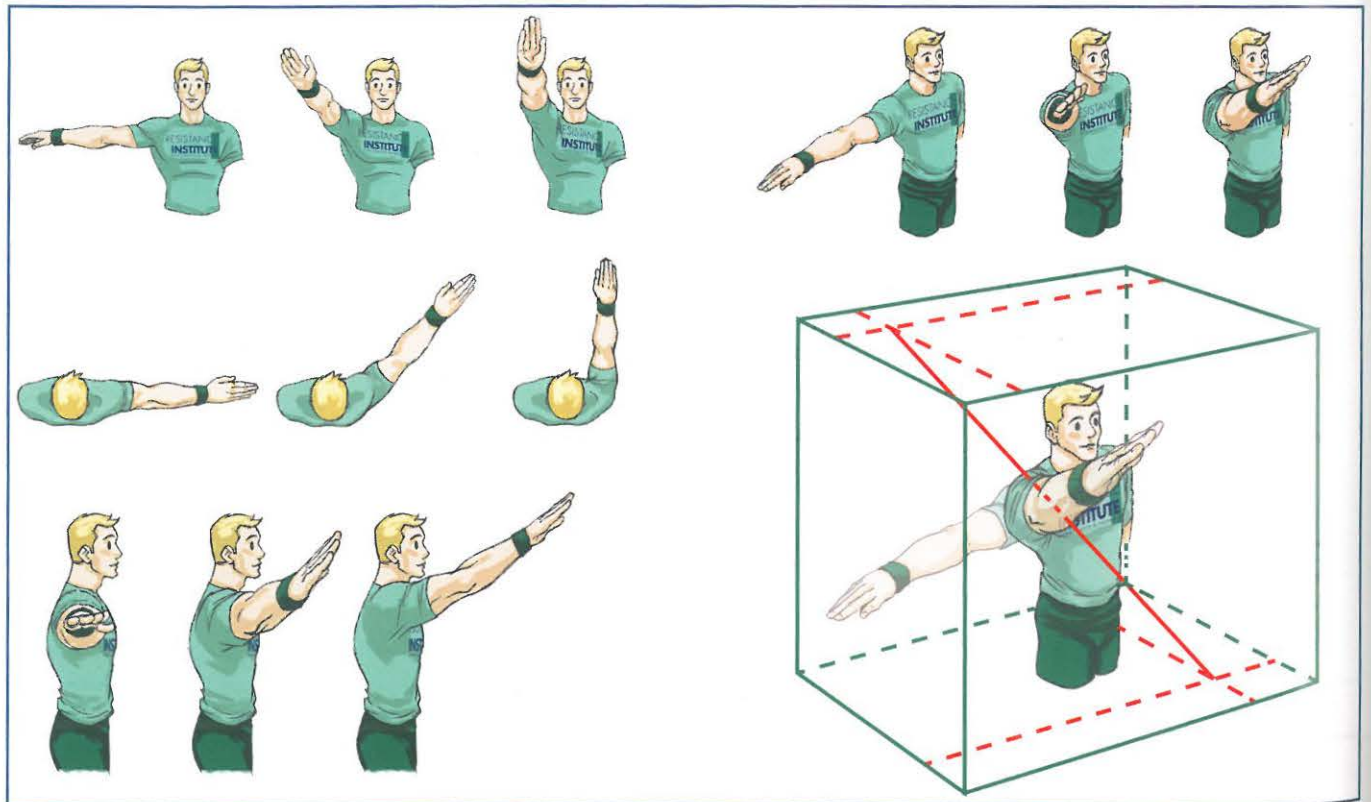


Ilustración 3.5.3

Representación de un movimiento a través de un eje oblicuo, visto desde diferentes perspectivas.

EL PLANO DE MOVIMIENTO CORPORAL Y EL PLANO EN UNA ARTICULACIÓN

Aunque hasta el momento la interpretación de los ejes y planos corporales parece obvia y relativamente sencilla, se complica cuando se relaciona el plano de movimiento de una articulación localizada en una extremidad con el plano de movimiento respecto a los ejes corporales del tronco.

La referencia y descripción de los movimientos y posiciones de cada una de las articulaciones se determina en relación con la posición anatómica, como se ha comentado anteriormente.

Esto significa que la relación de los ejes y planos de movimiento de una articulación localizada en las extremidades coincidirá con el plano corporal siempre y cuando dicha extremidad se encuentre en posición anatómica (que es la posición desde donde se han referenciado los ejes articulares). Pero...

¿QUÉ SUCEDE CUANDO LA EXTREMIDAD CAMBIA SU POSICIÓN RESPECTO AL TRONCO?

Para poder entender lo que sucede, se puede ver un caso práctico.

Cuando el brazo se mantiene en posición anatómica, la flexo-extensión del codo ocurre en el plano sagital. Si el brazo se gira 90° (rotación externa de hombro 90°) muchos profesionales dirían que el codo se flexiona ahora en el plano frontal. Sin embargo, muchos textos describen la flexión y/o la extensión como movimientos que se realizan únicamente en el plano sagital.

Cuando el hombro rota externamente, no se cambia la descripción sobre qué parte del brazo es anterior o posterior, medial o lateral. Lo que se ha cambiado en realidad es la posición del brazo respecto al tronco, pero no la relación de las superficies articulares del codo ni el eje de giro articular, que sigue siendo el L-M respecto del brazo. Por esta razón, debemos considerar que el movimiento del codo se realiza en el plano sagital del brazo, debido a que seguirá moviéndose en relación a su eje L-M.

Los movimientos de las articulaciones se definen por el plano en el que se mueven desde la posición anatómica. Y como se ha explicado anteriormente, el movimiento ocurre dentro de una articulación y no indica ninguna relación con el espacio exterior.

Esta perspectiva no es solo importante para una clara comunicación entre profesionales y para identificar qué ocurre realmente durante un ejercicio, sino que es

imprescindible cuando el movimiento ocurre en una posición inicial que no es la posición anatómica, como es el caso de la gran mayoría de ejercicios. Por esta razón, es mejor recordar que los movimientos articulares son fundamentalmente descripciones de los cambios en relación con las superficies articulares.

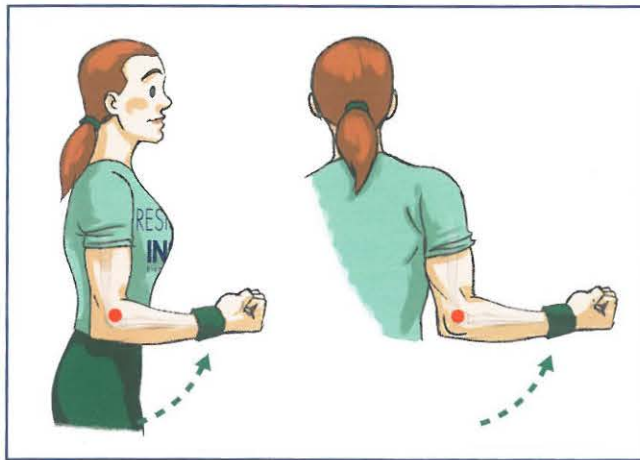


Ilustración 3.5.4

El codo se sigue flexionando en su plano sagital (eje lateromedial) aunque el plano del cuerpo sea otro (en la segunda imagen, plano frontal)

LAS POSICIONES ARTICULARES

Las posiciones articulares se describen en estática y definen la relación entre las superficies articulares.

Se ha de tener en cuenta que una posición articular determinada no tiene que estar necesariamente relacionada con el movimiento previo realizado para alcanzar dicha posición.

Ejemplo: si una persona está en una posición de flexión de codo de 20°, esta no tiene por qué haber realizado un movimiento de flexión de codo; puede haber realizado una extensión desde una posición de mayor flexión.

Por lo tanto, para poder determinar una posición articular, solamente se deben tener en cuenta estos dos factores:

- El ángulo (nº de grados) en relación con el eje o plano quinesiológico en relación a la posición neutral.
- En qué lado quinesiológico de la posición neutral anatómica está la articulación (flexión versus extensión, rotación interna versus externa...).

¿CUÁL ES LA POSICIÓN NEUTRAL?

La posición anatómica neutral es la línea de división entre los nombres de posición. Una posición es mucho más clara cuando se indican los grados que se distancia de la posición neutral, siendo neutral igual a 0°.

Se utilizan los grados negativos para indicar una posición que va más allá en referencia al otro lado quinesiológico de la posición neutral.

Ejemplo: Se puede decir que el hombro tiene 30° de extensión, aunque también se puede decir desde otra perspectiva que tiene -30° de flexión.

Se puede indicar que la articulación escapulo humeral tiene un ROM funcional en flexión de -30° hasta 110°. Aunque también se puede indicar que tiene un ROM funcional en extensión de -110° hasta 30°. O incluso, decir que tiene

un ROM en extensión de 30° y un ROM en flexión de 110°. Normalmente siempre se utiliza el ROM en la posición en la cual existen más grados positivos, con lo que en este caso estaría más extendida la primera opción.

Hay que tener muy en cuenta que cuando se habla de la posición "neutral", se menciona simplemente una línea de división entre nombres de posición, sin tener en cuenta los movimientos realizados para alcanzar dicha posición. Una vez más, no se debe confundir posiciones y movimientos.

A la hora de describir movimientos, habría que referirse al **sentido** de desplazamiento dentro del plano, lo que aclararía que se trata del mismo movimiento, se realice a un lado o al otro de la posición neutral. De esta forma, se puede realizar un movimiento de flexión tanto en una posición de extensión, como en una posición de flexión y, también, pasar tanto por posiciones de extensión como por posiciones de flexión.

POSICIONES Y MOVIMIENTOS ARTICULARES: MITOS Y ERRORES COMUNES

¿ESTÁ LA MANO EN PRONACIÓN AL REALIZAR UN PRESS EN UN BANCO?

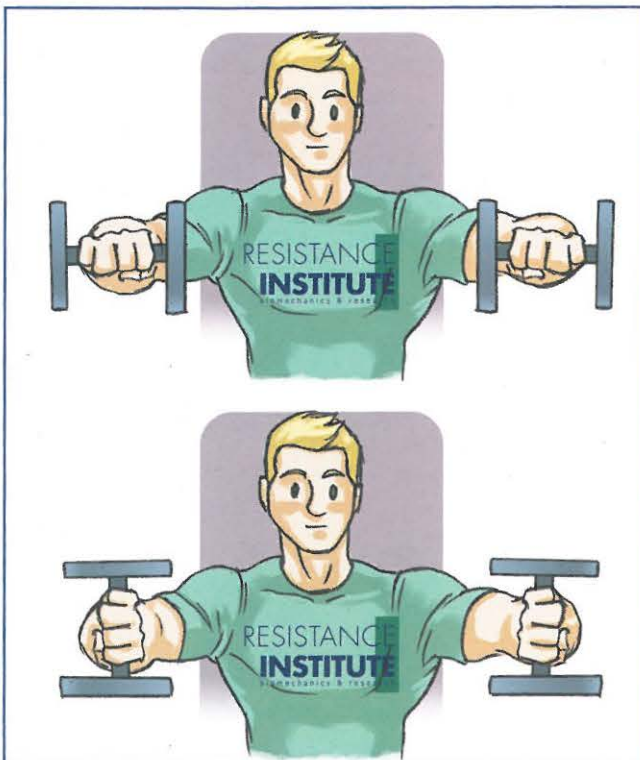


Ilustración 3.5.5

Imagen superior: press con mancuernas con la articulación radiocubital en posición neutral.

Imagen inferior: press con mancuernas con la articulación radiocubital en pronación.

Aunque parezca obvio lo comentado respecto a las posiciones articulares, existen errores de aplicación muy comunes. Un error muy extendido en la diversa bibliografía es la confusión de la posición de la articulación radiocubital y, por lo tanto, de la prono-supinación (rotación interna-externa), debido al cambio de posición del cuerpo respecto al espacio. Esta confusión se explica con la falsa creencia de que dicha articulación se encuentra en posición de pronación, o en posición de supinación cuando, en realidad, no se ha movido de la posición neutral y las superficies articulares de la articulación radiocubital siguen en la misma disposición que en la posición fundamental.

Un ejemplo claro es la creencia de que la articulación radiocubital se encuentra en pronación al realizar un *press* con mancuernas o *press* de banca.

Otro error muy frecuente, y asociado al anterior, es la confusión en la posición de la articulación radiocubital asociada con los movimientos de rotación y flexión de hombro, o viceversa.

Aunque pueda parecer trivial y carente de importancia, es imprescindible entender estas bases para el posterior análisis de la participación y mecánica muscular, y para comprender cómo las fuerzas afectan a las articulaciones y al tejido conectivo.

SE DEBE HACER UN ESFUERZO PARA DETERMINAR LAS POSICIONES ARTICULARES EN FUNCIÓN DE LA RELACIÓN ENTRE SUS SUPERFICIES Y NO RESPECTO AL EXTERIOR NI A LA POSICIÓN DEL RESTO DE SEGMENTOS.

MOVIMIENTO DE HIPEREXTENSIÓN DE LA COLUMNA

Es típicamente descrito como un movimiento en extensión más allá de la posición anatómica (más allá de la posición neutral), en el plano sagital. No obstante, el prefijo “híper” suele significar excesivo para muchas personas. Por esta razón, sería más recomendable y apropiado hablar de extensión más allá de la posición neutral, siempre y cuando este ROM de extensión respete las capacidades funcionales individuales de la articulación en cuestión (podría tratarse también de la articulación del hombro, cadera, rodilla y la columna).

Por lo tanto, sería más lógico reservar el prefijo “híper” para acciones que excedan los límites individuales.

Si al realizar una extensión de columna, esta se queda en una

posición más allá de la posición anatómica, se está creando una posición de extensión (no de hiperextensión). Cuando se vuelve a la posición anatómica desde una posición de extensión, se considera un movimiento de **flexión**.

A TENER EN CUENTA:

Si a un movimiento de extensión más allá de la posición neutral se le denomina “hiperextensión”, a un movimiento de flexión más allá de la posición neutral se le habría de denominar “hiperflexión”. Los sistemas de referencia deberían ser equitativamente utilizados para todas las situaciones.

Esta es la razón por la que debería reservarse el término “híper” para aquellos movimientos que van más allá de los límites fisiológicos individuales y no utilizarse tan a la ligera.

LA ROTACIÓN Y LOS MOVIMIENTOS ARTICULARES

Todos los movimientos articulares son movimientos de rotación sobre los ejes articulares (tal como se ha explicado). Esta es una de las características del sistema musculoesquelético humano.

La confusión puede surgir cuando, desde la quinesiología, se nombra rotación a un movimiento sobre un eje determinado (S-I) y no al movimiento sobre el resto de los ejes (L-M y A-P). En definitiva, **todos los movimientos articulares son movimientos de rotación**.

La nomenclatura de estos movimientos es la siguiente (serán estudiados a continuación con mayor detalle):

- La **flexión-extensión** es la **rotación alrededor del eje L-M de la articulación**.
- La **abducción-aducción** es la **rotación alrededor del eje A-P de la articulación**.
- La **rotación medial-lateral** (interna-externa) es la **rotación alrededor del eje S-I de la articulación**.

A TENER EN CUENTA:

*No se ha de confundir el término quinesiológico **rotación** sobre el eje S-I con el movimiento de rotación articular que se produce en la gran mayoría de movimientos corporales.*

MOVIMIENTOS ARTICULARES EN EL PLANO SAGITAL

FLEXIÓN Y EXTENSIÓN:

Son los movimientos de rotación alrededor del eje L-M de las articulaciones.

Para poder definir la acción en cada caso, se habría de coger cada articulación de forma específica, enfocarla desde un

plano perpendicular al eje y relativo al lado de visualización del plano (ejemplo: vista sagital) y asociar un sentido de rotación a favor o en contra de las agujas del reloj en relación a un punto fijo y un punto móvil (como se ha visto al principio del capítulo: para una misma acción existen dos sentidos de rotación).

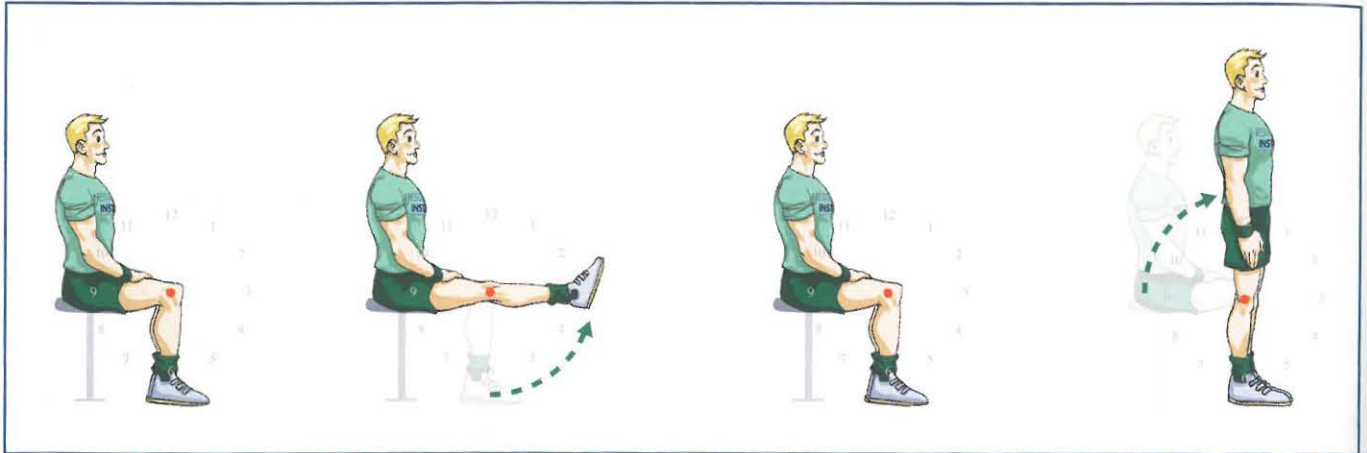


Ilustración 3.5.6

Acerca de la extensión de rodilla: el sentido de rotación para una extensión de rodilla es uno u otro dependiendo de cual sea el segmento móvil. En la primera secuencia es contrario a las agujas del reloj y en la segunda secuencia va en sentido de las agujas del reloj.

OTRO PUNTO DE CONFLICTO: LA FLEXIÓN Y EXTENSIÓN DE TOBILLO

La flexión y extensión de tobillo es otro de los puntos sobre los que la bibliografía especializada en el ejercicio físico y la salud no se pone de acuerdo.

Es fácil leer cómo a un mismo movimiento hay profesionales que le denominan **flexión de tobillo** y otros le denominan **extensión de tobillo**.

La confusión puede deberse a intentar asimilar la forma en la que se dispone el pie con la forma en que se dispone la mano en la posición anatómica. Para evitar la confusión, es buena indicación seguir el movimiento de los dedos del pie al igual que se hace con la mano. La flexión de las diferentes articulaciones de los dedos y de las metatarsofalángicas tienen el mismo sentido que la flexión de tobillo. Por lo tanto, el sentido de rotación que equivale a una flexión de las articulaciones interfalángicas de los dedos del pie equivale a la flexión de tobillo.

¿QUÉ SON ENTONCES LA FLEXIÓN DORSAL Y LA FLEXIÓN PLANTAR?

Desde el ámbito de la medicina y la fisioterapia se viene utilizando la terminología flexión dorsal (flexión del dorso del pie respecto a la pierna) y flexión plantar (flexión de la planta del pie respecto a la pierna).

Estos dos conceptos están muy arraigados en la bibliografía médica y rehabilitadora y son, por lo tanto, aceptados dentro de la terminología científica, aunque en realidad:

- **FLEXIÓN DORSAL:** Equivale a extensión de tobillo.
- **FLEXIÓN PLANTAR:** Equivale a flexión de tobillo.

MOVIMIENTOS ARTICULARES EN EL PLANO FRONTAL

ABDUCCIÓN Y ADUCCIÓN:

Son los movimientos de rotación alrededor del eje A-P de las articulaciones.

Es muy común, en la bibliografía, leer la definición de los movimientos de abducción y aducción como los movimientos que se separan (ABD) y acercan (ADD) de la línea media. Si uno se fija con atención en el movimiento de la extremidad superior, se puede ver que una vez superados los 90° de abducción de hombro, la extremidad se vuelve a aproximar a la línea media durante el resto del recorrido hasta que el brazo llega, aproximadamente, a la altura de la cabeza, lo que invalida la citada definición.

FLEXIÓN LATERAL:

Se refiere al movimiento de la columna vertebral alrededor del eje A-P, y es considerada como flexión lateral derecha o flexión lateral izquierda en función del sentido en el que se realice el movimiento.

Para poder definir la acción de abducción o aducción y flexión lateral derecha o izquierda, se debería coger cada articulación de forma específica, contemplada desde un plano perpendicular al eje (ejemplo: vista plano frontal) y asociar un sentido de rotación -a favor o en contra de las agujas del reloj- en relación a un punto fijo y un punto móvil.

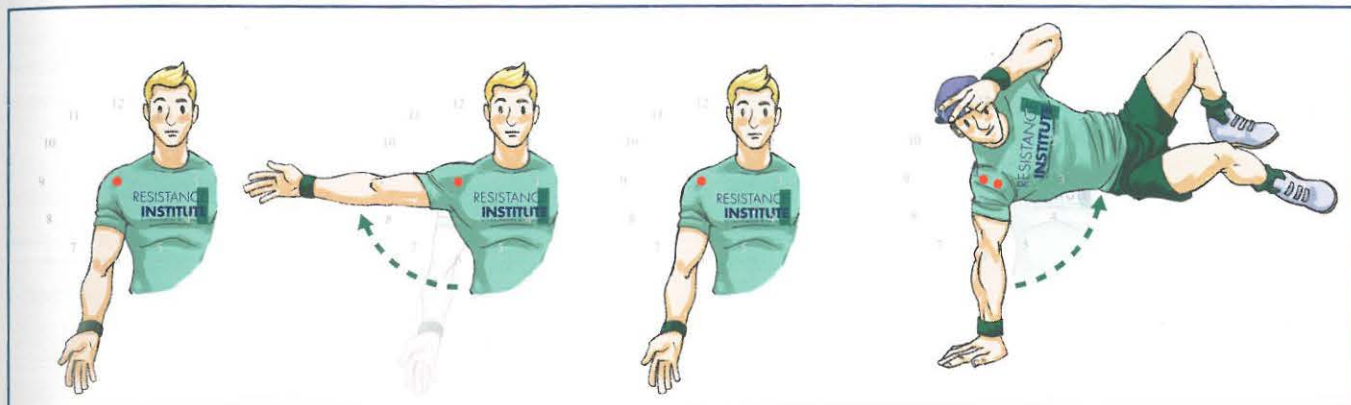


Ilustración 3.5.7

La acción articular en ambas secuencias es la misma (abducción del hombro) pero el sentido de rotación es contrario.

MOVIMIENTOS ARTICULARES EN EL PLANO TRANSVERSAL

ROTACIÓN MEDIAL (ROTACIÓN INTERNA) Y ROTACIÓN LATERAL (ROTACIÓN EXTERNA):

Son los movimientos de rotación alrededor del eje S-I de las articulaciones.

Como se ha comentado anteriormente, estas posiciones pueden llevar a confusión, debido a que son los únicos movimientos quinesiológicos a los que se denomina rotación a pesar de que técnicamente todos lo sean.

Se ha de tener en cuenta también que es fácil confundirse en la descripción del movimiento cuando la posición de inicio del hombro y la cadera no es la posición anatómica, o por ejemplo, se mira por error el movimiento de la extremidad distal. Un ejemplo muy claro ocurre cuando se realiza una rotación interna de la cadera con la rodilla flexionada. En este caso se observa cómo el pie va hacia fuera, y el movimiento podría confundirse con una rotación

externa, cuando en realidad se trata de una rotación interna de cadera (ver ilustración 3.5.8)

En la articulación del codo se suele utilizar el nombre de pronación o supinación para definir la rotación sobre el eje S-I.

Pronación: Es la rotación medial de la articulación radiocubital.

Supinación: Es la rotación lateral de la articulación radiocubital.

Para poder definir la acción de rotación medial (interna) o de rotación lateral (externa), en cada caso se debería coger cada articulación de forma específica desde un plano perpendicular al eje y relativa al lado de visualización del plano (ejemplo: vista superoinferior) y entonces asociar un sentido de rotación -a favor o en contra de las agujas del reloj- en relación a un punto fijo y un punto móvil.

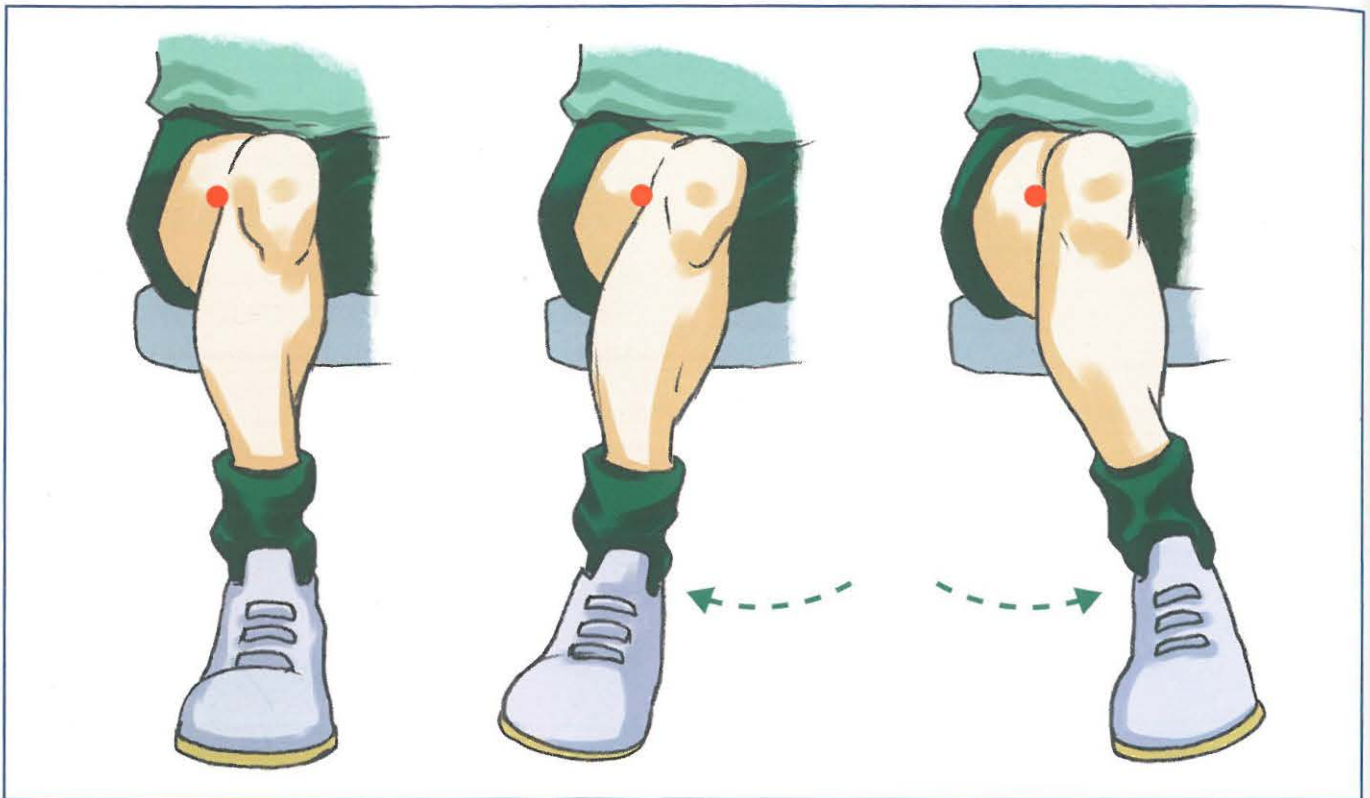


Ilustración 3.5.8

Aunque pueda parecer lo contrario, si en esta posición se mueve la cadera en el eje superoinferior, cuando el pie va hacia fuera se trata de rotación interna de cadera y cuando va hacia adentro es rotación externa.

MOVIMIENTOS QUE UTILIZAN MÁS DE UN PLANO

Las articulaciones que poseen más de un eje pueden y suelen determinar movimientos que utilizan más de un plano anatómico a lo largo del ROM. La gran mayoría de estos movimientos no tienen un nombre quinesiológico prefijado, aunque existe algún nombre para alguno de estos movimientos multiplanares.

MOVIMIENTOS DE CIRCUNDUCCIÓN:

Movimiento no coplanar, en forma cónica. El vértice del cono está en la articulación y la base del cono está en la parte más distal de la extremidad. La circunducción es una combinación de movimientos en los ejes L-M y A-P, no necesitando rotación sobre el eje S-I.

MOVIMIENTOS INTEGRADOS DEL CUERPO HUMANO

Aunque hasta el momento se hayan descrito los movimientos articulares de forma individual, estos no suelen suceder de manera analítica dentro del movimiento del cuerpo humano. La gran mayoría de movimientos que se realizan forman parte de sistemas integrados de movimientos articulares.

Es la sincronización de estos movimientos lo que provoca la eficacia e integridad del movimiento global, aunque no se ha de olvidar que este es el resultado de la suma de los movimientos analíticos en cada una de las articulaciones de la cadena de movimiento.

Los movimientos integrados más comunes son: Movimientos de *press* (empuje), *pull* (tirón) y rotaciones integradas.

ACCIONES DE EMPUJE Y TIRÓN (*press-pull*) Y SU RELACIÓN CINÉTICA

Existe confusión entre los profesionales a la hora de determinar si las acciones de *press-pull* suponen realmente acciones cinéticas o cinemáticas.

SISTEMAS DE PALANCAS

Si se consideran las acciones de *press-pull* en relación a su cinemática, se debería dejar las fuerzas aparte y observar solamente el movimiento articular combinado.

Un ejemplo común en una sala de fitness sería intentar analizar un *press* con mancuernas en un plano transversal. Se debería llamar *press* a una sola de las fases, ya que en la vuelta a la posición inicial se provoca un movimiento opuesto, o sea, un *pull*. Esta interpretación cinemática conllevaría tener que denominar a los *press* con mancuernas *press-pull* con mancuernas, y a los *pulls* denominarlos *pull-press*, debido a los dos movimientos cinemáticos articulares que se producen a través del movimiento completo.

Como esta nomenclatura no es utilizada, ni es la más lógica, se habría de considerar que las acciones de empuje-tirón se deben más a una clasificación **cinética** que **cinemática**. Es decir, **lo que determina que una acción sea denominada *press* o *pull* no es el movimiento articular sino las relaciones entre la dirección de fuerza aplicada al cuerpo humano y el movimiento resultante** (ver ilustración 3.5.9).

Esta interpretación se verá en el apartado de **cinética** de los sistemas de palancas que viene a continuación.

“EL CUERPO NO PIENSA EN MÚSCULOS, SOLAMENTE PIENSA EN MOVIMIENTOS”

Muchos profesionales utilizan la expresión “el cuerpo no piensa en músculos, solamente piensa en movimientos” cuando intentan explicar que la mayoría de acciones son integradas. Se pone de ejemplo las acciones de *press-pull* donde se habla de que el cuerpo piensa en realizar dichos movimientos, pero se pasa por alto que dichas acciones no vienen determinadas solamente por el movimiento, sino por la relación entre las fuerzas que llegan al cuerpo y el movimiento articular.

Aquí se pone de manifiesto que hay que profundizar mucho más en mecánica del ejercicio para no confundir movimientos con fuerzas.

Cuando una persona está realizando un *press* o un *pull*, su sistema neuromuscular solamente se concentra en negociar con las fuerzas que intentan desequilibrarlo más allá del movimiento que está realizando. Por esta razón, tanto a la fase positiva como la negativa se le llama *press* o *pull* (en función del sentido de la fuerza y no del movimiento).

En Resistance Institute se tiene la opinión de que **el cuerpo piensa en fuerzas, ya que tanto los músculos implicados como los movimientos resultantes son dependientes de ellas.**

Press



Pull

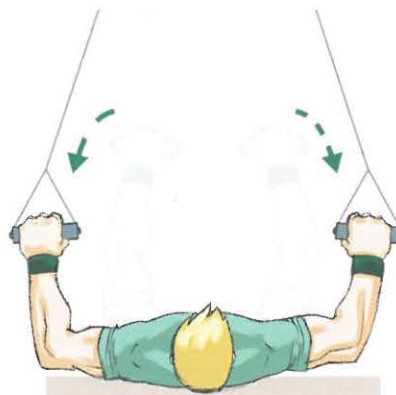
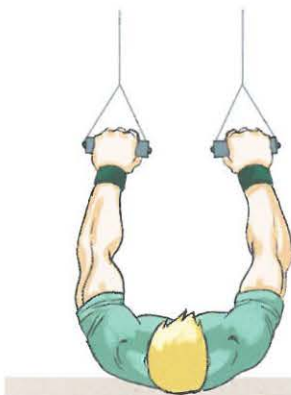


Ilustración 3.5.9

LA INVERSIÓN DEL SENTIDO DE ROTACIÓN ARTICULAR

Por norma general, los movimientos que se describen en la quinesiología están basados en un presunto punto fijo que, normalmente, es el segmento o hueso más proximal. Por ejemplo, mover el brazo sobre el torso fijado.

Pero puede pasar que el segmento proximal del cuerpo humano se convierta en el punto móvil, lo que provoca

que este segmento pase a ser el punto distal del sistema de palancas (del movimiento).

Se ha de considerar, tal y como se ha visto anteriormente, que, en el caso mencionado, la acción de rotación es la misma a pesar de que el sentido de rotación es inverso.

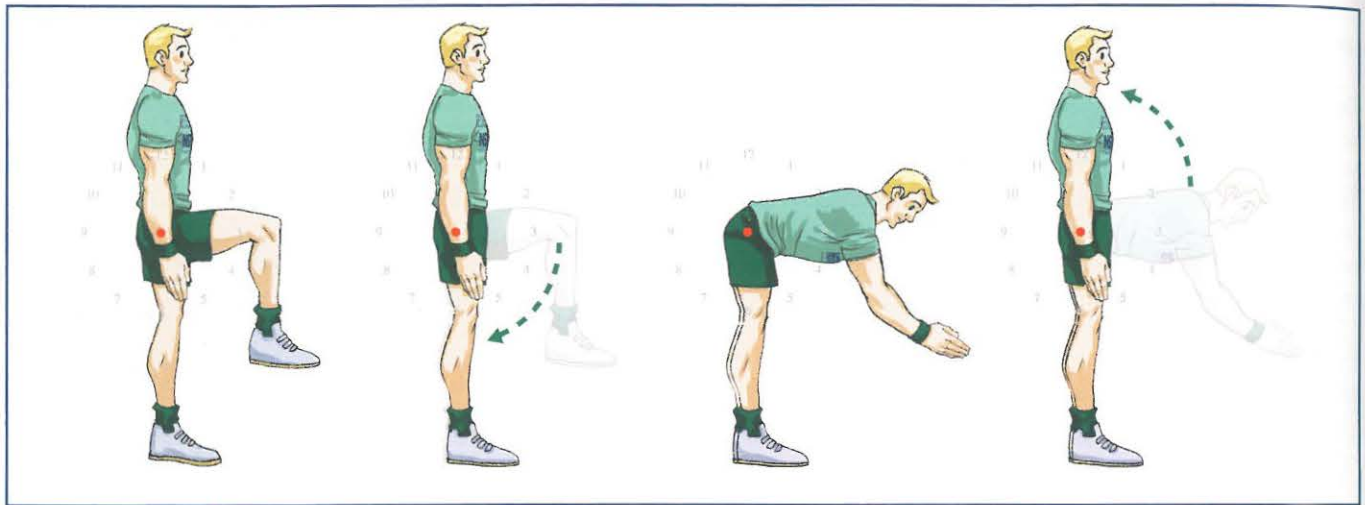


Ilustración 3.5.10

En relación a la extensión de cadera: en ambas secuencias se puede observar que se produce una extensión desde 90° de flexión hasta neutral. Pero al cambiar el punto fijo y el punto móvil se podría equivocadamente interpretar que los movimientos articulares que se producen son diferentes.

3.6 CINÉTICA DE LOS SISTEMAS DE PALANCAS (uniones)

Después de analizar las uniones y su cinemática, y de trasladar dicho análisis a las uniones articulares humanas (artrocinemática), se hará una introducción a la cinética de los sistemas de palancas humanos.

LAS UNIONES

Las **articulaciones (uniones)** son el centro de la "batalla" relacionada con el control y **movimiento articular humano**. Son una zona clave relacionada con la motricidad humana.

Sobre ellas entran en contacto las fuerzas, tanto las que provienen de fuera del cuerpo humano, como las generadas por el propio cuerpo (tejido muscular y conectivo).

El objetivo final es poder garantizar el control del sistema articular y, por ende, la motricidad y la locomoción.

Para poder garantizar estas dos funciones, el cuerpo humano se sirve de soluciones realmente extraordinarias, ya que necesita combinar movimiento articular con el máximo control a través de este, o lo que es lo mismo, **necesita estabilidad**.

La forma en la que las articulaciones toleran fuerzas y mantienen la adecuada movilidad, al tiempo que el sistema garantiza la integridad de cada una de las piezas, es una obra de arte de la bio-ingeniería derivada de la evolución durante millones de años. Sin embargo, el grado de tolerancia del sistema es individual y lo que un individuo tolera con facilidad, otro individuo no lo tolera, perdiendo integridad en sus articulaciones.

Se ha podido observar que, a pesar de que existen múltiples factores relacionados con la capacidad del sistema articular para tolerar fuerzas, el sistema neuromuscular es uno de los más decisivos a la hora de garantizar el correcto funcionamiento y la integridad de las articulaciones.

ESTRUCTURA DE UN SISTEMA DE PALANCAS (UNIÓN)

Tal y como se ha ido explicando a lo largo del texto, la estructura esquelética está diseñada como un sistema de palancas, creado para negociar con fuerzas y permitir el movimiento, que generalmente es de tipo rotacional.

Una palanca es una unión rígida con un punto fijo (unión), alrededor de la cual se puede efectuar una rotación cuando se le aplica una fuerza externa.

El punto fijo es denominado fulcro (f) o eje. El eje de rotación es la línea imaginaria sobre la cual la palanca efectúa la rotación. Esta línea imaginaria es perpendicular al plano de movimiento. En el cuerpo humano, las articulaciones son el fulcro para el movimiento angular de los huesos.

Para que se empiece a producir la rotación, tiene que haber un desequilibrio entre las fuerzas que provocan rotación en

el sistema.

En un sistema de palancas músculo-articular, se pueden encontrar dos tipos de fuerza: la fuerza motriz o **potencia (P)** y la fuerza resistente o **resistencia (R)**. Estas dos fuerzas vienen relacionadas con los dos sentidos de rotación alrededor del eje.

La distancia más corta desde el fulcro (f) hasta el punto de aplicación de la potencia (P), se considera el **brazo de palanca de la potencia o brazo de potencia (Bp)**. La distancia más corta que hay entre f y R es denominada el **brazo de palanca de la resistencia o brazo de resistencia (Br)**.

En la ilustración 3.6.1 se puede observar un ejemplo de sistema de palancas simplificado.

En resumen, los elementos de la palanca son:

f= FULCRO

P= FUERZA MOTRIZ O POTENCIA

R= FUERZA RESISTENTE O RESISTENCIA

Bp= BRAZO DE PALANCA de la POTENCIA (brazo de potencia)

Br= BRAZO DE PALANCA de la RESISTENCIA (brazo de resistencia)

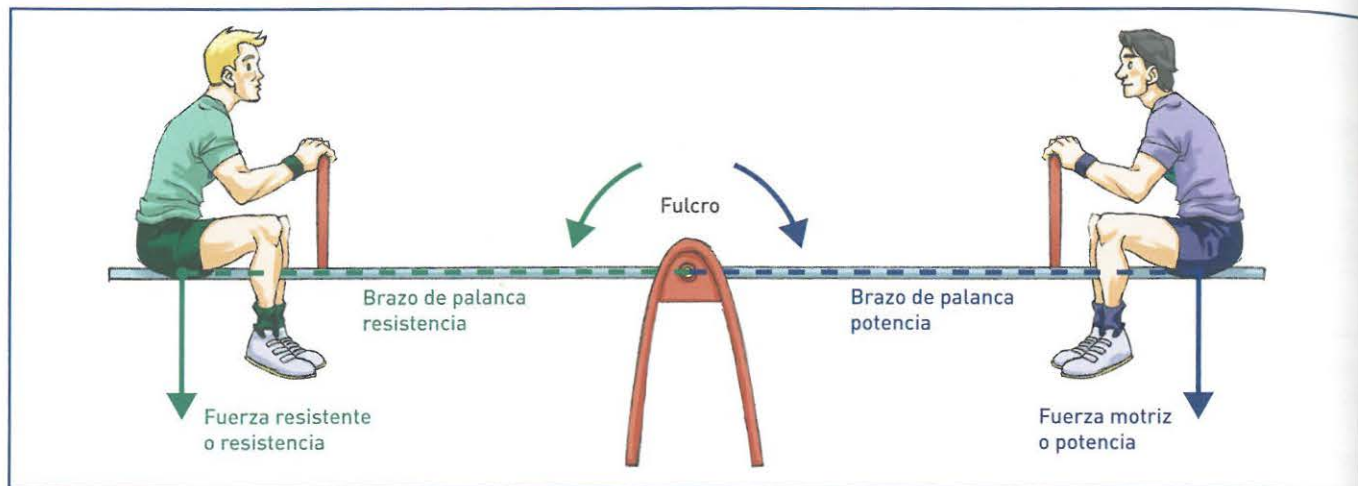


Ilustración 3.6.1

Representación de un sistema de palancas simplificado.

CLASIFICACIÓN DE PALANCAS

Es muy común, cuando se enseñan los sistemas de palancas, explicar los tres tipos de palancas en función de la relación existente entre el fulcro, la potencia y la resistencia.

Como se verá a través de este libro, la explicación de los tipos de palancas se ha convertido en un cliché con poca aplicación, más allá de constituir una pregunta fácil de formular en los exámenes de Biomecánica.

PALANCAS DE PRIMER GÉNERO (INTERFIJAS)

Las palancas de primer género se producen cuando el fulcro se encuentra entre la resistencia y la potencia. Un ejemplo de palanca de primer género se puede ver en la ilustración 3.6.2.

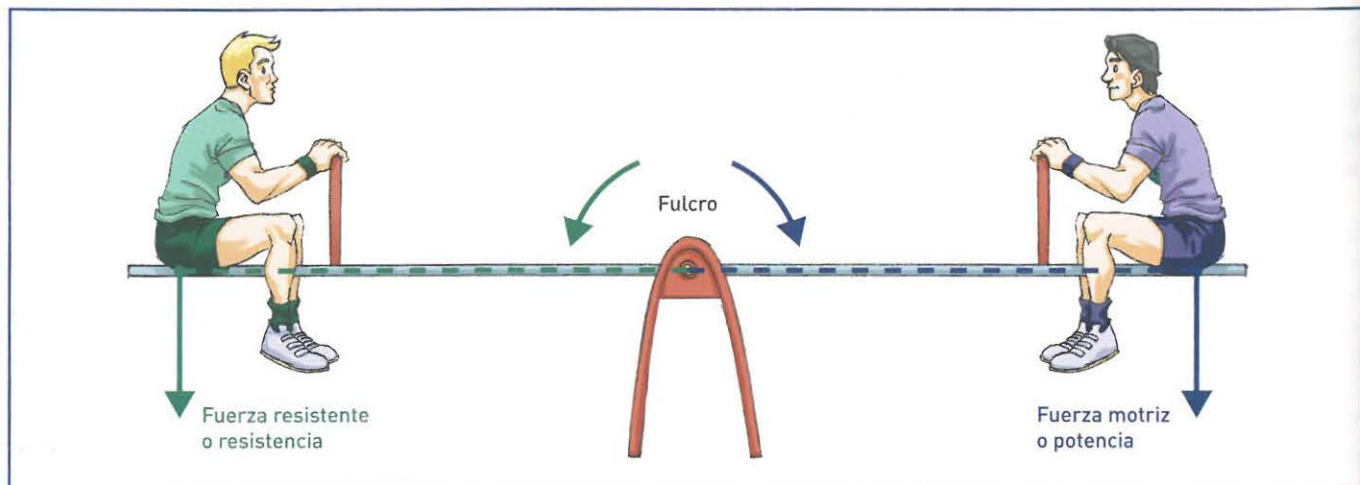


Ilustración 3.6.2

PALANCAS DE SEGUNDO GÉNERO (INTER-RESISTENTES)

Las palancas de segundo género se producen cuando la resistencia se encuentra entre la potencia y el fulcro. Una palanca de este género posee un brazo de potencia siempre mayor al brazo de resistencia. Y en muchos casos la potencia tiene ventaja mecánica, aunque no siempre, como se verá en las siguientes páginas. Un ejemplo de palanca de segundo género se puede ver en la ilustración 3.6.3.



Ilustración 3.6.3

PALANCAS DE TERCER GÉNERO (INTERPOTENTES)

Las palancas de tercer género se producen cuando la potencia se encuentra entre la resistencia y el fulcro. Las palancas de este género son frecuentes en el aparato locomotor. Un ejemplo de palanca de tercer género se puede ver en la ilustración 3.6.4.

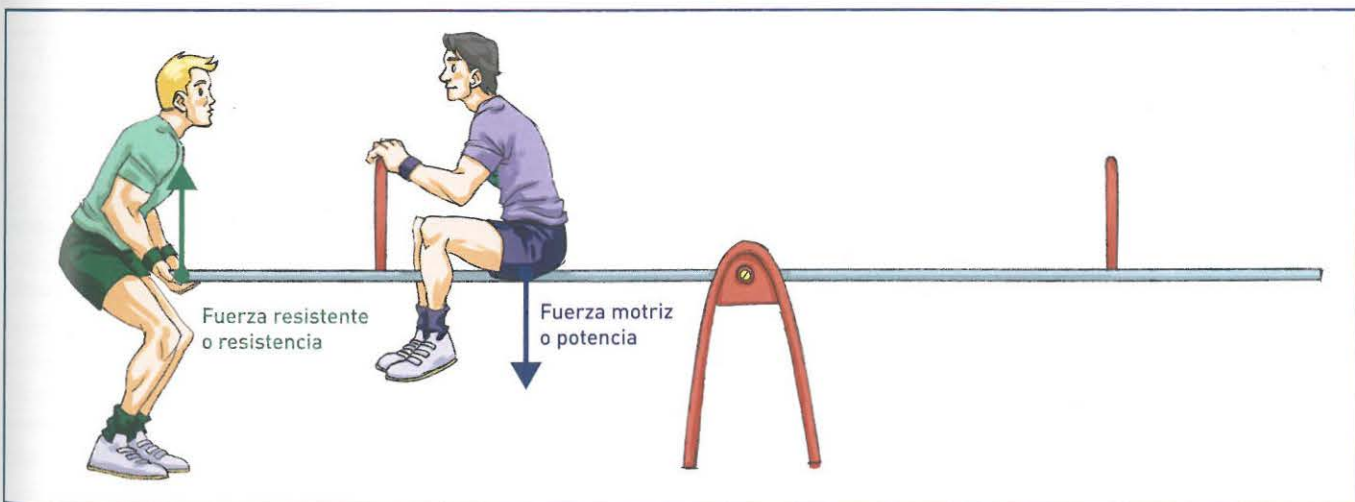


Ilustración 3.6.4

DISTANCIA DESDE EL EJE Y DISTANCIA RECORRIDA

Una forma de observar la ventaja mecánica en una palanca es la **distancia recorrida** por el punto de aplicación de la fuerza en comparación con la recorrida por el punto de aplicación de la resistencia. El **trabajo mecánico (W)** relaciona la cantidad de fuerza que se aplica y la cantidad de movimiento que se produce.

En un sistema de palancas, si se aplica una fuerza de 10 kp al doble de distancia respecto al eje que otra fuerza de 20 kp (como sucede en la ilustración 3.6.5), la fuerza de 20 kp se desplazará la mitad que la de 10 kp para un mismo movimiento angular. Por lo tanto, ambas producirán el mismo trabajo mecánico.

$$W = F * D$$

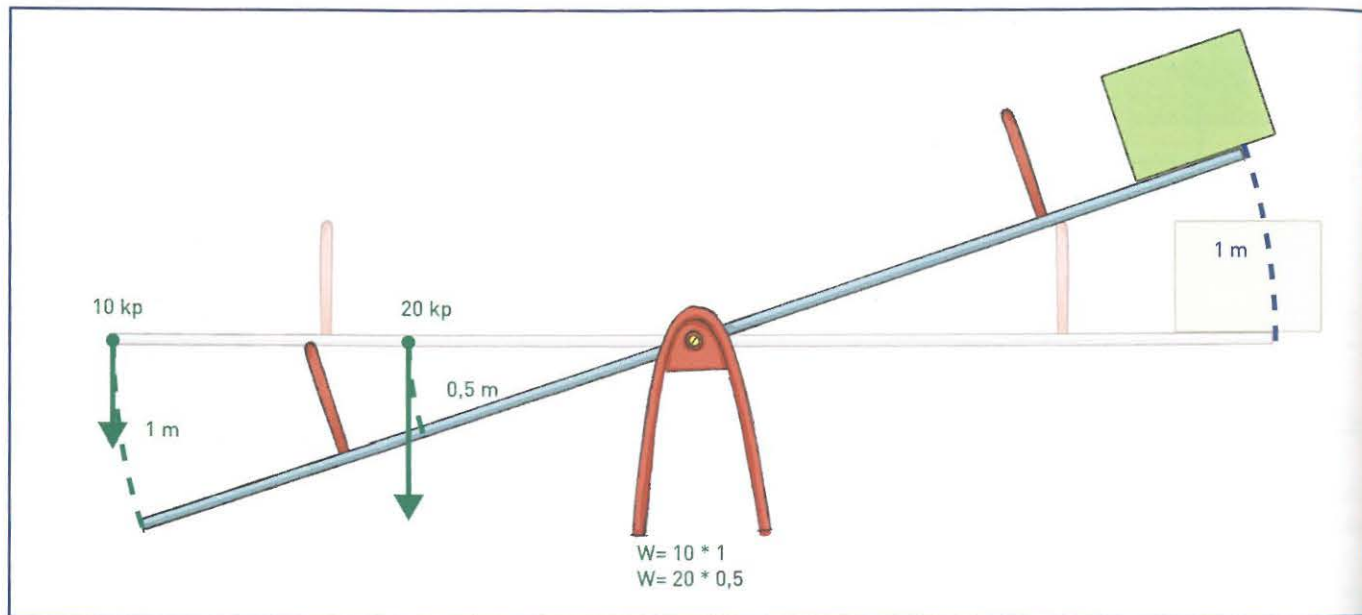


Ilustración 3.6.5

Para calcular la longitud del arco se ha de utilizar la fórmula $L_a = \frac{2 \cdot \pi \cdot r \cdot \alpha}{360^\circ}$ α representa el ángulo de rotación y r el radio (distancia). Una fuerza aplicada a la mitad de distancia que otra en la palanca necesita el doble de intensidad para equilibrarla. A cambio, se desplazará la mitad al moverse la palanca o será capaz de desplazar el doble el punto de aplicación de la otra fuerza (y a la inversa).

En el sistema de la ilustración 3.6.5, se puede comprobar que en el trabajo mecánico, la fuerza es inversamente proporcional a la distancia recorrida. Para desplazar una misma carga de 10 kp, la fuerza situada más lejos se desplazará 1 m, mientras que la fuerza situada más cerca solamente realizará la mitad de ese desplazamiento. En compensación, la magnitud de la segunda fuerza deberá ser el doble.

3.7 PROGRESIÓN DIDÁCTICA EN EL APRENDIZAJE DE LOS SISTEMAS DE PALANCAS PARA SU APLICACIÓN EN EL EJERCICIO FÍSICO

Existe la creencia de que las palancas son elementos tangibles y de fácil análisis. Pero cuando se intentan aplicar en el cuerpo humano, el análisis es más complejo. Es común menospreciar los sistemas de palancas y dar por sentado un buen conocimiento en Biomecánica sin entenderlos a fondo.

En estas páginas se va a realizar una progresión en el análisis de palancas. Se empezará con un análisis de palancas simplificado (fase 1), para posteriormente añadir variaciones respecto al típico balancín y de esta forma, entender cómo se pueden aplicar estos conceptos en el cuerpo humano.

FASE 1: ANÁLISIS DE PALANCAS SIMPLIFICADO EN BALANCINES TÍPICOS

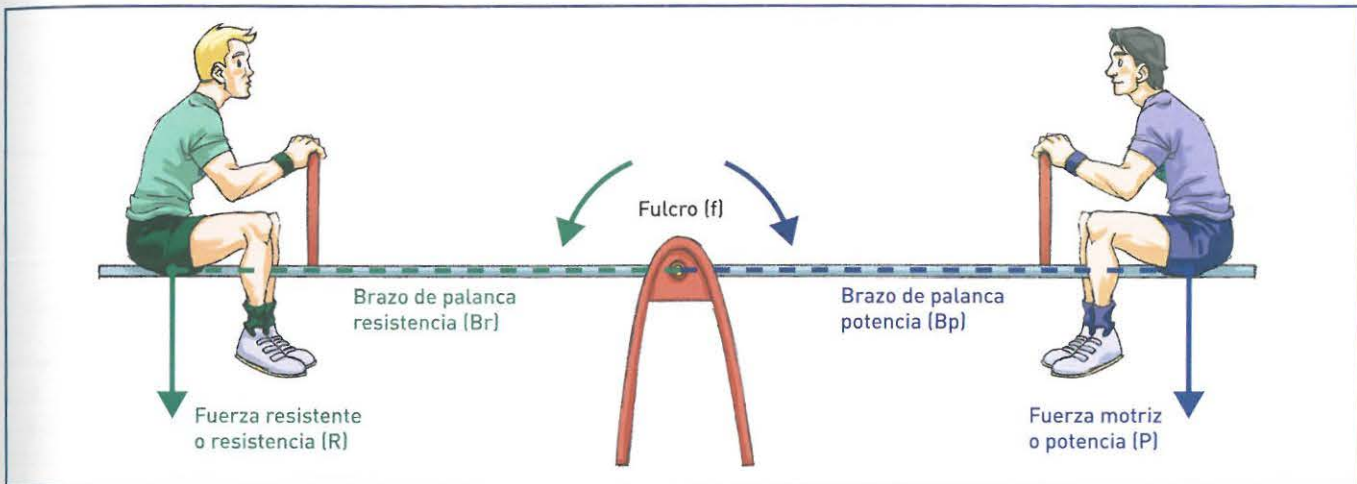


Ilustración 3.7.1

Representación de un sistema de palancas simple donde la fuerza está a 90° con respecto al brazo de palanca.

En la ilustración superior se observan los diferentes componentes de la palanca. Hay un **fulcro (eje)** sobre el que se produce la rotación.

Ejemplos como el anterior, que muestran los típicos balancines, suponen un análisis de palancas simplificado, en el que a menudo se muestran dos fuerzas. Estas fuerzas suelen estar una a cada lado del eje y la palanca suele ser de tipo interfija (1er género).

En este tipo de análisis, las fuerzas atacan siempre a la palanca a 90° .

Existen dos brazos de palanca, uno para cada fuerza. A una de las fuerzas se le suele denominar Potencia y a la otra Resistencia. Por este motivo resulta aceptable, también en

la industria del ejercicio, denominar a uno brazo de potencia o brazo de palanca de la potencia (**Bp**) y al otro brazo de resistencia o brazo de palanca de la resistencia (**Br**).

El brazo de palanca es la línea más corta desde el punto de aplicación de la fuerza hasta el eje. Como es evidente, la línea más corta es la línea recta; así de sencillo.

Estas palancas se suelen dibujar con una estructura fina y lineal que coincide con el brazo de palanca, tanto de la potencia como de la resistencia, por lo que es fácil determinar el brazo de palanca de la estructura.

Antes de pasar a la fase 2, se analizará uno de los conceptos clave para la comprensión de los sistemas de palancas; el *torque*.

MOMENTO DE UNA FUERZA (TORQUE)

El momento de una fuerza equivale a la parte de la fuerza que causa rotación alrededor de un eje. En inglés, al momento de una fuerza se le denomina *torque*, un término que poco a poco va penetrando en la industria del *fitness*.

A pesar de la importancia que se le da a las clasificaciones de las palancas según su género, la realidad es que el *torque* es uno de los factores cruciales.

Por lo tanto, se podría entender el momento de fuerza como la fuerza que causa o intenta causar movimiento alrededor de un eje de rotación. Es importante remarcar que **aunque no se produzca movimiento, esto no significa que no haya fuerzas que intenten generar *torque* alrededor de un eje**. Es posible que dos fuerzas que provocan *torque* se contrarresten y no se produzca momento de fuerza resultante, como sucede en el ejemplo de la ilustración 3.7.1.

Esto hace que *torque* y *fuerza* sean virtualmente lo mismo; la diferencia radica solo en el tipo de movimiento. El *torque*, no obstante, tiene el componente de la distancia en relación con el eje.

$$\text{TORQUE (análisis de palancas simplificado)} = \text{FUERZA} * \text{DISTANCIA DEL BRAZO PALANCA}$$

Nota: Esta fórmula es solamente aplicable para análisis de palancas simplificados, en los que la fuerza ataca a la palanca con un ángulo de 90°.

A TENER EN CUENTA:

Debido a que las articulaciones se rigen fundamentalmente por movimientos rotatorios, el torque es el factor que realmente se ha de tener en cuenta a la hora de referirse a la fuerza muscular o a la resistencia aplicada a una articulación corporal.

“¿CUÁL ES EL MÓDULO, DIRECCIÓN... DEL TORQUE?”

Cuando una fuerza (lineal) entra en contacto con un sistema de palancas y le provoca una rotación, esta fuerza rotacional tiene unas características diferentes a una fuerza lineal. El módulo es la fuerza rotacional que se provoca en el

sistema, en las diferentes posiciones, alrededor del eje, y solamente puede generar rotación sobre uno de los dos sentidos de giro. La dirección de esta fuerza, una vez marcado el sentido de rotación, será siempre tangencial (perpendicular) a la palanca. Esta dirección irá cambiando, siguiendo el arco provocado por la rotación (ver ilustración 3.7.2).

En el análisis de palancas simplificado, el *torque* se genera multiplicando la fuerza por el brazo de palanca de esa fuerza.

Hasta este punto se suele llegar en la explicación del concepto de palanca. Sin embargo, para entender y aplicar las palancas a la realidad del ejercicio y en el cuerpo humano, es necesario conocer otras variables, que se van a ir detallando a continuación.

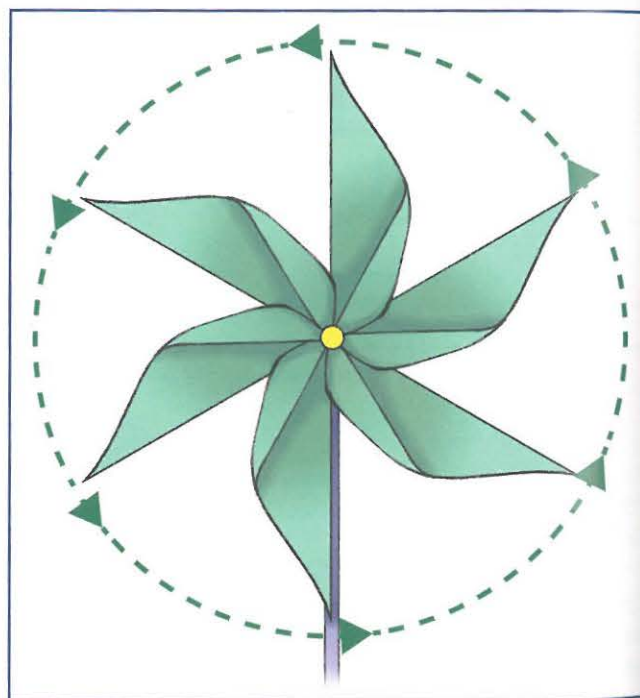


Ilustración 3.7.2

La dirección de la fuerza rotacional es tangencial a la palanca y se modifica a lo largo del movimiento alrededor del eje de rotación.

FASE 2: LA DIRECCIÓN DE LA FUERZA Y EL BRAZO DE MOMENTO

La realidad de las palancas se complica en relación al análisis simplificado de la fase anterior. La fuerza no siempre ataca a la palanca con un ángulo de 90° . Es más, en la gran mayoría de los casos, no suele hacerlo.

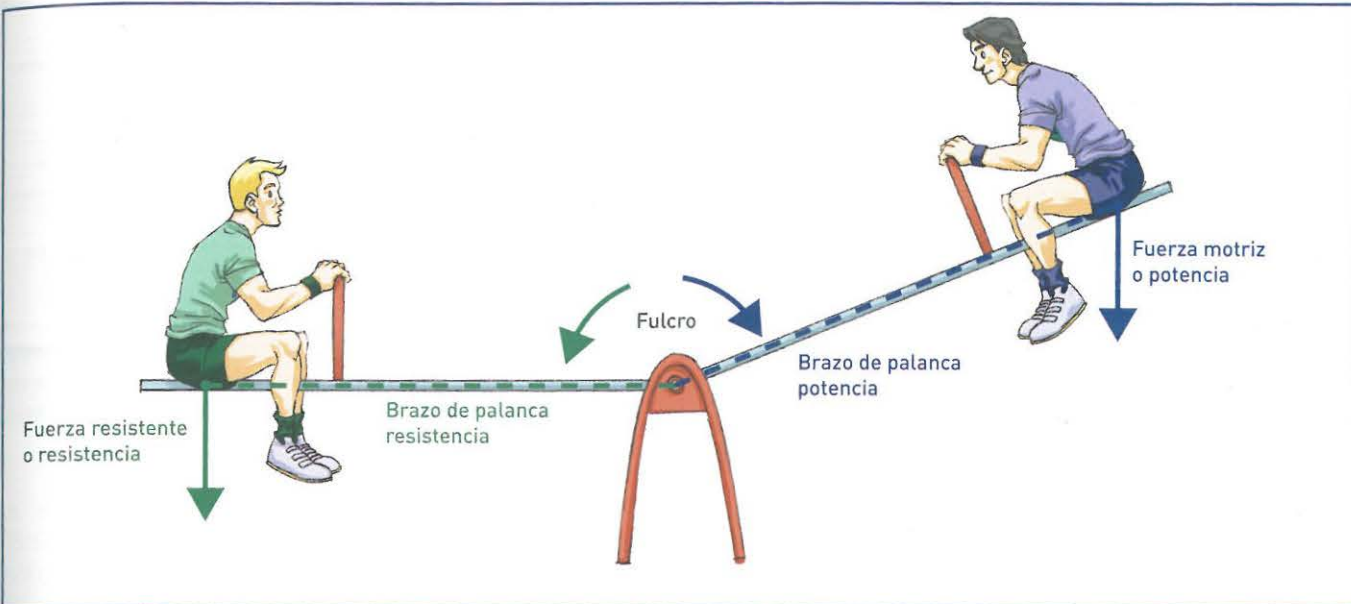


Ilustración 3.7.3

Representación de un sistema de palancas donde la fuerza motriz no ataca a 90° la palanca.

Al analizar la ilustración superior se observan dos fuerzas que atacan al eje con el mismo brazo de palanca y que, según el análisis anterior, habrían de provocar el mismo momento de fuerza (fuerza de rotación alrededor del eje). Pero se puede entender, por sentido común, que **ambas fuerzas no provocan la misma fuerza rotacional sobre el eje del balancín. Eso significa que algo se está pasando por alto...**

COMPONENTES DE UNA FUERZA APLICADA A UNA INTERRUPCIÓN

Las fuerzas que atacan a la palanca suelen estar compuestas por dos componentes. Una **componente rotatoria** y una **componente traslatoria, axial o axil**. Esta última no habría de ser confundida con el movimiento traslatorio.

El **torque**, como se ha descrito anteriormente, viene relacionado con la parte de la fuerza que **es perpendicular a la palanca, denominada componente rotacional** y es responsable de provocar la rotación. La **componente axial** discurre a lo largo de la palanca (provocando fuerzas en la unión).

Por definición, estas dos componentes son **perpendiculares** entre ellas.

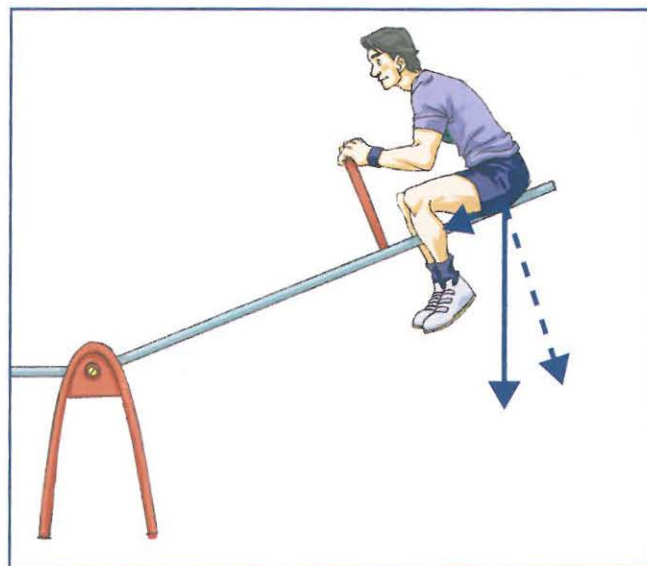


Ilustración 3.7.4

Si se descompone la fuerza en sus componentes rectangulares, se observa una componente rotacional (90° con la palanca) y una componente traslatoria (0° con respecto a la palanca).

El único momento en el que solo existe la componente rotatoria es cuando la dirección de la fuerza (en este caso resistencia) tiene un ángulo de 90° respecto a la palanca (ángulo de fuerza de 90°).

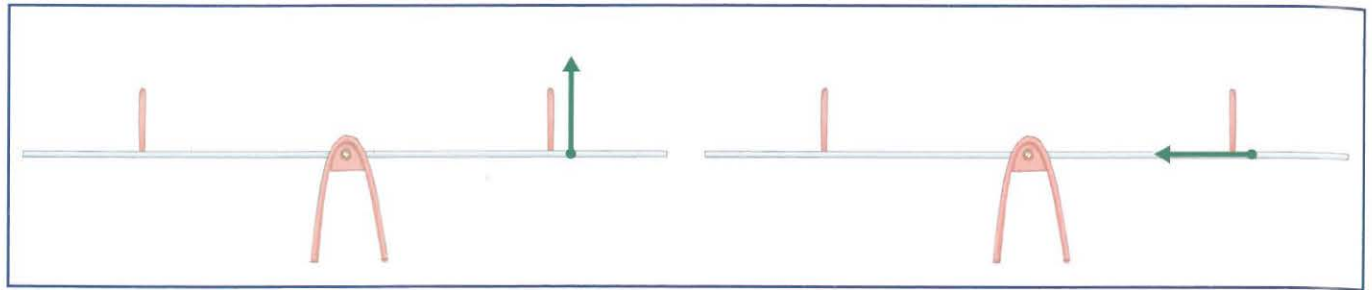


Ilustración 3.7.5

En la ilustración de la izquierda toda la fuerza provoca rotación, ya que se aplica con un ángulo de 90° en relación al brazo de palanca. En la ilustración de la derecha toda la fuerza es traslatoria, con lo que no provoca ninguna fuerza de tipo rotacional.

Cuando una fuerza tiene un ángulo de 90° es cuando el cálculo del brazo de palanca sirve para el cálculo directo del momento de fuerza, ya que toda la fuerza provoca rotación sobre la palanca. El análisis de esta situación es poco probable dentro del sistema de palancas articular humano, pero es prácticamente el único que se puede encontrar en los ejemplos que se suelen poner para el estudio de los sistemas de palancas.

Eso significa que, cuando una fuerza no ataca a 90° al sistema de palancas, lo estudiado anteriormente no sirve para calcular la fuerza rotacional del mismo modo que se hacía anteriormente con la fórmula:

$$\text{Momento de fuerza (análisis simplificado)} = \text{Fuerza} * \text{Brazo de Palanca}$$

Cuando una fuerza **no** ataca a la palanca a 90° , solamente una parte de la fuerza provoca rotación alrededor del eje (la componente rotacional). Esta situación es la que se observa en la ilustración 3.7.3.

Si se recuerda lo comentado anteriormente sobre el sentido de rotación de la palanca y la dirección del vector del momento de fuerza, resultará evidente que la dirección de la palanca es tangencial (perpendicular) a la palanca, lo que significa que dicha dirección tiene un ángulo de 90° . En la ilustración 3.7.4 se ha realizado la descomposición de la fuerza del ejemplo anterior.

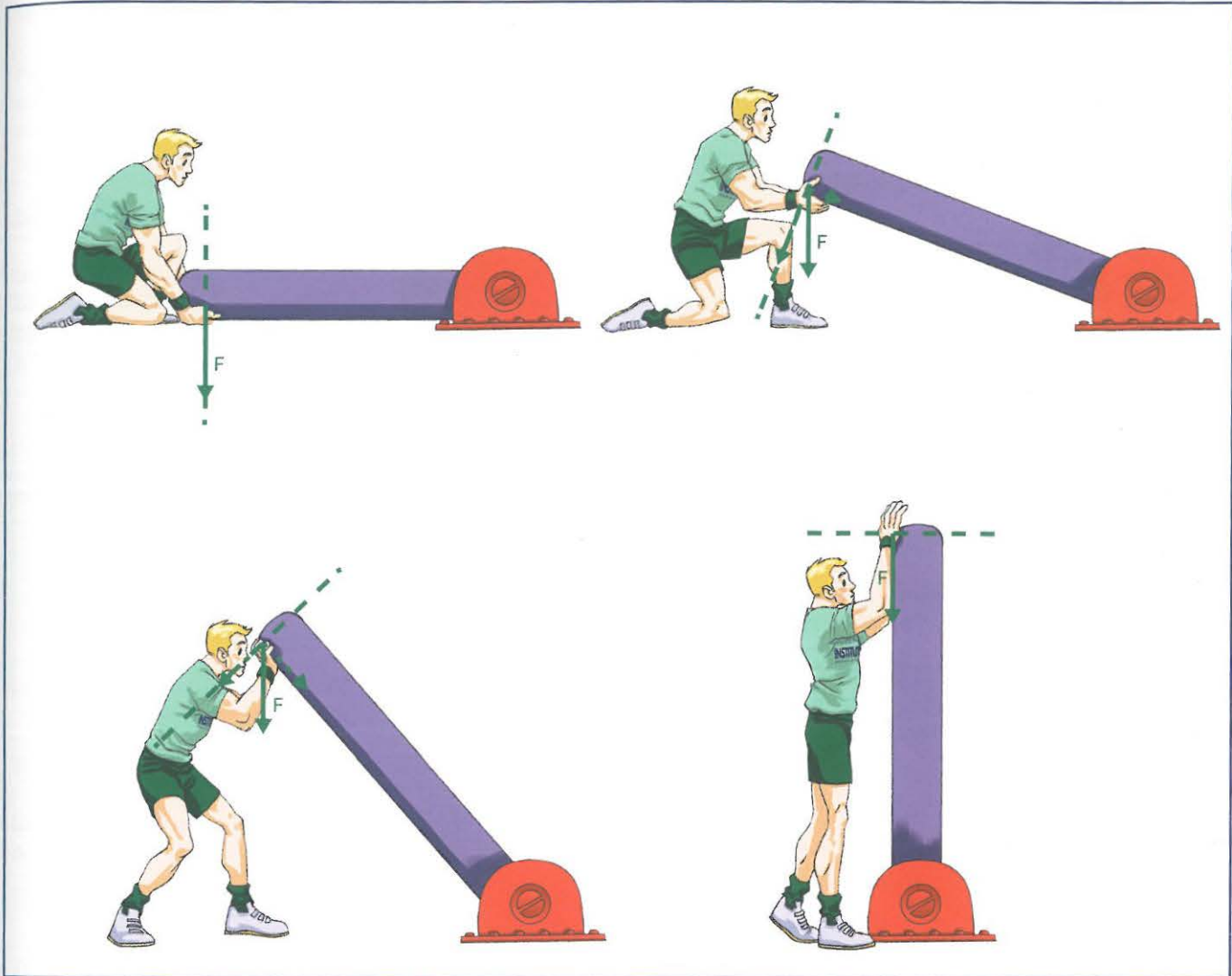


Ilustración 3.7.6

En esta secuencia se muestra cómo el personaje levanta el objeto alrededor de un eje de rotación. Cuanto más vertical está, menor es la fuerza rotacional que ejerce el objeto, ya que la dirección de la fuerza (gravedad) se va alejando de la dirección de rotación alrededor del eje (representada por la línea de puntos). Cuando el objeto alcanza la vertical, la dirección de la rotación es perpendicular a la dirección de la fuerza de la gravedad y el ángulo de fuerza es de 0° , con lo que no provoca fuerzas rotacionales.

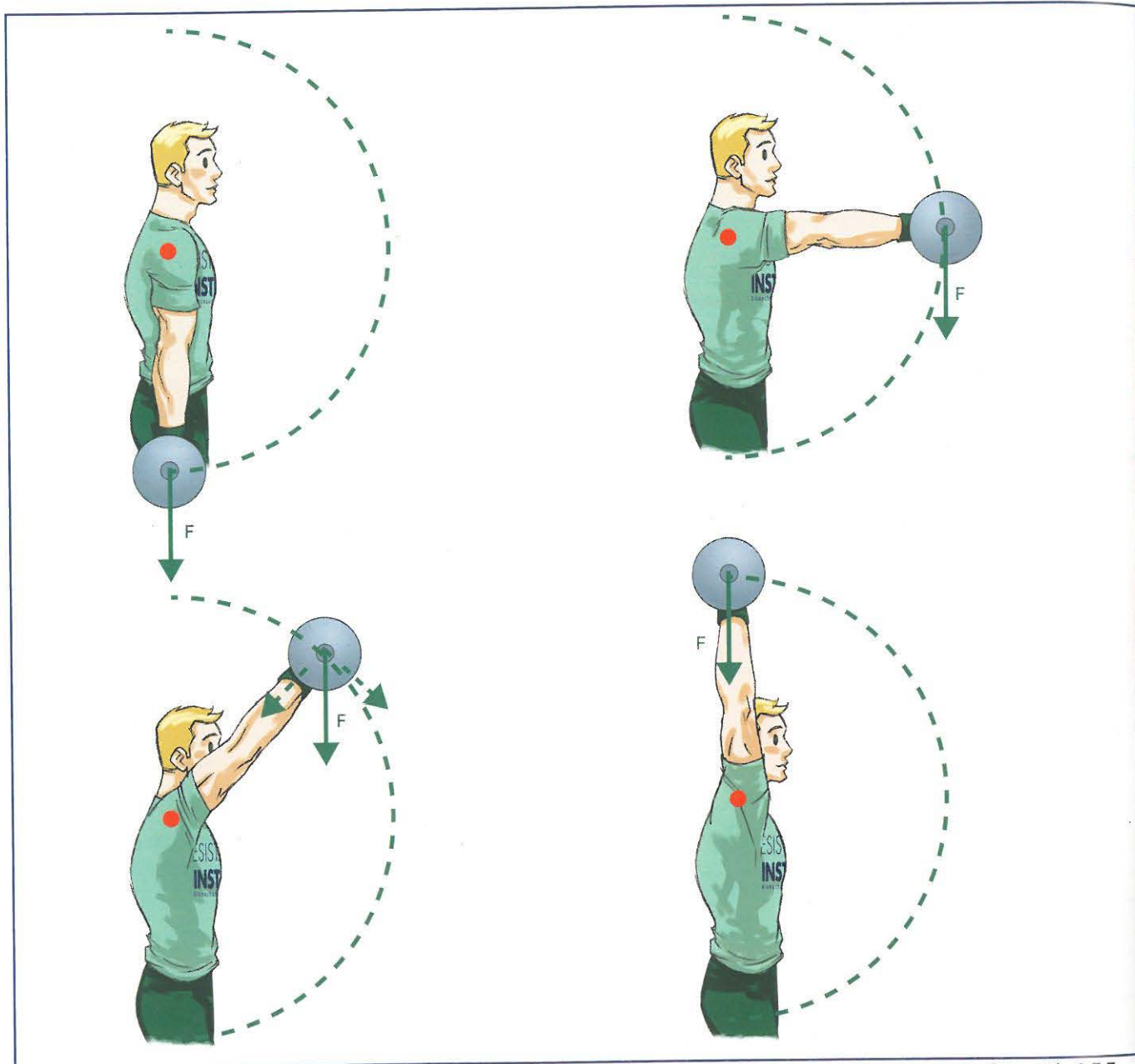


Ilustración 3.7.7

Durante el recorrido, la fuerza rotacional de la mancuerna en el eje L-M de la articulación glenohumeral, va variando en todo momento. En algunos puntos del ROM, la carga de la mancuerna no provoca rotación sobre el eje y, en otros, toda la carga provoca rotación.

Si una fuerza ataca con un ángulo de 90° en relación con la palanca, su fuerza se aplica en la dirección de esta, provocando que se aproveche toda la fuerza para provocar fuerza rotacional (*torque*) sobre la palanca.

CUANDO SOLAMENTE UNA PARTE DE LA FUERZA PROVOCA ROTACIÓN ALREDEDOR DEL EJE

Cuando una fuerza no ataca con un ángulo de 90° a la palanca, solo una parte de la fuerza total aplicada provoca

rotación. Esta proporción de fuerza que provoca rotación recibe el nombre de **componente rotacional**.

Para el cálculo matemático de la proporción de la fuerza que provoca rotación, se utilizarán cálculos trigonométricos básicos, que serán mostrados a continuación.

TRIGONOMETRÍA BÁSICA

Para poder entender lo que sucede cuando las fuerzas que actúan sobre una palanca lo hacen con un ángulo distinto a 90° , se deberían recordar términos básicos sobre trigonometría y geometría.

DEFINICIÓN DE TRIÁNGULO:

Un triángulo es un polígono de tres lados y tres ángulos. Los lados son asignados con letras minúsculas. A los ángulos opuestos a cada uno de los lados se les asigna la misma letra, pero en mayúsculas.

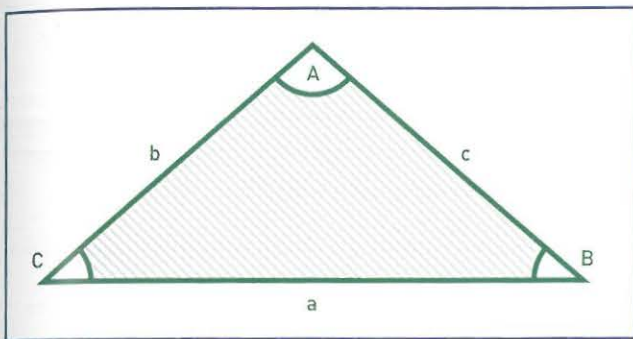


Ilustración 3.7.8

TIPOS DE TRIÁNGULOS:

Los triángulos pueden clasificarse de diversas maneras. Dos de las más utilizadas son las siguientes:

Clasificación en función de sus ángulos:

TRIÁNGULO RECTÁNGULO: Es aquel tipo de triángulo en el que uno de sus ángulos es de 90° , es decir, tiene un ángulo recto. Los lados que delimitan el ángulo recto se denominan catetos (a y b en la ilustración 3.7.9) y el lado opuesto hipotenusa (h en la ilustración 3.7.9). Este tipo de triángulo y sus cálculos matemáticos van a ser claves para poder entender la aplicación de la trigonometría dentro del estudio de las fuerzas que actúan en el cuerpo humano.

ACUTÁNGULO: Los tres ángulos son agudos (menores de 90°).

OBTUSÁNGULO: Presenta un ángulo obtuso (mayor de 90°).

Clasificación en función de sus lados:

TRIÁNGULO ISÓSCELES: Tiene dos lados iguales.

TRIÁNGULO EQUILÁTERO: Es aquel triángulo que presenta tres lados iguales, con lo cual, sus ángulos también lo son (60°).

TRIÁNGULO ESCALENO: Ninguno de sus lados es igual a otro.

RESOLUCIÓN DE TRIÁNGULOS:

Se utiliza la resolución de triángulos para calcular el conjunto de sus elementos, o sea, de sus lados y sus ángulos.

Conceptos básicos de trigonometría:

La suma de los ángulos internos de cualquier tipo de triángulo es de 180° .

Se dice que dos triángulos son semejantes, cuando dos de sus ángulos son iguales (y por ende, los tres). Por lo tanto, los lados de ambos triángulos son proporcionales.

Los lados de un triángulo rectángulo se encuentran relacionados por el **Teorema de Pitágoras**:

"El cuadrado de la hipotenusa es igual a la suma de los catetos al cuadrado"

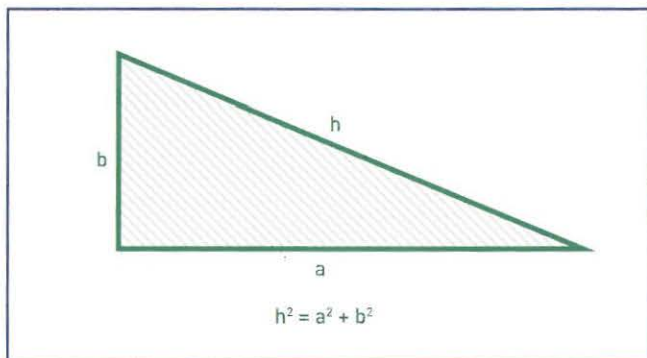


Ilustración 3.7.9

RAZONES TRIGONOMÉTRICAS:

Razón: es el cociente entre dos valores

$$\sin \alpha = b/h$$

$$\cos \alpha = a/h$$

$$\tan \alpha = b/a$$

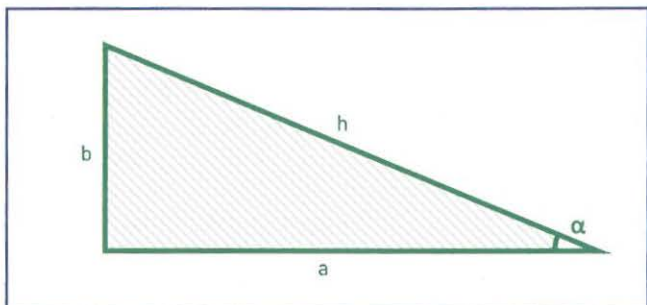


Ilustración 3.7.10

SENO (sin) α : Cociente (razón) entre el cateto opuesto y la hipotenusa. Representa qué porcentaje de longitud tiene el cateto opuesto respecto a la hipotenusa.

COSENO (cos) α : Cociente (razón) entre el cateto contiguo y la hipotenusa. Representa qué porcentaje de longitud tiene el cateto contiguo respecto a la hipotenusa.

TANGENTE (tan) α : Cociente entre el cateto opuesto y el contiguo. Proporción entre cateto opuesto y contiguo.

Propiedades:

Las razones trigonométricas no dependen de los valores de los lados, sino de las proporciones entre ellos. Por lo tanto, para que dos triángulos se consideren semejantes, ambos han de tener las mismas razones trigonométricas. Este hecho determina que las razones trigonométricas para un triángulo sean **adimensionales**.

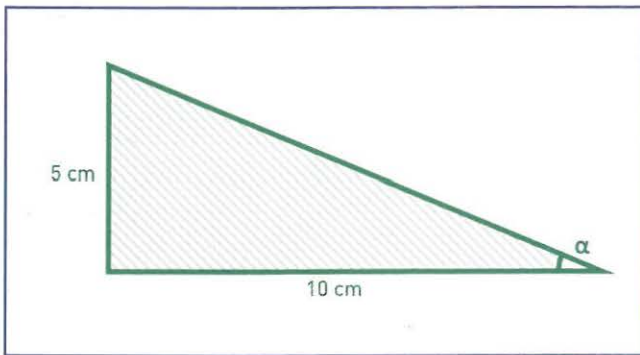


Ilustración 3.7.11

Si se analiza la figura superior, se puede ver que la tangente mide proporciones entre los catetos y es adimensional.

$$\tan \alpha = 2 \text{ cm} / 4 \text{ cm} = 2/4 = 0,5 \text{ (uno es la mitad que el otro).}$$

El seno y coseno de un ángulo, por ser el cociente entre un cateto y la hipotenusa, tienen un valor comprendido entre -1 y +1. La tangente puede tener cualquier valor.

Las razones trigonométricas están definidas para cualquier ángulo, de forma que se puede tomar cualquier punto de la circunferencia y crear una razón trigonométrica.

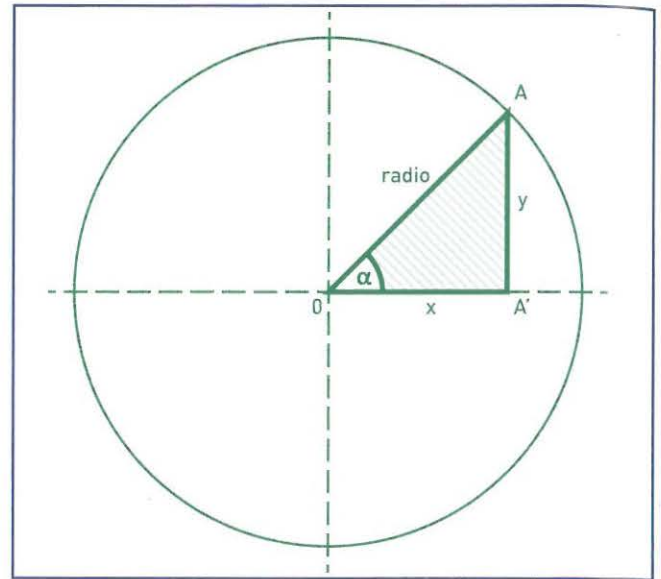


Ilustración 3.7.12

$$\sin \alpha = \text{ordenada}/\text{radio}; \sin \alpha = y/r.$$

Cuando radio = 1, $\sin \alpha = y$

$$\cos \alpha = \text{abscisa}/\text{radio}; \cos \alpha = x/r.$$

Cuando radio = 1, $\cos \alpha = x$

$$\tan \alpha = \sin \alpha / \cos \alpha; \tan \alpha = \text{ordenada}/\text{abscisa}.$$

$$\tan \alpha = y/x$$

RELACIÓN ENTRE LOS ELEMENTOS DE UN TRIÁNGULO RECTÁNGULO

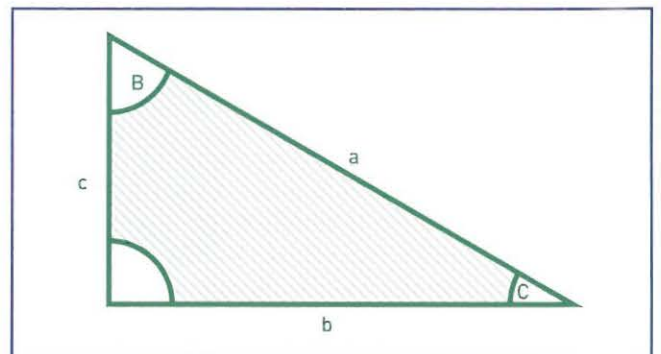


Ilustración 3.7.13

El valor de un cateto "b" es igual a la hipotenusa por el coseno del ángulo contiguo ($b = a * \cos C$) o a la hipotenusa por el seno del ángulo opuesto ($b = a * \sin B$).

$$b = a * \sin B$$

$$c = a * \cos B$$

$$b = a * \cos C$$

$$c = a * \sin C$$

En definitiva, conociendo el tamaño de un lado y un ángulo (que no sea el ángulo recto) podemos averiguar el resto de los componentes del triángulo.

APLICACIÓN TRIGONOMÉTRICA A LOS SISTEMAS DE PALANCAS

Cuando la fuerza no ataca a la palanca a 90°, se aplicarán estos conceptos de trigonometría a los sistemas de palancas.

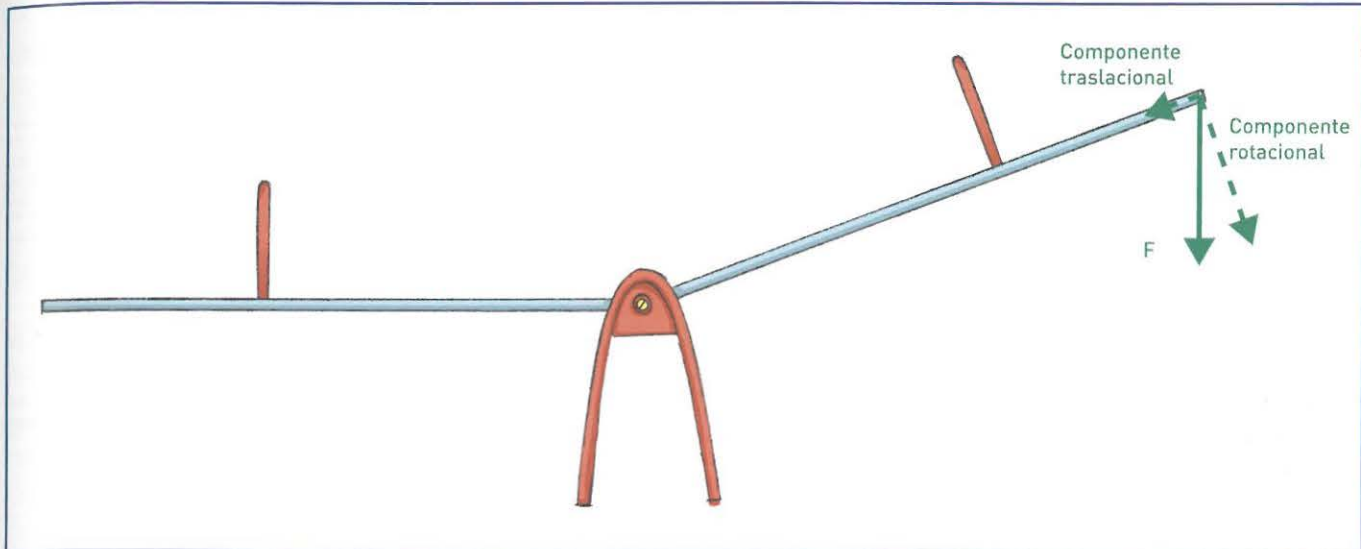


Ilustración 3.7.14

La trigonometría es una materia de estudio importante para entender las fuerzas aplicadas a un sistema de palancas.

En la ilustración superior, solamente la componente rotacional provoca rotación sobre la palanca, ya que es tangencial a la dirección de la misma. La componente traslacional va a lo largo de la palanca y provocará otro tipo de fuerzas.

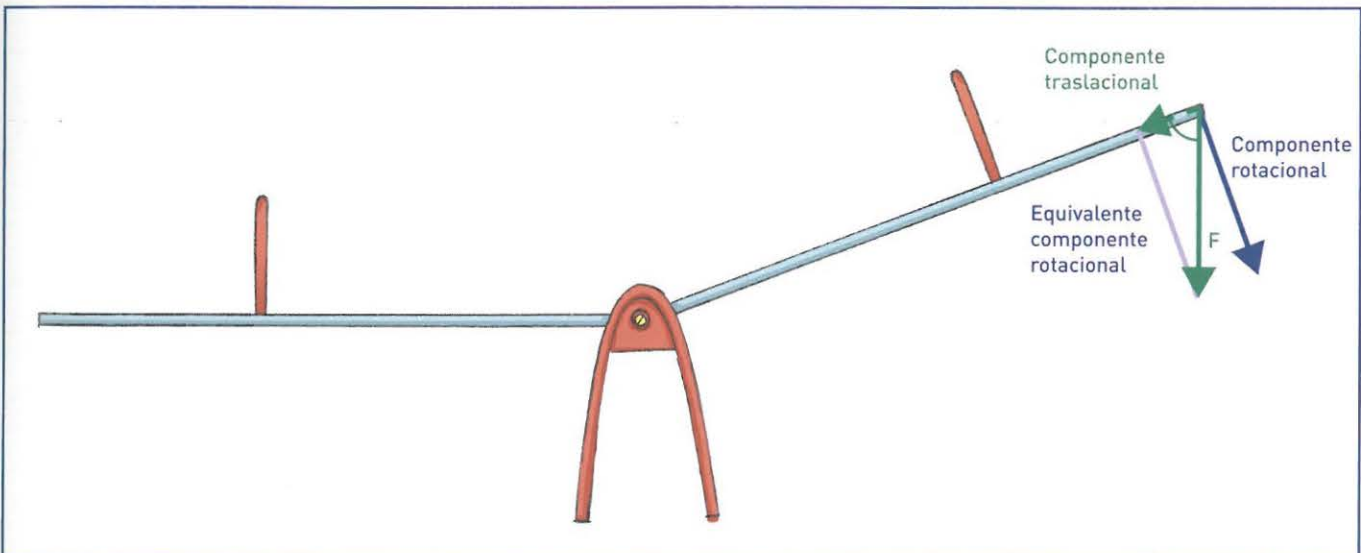


Ilustración 3.7.15

Para realizar el cálculo trigonométrico en la ilustración superior, se debe considerar el triángulo creado entre la resultante y las componentes traslacional y rotacional. La componente rotacional es una proporción de la fuerza, que está relacionada con el ángulo de aplicación del vector de la fuerza resultante (fuerza aplicada sobre la palanca):

$$\text{Componente rotacional (cateto opuesto a } \alpha) = \text{Fuerza aplicada} * \sin \alpha$$

El $\sin \alpha$ muestra la proporción de componente rotacional en relación a la fuerza resultante.

Por esa razón, el $\sin 90^\circ$ es 1, ya que cuando una fuerza ataca a 90° -como en muchos ejemplos de balancines simplificados- toda la fuerza coincide con la dirección de la palanca y provoca rotación sobre ella.

El hecho de que una fuerza no ataque a 90° a la palanca hace que la fórmula del momento de fuerza que se ha detallado anteriormente tenga que ser modificada y que haya que añadir el $\sin \alpha$.

Como resultado de esta variable, la fórmula de momento de fuerza debe ser:

$$\text{Momento de fuerza} = \text{Fuerza} * \text{Brazo de palanca} * \sin \alpha.$$

EL ÁNGULO DE FUERZA (FA)

El ángulo de fuerza es el ángulo formado entre el brazo de palanca y la fuerza. Este ángulo indica una relación directa con la proporción de fuerza que genera rotación en dicha palanca. Esta relación viene marcada por el ángulo óptimo de aplicación de fuerza para generar rotación, que es de 90° ($\sin 90^\circ = 1$). Esta razón se muestra trigonométricamente mediante el seno de dicho ángulo.

Grado	Seno	Coseno	Tangente
0	0	1	0
1	0,017452	0,999848	0,017455
2	0,034899	0,999391	0,034921
3	0,052336	0,99863	0,052408
4	0,069756	0,997564	0,069927
5	0,087156	0,996195	0,087489
6	0,104528	0,994522	0,105104
7	0,121869	0,992546	0,122785
8	0,139173	0,990268	0,140541
9	0,156434	0,987688	0,158384
10	0,173648	0,984808	0,176327
11	0,190809	0,981627	0,19438
12	0,207912	0,978148	0,212557
13	0,224951	0,97437	0,230868
14	0,241922	0,970296	0,249328
15	0,258819	0,965926	0,267949
16	0,275637	0,961262	0,286745
17	0,292372	0,956305	0,305731
18	0,309017	0,951057	0,32492
19	0,325568	0,945519	0,344328
20	0,34202	0,939693	0,36397
21	0,358368	0,93358	0,383864
22	0,374607	0,927184	0,404026
23	0,390731	0,920505	0,424475
24	0,406737	0,913545	0,445229
25	0,422618	0,906308	0,466308
26	0,438371	0,898794	0,487733
27	0,45399	0,891007	0,509525
28	0,469472	0,882948	0,531709
29	0,48481	0,87462	0,554309
30	0,5	0,866025	0,57735
31	0,515038	0,857167	0,600861
32	0,529919	0,848048	0,624869
33	0,544639	0,838671	0,649408
34	0,559193	0,829038	0,674509
35	0,573576	0,819152	0,700208
36	0,587785	0,809017	0,726543
37	0,601815	0,798636	0,753554
38	0,615661	0,788011	0,781286
39	0,62932	0,777146	0,809784
40	0,642788	0,766044	0,8391
41	0,656059	0,75471	0,869287
42	0,669131	0,743145	0,900404
43	0,681998	0,731354	0,932515
44	0,694658	0,71934	0,965689
45	0,707107	0,707107	1

Grado	Seno	Coseno	Tangente
46	0,71934	0,694658	1,03553
47	0,731354	0,681998	1,072369
48	0,743145	0,669131	1,110613
49	0,75471	0,656059	1,150368
50	0,766044	0,642788	1,191754
51	0,777146	0,62932	1,234897
52	0,788011	0,615661	1,279942
53	0,798636	0,601815	1,327045
54	0,809017	0,587785	1,376382
55	0,819152	0,573576	1,428148
56	0,829038	0,559193	1,482561
57	0,838671	0,544639	1,539865
58	0,848048	0,529919	1,600335
59	0,857167	0,515038	1,664279
60	0,866025	0,5	1,732051
61	0,87462	0,48481	1,804048
62	0,882948	0,469472	1,880726
63	0,891007	0,45399	1,962611
64	0,898794	0,438371	2,050304
65	0,906308	0,422618	2,144507
66	0,913545	0,406737	2,246037
67	0,920505	0,390731	2,355852
68	0,927184	0,374607	2,475087
69	0,93358	0,358368	2,605089
70	0,939693	0,34202	2,747477
71	0,945519	0,325568	2,904211
72	0,951057	0,309017	3,077684
73	0,956305	0,292372	3,270853
74	0,961262	0,275637	3,487414
75	0,965926	0,258819	3,732051
76	0,970296	0,241922	4,010781
77	0,97437	0,224951	4,331476
78	0,978148	0,207912	4,70463
79	0,981627	0,190809	5,144554
80	0,984808	0,173648	5,671282
81	0,987688	0,156434	6,313752
82	0,990268	0,139173	7,11537
83	0,992546	0,121869	8,144346
84	0,994522	0,104528	9,514364
85	0,996195	0,087156	11,430052
86	0,997564	0,069756	14,300666
87	0,99863	0,052336	19,081137
88	0,999391	0,034899	28,636253
89	0,999848	0,017452	57,289962
90	1	0	Infinito

Tabla trigonométrica.

EL BRAZO DE MOMENTO

El cálculo trigonométrico suele ser poco práctico para su aplicación en el ejercicio con clientes, como es lógico entender. Además, las características de los sistemas de palancas humanos hacen que el brazo de palanca pueda modificarse junto con el ángulo durante la ejecución del ejercicio, complicando todavía más los cálculos.

Por esta razón, un término muy útil en Mecánica del Ejercicio es el denominado **brazo de momento**. Este término se utiliza poco por los profesionales del ejercicio, pero sí se utiliza en Física e Ingeniería Mecánica y es muy utilizado para el análisis de los sistemas de palancas. **El nombre inglés del brazo de palanca es *lever arm***, mientras que el nombre del **brazo de momento en inglés es *moment arm***.

¿Qué mide el brazo de momento?

El **brazo de momento** mide las características mecánicas de una fuerza aplicada en su acción de provocar rotación sobre un eje en un sistema de palancas.

Por lo tanto, el brazo de momento es un método gráfico del cálculo trigonométrico, que **determina la proporción del brazo de palanca que provoca rotación**. Es una forma más sencilla de obtener la mecánica de una fuerza aplicada a una palanca en el ejercicio, que no requiere del uso de la calculadora. Ahora solamente faltaría multiplicarlo por la **fuerza** y así obtener **torque**.

El **brazo de momento** expresa la ventaja mecánica que puede tener una fuerza aplicada a la palanca a través del movimiento rotacional (ROM articular).

La fórmula para el cálculo aritmético del brazo de momento es la siguiente:

$$\text{Brazo de Momento} = \text{Brazo de palanca} * \sin \alpha$$

¿Cómo se calcula utilizando el método gráfico?

Se calcula creando una línea recta perpendicular a la línea de fuerza que pasa por el eje de la palanca. **El brazo de momento es la distancia más corta desde la línea de fuerza hasta el eje, perpendicular a la línea de fuerza.**

El brazo de momento viene, por lo tanto, relacionado con el ángulo de fuerza de la resistencia y la distancia del brazo de palanca.

Cuando la línea de la fuerza se encuentra a la altura del eje, el brazo de momento es **cero**, ya que el ángulo creado entre

ambas es 0° ($\sin 0^\circ = 0$) y por ende, dicha fuerza no provoca **torque**.

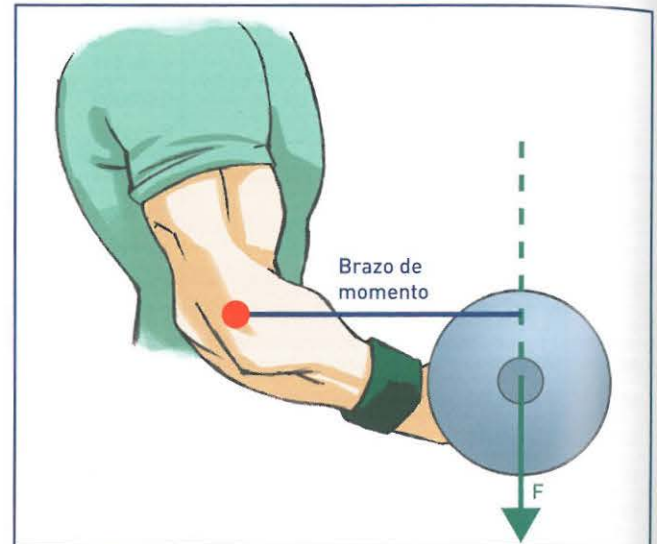


Ilustración 3.7.16

Representación del brazo de momento (línea azul).

BRAZO DE MOMENTO Y TORQUE. CUANDO NO TODA LA FUERZA PROVOCA ROTACIÓN SOBRE EL SISTEMA DE PALANCAS

Cuando se muestran sistemas de palancas en los que las fuerzas atacan con un ángulo de 90° , el brazo de palanca y el brazo de momento se igualan. Este hecho refleja unas condiciones que muy pocas veces se presentan en la vida real.

La confusión entre el **brazo de palanca** y el **brazo de momento** es lógica y evidente, ya que en el escenario mecánico en el que se suelen enseñar los sistemas de palancas coinciden el brazo de momento con el brazo de palanca de la resistencia o potencia.

Se ha de tener en cuenta que la realidad suele ser bastante diferente, ya que el brazo de palanca de la potencia o resistencia solamente coincide con el brazo de momento cuando toda la fuerza aplicada sobre la palanca lo es en la dirección de la palanca, o sea, a 90° . Esta situación hace que toda la fuerza aplicada provoque rotación sobre la palanca.

Siempre que una fuerza entra en contacto con el sistema de palancas a un ángulo diferente de 90° (en realidad, la gran mayoría de las veces), el brazo de momento disminuye, al tratarse de una medida proporcional al brazo de potencia o resistencia.

Esto es muy lógico, ya que cuando dicha fuerza no ataca a la palanca a 90°, no toda la fuerza provoca rotación sobre ella y solamente la proporción de fuerza que provoca rotación (o sea, que provoca *torque*) se refleja en el brazo de momento.

¿Por qué el brazo de momento puede compararse con la componente rotacional de un sistema de palancas?

Si se observan los dos triángulos formados en la ilustración 3.7.17, se puede apreciar que el hecho de compartir dos de sus líneas hace que sean automáticamente considerados triángulos semejantes, por lo que sus proporciones y razones trigonométricas son las mismas.

Como se indica en la ilustración, el cateto azul del triángulo pequeño equivale a la componente rotacional. Esta componente rotacional tiene exactamente la misma proporción en relación a la cantidad de fuerza que el brazo de momento en relación a la distancia del brazo de palanca.

Se podría decir que el brazo de momento representa la proporción de la rotación aplicada sobre la distancia del brazo de palanca, mientras que la componente rotacional representa esta misma proporción aplicada a la fuerza. Ambos cálculos terminan por dar el mismo resultado, ya que dichas proporciones son idénticas, simplemente que una se aplica a la distancia y la otra a la fuerza.

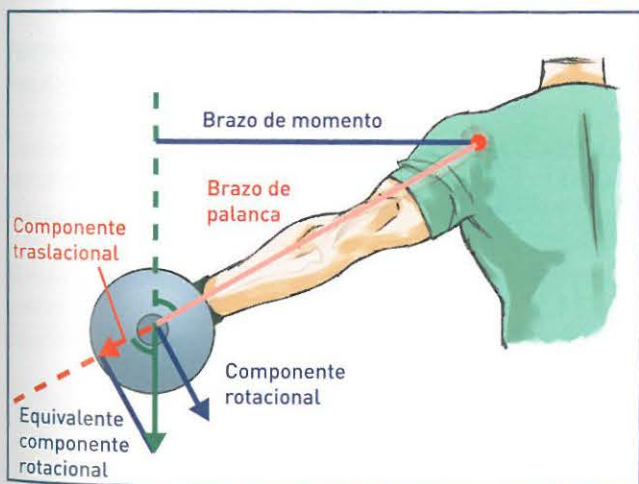


Ilustración 3.7.17

Al ser triángulos semejantes, la equivalente a la componente rotacional tiene la misma proporción dentro del triángulo que el brazo de momento.

CÁLCULO DEL MOMENTO DE FUERZA EN RELACIÓN AL BRAZO DE MOMENTO:

$$\text{Momento de fuerza} = \text{Fuerza} * \text{Brazo de momento} \\ (\text{Brazo de palanca} * \sin \alpha)$$

CÁLCULO DEL MOMENTO DE FUERZA EN RELACIÓN A LA COMPONENTE ROTACIONAL:

$$\text{Momento de fuerza} = \text{Componente fuerza rotacional} \\ * \text{Brazo de palanca} = (\text{Fuerza} * \sin \alpha) * \text{Brazo de palanca}$$

Si el $\sin \alpha$ es el mismo, el momento de fuerza es el mismo (siempre y cuando se den las mismas condiciones de fuerza y brazo de palanca).

Aunque ambas formas para calcular la mecánica de una fuerza para provocar rotación son válidas, el cálculo del brazo de momento suele ser más útil y práctico a la hora de utilizarlo en el ejercicio. El brazo de momento es más sencillo de visualizar (al ser un método gráfico que representa una distancia) que el cálculo porcentual de una fuerza en relación a un ángulo de aplicación, especialmente cuando el brazo de palanca también se modifica, como sucede en muchos ejercicios.

¿CÓMO SE PUEDE CALCULAR EL BRAZO DE MOMENTO EN UN SISTEMA DE PALANCAS? (cálculo estático)

Las ilustraciones 3.7.18 y 3.7.19 muestran un ejemplo aplicado.

En la ilustración 3.7.18 podemos ver una abducción de hombro con mancuernas ("elevaciones laterales"). Aunque la carga sea la misma e incluso, en este caso, el brazo de palanca de la resistencia también, la fuerza que provoca rotación sobre la palanca **no** es la misma en los diferentes puntos del recorrido. Se puede observar cómo el **momento de fuerza** aumenta conforme se va realizando el movimiento de abducción de hombro, llegando al máximo en el dibujo de la derecha.

Esta evolución de la fuerza rotacional a lo largo del ROM es solamente válida para el cálculo del momento de fuerza **estático**. Más adelante se verán las variaciones en el *torque* al incluir la mecánica dinámica y los efectos de la carga reactiva inercial, que se explicaban en el capítulo 2.

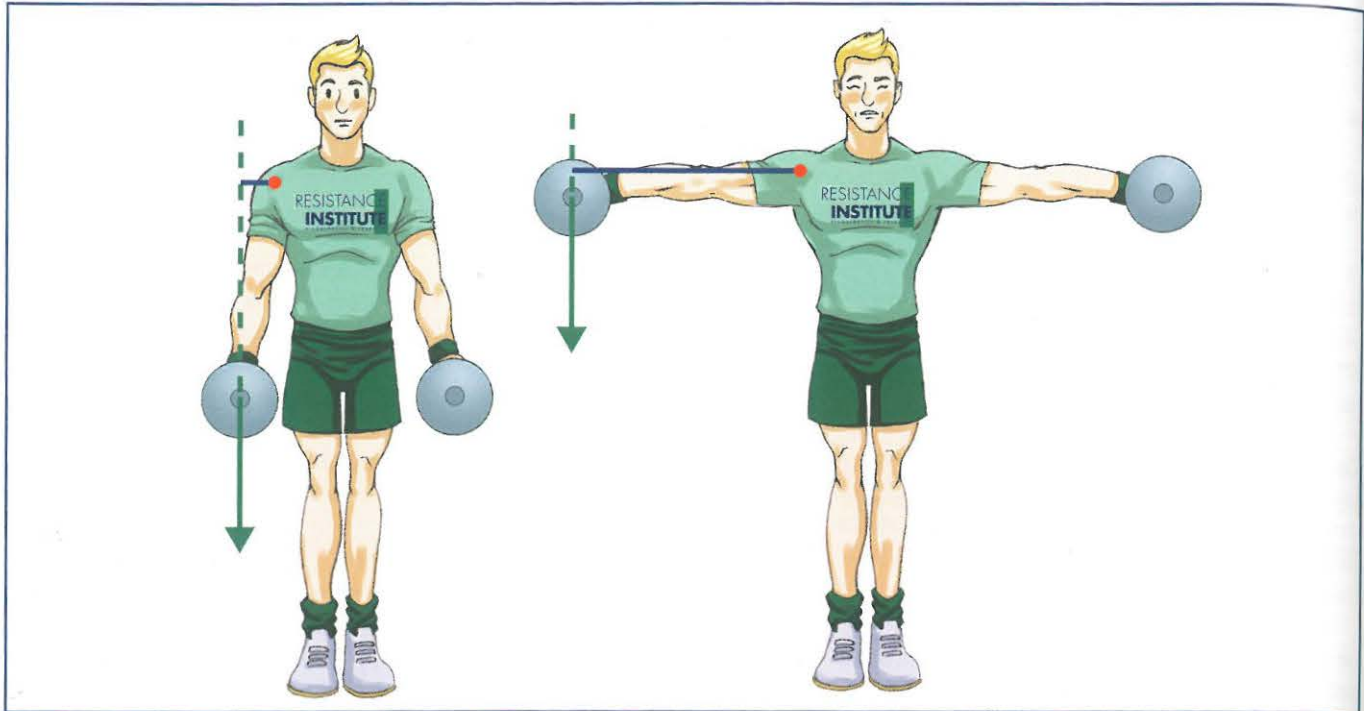


Ilustración 3.7.18

¿Qué sucede si se cambia la dirección de la fuerza en la realización exacta del mismo movimiento, con la misma carga y ROM articular?

En la ilustración 3.7.19 se emplea una polea para modificar la dirección de la resistencia, aunque el personaje sigue realizando el mismo movimiento.

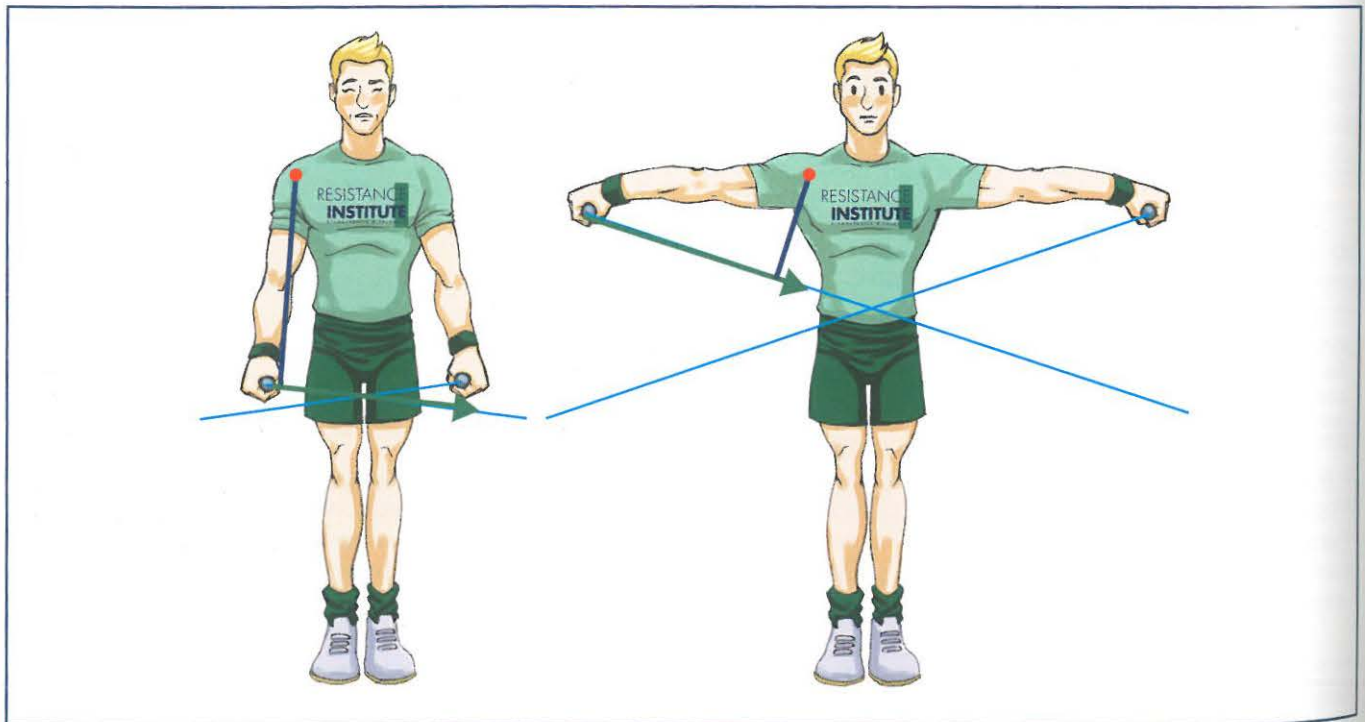


Ilustración 3.7.19

A diferencia de lo que sucedía en la ilustración 3.7.18, y para una carga equivalente, ahora el personaje recibe la mayor cantidad de torque en la posición 0° de abducción en la glenohumeral, que es cuando existe un mayor brazo de momento.

¡LA FUERZA ROTACIONAL QUE SE TRANSMITE A LA ARTICULACIÓN NO DEPENDE SOLAMENTE DE LO LEJOS QUE SE ENCUENTRE EL PUNTO DE APLICACIÓN DE LA FUERZA, SINO TAMBIÉN DE LA DIRECCIÓN DE ELLA!

EL BRAZO DE MOMENTO EXPLICA POR QUÉ:

- No importa solo el peso, sino la fuerza que **provoca rotación** sobre la articulación: el **torque**.
- Esta fuerza que provoca rotación va **variando a lo largo de todo el ROM articular**, conforme varía el brazo de momento y aunque la carga (fuerza aplicada) no varíe.
- La **dirección** de la fuerza es **clave** para entender la evolución del brazo de momento.

Y TAMBIÉN DA INDICACIONES SOBRE:

- El conjunto de **fibras musculares** que se verán afectadas a lo largo del recorrido articular.
- El tipo de unidad motora y fibra muscular que será reclutada y su activación en un continuo en relación a la intensidad por unidad de tiempo (el **torque** determina la intensidad de respuesta necesaria por parte del sistema neuromuscular).
- Las fuerzas articulares provocadas por el intento de generar fuerza por parte de la carga externa y su relación con las fuerzas articulares musculares que se producen para contrarrestar dichas fuerzas.
- Cómo afecta el brazo de momento en relación a las superficies articulares en contacto, las cuales varían de posición durante el recorrido y reciben fuerzas muy dispares a lo largo de todo el ROM (¿podría en un momento determinado del ejercicio haber alguna fuerza excesiva?).
- La activación neurológica que será necesaria ante las diferentes resistencias creadas por la variación en el brazo de momento y en el **torque** a través del ROM, pudiendo ser adecuada en determinados escenarios e inadecuada o insuficiente en otros escenarios.

FUERZAS DE SOPORTE Y SUSPENSIÓN EN UN SISTEMA DE PALANCAS

Cuando una fuerza entra en contacto con una palanca y no ataca directamente a 90° , se provoca una componente de la fuerza de tipo traslacional.

Si esta componente se dirige hacia el eje, se considera una fuerza de soporte. Si esta componente se aleja del eje se considera una fuerza de suspensión.

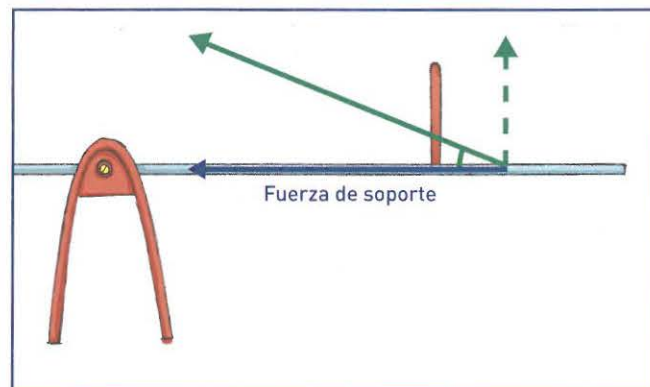
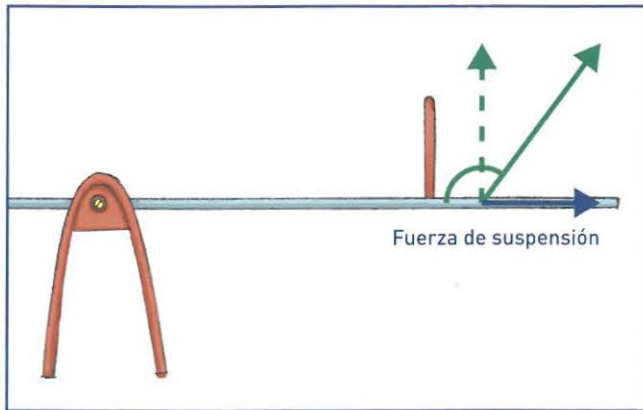


Ilustración 3.7.20

En esta ilustración, la componente traslacional se dirige hacia el eje de rotación. Por lo tanto, se puede decir que esta fuerza aplicada a la palanca es de **soporte**. Se puede comprobar que cuando el ángulo de fuerza es menor de 90° , las fuerzas traslacionales son de soporte sobre la palanca.



Cuando se aplica una fuerza que provoca una acción de empuje (*press*) el sistema suele considerarse de soporte (debido a que en circunstancias normales, las fuerzas que llegan a las diferentes articulaciones son de soporte). Lo contrario sucede con los *pulls*, que suelen considerarse sistemas de suspensión.

Ilustración 3.7.21

En esta ilustración, la componente traslacional se dirige en sentido contrario al eje de rotación. Por lo tanto, se podría decir que esta fuerza aplicada a la palanca es de **suspensión**. Es fácil comprobar que cuando el ángulo de fuerza es mayor de 90° , las fuerzas son de suspensión sobre la palanca.

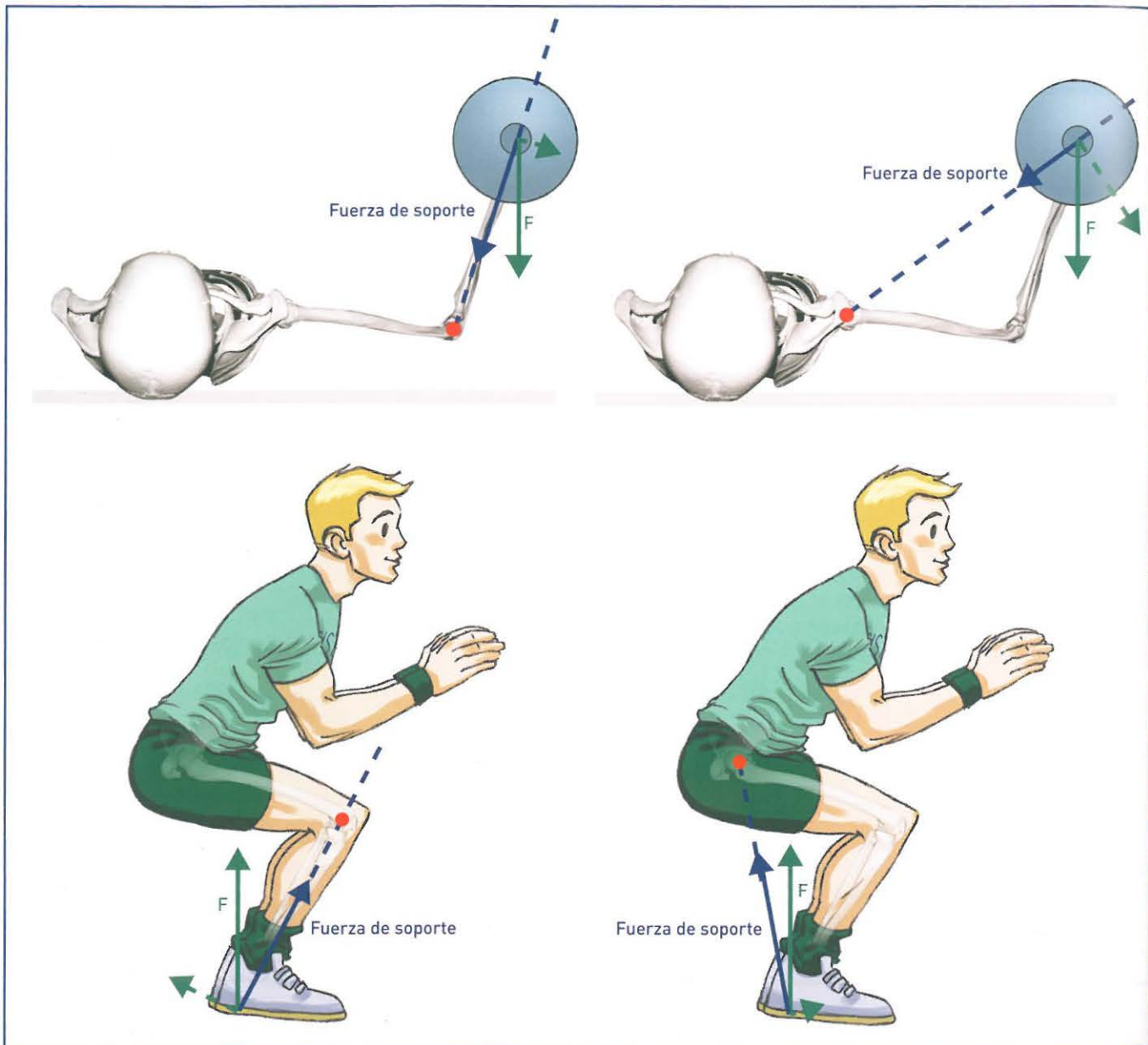


Ilustración 3.7.22

Ejemplos de sistemas de soporte, donde la componente traslatoria se dirige hacia los diferentes ejes articulares.

FASE 3: MODIFICANDO LA GEOMETRÍA DE LA PALANCA

Los ingenieros ven las palancas como la línea que transcurre directamente desde el eje hasta el punto de aplicación de la fuerza.

Este concepto es básico para entender cuál es la palanca alrededor de la que se está aplicando verdaderamente la fuerza.

¿Cuál es la diferencia entre esto y los ejemplos de palancas utilizados anteriormente?

Para poder mejorar la comprensión, se ha desarrollado una progresión de diferentes sistemas de palancas que ayuden a entender la realidad de la mecánica de estos sistemas, más allá del análisis simplificado que se produce con el balancín tradicional.

Que los ingenieros ignoren la forma aparente del objeto y se guíen por la "palanca real" que se halla escondida dentro.

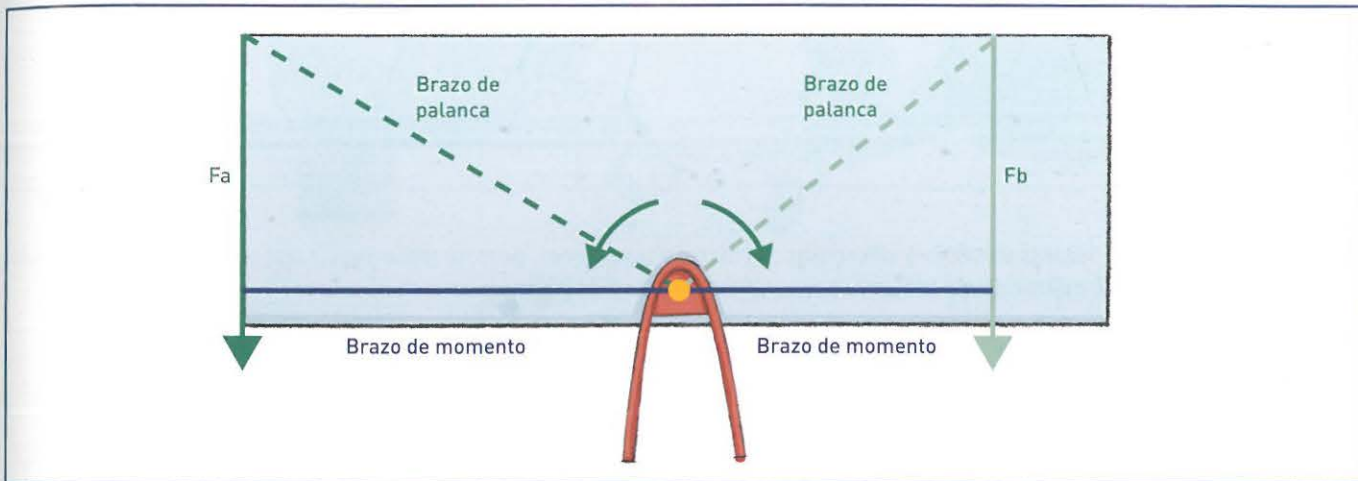


Ilustración 3.7.23

El brazo de palanca no sigue ninguna estructura en concreto; siempre es la línea recta que va del punto de aplicación de la fuerza al eje de rotación.

La forma de la palanca puede llevar a engaño, pero la palanca real es, en la ilustración anterior, la línea imaginaria discontinua. Esta línea es clave para ver palancas mecánicas y determinar los sentidos de rotación de la fuerza sobre el eje.

El brazo de palanca es la línea recta que une el eje con el punto de contacto de la fuerza y crea la palanca mecánica.

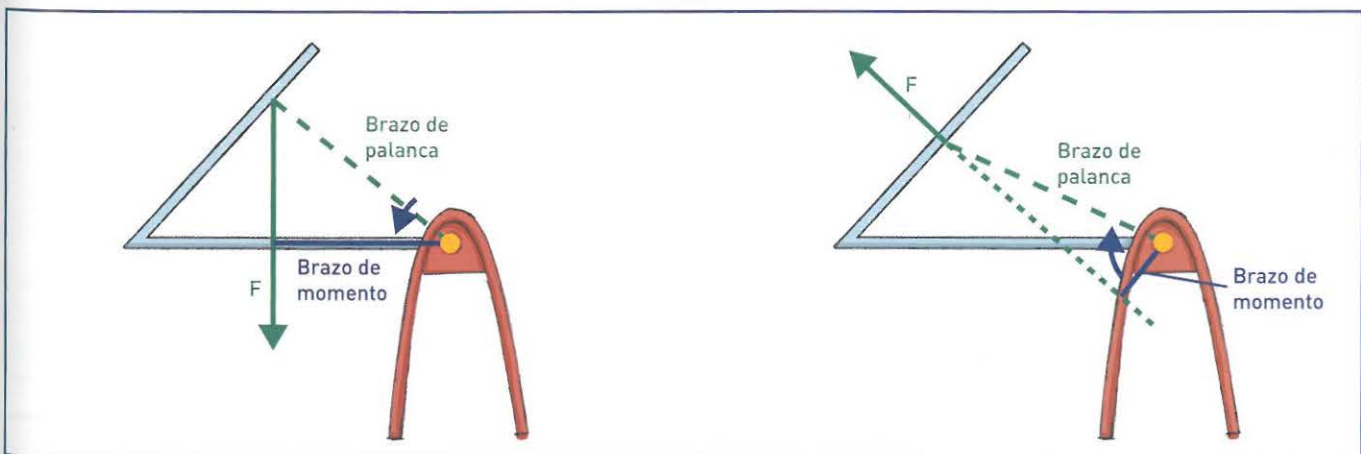


Ilustración 3.7.24

En ocasiones, la forma de la palanca puede llevar a engaño. El brazo de palanca es la línea que une el punto de aplicación de la fuerza con el eje de rotación.

Como se puede ver en la ilustración 3.7.24, la palanca no tiene por qué ser una barra recta y la forma geométrica de la estructura no debe confundirse con el brazo de palanca, aunque suelen confundirse en el análisis de palancas simplificado tradicional.

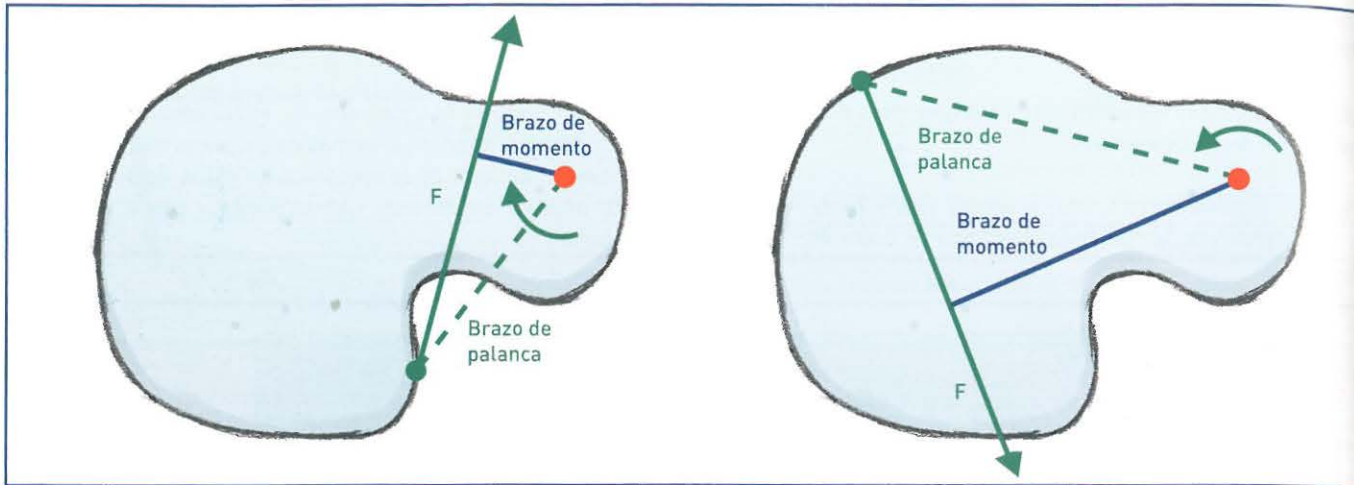


Ilustración 3.7.25

La palanca puede tener formas variadas y diferentes al balancín tradicional, pero se debe seguir tomando la línea más corta entre el eje y el punto de aplicación de la fuerza para calcular el brazo de palanca.

FASE 4: REDIRECCIÓN DE LA FUERZA Y SISTEMAS DE PALANCAS

Otra de las variantes típicas que es fácil encontrar en los sistemas de palancas humanos, es que la fuerza (especialmente muscular, como se verá en el capítulo siguiente) **no tiene por qué atacar de forma lineal** a la palanca durante todo su trayecto.

Cuando una fuerza no ataca de forma lineal en todo su trayecto a la estructura (palanca), la dirección de la fuerza que crea momento (rotación alrededor de la palanca) es la última que tenía antes de perder el contacto con la estructura. Este pequeño detalle modifica mucho las cosas en la aplicación en el cuerpo humano, especialmente al trastocar muchas de las variables que se utilizan para el cálculo de los momentos de fuerza muscular, como se verá con más detalle en el apartado de mecánica muscular.

Esta es la razón por la que Arthur Jones diseñó las levas excéntricas en las máquinas de resistencia variable. Dado que el punto de contacto con la leva es siempre el mismo (punto donde se atornilla el cable), es la forma ovalada de la leva la que redirecciona la fuerza, modificando el brazo de momento conforme la palanca gira alrededor del eje.

En el capítulo siguiente se mostrarán redirecciones aplicadas a la mecánica muscular, que alteran la mecánica de mucha de la musculatura humana.

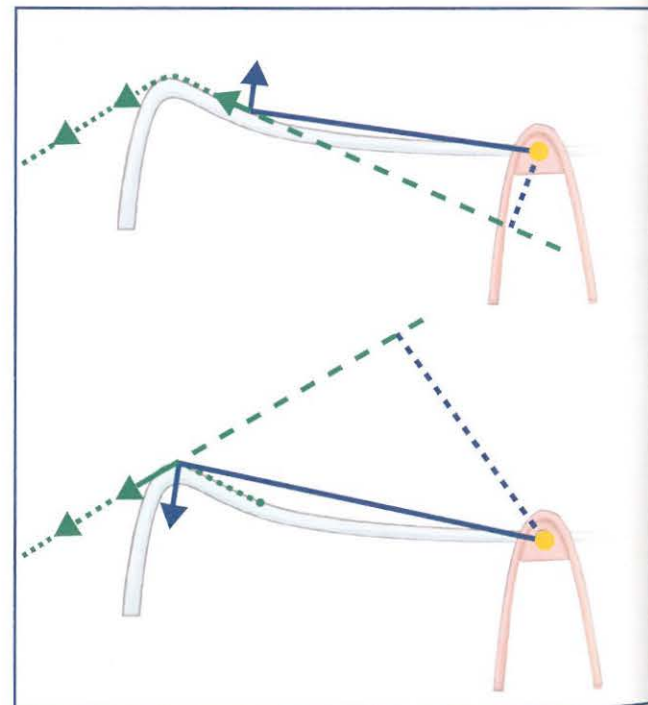


Ilustración 3.7.26

En el dibujo superior se ha utilizado el punto de inserción como punto de aplicación de la fuerza, lo cual **NO ES ADECUADO**. Se debería utilizar, como se muestra en el dibujo inferior, la dirección que tiene la fuerza en el último contacto con la estructura.

FASE 5: LOS SISTEMAS DE PALANCAS TRIDIMENSIONALES. FUERZAS NO COPLANARES ACTUANDO EN UN SISTEMA DE PALANCAS. MOMENTO DE FUERZA TRIDIMENSIONAL

CUANDO UNA FUERZA ACTÚA EN MÁS DE UN PLANO

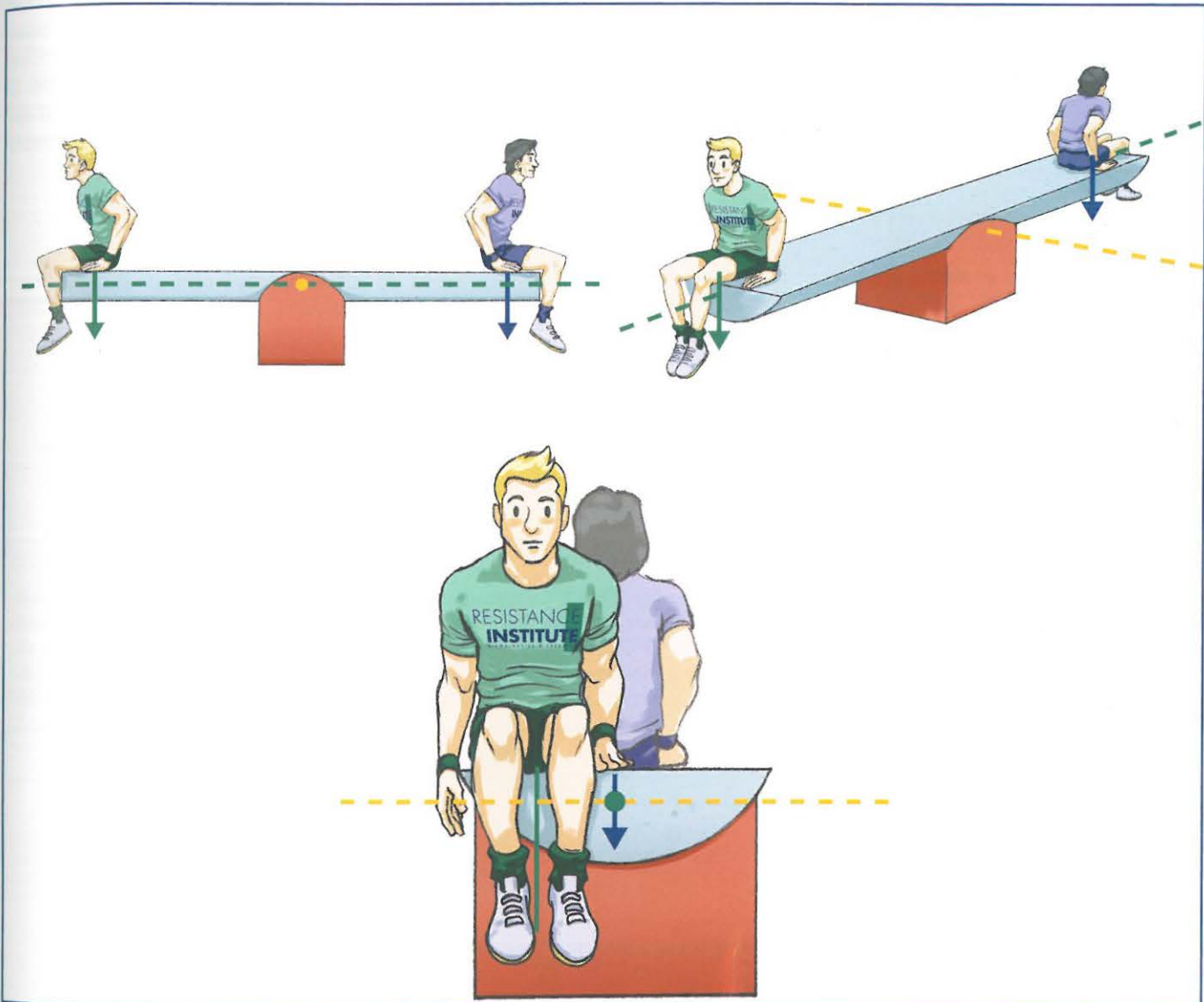


Ilustración 3.7.27

En la imagen superior izquierda parece que las dos fuerzas se contrarresten, pero si se observa la imagen inferior se puede ver cómo, desde otra perspectiva, el personaje de verde genera fuerza rotacional en el eje longitudinal del balancín.

Otra simplificación en los análisis típicos de los sistemas de palancas, es que no se permite ver el alcance real del momento de fuerza, ya que para ello se necesitan herramientas de visión y cálculo tridimensional. Si se modificara la perspectiva del análisis del balancín típico se podría ver que, como en el caso de la ilustración, existen ejes en otros planos del espacio sobre los que se puede generar fuerza rotacional.

En la ilustración 3.7.27 se puede observar que, aunque ambas fuerzas provocan un mismo *torque* en el eje transversal (perspectiva bidimensional), en realidad no provocan el mismo *torque* tridimensional.

Para poder ver todas las fuerzas rotacionales que afectan al sistema, se habría de poder observar este sistema desde diferentes perspectivas (tres ejes del espacio) o hacer cálculos mediante programas tridimensionales.

CÁLCULO DE FUERZAS NO COPLANARES

Cuando una fuerza no está completamente en el plano perpendicular al eje, solamente una parte de ella provoca *torque* sobre dicho eje de la palanca (la componente de la fuerza que está en el plano y es perpendicular al eje).

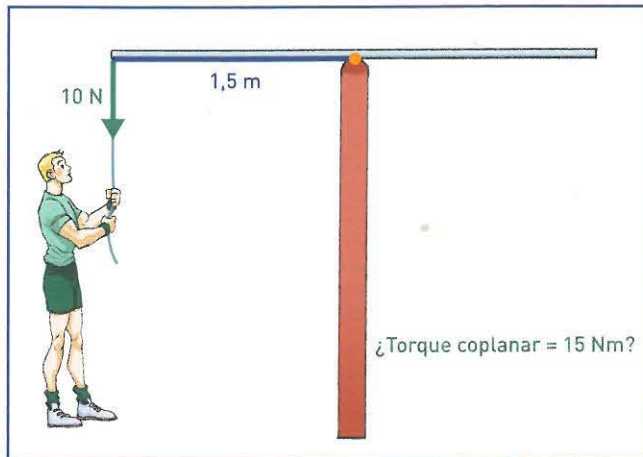


Ilustración 3.7.28

Esto significa que, para el cálculo del momento de fuerza en un plano específico que no coincida con el plano de fuerza, solamente la parte de la fuerza que se aplica en dicho plano tiene mecánica sobre este (ver ilustración 3.7.29)

Se habría de tener en cuenta, también, que es posible que una parte de la fuerza se aplique en una dirección sobre la que la palanca no permita movimiento rotacional, provocando fuerzas en la unión, pero que no generarían movimiento rotacional. Solamente la componente de la fuerza que se encuentra en el plano perpendicular al eje provocará rotación. Este hecho añade una nueva variable en el estudio de los sistemas de palancas.

Torque coplanar (en un eje espacial) =

$$\text{Componente de la fuerza (coplanar) en el plano} * \text{Brazo de palanca} * \sin \alpha$$

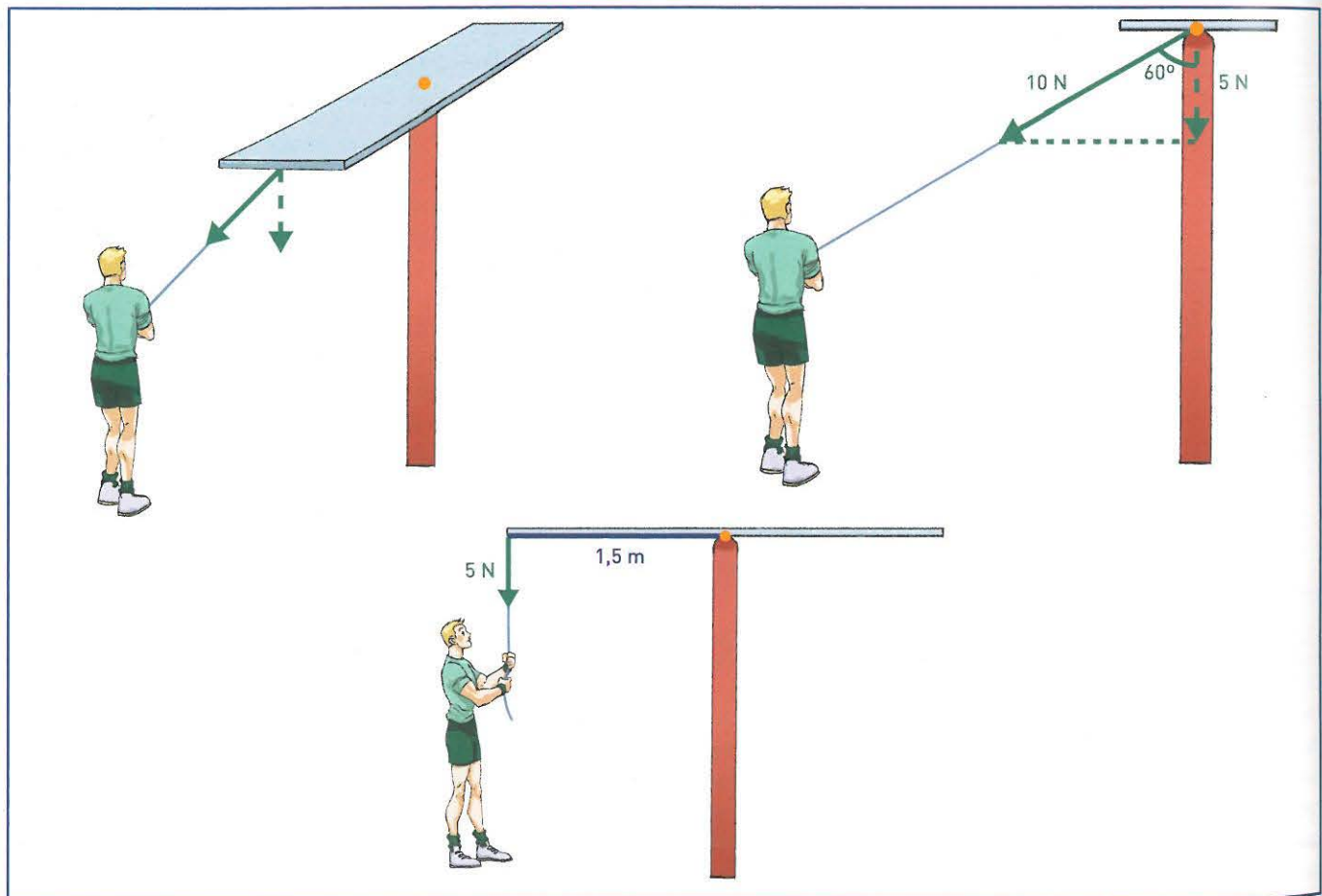


Ilustración 3.7.29

Diferentes vistas de una misma situación mecánica. Al aplicar una fuerza no coplanar sobre un eje específico, solo la proporción de la fuerza que está en el plano del eje provoca torque. En este caso, de los 10 N que aplica el personaje, solamente 5 N están en el plano de fuerza.

En el ejercicio es muy fácil que las fuerzas que actúan, especialmente las musculares, provoquen *torque* en diferentes ejes de una articulación debido a la tridimensionalidad de la estructura.

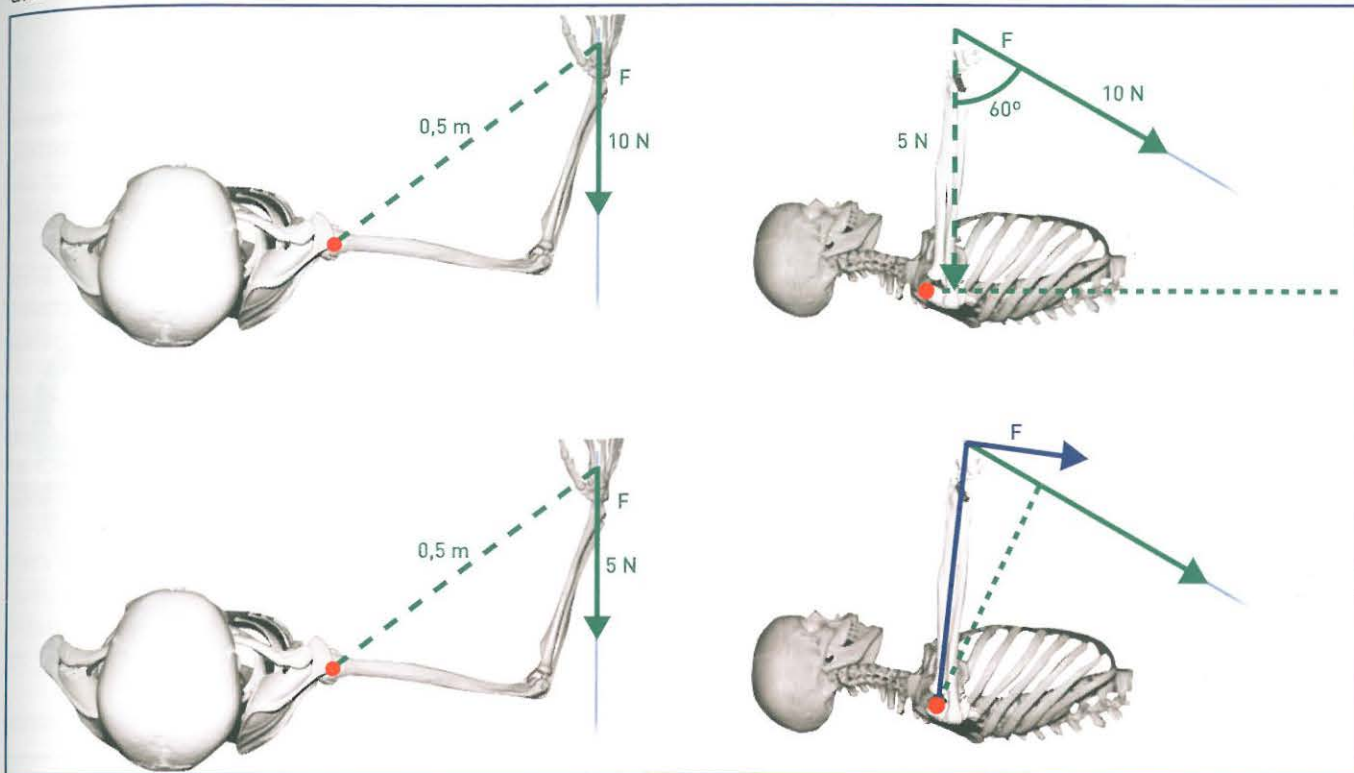


Ilustración 3.7.30

Si se analiza la imagen superior izquierda, se observa que la fuerza del cable es de 10 N y que provoca fuerza rotacional en el eje S-I del hombro (abducción transversal). Al cambiar la perspectiva a una vista lateral derecha, se puede ver que dicha fuerza ataca con un ángulo de 60° respecto al plano transversal (foto superior derecha). Este ángulo de aplicación de la fuerza provoca que solamente se apliquen 5 N dentro del plano transversal, en lugar de los 10 N del cable (imagen inferior izquierda). Si se vuelve a observar una vista lateral derecha en el plano sagital (imagen inferior derecha), se puede observar cómo esta fuerza provoca, también, fuerza rotacional en el eje L-M del hombro.

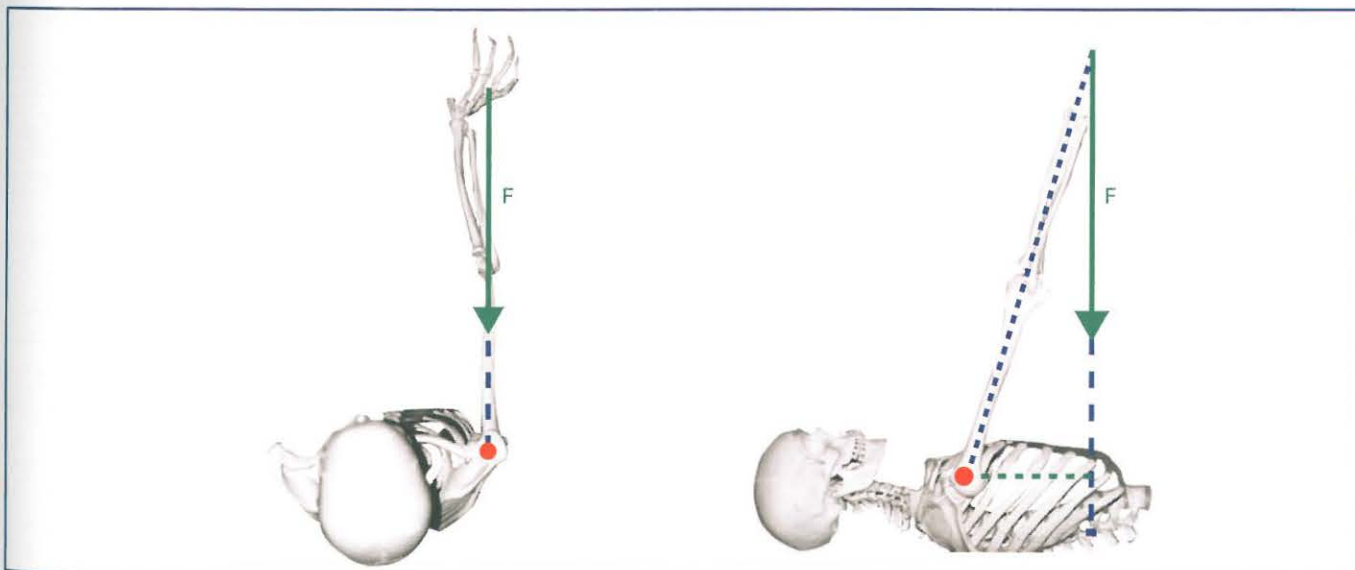


Ilustración 3.7.31

Si se analiza una fuerza solo desde una perspectiva como en la imagen de la izquierda, se podría suponer que la fuerza no genera torque alguno, pero si se observa la misma imagen desde otra perspectiva, se puede comprobar que la fuerza provoca extensión de hombro (imagen derecha). Esta es la razón por la que en el análisis bidimensional se deberían analizar diferentes perspectivas antes de calcular las fuerzas rotacionales.

FASE 6: SISTEMAS DE PALANCAS DE INTERRUPCIÓN MÚLTIPLE (multiarticulares). EL CUERPO HUMANO Y SUS UNIONES RÍGIDAS. LOS EFECTOS DE LA BIOTENSEGRIDAD

El estudio de los sistemas de palancas múltiples en el cuerpo humano es realmente complejo debido a que, a diferencia de los cierres que se utilizan para maquinaria, las articulaciones humanas suelen combinar cierres de forma y cierres de fuerza por biotensegridad.

Cuando se realizó en Resistance Institute un experimento sencillo con unas tijeras que se fijaron a un punto externo de unión creando otro eje (ilustración 3.7.32a), se observó que algo diferente sucedía respecto al cuerpo humano. Siempre que la fuerza se aplicara con un ángulo de 90° a la tijera (flechas verdes) no producía *torque* sobre el eje externo (punto rojo grueso).

Este hecho no sucede en el cuerpo humano, ya que toda fuerza aplicada a un segmento siempre se transfiere a otro segmento independientemente de su ángulo de aplicación.

En la ilustración inferior (3.7.32b) se puede observar cómo los tejidos de unión transfieren la fuerza a otra articulación. Aunque los tejidos de unión que se han colocado en esta ilustración son un ejemplo muy simplificado, sin ellos se perdería la unión rígida y las fuerzas que llegan a la tibia no provocarían *torque* en la cadera.

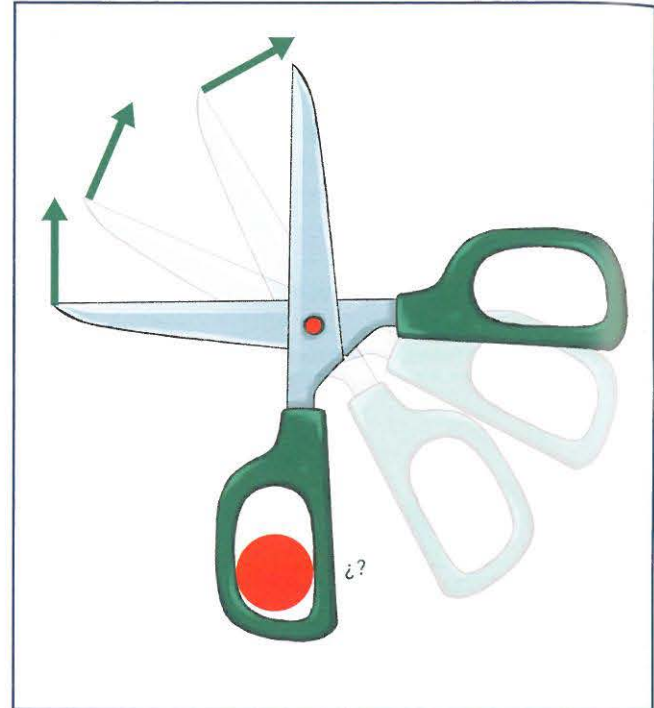


Ilustración 3.7.32.a

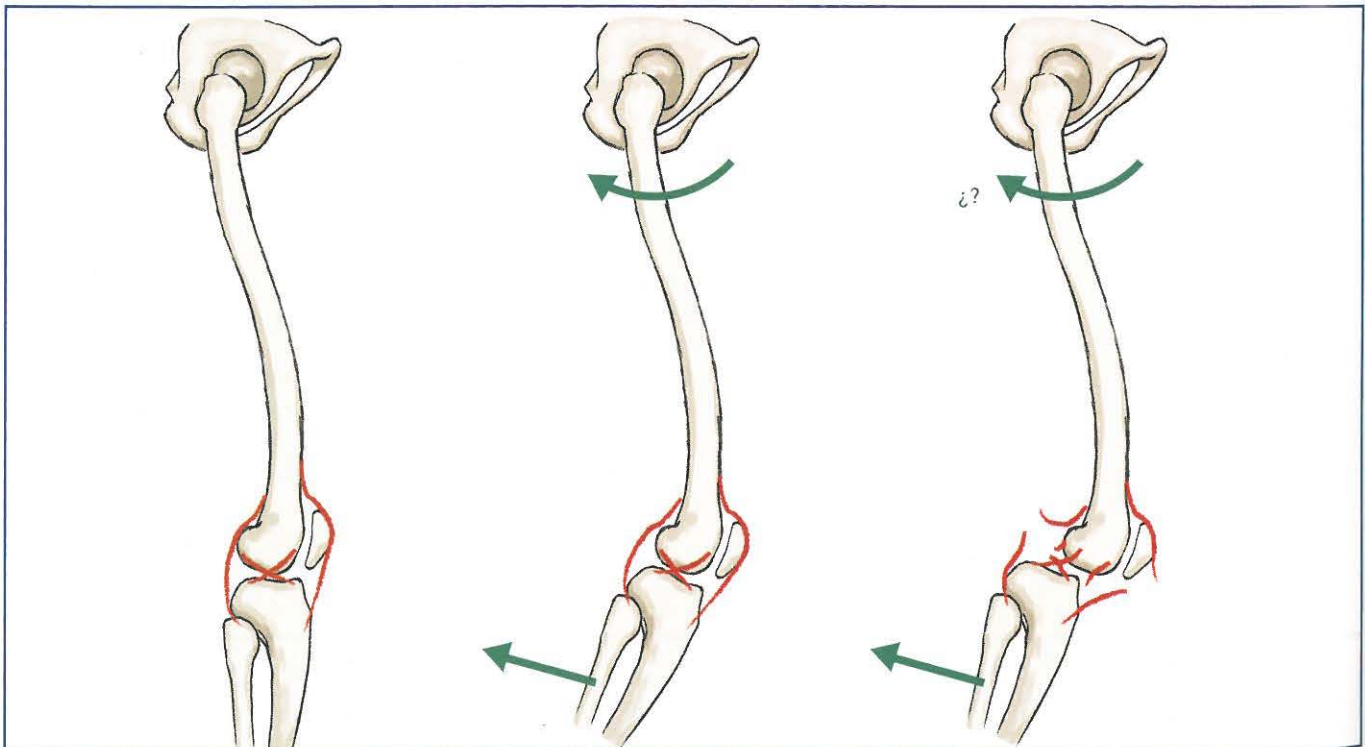


Ilustración 3.7.32.b

LOS CIERRES HUMANOS Y LA BIOTENSEGRIDAD

Aunque es simplemente una hipótesis de trabajo y aún se está estudiando la relación entre los sistemas de palancas y los estudios del doctor Stephen M. Levin sobre biotensegridad, es posible que la mezcla de un cierre de forma (geometría estructural de la unión) con un cierre de fuerza (tensión entre tejidos de unión) sea la clave para entender las relaciones entre las articulaciones humanas.

Esta biotensegridad podría ser la clave para entender muchos de los comportamientos que suceden en las palancas humanas.

También puede ser la responsable de que las fuerzas se transmitan entre uniones y segmentos, provocando que la fuerza aplicada en un segmento distal pueda provocar *torque* en articulaciones más proximales.

Para mantener la integridad, el sistema realiza cierres de fuerza con tensores, que consiguen que se pueda crear la interrupción, cuando la estructura por sí misma (geometría de los segmentos de unión) no puede hacerlo.

Estas características generan una unión rígida (por tensegridad) entre las articulaciones del cuerpo humano. Por lo tanto, las fuerzas se transmiten a diferentes niveles segmentarios y articulares como si de una unión rígida se tratase, siempre y cuando la estabilidad creada por la tensión en las diferentes articulaciones sea la adecuada.

PECULIARIDADES:

- La integridad de la unión depende de la modulación de los tensores relacionados con esta tensegridad, especialmente de la modulación de la tensión muscular, regulada por el sistema nervioso.
- Para calcular el *torque* en articulaciones distales a la aplicación de fuerza, se ha de considerar a las articulaciones proximales como si fueran uniones rígidas. En la ilustración 3.7.34 se puede apreciar que para calcular el *torque* en un eje A-P del hombro y en un eje A-P de un nivel vertebral, ha de considerarse el resto del cuerpo como una unión rígida.
- La falta de adecuada estabilidad en un segmento puede afectar de manera muy importante a la estabilidad en otros niveles de la estructura.
- El sistema nervioso juega un papel clave a la hora de gestionar la tensión ideal para mantener la integridad.

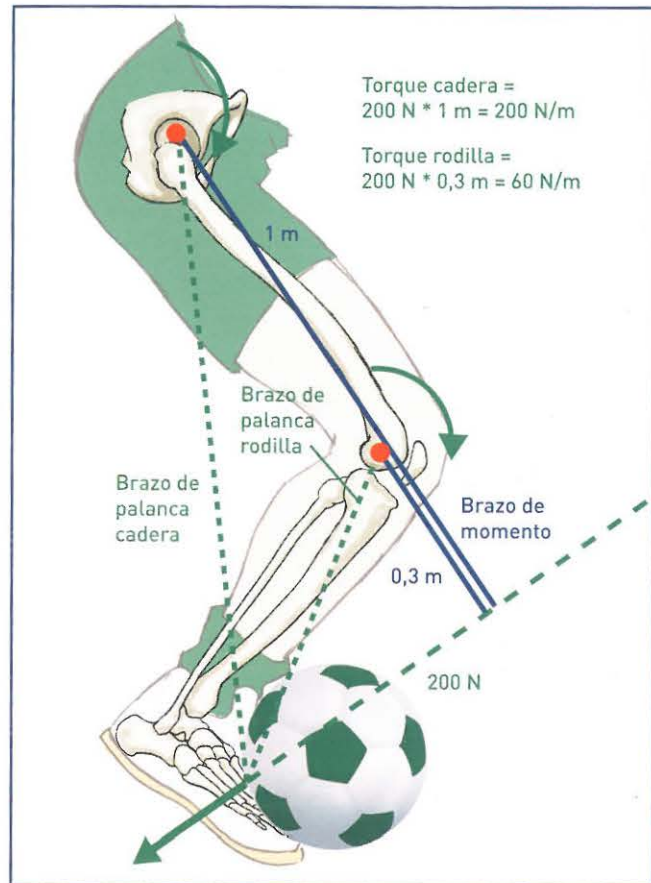


Ilustración 3.7.33

La fuerza de contacto de la pelota afectará tanto a la articulación de la rodilla como a la articulación de la cadera debido a la unión rígida creada por los tensores que unen la rodilla. Esta unión rígida se producirá haya o no movimiento en la rodilla.

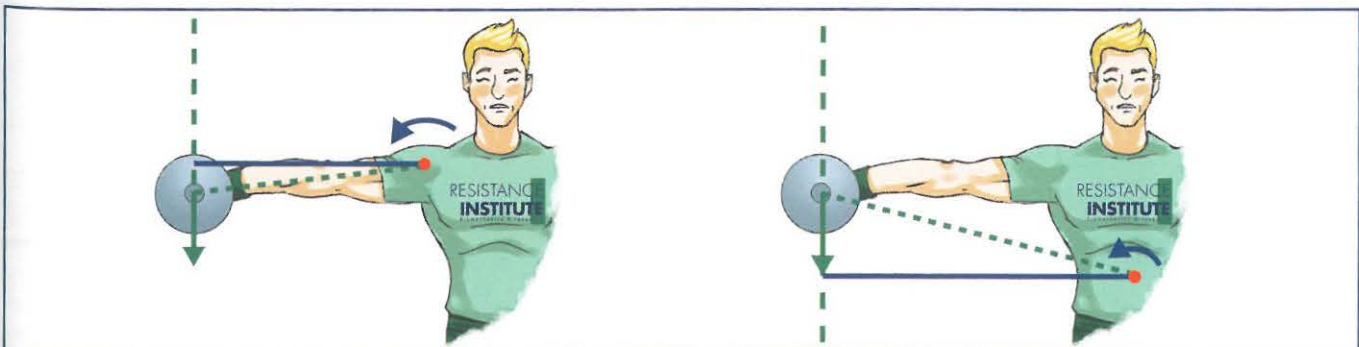


Ilustración 3.7.34

CINEMÁTICA DE LOS SISTEMAS DE PALANCAS DE EJE MÚLTIPLE

Siempre que haya sistemas de palancas múltiples, existe la posibilidad de crear **ejes instantáneos de rotación/deslizamiento cinemáticos**, los cuales no vienen creados por una interrupción alrededor de una unión, y solo se manifiestan cuando hay movimiento combinado en más de un eje real dentro de un sistema de **palancas de eje múltiple**.

Este movimiento combinado no tiene necesariamente que describir un arco, ya que depende de la relación entre el movimiento de los ejes de rotación en cada interrupción.

La utilización de estos ejes puede servir para un cálculo cinemático, pero hasta el momento no se le ve la utilidad

para el cálculo de momentos en el ejercicio, ya que no permite calcular las fuerzas ni los momentos sobre los ejes cinéticos en las uniones.

EJES CINEMÁTICOS versus EJES CINÉTICOS

Los ejes reales son los ejes cinéticos que se encuentran en las uniones y sobre los que se transmiten las fuerzas para generar movimiento y mantener la integridad de la unión.

Es inapropiado querer calcular fuerzas alrededor de **un eje cinemático**, ya que **es el resultante cinemático de dos o más ejes cinéticos**, que pueden estar moviéndose a diferentes velocidades y sentidos en función de las fuerzas que lleguen a la unión.

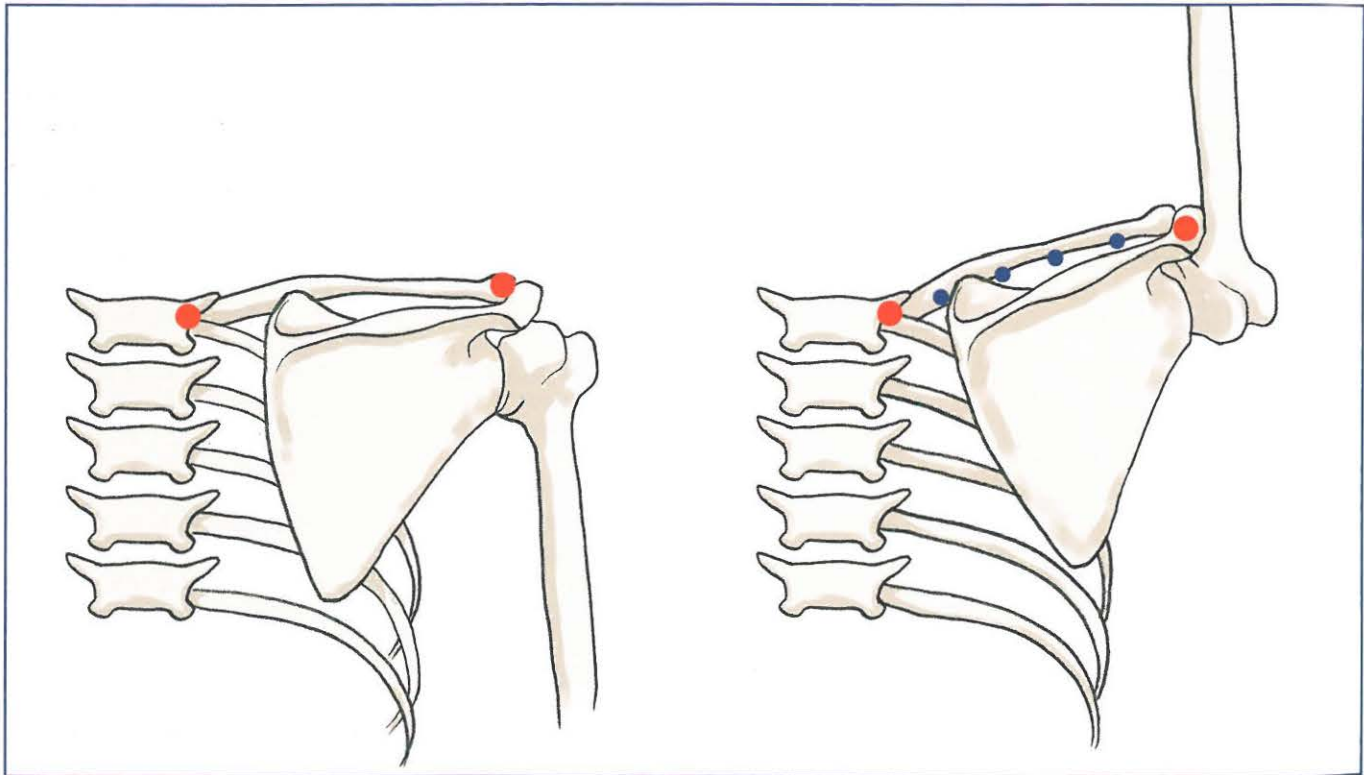


Ilustración 3.7.35

La imagen de la derecha muestra dos ejes cinéticos reales, correspondientes a las articulaciones esternoclavicular y acromioclavicular. La imagen de la derecha añade varios ejes cinemáticos posibles, que surgen al combinar movimientos rotacionales en estas dos articulaciones.

CINEMÁTICA DE LAS UNIONES MÚLTIPLES PARA CONSEGUIR UN DESPLAZAMIENTO SEGMENTARIO ÓPTIMO

Las uniones de múltiples ejes pueden conseguir un desplazamiento segmentario mayor en un plano determinado en comparación a un movimiento articular simple.

En el cuerpo humano se ven ejemplos claros. El movimiento humano es la suma de varios ejes articulares, sincronizados para conseguir el desplazamiento segmentario deseado. En ocasiones, puede suceder que se "rescate" movimiento en un eje articular determinado, lo cual no significa que haya que considerarlo como un problema o compensación; podría ser lo contrario, o sea, eficacia motora.

FASE 7: FUERZAS ARTICULARES. MANTENIENDO LA ESTABILIDAD ALREDEDOR DE LA INTERRUPCIÓN. UNIONES DE FUERZA Y ESTABILIDAD

Las fuerzas que se aplican a una estructura que forma parte de una unión **no solo crean momento rotacional**. Se podría afirmar que el momento de fuerza se crea porque la unión se mantiene y de alguna forma la articulación no pierde integridad.

Muchas de las fuerzas que entren en contacto con la palanca intentarán romper la interrupción.

En las uniones de forma o estructurales, es la propia geometría la que tolera y contrarresta el intento de salirse de la articulación, permitiendo que solamente se realice movimiento alrededor del eje, si bien en las articulaciones humanas lo que sucede es algo más complejo.

En las uniones mixtas de fuerza y forma, la tensión que generan los elementos del tejido conectivo y la propia musculatura tiene que ser adecuada, para mantener un relativo eje instantáneo de rotación/desplazamiento. Es más, el eje de rotación/desplazamiento instantáneo está creado, en parte, por la tensión aportada por los músculos y tejido conectivo.

Como se verá en el capítulo siguiente, una de las claves para mantener la estabilidad en una articulación es que la musculatura genere fuerza en el *timing* adecuado.

Aquí es donde puede tener sentido integrar los sistemas de palancas tradicionales y el concepto de biotensegridad, creando una mezcla compleja entre fuerzas de soporte estructural y fuerzas de tensión, para poder mantener la integridad de las articulaciones humanas.

Además, es habitual leer que los ligamentos y el tejido conectivo son los únicos que controlan el eje articular y olvidarse de que la musculatura es una de las claves para crear estabilidad alrededor de la unión de forma/fuerza. Por desgracia, todavía es común escuchar la frase: "los músculos generan movimiento y los ligamentos estabilizan".

FUERZAS DE CONTACTO EN LAS UNIONES

Para poder estudiar las fuerzas que llegan a las uniones **hay que diferenciar** entre tipos de fuerzas que entran en contacto con una estructura (ya estudiado en el capítulo anterior) y los tipos de fuerzas que llegan a una unión.

Las fuerzas de contacto en las articulaciones dependen de:

- Tipo de fuerza de contacto (compresión, tracción y cizalla).
- Geometría de la unión.

El tipo de fuerza que llega a la unión será dependiente de la dirección y el sentido de fuerza de contacto que llegue a la estructura, y de su relación con la forma de las superficies de contacto de la unión.

Las fuerzas totales que recaen sobre la unión son la suma de todas las fuerzas que llegan, paralelas y perpendiculares a las superficies de contacto.

Así pues, el hecho de que la componente traslacional de una fuerza aplicada al cuerpo vaya en dirección al eje, no implica en absoluto que la fuerza de contacto en dicha unión sea compresiva, ya que dependerá totalmente de la geometría de dicho eje.

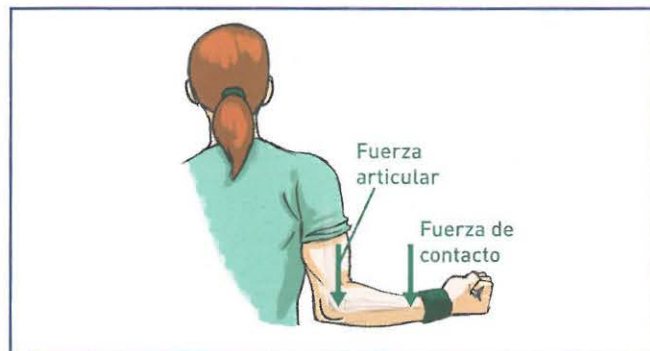


Ilustración 3.7.36

Fuerza compresiva sobre la estructura, que implica fuerza de tracción en la unión.

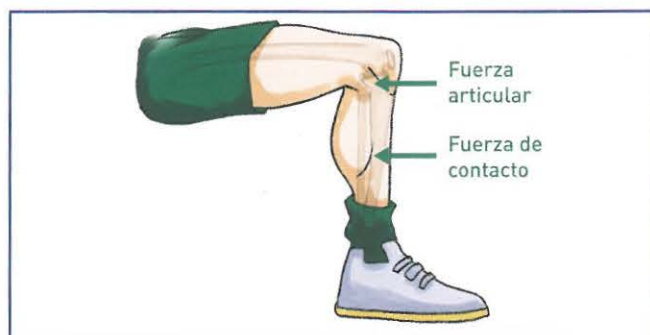


Ilustración 3.7.37

Fuerza compresiva sobre la estructura, que implica fuerza de cizalla en la unión.

3.8 PERFIL DE RESISTENCIA Y SISTEMAS DE PALANCAS

EL PERFIL DE UNA RESISTENCIA A TRAVÉS DEL ROM ARTICULAR (ESTÁTICO)

La proporción de resistencia a lo largo del ROM articular para un eje dado se denomina **perfil de resistencia**. Hay que tener en cuenta que se puede calcular, también, el perfil de resistencia en función del tiempo de aplicación de esta. El perfil de resistencia puede denominarse también curva de resistencia.

Este perfil no tiene por qué indicar cifras absolutas, sino que es utilizado para indicar los **cambios de resistencia a lo largo del ROM**. Si dos fuerzas tienen la misma proporción a lo largo del ROM articular, los dos perfiles de resistencia serán iguales aunque tengan cargas diferentes.

El perfil de resistencia podría también indicar las diferentes intensidades de la resistencia para un mismo perfil, lo que haría que la curva, a pesar de tener la misma forma y proporcionalidad, fuera más o menos elevada, en función de si es de mayor o menor intensidad.

El perfil de una resistencia indica su comportamiento a lo largo del ROM, determinando en qué zonas se requiere más o menos estímulo, proporcionalmente. Este perfil indica qué cantidad de fuerza rotacional existe en cada punto del

recorrido articular.

Para el cálculo del perfil, simplemente se ha de obtener el *torque* en diferentes puntos del ROM y en cada uno de los ejes articulares que reciban fuerzas rotacionales.

Para realizar este cálculo, son necesarias las variables siguientes:

- **CARGA.**
- **BRAZO DE MOMENTO** (para su cálculo, hay que saber la dirección de la resistencia y su punto de aplicación).
- **PORCENTAJE DE FUERZA COPLANAR PERPENDICULAR AL EJE QUE SE ANALIZA.**

Como ejemplo, se van a analizar los dos diferentes perfiles de resistencia que se obtienen al realizar un *press* con mancuernas y un *press* con cable en el plano transversal, respecto a la articulación del hombro. Ilustración 3.8.1.

La curva que se obtiene determina la proporción de *torque* a través del ROM 0° - 90° de la articulación escapulohumeral en relación al eje S-I de referencia tórax (movimientos de abducción o aducción transversal).

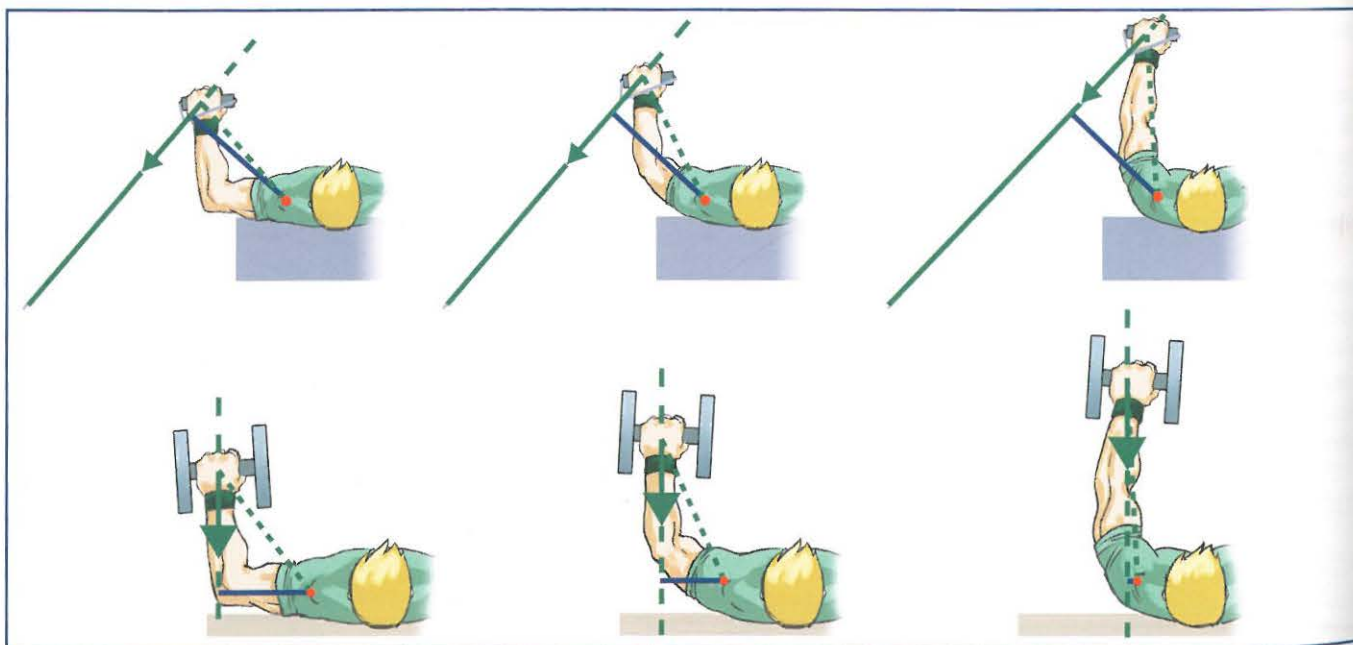
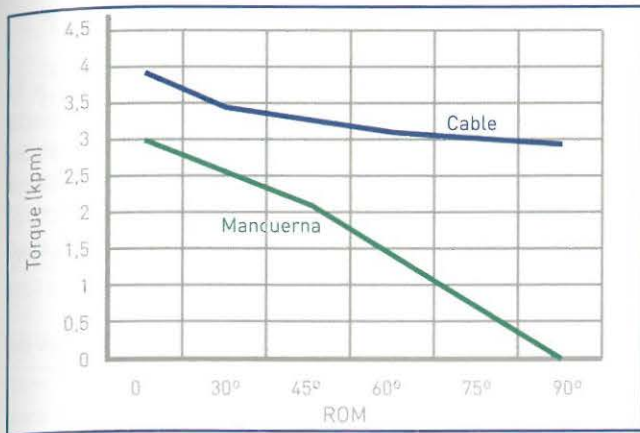


Ilustración 3.8.1

Si se considera que en todas las ilustraciones existe la misma fuerza de contacto (carga) en el plano transversal, el perfil de la resistencia viene determinado por la variación del brazo de momento (línea azul) a lo largo del ROM. Se puede observar que la evolución de este es distinta en ambos ejercicios. El perfil de resistencia será diferente en ambos ejercicios, a pesar de tener la misma carga en todo el ROM.



La gráfica de la ilustración 3.8.2 representa los perfiles de resistencia de la ilustración 3.8.1. En azul se muestra el perfil del *press* con cable y en verde se muestra el perfil del *press* con mancuernas. Es importante remarcar que la fuerza (carga) se ha igualado en ambos con un valor de 10 kp sin considerar los efectos de la carga inercial. Los valores de distancia equivalen a una persona prototipo y podrían variar si se realiza el ejercicio con otro individuo.

Ilustración 3.8.2

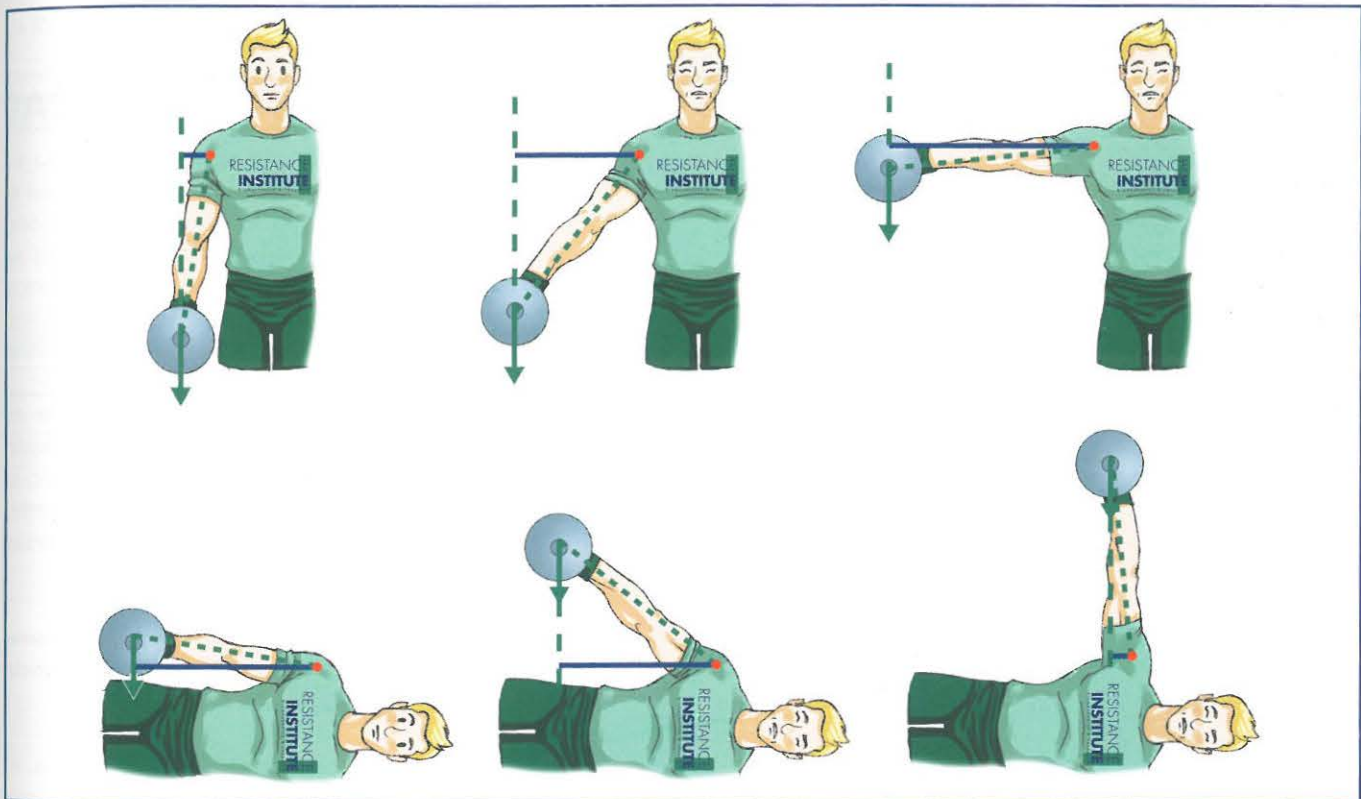
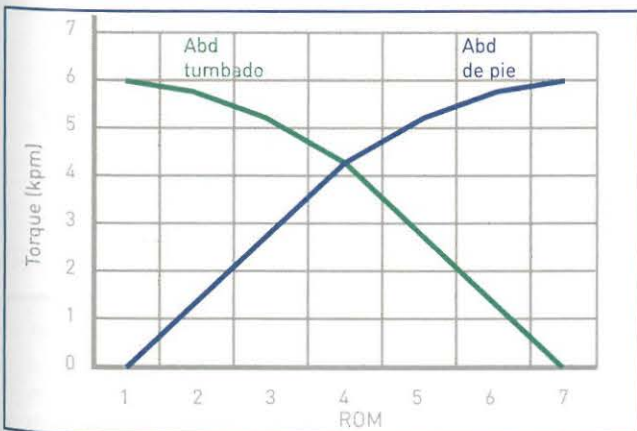


Ilustración 3.8.3



La ilustración superior (3.8.3) muestra un ejercicio de abducción de hombro realizado con mancuerna desde neutral hasta 90° de abducción de hombro. En las imágenes de arriba, el personaje realiza el ejercicio de pie y en las imágenes de abajo lo realiza tumbado. En ambas la carga de la mancuerna es la misma, pero la evolución del perfil de resistencia es diferente. Si se analiza la gráfica de la ilustración 3.8.4, que equivale al perfil de resistencia de estas dos variaciones en el eje A-P de la articulación glenohumeral en la abducción de hombro con mancuernas, se puede apreciar una considerable diferencia entre ambas.

Ilustración 3.8.4

Las gráficas de perfil de resistencia estudiadas anteriormente indican solamente la **fuerza rotacional** en un eje de la articulación GH a lo largo del ROM.

Estas curvas son indicativas y relativas a los ejemplos de las ilustraciones. En el ejemplo del ejercicio de *press* con cable dependerá, además, de la dirección del cable, la cual condicionará de forma sustancial el perfil de *torque* resultante.

Para simplificar en este momento de la progresión didáctica, estas gráficas no tienen en cuenta los efectos de la inercia (cargas inerciales), los cuales modificarían de forma considerable las fuerzas de contacto de la mancuerna y el perfil final de la resistencia.

INTEGRANDO INFORMACIÓN

La gráfica 3.8.2 indica el *torque* coplanar que llega a la articulación glenohumeral respecto al eje S-I de referencia tórax. Esto lleva a pensar que, para obtener más información sobre el *torque* producido respecto a otros ejes de la misma articulación, se debería realizar el mismo cálculo respecto al perfil de la resistencia en el eje correspondiente, en el caso de que le llegara *torque*.

La resistencia total es la suma de todos los momentos de fuerza tridimensionales en cada articulación.

3.9 VELOCIDAD E INTRODUCCIÓN A LA MECÁNICA DINÁMICA

"NO ES LA VELOCIDAD LA QUE AFECTA A LAS FUERZAS, SINO LAS FUERZAS LAS QUE AFECTAN A LA VELOCIDAD"

Marc Moragues

"NO ES LA CAÍDA LO QUE MATA, SINO EL ATERRIZAJE"

Tom Purvis

VELOCIDAD Y EJECUCIÓN DE UN EJERCICIO

Se suele pensar que la velocidad es el factor clave para entender cómo actúan las fuerzas cuando hay movimiento, pero la realidad es algo diferente. No es la velocidad lo que importa realmente, porque la velocidad es simplemente, por definición, una constante. **Lo verdaderamente relevante es la fuerza que provoca aceleración** (positiva o negativa) y/o cambio de dirección lineal de una masa.

Es importante recordar que la aceleración es la consecuencia de una fuerza y es la medida que relaciona la fuerza con una masa. La aceleración solamente existe cuando hay fuerza o desequilibrio de fuerzas actuando sobre una masa.

¿A qué se le denomina "MOMENTUM" (IMPULSO)?

Se utiliza en el ámbito del ejercicio para describir el factor que afecta a un ejercicio incontrolado con resistencias. El **impulso** se determina por la masa y por la velocidad ($m \cdot v$).

Debido a que la velocidad es una constante y que para poder modificarla se necesitan fuerzas, el **impulso** tampoco es un factor relevante en el entrenamiento con resistencias, ya que se mantendrá constante a menos que otra fuerza actúe sobre él.

LA ENERGÍA CINÉTICA (EC)

La **energía cinética** es la energía que un objeto (masa)

posee debido a su propio movimiento y su fórmula es $EC = \frac{1}{2}mv^2$. Para que haya cambios en la EC, es necesario que haya aceleración (cambio en velocidad, tanto positiva como negativa). Y tal y como se observó anteriormente, solamente hay aceleración cuando una masa recibe fuerzas desequilibrantes.

¿Cuánta fuerza se necesitaría para parar en la misma unidad de tiempo una masa determinada a una distancia fija a diferentes velocidades?

A menor distancia o menor tiempo permitidos para el cambio, más fuerza será necesaria para realizarlo. Como la EC viene determinada por la v al cuadrado, el cambio es exponencial. Esto significa que un mismo objeto al doble de velocidad tiene 4 veces más EC.

1F equivale a: 1v ($\frac{1}{2} \cdot 1 \text{ masa} \cdot 1^2 \text{ velocidad} = 0,5$)

4F equivale a: 2v ($\frac{1}{2} \cdot 1 \text{ masa} \cdot 2^2 \text{ velocidad} = 2$)

9F equivale a: 3v ($\frac{1}{2} \cdot 1 \text{ masa} \cdot 3^2 \text{ velocidad} = 4,5$)

Las aceleraciones positivas o negativas creadas por la fuerza de la gravedad solamente afectan a la Tierra, que es quien las provoca. Para que los efectos de la aceleración afecten al cuerpo humano tienen que ser creadas por las fuerzas corporales internas.

Por tanto:

“LA VELOCIDAD AFECTA DE FORMA EXPONENCIAL A LA FUERZA REQUERIDA PARA PARAR UN CUERPO EN MOVIMIENTO”

“LA VELOCIDAD NO TIENE UNA RELACIÓN LINEAL CON LA ACELERACIÓN. SI UN OBJETO SE ACELERA EL DOBLE QUE OTRO CON LA MISMA MASA DURANTE EL MISMO TIEMPO, EL PRIMERO NO OBTIENE EL DOBLE DE VELOCIDAD”

“PARA OBTENER EL DOBLE DE VELOCIDAD EN UN MISMO TIEMPO ES NECESARIO CONSEGUIR CUATRO VECES MÁS ACELERACIÓN Y, POR LO TANTO, APLICAR CUATRO VECES MÁS FUERZA”

LA CARGA INERCIAL Y LOS EFECTOS DE LA INERCIA EN LOS SISTEMAS DE PALANCAS

Los efectos de la inercia en sistemas de palancas -el denominado **momento inercial**- es un factor importante para entender la resistencia al cambio.

La fórmula del momento inercial es:

$$\text{momento inercial} = m * r^2$$

La carga inercial en el cuerpo humano se ve afectada por la fuerza que provoca aceleración no gravitacional en cada uno de los puntos del ROM, variando la curva cada vez que se produce un cambio de estado. La fuerza que provoca aceleración se incrementa de forma exponencial en relación con la distancia respecto al eje, para un mismo movimiento angular.

Eso significa que un objeto situado al doble de distancia del eje que otro, necesita cuatro veces más fuerza para obtener la misma aceleración angular debido a que recorre el doble de distancia con el doble de *torque*.

Aunque se coloque la mitad de carga al doble de distancia, la fuerza necesaria para conseguir aceleración angular (cambios en la energía cinética) será el doble. En este supuesto, aunque el momento de fuerza sea el mismo, debido a que la mitad de la carga se coloque al doble de distancia, costará el doble de fuerza acelerar y frenar el movimiento con las fuerzas internas. Como resumen del ejemplo anterior, la fuerza inercial, reactiva a la fuerza que genera aceleración interna será el doble para un mismo ratio de aceleración o frenada, o será la misma para un ratio de aceleración o frenada de la mitad.

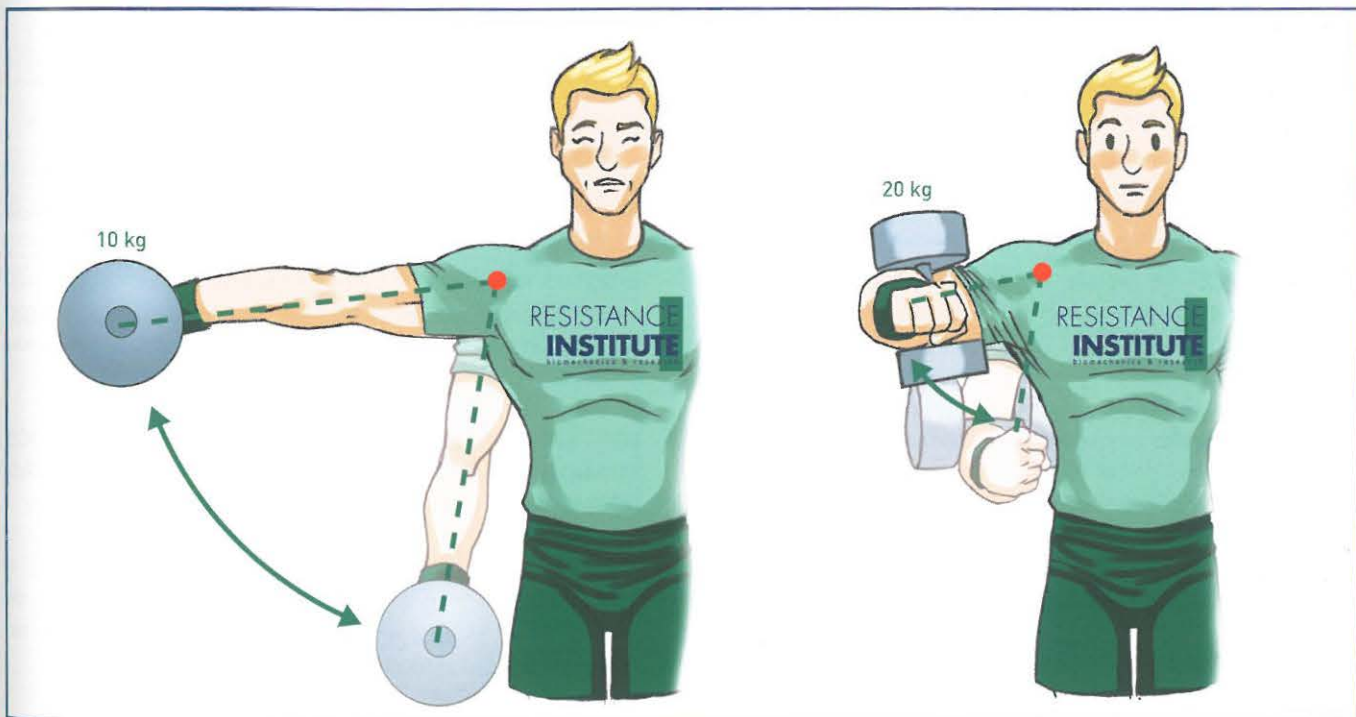


Ilustración 3.9.1

En la imagen de la izquierda, el personaje utiliza una mancuerna con un peso de 10 kp para realizar una abducción de hombro con el codo en extensión. En la imagen de la derecha, el mismo personaje utiliza una mancuerna con un peso de 20 kp colocada en el codo. El torque ofrecido por el peso es el mismo en ambas imágenes, pero en la imagen de la izquierda el momento de inercia es el doble que en la imagen de la derecha. Por lo tanto, el personaje en la imagen de la izquierda necesitará el doble de fuerza que en la imagen de la derecha para acelerar y frenar el movimiento contra gravedad para una misma velocidad de ejecución.

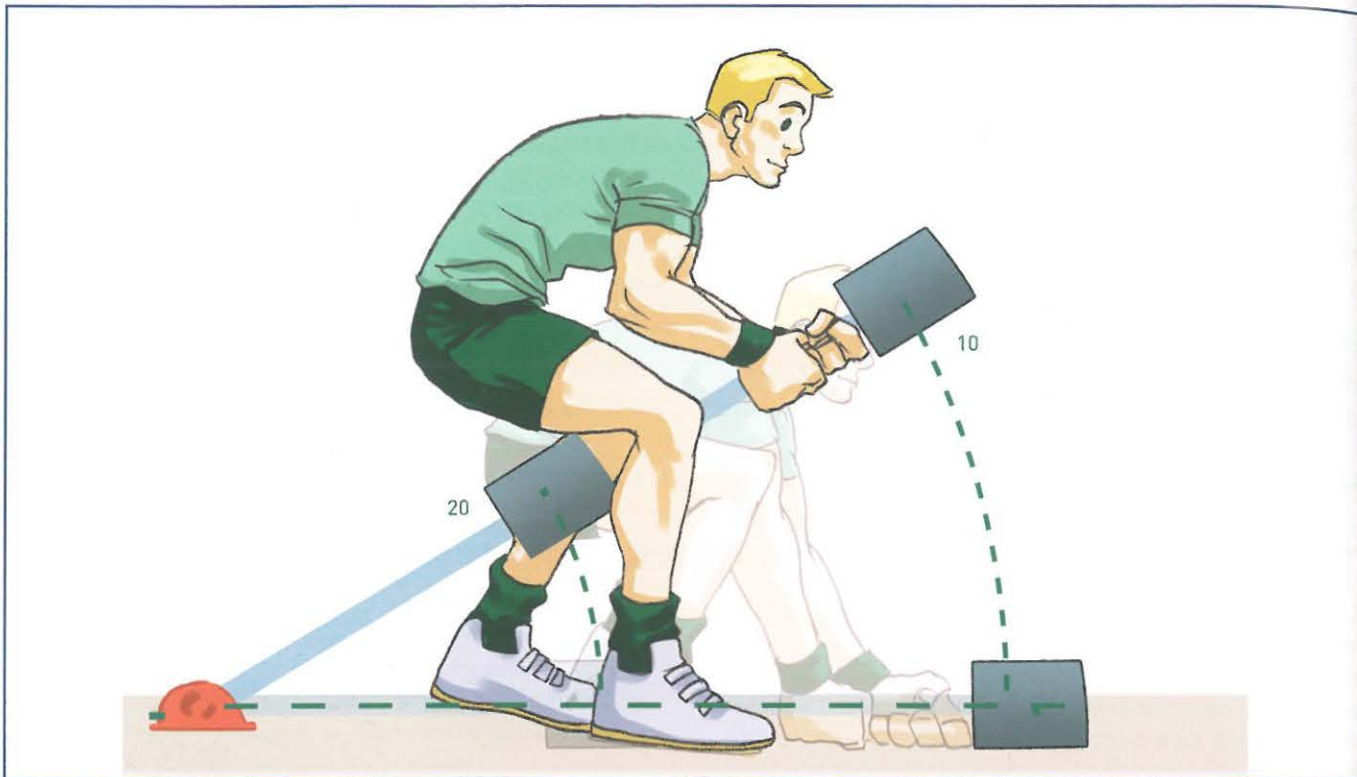


Ilustración 3.9.2

La ilustración superior muestra al personaje realizando un ejercicio denominado "remo en punta o barra T". Si se analizan las dos variaciones, se observa que en una existe una carga de 20 kp a la mitad de distancia que otra de 10 kp. Aunque, al igual que en la ilustración anterior, la fuerza de rotación estática sea virtualmente la misma (si desprecia la masa de la barra), cuando se coloca la mitad de carga al doble de distancia se obtiene el doble de momento inercial y costará el doble acelerar y frenar angularmente el movimiento con las fuerzas internas.

LOS PERFILES DE FUERZA Y LOS EFECTOS DE LA INERCIA

Los efectos de la inercia en los sistemas de palancas provocan cambios en el **perfil de resistencia**.

La fuerza inercial derivada de la aceleración angular, ataca a la palanca con un ángulo determinado (es evidente que dicha aceleración angular es fruto de una fuerza interna actuando sobre el objeto, como puede ser la fuerza muscular). Cuando una carga gravitacional es acelerada angularmente por una fuerza interna, la dirección de la fuerza inercial es perpendicular a la palanca. Esto se debe a que la carga inercial es una fuerza de tipo reactivo, que siempre se dirige en sentido opuesto a las fuerzas que provocan aceleración de la palanca en cada punto del ROM.

Es importante recordar que la **dirección de movimiento de la palanca es tangencial (perpendicular) a la palanca** a lo largo del arco de movimiento y que, a pesar del juego articular, el movimiento monoarticular es mayoritariamente rotacional.

Estas fuerzas reactivas, como se ha explicado en el capítulo anterior, modifican la fuerza de contacto con el cuerpo (carga) con una dirección y sentido específicos, provocando cambios en la resistencia.

LOS EFECTOS DE LA INERCIA QUEDAN ALTERADOS CUANDO HAY ACELERACIONES, POSITIVAS O NEGATIVAS, PROVOCADAS POR LA FUERZA DE LA GRAVEDAD

Siempre que un cuerpo sea acelerado positiva o negativamente por la gravedad, y no por la fuerza de intención corporal, estos cambios de energía cinética no crearán fuerzas inerciales en las articulaciones.

Por lo tanto la aceleración negativa (frenado) dentro de la fase concéntrica articular y la aceleración positiva dentro de la fase excéntrica articular están provocadas por la fuerza gravitacional en la mayoría de las situaciones. En estos casos el cuerpo no recibe fuerzas inerciales al cambiar la EC, ya que no las cambia él sino la Tierra.

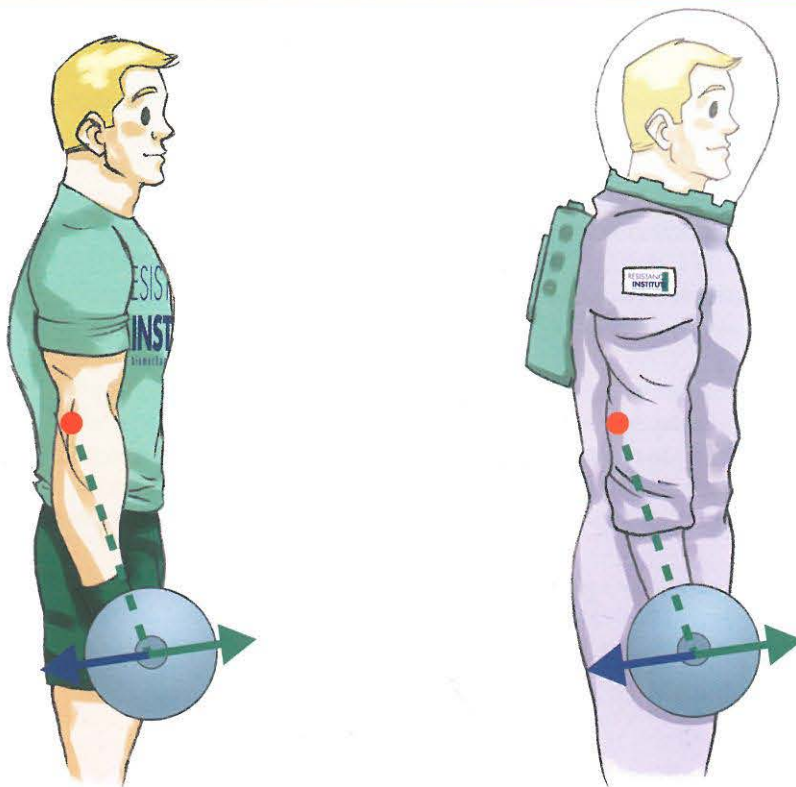


Ilustración 3.9.3

La flecha azul representa la fuerza inercial reactiva a las fuerzas de aceleración creadas por el personaje (verde). Las fuerzas inerciales tienen la misma dirección y sentido opuesto a las fuerzas de aceleración. Las fuerzas de aceleración afectan a la mancuerna mientras que las fuerzas inerciales afectan al cuerpo. Tanto en el espacio como en la Tierra, estas fuerzas estarán presentes. La salvedad es que, en la Tierra, las fuerzas inerciales no aparecen casi nunca en aceleraciones a favor de gravedad, ya que es la propia gravedad la que las produce.

La carga inercial ataca con un ángulo de 90° cuando el brazo de palanca de la resistencia se mantiene constante en un movimiento monoarticular. Pero dicho ángulo es diferente cuando se realiza una acción multiarticular, debido a que el brazo de palanca se modifica y la dirección de desplazamiento del objeto no tiene por qué ser en arco.

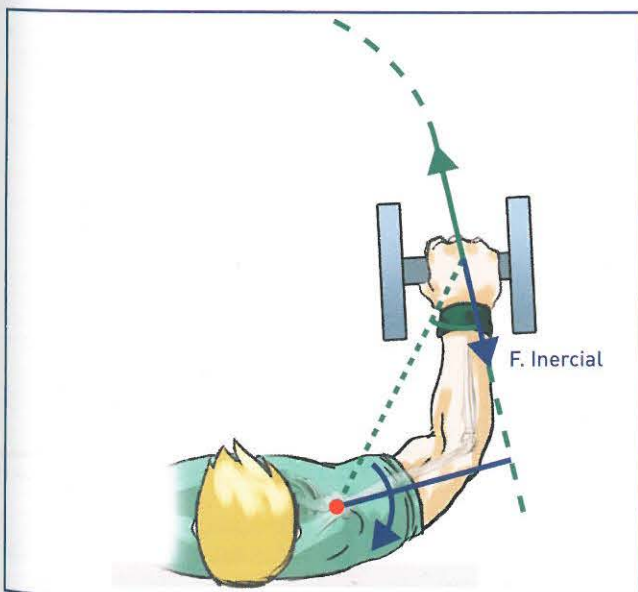


Ilustración 3.9.4

Las fuerzas inerciales reactivas (azul) en una mancuerna generadas por las fuerzas internas en un press suelen romper la perpendicularidad con la palanca debido a que el movimiento no es rotacional puro. La dirección de la carga inercial de la mancuerna dependerá de la dirección de la aceleración angular creada por las fuerzas internas y el sentido dependerá de si se está acelerando contra gravedad positivamente o negativamente (cuando frena la mancuerna al bajar). Esta carga genera brazo de momento y torque, que se integran con otras fuerzas, modificando las fuerzas de contacto en la mano (la fuerza gravitacional no está representada en esta ilustración).

Este buen ángulo de ataque provoca que las fuerzas inerciales puedan tener un *torque* considerable, ya que en muchos casos casi toda su fuerza provoca rotación sobre la palanca, aunque es evidente que dependerá de la cantidad de fuerza inercial, la cual depende de la masa y de la aceleración por unidad de tiempo.

Tal y como se ha comentado anteriormente, algo distinto sucede en sistemas multiarticulares, donde los efectos son ligeramente diferentes en algunas articulaciones, perdiendo este ángulo de 90° .

Es interesante analizar lo que sucede cuando los efectos inerciales vienen de un sistema de cables, ya que las fuerzas inerciales del cable tienen la dirección del cable y no siguen la dirección de la aceleración segmentaria.

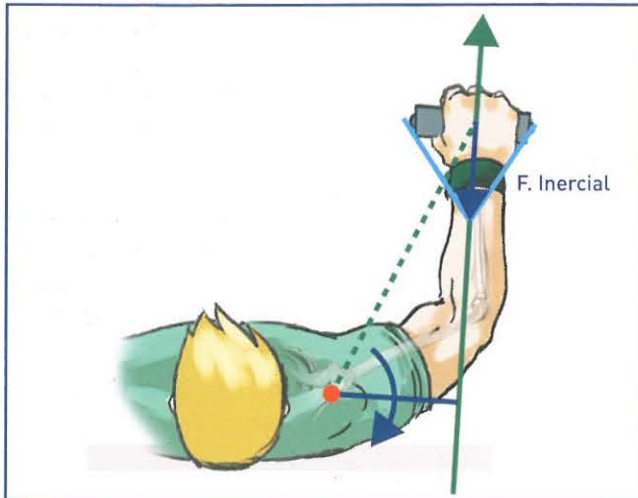


Ilustración 3.9.5

La fuerza inercial al realizar el press con cable se diferencia del press con mancuernas analizado en la ilustración 3.9.4. Aunque la fuerza de aceleración angular sea la misma que en el ejemplo anterior, el brazo de momento se reduce. En consecuencia, el torque inercial disminuye, ya que la dirección de la fuerza inercial reactiva del cable sigue la línea de este en lugar de la dirección de aceleración del segmento (las fuerzas inerciales del segmento siguen existiendo mientras la masa de las extremidades se acelere, pero son pequeñas en comparación a las del cable).

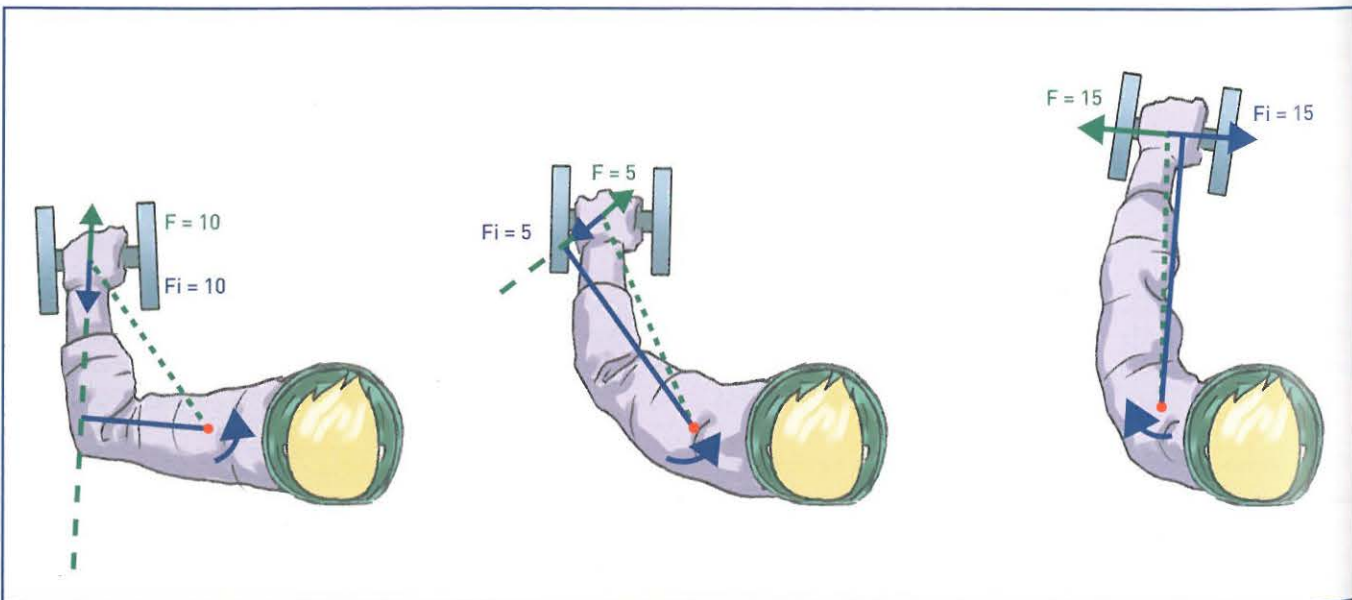


Ilustración 3.9.6

Las aceleraciones resultantes en un objeto se producen como consecuencia de un desequilibrio en las fuerzas en este. Si una mancuerna en la Tierra recibe 10 kp de fuerza gravitacional y una persona con ella en la mano le aplica 20 kp contra gravedad, provocará un desequilibrio de 10 Kp en las fuerzas que recibe la mancuerna. Este desequilibrio provoca una aceleración de la mancuerna. Esta mancuerna ofrecerá una fuerza reactiva de 20 kp que afectará a la mano de la persona y se acelerará en función de su resistencia al cambio (inercia). Si se analiza la ilustración 3.9.6, se puede observar cómo la flecha verde indica la fuerza que recibe la mancuerna y la flecha azul la fuerza inercial que recibe la mano.

A la mancuerna le afecta la fuerza generada por la persona (provocando un desequilibrio y aceleración resultante), mientras que la persona recibe la carga inercial reactiva en su mano.

LA FUERZA CENTRÍPETA Y LA REACTIVA INERCIAL EN UN MOVIMIENTO ROTATORIO ALREDEDOR DE UNA INTERRUPCIÓN

Siempre que se produce movimiento rotacional, existe una fuerza que va hacia el eje de giro o interrupción. Esa fuerza sería pura hacia el centro en el momento en que hubiera velocidad angular constante, o sea, que no hubiera aceleración angular. A dicha fuerza se le denomina fuerza centrípeta o fuerza normal.

En estas condiciones, la tendencia de la masa que esté generando la rotación será la de seguir la trayectoria lineal recta, pero una fuerza la mantiene hacia la interrupción y le modifica la dirección lineal. Si esta fuerza desapareciera, se acabaría la acción rotacional.

Eso significa que la fuerza centrípeta es la que mantiene la interrupción y la rotación asociada al cambio de dirección.

La fuerza reactiva a ese cambio de dirección de la masa es una carga inercial que responde a dicha fuerza centrípeta.

Es muy común utilizar el término fuerza centrífuga, aunque para los físicos es considerada una fuerza ficticia debido a que no existe realmente ninguna fuerza que tire del objeto hacia fuera, sino que la fuerza real es la centrípeta y es la carga inercial reactiva a esta la que se resiste al cambio.

Siempre que haya velocidad angular, aún siendo constante, hay fuerzas centrípetas creadas por el tejido que forma la unión (huesos, tejido conectivo y muscular) que van hacia el eje, y que están relacionadas con la energía cinética de la carga.

Ahora bien, en el ejercicio, la fuerza centrípeta y la fuerza inercial asociada no son un factor muy relevante, ya que afectan poco en general a las fuerzas rotacionales articulares, en comparación con otras fuerzas aplicadas al cuerpo humano.

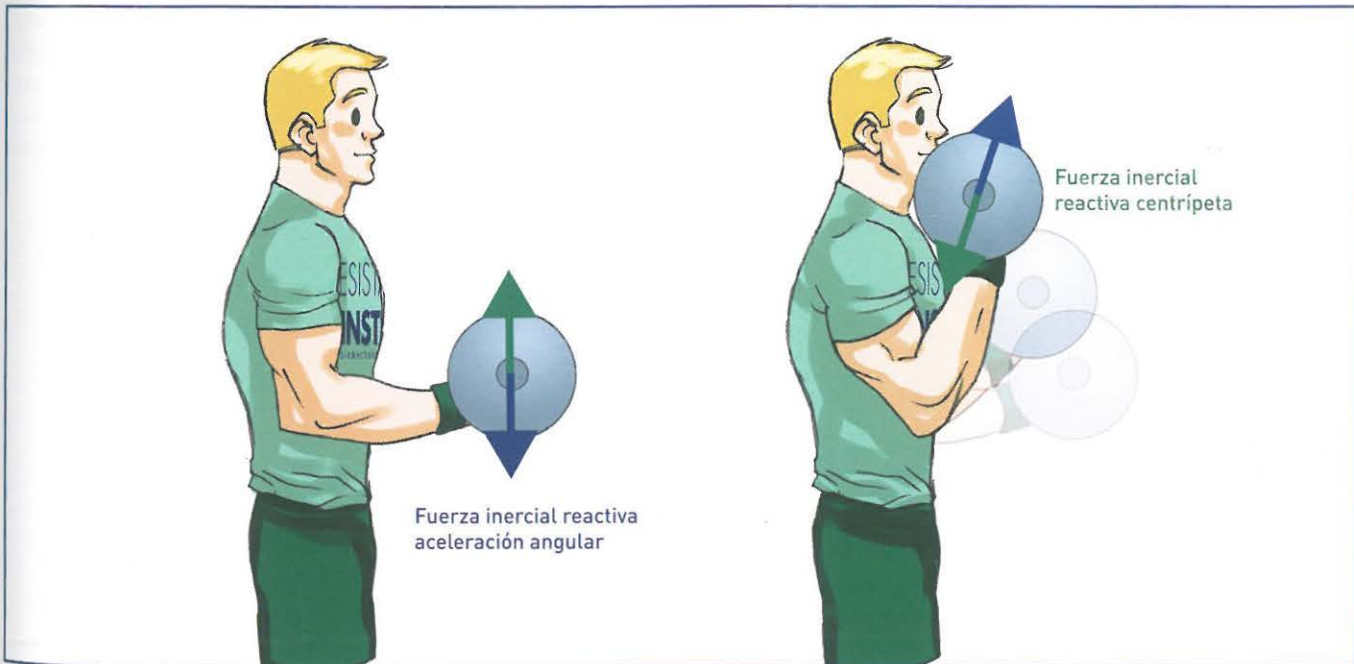


Ilustración 3.9.7

Las fuerzas inerciales que actúan sobre el cuerpo humano pueden ser resultado de una resistencia a la aceleración angular (en este ejemplo tangenciales) o resultado de un cambio en la dirección lineal (reactivas a la fuerza centrípeta). Las fuerzas inerciales se representan con una flecha azul y afectan a la mano. Las fuerzas que cambian el estado de la mancuerna se representan con una flecha verde.

¿QUÉ PODRÍA PASAR SI NO SE CONTROLAN LOS EFECTOS DEL MOMENTO DE INERCIA?

El incremento de distancia con respecto al eje afecta de forma exponencial a las fuerzas de aceleración segmentaria no creadas por la aceleración gravitacional, lo que provoca que ciertos ejercicios sean más susceptibles de sufrir las consecuencias de la resistencia inercial.

Ejercicios como unas "aperturas", "pull-over", "elevaciones laterales y frontales" pueden ser afectados por el momento de inercia debido a la distancia que existe entre el punto de soporte de la carga y el eje de rotación articular. Las fuerzas rotacionales resultantes y las fuerzas articulares se pueden incrementar de forma notable debido a que se da un mayor brazo de momento del peso en el momento de las aceleraciones, especialmente en las aceleraciones negativas en determinadas zonas del ROM.

Durante estos ejercicios, es común que los ejecutantes se acomoden a los nuevos e incrementados requerimientos de fuerza acelerando la carga de forma más lenta que cuando se ubica la carga más cerca. De otra manera, sería muy difícil mover el peso con la misma aceleración.

Pero las preguntas que se deberían plantear son...

¿CÓMO DE RÁPIDO SE ESTÁ MOVIENDO LA CARGA CUANDO SE HA DE FRENAR?

¿ESTÁN LOS MÚSCULOS PREPARADOS PARA GENERAR DICHA TENSIÓN CUANDO SE SOLICITE?

Ya que, de lo contrario, esta tensión tendrá que ser realizada por otras estructuras (pasivas).

Realizar ejercicios como los mencionados anteriormente no es negativo en sí mismo, simplemente se detalla que los efectos del momento de inercia pueden provocar que, en alguna zona del ROM, los requerimientos de fuerza necesarios superen las capacidades de las estructuras, siendo el riesgo más elevado cuando no se controlan las fuerzas de aceleración (especialmente en la fase de frenado).

Si la carga proviene de un sistema de cables y este es, además, desmultiplicado, las fuerzas necesarias para acelerar un objeto (positiva o negativamente) se reducen de forma considerable. Las fuerzas necesarias para conseguir aceleración se reducen más aún si la carga es libre de inercia, ya que esta afecta solamente en lo que respecta a la carga inercial dada por la propia masa del segmento corporal (que, por otro lado, es imposible de eliminar).

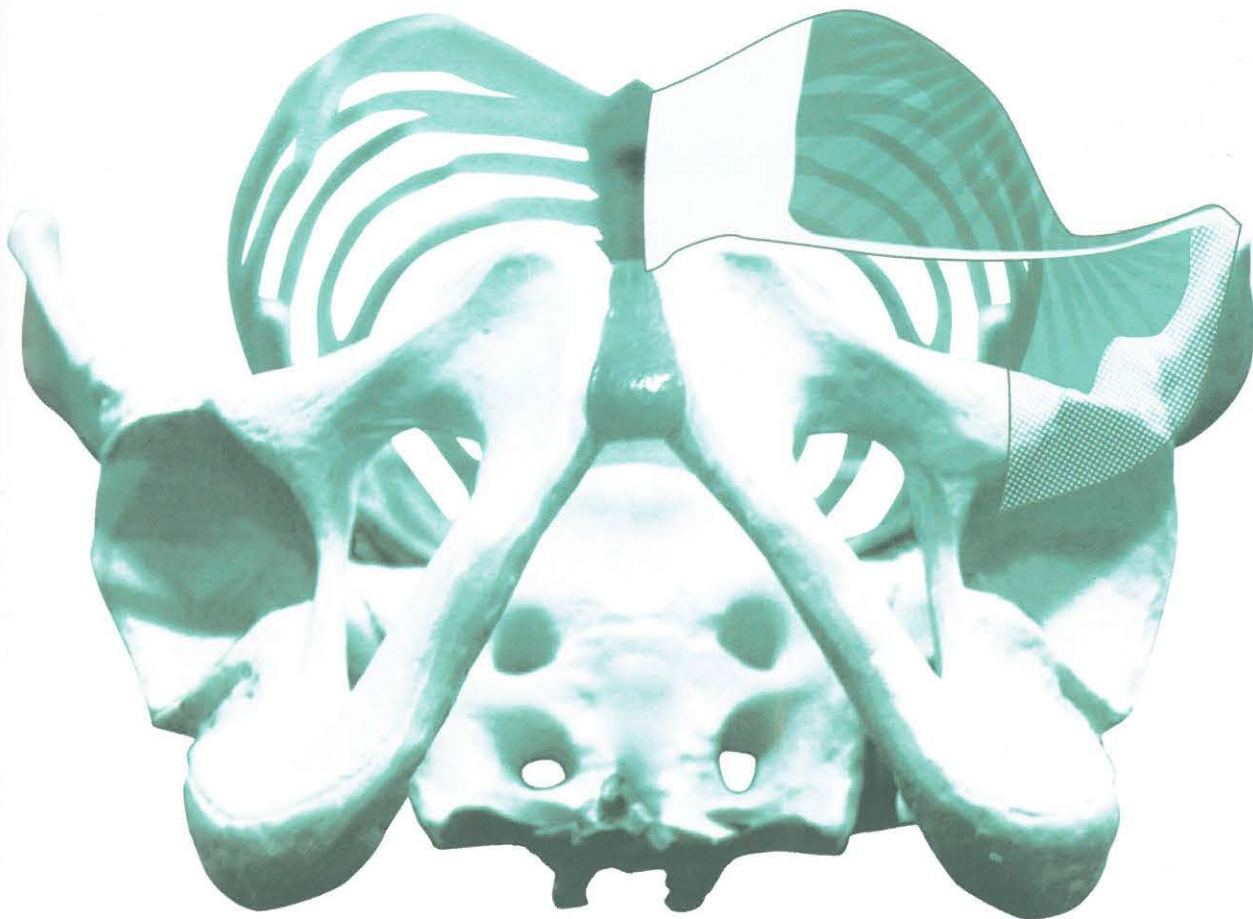
El perfil de la resistencia será diferente en estos casos, no alcanzando "picos de fuerza" tan elevados para un mismo ratio de aceleración (tanto positiva como negativa) de la carga.

Como es lógico pensar, para ciertos objetivos, es recomendable utilizar los efectos del momento de inercia dentro de la progresión estratégica, especialmente para algunos deportes que requieren altas aceleraciones.

Para otros objetivos o personas, se habría de considerar mucho el factor **riesgo-beneficio** y el nivel de progresión, antes de utilizar ejercicios donde la distancia de la carga respecto al eje de movimiento sea relativamente elevada. Esto es más relevante en individuos de mayor edad, con poco control neuromuscular, sedentarios, personas con morfologías ectomórficas acentuadas (extremidades delgadas y largas), etc.

4

FUNCIÓN MUSCULAR Y CONTROL ARTICULAR



4.1 CREANDO FUERZAS INTERNAS

En el sistema articular humano, se requiere la capacidad de generar fuerzas internas para poder controlar y mover las articulaciones. Estas están recibiendo, en mayor o menor medida, fuerzas gravitacionales (la gravedad provoca *torques* resistentes casi en todo momento sobre las articulaciones) y fuerzas reactivas inerciales creadas por las aceleraciones segmentarias.

¡LA MUSCULATURA ESQUELÉTICA HUMANA ES LA ENCARGADA DE NEGOCIAR CON LAS FUERZAS QUE LLEGAN A LAS ARTICULACIONES!

La misión de la musculatura esquelética humana es **generar tensión**, es decir, **fuerza**, a través del sistema articular humano, para controlar y mover las articulaciones y, de esta manera, provocar la motricidad humana y asegurar la subsistencia de la especie.

La fuerza que puede provocar un músculo depende de diversos factores y su análisis es algo más complejo que el realizado para la gran mayoría de fuerzas estudiadas hasta el momento.

4.2 MÚSCULO ESQUELÉTICO: ESTRUCTURA Y FUNCIÓN

Como se comentó anteriormente, el músculo esquelético tiene la función de producir y/o controlar el movimiento de los huesos (palancas) alrededor de los ejes articulares que cruza (vistos en el capítulo anterior). Hay que tener en cuenta que la musculatura es la causante de que, a través de los tejidos que conecta (fascia, hueso, cápsula,...), la fuerza pueda ser distribuida más allá de las articulaciones que cruza. El músculo tiene también la importante función de mantener la integridad articular y no solo de mover las

palancas óseas, como muchas veces se suele pensar.

La cantidad de fuerza que un músculo puede realizar para controlar/mover las articulaciones depende de:

- Su estructura y capacidad contráctil.
- Su control neurológico.
- Sus características mecánicas.

4.3 ESTRUCTURA Y CAPACIDAD CONTRÁCTIL

Debido a que, para este área de conocimiento, es fácil encontrar una gran cantidad de material y bibliografía de alta calidad y que el objetivo de este libro es aportar nuevos planteamientos, se van a describir solamente los aspectos más relevantes. Por lo tanto, se recomienda, para una comprensión más completa, estudiar estas materias en cursos especializados y en los numerosos libros de fisiología humana, especialmente de la fisiología muscular y del ejercicio que hay disponibles en el mercado.

ESTRUCTURA MUSCULAR

En este apartado se suelen describir características relacionadas con el tamaño, disposición y número de fibras de la musculatura.

La longitud de la fibra muscular, la disposición de sus fibras y el número de fibras musculares por músculo varía en cada uno de los músculos del cuerpo humano. Estas variaciones entre los diferentes músculos afectan no solo a la forma y el tamaño de la musculatura, sino también a su función. A pesar de estas diferencias, cada fibra muscular es capaz de acortarse aproximadamente la mitad de su longitud.

De todos modos, no se habría de perder la perspectiva de que más allá de estas diferencias entre músculos y entre individuos, **el objetivo fundamental y prioritario de toda la musculatura esquelética es el mismo: controlar y mover articulaciones** a través de una contracción muscular activa,

lo que la diferencia de otros tipos de tejido, como el tejido conectivo articular.

La distribución de las fibras musculares afecta a la relación tensión-elongación, como se verá a continuación.

La musculatura **fusiforme** tiene una **disposición** fibrilar **paralela al eje longitudinal del músculo y sus fibras discurren paralelas entre sí**. En muchos músculos fusiformes, los fascículos son largos y se extienden a través de toda la longitud del músculo, tal y como se puede observar en músculos **como el bíceps braquial**. En otros, tal y como sucede con el recto abdominal, los fascículos están divididos en pequeños segmentos por intersecciones fibrosas, determinando un músculo de tipo **poligástrico**. En la musculatura fusiforme, la gran mayoría de las fibras se extienden longitudinalmente de origen a inserción.

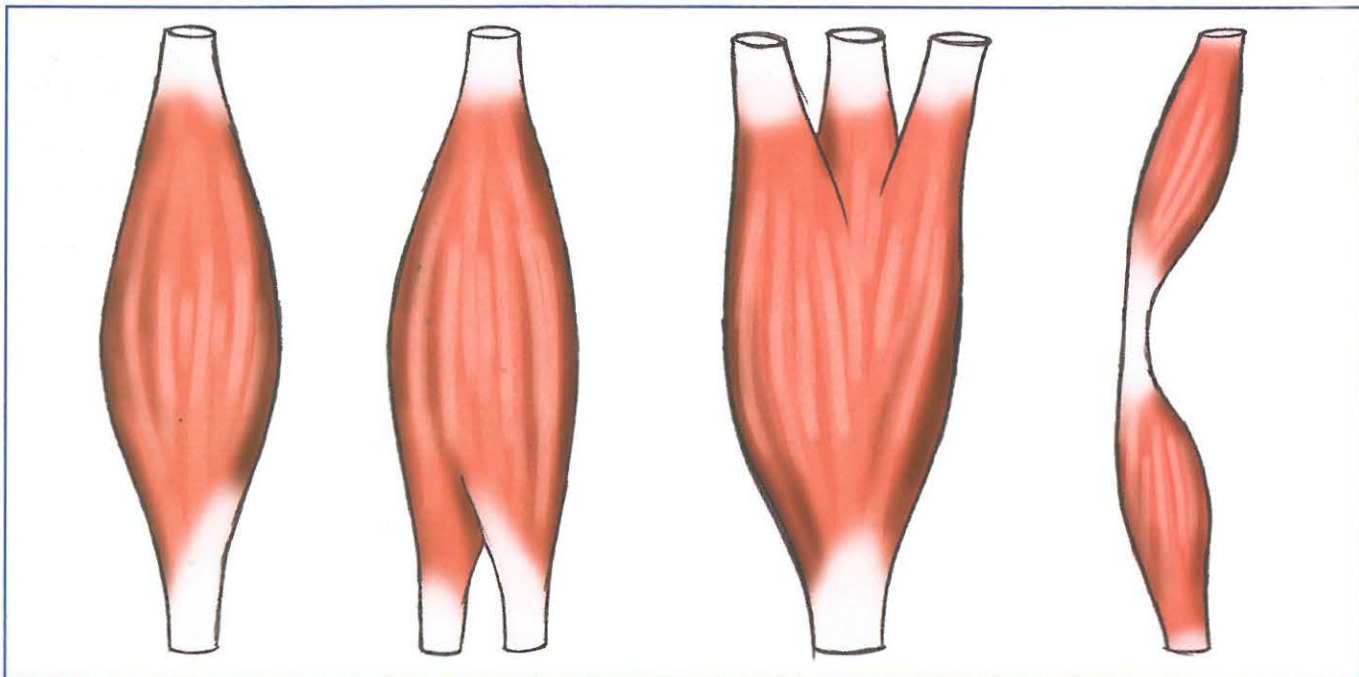


Ilustración 4.3.1

En esta ilustración se pueden observar diferentes tipos de musculatura fusiforme. Desde músculos fusiformes con una cabeza, dos cabezas, tres cabezas, hasta músculos fusiformes poligástricos, como el recto abdominal.

La musculatura **peniforme** tiene una **disposición** de las fibras musculares en forma **oblicua al eje longitudinal** del músculo.

Las fibras que conforman el fascículo de la musculatura peniforme son normalmente **más cortas y más numerosas** que la gran mayoría de las fibras de una musculatura fusiforme.

La musculatura **unipeniforme** tiene fibras musculares **solamente en un lado del tendón**.

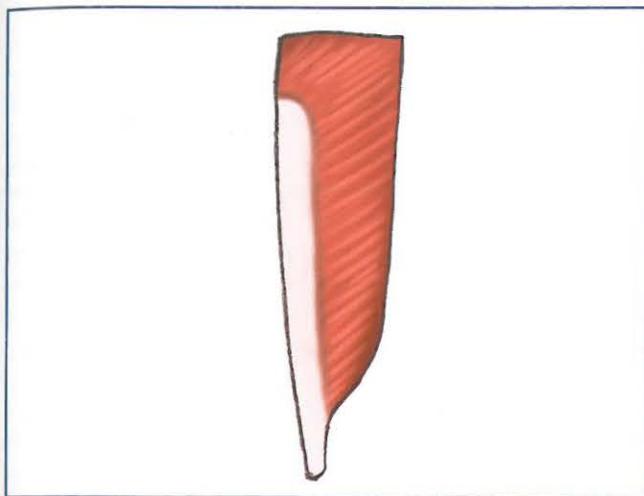


Ilustración 4.3.2

En esta ilustración se puede observar la representación de un músculo unipeniforme. Un ejemplo de este tipo de musculatura en el cuerpo humano es el **tibial posterior**.

La musculatura **bipeniforme** tiene fibras musculares a cada **uno de los lados de un tendón central**.

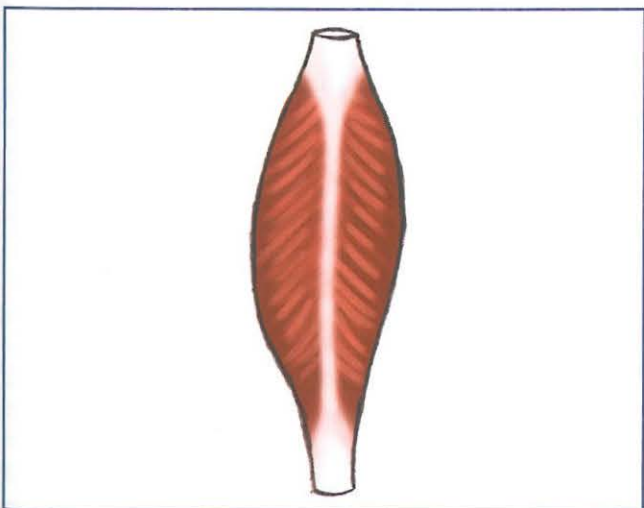


Ilustración 4.3.3

En esta ilustración se puede observar la representación de un músculo bipeniforme. Un ejemplo de este tipo de musculatura en el cuerpo humano es el **gemelo sural**.

La musculatura **multipeniforme** tiene fibras en dirección oblicua que **convergen en varios tendones**.

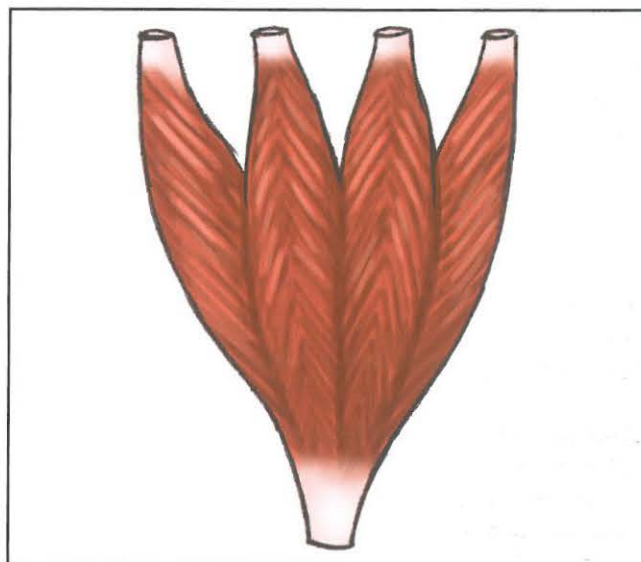


Ilustración 4.3.4

En esta ilustración se puede observar la representación de un músculo multipeniforme. Un ejemplo de este tipo de musculatura en el cuerpo humano es el **deltoides**.

El conjunto de fibras oblicuas en la musculatura peniforme rompe la relación directa entre la deformación lineal de la fibra muscular y la del tendón central o tejido conectivo donde la fibra peniforme realiza el tirón. Esta relación directa sí se da en la musculatura fusiforme.

Solamente una parte de la deformación longitudinal de las fibras musculares se traducirá en deformación del tendón que determina la línea de fuerza muscular. **Cuanto mayor sea el ángulo de penación, menos relación directa existe entre la deformación que ejercen las fibras musculares y la que estas transmiten al tendón central.**

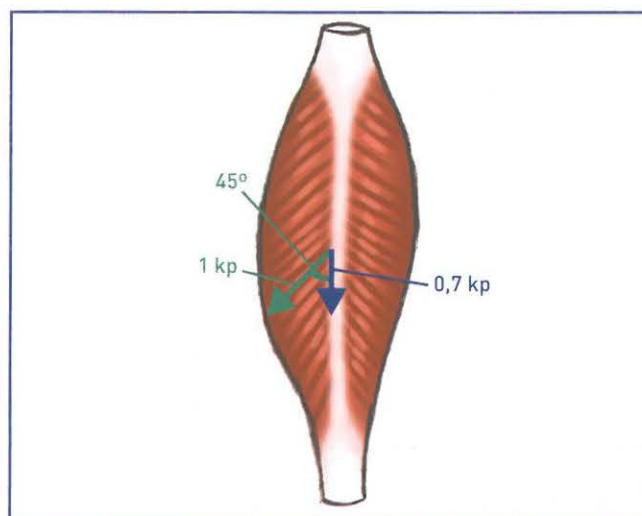


Ilustración 4.3.5

Este ángulo de penación no solo afecta a la relación fibra-tendón central respecto a la deformación, sino que también lo hace respecto a la relación entre la fuerza ejercida por la fibra y la transmitida al tendón central. Solamente una parte de la fuerza ejercida por la fibra muscular produce tensión a través de la línea de fuerza muscular del tendón y, por lo tanto, contribuye a producir *torque* muscular. Por razones trigonométricas, ya explicadas en el capítulo anterior, un ángulo de penación de 45° transmite un 70% aproximadamente de la fuerza al tendón central. Sin embargo, al haber mayor cantidad de fibras para una misma área, la cantidad de fuerza transmitida al tendón suele ser mayor que en la musculatura fusiforme.

No ha de confundirse el ángulo de penación con el ángulo de fuerza muscular, que será estudiado más adelante. El ángulo de penación se forma entre la fibra muscular y el tendón que marca la línea de fuerza del músculo, mientras el ángulo de fuerza se crea entre la línea de fuerza del músculo y el brazo de palanca muscular.

CAPACIDAD CONTRÁCTIL

Se encuentran fundamentalmente dos tipos de tejido en el músculo esquelético. Uno de ellos es el tejido contráctil (miofibrillas) y el otro es el tejido no contráctil (tejido conectivo muscular que será descrito posteriormente).

Las propiedades de estos tejidos y el modo en el cual se interrelacionan son elementos clave en las características únicas del músculo.

El tejido muscular, como otros tejidos biológicos, es **viscoelástico**, debido especialmente a la gran cantidad de fluido que contiene, que hace que se comporte como un semisólido.

EL TEJIDO CONTRÁCTIL:

El músculo esquelético está compuesto por miles de fibras musculares. Cada fibra es una única célula muscular envuelta en una membrana denominada **sarcolema**. Las células musculares, es decir, las fibras musculares, están unidas en haces denominados **fascículos**. Un músculo contiene numerosos fascículos.

La fibra muscular está rellena de **sarcoplasma**. El sarcoplasma está compuesto por estructuras denominadas **miofibrillas**, las cuales son el componente contráctil de una fibra muscular, además de otras estructuras que son necesarias para el metabolismo de la célula.

La miofibrilla está compuesta por unos pequeños filamentos denominados **miofilamentos** (donde se encuentran los **sarcómeros**). Existen dos tipos de miofilamentos: el delgado y el grueso.

Los filamentos gruesos están compuestos por una proteína denominada **miosina**. Los filamentos delgados están compuestos de una proteína denominada **actina**.

La tensión se desarrolla cuando en las miofibrillas se

forman puentes cruzados entre los filamentos de actina y los de miosina. Cuando no existe superposición entre los filamentos de actina y miosina, no puede haber formación de puentes cruzados, y por lo tanto, no puede haber tensión muscular. Igualmente, cuando un músculo está acortado al máximo y existe una superposición máxima entre los filamentos de actina y miosina, no se pueden formar más puentes cruzados y, por lo tanto, no es posible generar más tensión muscular. Aunque, estos dos extremos de acortamiento y estiramiento donde no hay capacidad de generar puentes cruzados, no se dan prácticamente "in vivo", es posible comprobar una disminución considerable en la cantidad de puentes cruzados que se pueden crear cerca de los extremos del rango contráctil.

En una contracción muscular de acortamiento, denominada **concéntrica**, aunque como algunos autores denominan, es más correcta la palabra **miométrica** (Hubbard y Stetson, 1938), los filamentos de actina son empujados hacia los filamentos de miosina y los puentes cruzados son formados, rotos y formados nuevamente. En una contracción muscular de alargamiento, denominada **excéntrica** o **pliométrica** (Hubbard y Stetson, 1938), la actina es empujada hacia fuera de la miosina y los puentes cruzados se rompen, son reformados y rotos nuevamente. Este proceso es denominado la teoría del deslizamiento de los miofilamentos.

TIPOS DE FIBRAS MUSCULARES (histología de la fibra muscular):

Normalmente son definidos tres tipos diferentes de fibras en función de sus características histológicas, pero en realidad existe un continuo de diferentes tipos, que pueden incluir más de 50 variaciones entre las fibras musculares de contracción más rápida (FTa) y las de contracción más lenta (ST).

Existe una gran variabilidad entre individuos respecto al número de unidades motoras que son asignadas a cada tipo

de fibra muscular en los mismos músculos. Estas variaciones se consideran predeterminadas genéticamente.

A pesar de las diferencias existentes entre los diferentes individuos, muchos músculos tienen tendencia a tener más proporción de un tipo de fibras que de otro tipo. A la musculatura que tiene una proporción relativamente elevada de fibras de contracción lenta, como puede ser el gemelo, se la denomina musculatura postural, estabilizadora o tónica, lo cual puede llevar a errores. Desde el punto de vista de la mecánica del ejercicio, no se debería denominar a un músculo esquelético tónico, estabilizador o postural, ya que todos ellos tienen como objetivo controlar y mover las articulaciones, aunque la forma de ejercer la tensión muscular, y la cantidad de la misma, sean diferentes en función de aspectos como la proporción de fibras musculares de un tipo u otro.

La musculatura que suele tener, en general, una mayor cantidad de fibras de contracción rápida está normalmente involucrada en la producción de mayor ROM articular y es denominada normalmente musculatura no postural, del movimiento o fásica. Aunque como se ha comentado anteriormente, no debería ser catalogada de este modo, ya que toda la musculatura esquelética está diseñada para producir movimiento en algún grado y toda ella ayuda a mantener la estabilidad ante cualquiera de los numerosos escenarios de fuerzas posibles. De hecho, es imposible, salvo en condiciones de anestesia general, que la musculatura no tenga algún grado de tensión residual, y no sea tónica en cierta medida.

4.4 CONTROL NEUROLÓGICO

El sistema nervioso juega un papel vital en la motricidad humana, aunque tradicionalmente ha sido menospreciado en el sector del ejercicio y actividad física. Una relevancia marcada por la intención, organización y orquestación de la respuesta motora, pasando por la entrada propioceptiva y las respuestas reflejas medulares.

Al igual que se ha descrito anteriormente en referencia a la estructura y capacidad contráctil, se van a describir solamente los aspectos más relevantes en lo concerniente al control neurológico del movimiento, por lo que, para una comprensión más completa en este área, se recomienda estudiar estas materias en cursos especializados y en los numerosos libros de neurofisiología humana y neuroanatomía disponibles en el mercado.

“LA FUERZA MUSCULAR ES, PRINCIPALMENTE, UNA FUNCIÓN DE TENSIÓN CREADA POR EL SISTEMA NERVIOSO, NO UNA CUESTIÓN DE MASA MUSCULAR”

“RTSm” Tom Purvis/ Mitch Simon

La unidad funcional de la musculatura es la denominada **unidad motora**. La unidad motora está compuesta por una motoneurona o neurona motora, y por todas las fibras musculares que inerva. La **placa motora** es la unión entre la neurona motora y la fibra muscular.

La contracción de la musculatura esquelética es el resultado de varias unidades motoras activándose de forma repetida, sincrónica y asincrónicamente. La magnitud de la contracción de la musculatura puede ser alterada al manipular el número de unidades motoras que son activadas y/o la frecuencia de impulso (sumación espacial y temporal, respectivamente). El número de unidades motoras varía de un músculo a otro.

Las unidades motoras tienen una relativa variabilidad atendiendo al tamaño del cuerpo de la célula nerviosa, el diámetro del axón, el número y el tipo de fibras musculares. Las unidades motoras que tienen cuerpos celulares pequeños tienen axones de diámetros pequeños, lo que hace que los impulsos nerviosos se desplacen más lentamente.

El tamaño de una unidad motora está determinado por el número de fibras musculares que contiene. El número de fibras de una unidad motora varía desde dos o tres hasta unas cuantas miles de ellas. Los músculos que intervienen en motricidad fina o de gran precisión (musculatura ocular, por ejemplo), tienen unidades motoras pequeñas y generalmente tienen cuerpos celulares pequeños y axones de pequeño diámetro. La musculatura implicada en la motricidad más gruesa y en la producción de gran cantidad de fuerza, tiene unidades motoras grandes y generalmente grandes cuerpos celulares y axones de diámetros grandes.

LA ORQUESTACIÓN NEUROMUSCULAR

Las fuerzas, al entrar en contacto con el cuerpo, afectan a la orquestación neurológica. El primer reto de un ser humano, desde su nacimiento, es el control del centro de gravedad. Lentamente, el bebé aprende secuencias de reclutamiento que mejoran el control sobre los centros de gravedad segmentarios y sobre las fuerzas reactivas de los puntos de soporte del cuerpo humano. Este proceso va paralelo a un progresivo fortalecimiento de la musculatura implicada en dicho control. Por tanto, a partir de las primeras fuerzas que cada ser humano recibe, este aprende a reclutar la musculatura como elemento principal para crear control y movimiento articular.

El trabajo de un profesional del ejercicio es complejo. Ha de ser capaz de ver las variables que provocan cambios en las fuerzas aplicadas, ya que el sistema neuromuscular responderá (o debería responder) reclutando motoneuronas y controlando y/o moviendo las articulaciones en función de sus objetivos.

Si, por ejemplo, se realiza un movimiento de *press* con cable a dos manos en el plano transversal sentado y se suelta uno de los dos cables, se abrirá automáticamente una nueva fuerza que provocará rotación sobre el eje superoinferior de la columna. Este nuevo escenario de fuerza provocará que el sistema neuromuscular active la musculatura que evita la rotación de columna, si lo que se quiere es controlar la posición y seguir haciendo el mismo movimiento de *press*.

¿Se pueden comprender y modificar estratégicamente las fuerzas que se están aplicando para poder optimizar los torques resistentes creados en función de los objetivos específicos?

Sí, aunque no es fácil. Este debería ser el objetivo de cualquier profesional que aplica fuerzas en el nombre del ejercicio, más allá del método o técnica que aplique.

LA ACTIVACIÓN DE LA MUSCULATURA ES LA RESPUESTA A LAS FUERZAS, TANTO EXTERNAS, COMO AQUELLAS CREADAS POR EL PROPIO PESO Y POR LA INTENCIÓN DE ACELERAR LOS SEGMENTOS CORPORALES (fuerzas inerciales).

Uno de los objetivos que debe ser prioritario para un profesional del ejercicio, es saber si el cliente/deportista es capaz de controlar y/o mover sus articulaciones con una respuesta neuromuscular adecuada a las fuerzas aplicadas.

“ES FUNDAMENTAL SABER SI LA ACTIVACIÓN DE LA MUSCULATURA ES LA ADECUADA Y SI HAY CONTROL SUFICIENTE PARA MANTENER LA INTEGRIDAD ARTICULAR.”

LA INTEGRIDAD NEUROLÓGICA Y ARTICULAR SON CLAVES

CANTIDAD DE TENSIÓN MUSCULAR

La cantidad de tensión que se genera en la musculatura depende de muchas variables, tales como: el tipo de unidades motoras activadas, el porcentaje de fibras de un tipo u otro en cada músculo y las diferentes variaciones individuales,

la sección transversal de las fibras musculares, la fatiga, la relación tensión-elongación, déficits corticoespinales en determinados músculos, inadecuada regulación medular refleja, ...

ENTRADA AFERENTE Y RESPUESTA EFERENTE

La orquestación adecuada es también muy dependiente de la entrada aferente sensorial procedente del resto de los receptores sensoriales. Esta información es clave para que el sistema nervioso decida qué músculos tiene que activar y así poder controlar las nuevas demandas, a saber: el mantenimiento del CG, control articular, aceleración de un segmento... en cada una de las diferentes situaciones.

Por desgracia, muchos factores como una lesión traumática, estilo de vida sedentario, inmovilización, e incluso hechos

sociales y laborales como sentarse en una silla ocho horas diarias, llevar calzado... pueden disminuir de forma significativa esta entrada sensorial.

En Resistance Institute se utiliza un viejo adagio de la informática que dice *garbage in, garbage out*; **basura que entra, basura que sale**, refiriéndose a la importancia del lazo aferente-eferente y a cómo una inadecuada entrada sensorial afecta a la orquestación motora resultante.

LA COMPENSACIÓN NEUROMUSCULAR: BUSCANDO SOLUCIONES

Desafortunadamente, a través de los estímulos de la vida cotidiana, hay muchas posibilidades de que se vaya perdiendo esta orquestación ideal de movimiento y control articular. Una vez rotos, el sistema nervioso se ve obligado a buscar nuevas soluciones, recurriendo para ello a la **compensación y la substitución**.

La nueva solución se convertirá en una nueva orquestación y será habitual o "normal" mientras dicho escenario de fuerza siga reforzándose.

A pesar de la popular creencia de que los eslabones débiles y compensaciones neurológicas serán resueltas mediante la práctica de ejercicios integrados (véase Ejercicio Funcional), tanto especialistas en rehabilitación como investigadores en neurofisiología y aprendizaje motor han verificado que, sin un trabajo analítico sobre la localización del eslabón débil, este no recupera la orquestación adecuada.

Esto no significa que la realización de acciones integradas sea inadecuada o "no funcional", sino que el contexto y la individualidad de cada persona (recordar la frase de "Siff" del capítulo 1) marcarán el escenario y la dosis de estímulo que determinará la funcionalidad en cada caso, y no el nombre y la forma de ejecución del ejercicio en sí mismo.

A MENOS QUE, PREVIAMENTE, SE IDENTIFIQUEN Y ELIMINEN LOS ESLABONES DÉBILES, EL "ENTRENAMIENTO FUNCIONAL" (EJERCICIO INTEGRADO) SOLO REFORZARÁ LOS PATRONES COMPENSATORIOS"

(GREG ROSKOPF)

CAPACIDAD DE GENERAR TENSIÓN ACTIVA (resumen)

Cuando se habla de **tensión activa**, se hace referencia a la tensión desarrollada por las estructuras contráctiles de la musculatura.

- La tensión se incrementa **al elevar la frecuencia de reclutamiento de unidades motoras (sumación temporal)**.
- La tensión se incrementa **al haber mayor número de unidades motoras reclutadas (sumación espacial)**.
- La tensión se incrementa **reclutando unidades motoras con motoneuronas con un axón de mayor diámetro, que inervan a fibras de contracción más rápida**.
- La tensión puede incrementarse **al reclutar unidades motoras con un número mayor de fibras musculares**.
- Bajo las mismas condiciones, **un músculo con una sección transversal mayor es capaz de producir más tensión que aquellos con una sección transversal menor**. Lo difícil es, realmente, que se den las mismas condiciones, de manera que una mayor sección transversal no garantiza mayor capacidad de generar tensión activa.
- La fatiga altera la capacidad de generar tensión** de un músculo, haciéndolo de forma desproporcionada a través del ciclo de acortamiento-estiramiento. Es común que los efectos de la fatiga se perciban antes en las zonas de más acortamiento dentro del ciclo de la contracción.

LA RELACIÓN TENSIÓN-ELONGACIÓN

Existe una relación directa entre la tensión que se desarrolla en un músculo y su longitud. Hay una longitud óptima, en la cual el músculo es capaz de desarrollar máxima tensión.

La longitud óptima es aproximadamente 1,2 veces la longitud de reposo (según muchos expertos en neurofisiología muscular). En esta longitud óptima, los filamentos de actina y miosina están posicionados de tal modo que un máximo número de puentes cruzados puede ser formado. *In vivo*, esta longitud óptima es virtualmente imposible de determinar; lo importante, entonces, para propósitos de aplicabilidad en el entrenamiento, es tener claro cómo evoluciona la capacidad de generar puentes cruzados y, por lo tanto, tensión en sus diferentes posiciones de elongación.

La cantidad de tensión que un músculo es capaz de generar disminuye gradualmente con cada micrómetro que es

acortado o alargado más allá de su longitud óptima. Cuando un músculo es alargado más allá de su longitud óptima hay, progresivamente, menos superposición entre la actina y la miosina y, por lo tanto, menos oportunidades para que exista formación de puentes cruzados. No obstante, la tensión pasiva del componente elástico en paralelo puede ser incrementada cuando el músculo es estirado.

Durante la contracción concéntrica o miométrica, los músculos normalmente son capaces de generar una tensión moderada en las posiciones de elongación, una tensión máxima en las posiciones medias del rango contráctil y una tensión mínima en las zonas acortadas del rango contráctil. Esta relación, ahora bien, puede verse alterada por los efectos de la fatiga, la mecánica y de la posición de la otra articulación que cruza directamente un músculo multiarticular.

LA RELACIÓN ENTRE LA ENTRADA PROPIOCEPTIVA Y LA DEFORMACIÓN LINEAL DE LA MUSCULATURA

De acuerdo con especialistas en neurofisiología, hay evidencias que apuntan a que un músculo que se estira ofrece la mayor cantidad de entrada propioceptiva, al mismo tiempo que disminuye la tensión activa e incrementa la tensión pasiva.

Cuando el músculo se encuentra en las zonas intermedias de su rango contráctil es cuando ofrece su mayor capacidad de tensión activa.

Cuando un músculo se encuentra en una posición de acortamiento, tiene disminuida la entrada propioceptiva, al mismo tiempo que disminuye su tensión activa y pasiva. Esta es la razón por la que las fibras intrafusas *gamma* tienen

tanta importancia en esta zona de acortamiento contráctil, ya que una adecuada co-activación *alfa-gamma* provocará que el huso muscular siga enviando señal propioceptiva a la médula en dichas posiciones. En posiciones intermedias y especialmente en posiciones de estiramiento, el huso muscular tiene capacidad de enviar señal propioceptiva directamente por deformación mecánica del huso, sin tanta necesidad de que *gamma* provoque un estiramiento del mecanoreceptor del huso.

Para entender mejor estos conceptos, es muy recomendable recurrir a bibliografía o materia específica sobre organización del sistema nervioso y reflejos medulares.

TENSIÓN PASIVA

La tensión pasiva es la tensión desarrollada por los componentes pasivos, es decir, no contráctiles de la musculatura.

Todo el tejido conectivo de un músculo está interconectado y constituye el componente elástico pasivo del mismo. Todos estos tejidos son paralelos a las fibras musculares. Estos tejidos conectivos (fascia, endomisio, perimisio y epimisio), el sarcolema, y los filamentos elásticos intracelulares, forman el componente elástico en paralelo de un músculo. Estos tejidos se acortan y alargan al mismo tiempo que lo hace la musculatura.

La continuación de este tejido conectivo forma el tendón, el cual se vuelve un continuo con el periostio.

Esta es la razón por la que se considera que el tendón está en serie respecto a los componentes contráctiles y es incluido como un elemento más de los componentes elásticos en serie de un músculo.

Normalmente, las fibras de colágeno de los tendones tienen una disposición en paralelo para poder soportar las elevadas fuerzas de tracción unidireccionales provocadas por la tensión activa muscular y/o el hueso. Debido a esta

disposición, los tendones presentan mayor resistencia ante un estrés de tracción que ante un estrés compresivo o de cizalla. No se debe olvidar que **la principal función de los tendones es transmitir la fuerza muscular de la manera más precisa posible hasta el hueso.**

Dada esta función, los **tendones** (al contrario de lo que popularmente se cree) no están diseñados para estirarse. De hecho, no suelen tener más de un **4% de strain o porcentaje de deformación**, según los expertos en fisiología muscular.

Además, resultaría imposible localizar el estiramiento provocado por una fuerza de tracción en la zona específica del tendón, dada su íntima relación en serie con el músculo.

Después de lo explicado, es fácil entender por qué resulta tan complicado determinar *in vivo* cuánta proporción de la fuerza aplicada por un músculo al hueso viene determinada por la tensión creada por los componentes activos (sarcomérica) y cuánta tensión viene determinada por los componentes pasivos (tejido conectivo en serie y paralelo).

RESPUESTA PROTECTIVA DE LA MUSCULATURA CUANDO SE ESTIRA (¿es pasivo?)

Cuando un músculo es estirado, el cuerpo, a través del SN, suele dar órdenes de incrementar su tensión, con el objetivo de **proteger la articulación.**

Aunque en muchas ocasiones esta respuesta sea considerada como tensión pasiva, se ha de tener en cuenta que habitualmente dicha tensión es una respuesta neurológica de protección y no viene únicamente dada por la resistencia a la deformación que ofrece el tejido pasivo. Todo lo contrario, **en un gran porcentaje, dicha respuesta es provocada por la tensión activa** refleja (regulada por el sistema nervioso) en su intento de protegerse de una fuerza que le provoca estiramiento.

OTROS FACTORES QUE INFLUYEN EN LA CAPACIDAD DE GENERAR TENSIÓN MUSCULAR

Existen otros factores que determinan también la cantidad de tensión ejercida por la musculatura sobre la palanca ósea, como pueda ser la velocidad de contracción. En este caso, es virtualmente imposible poder realizar experimentos *in vivo* sin que el sistema nervioso altere los resultados.

Una vez analizadas las diferentes variables que influyen en la tensión generada, el siguiente paso será analizar cuánta de esta fuerza genera momento de fuerza. Para ello será necesario estudiar las variables mecánicas dentro de los sistemas de palancas articulares humanos.

4.5 FUERZA MUSCULAR Y CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS

Recordando lo visto en el capítulo dedicado a los sistemas de palancas, el denominado momento de fuerza o *torque* es aquella fuerza aplicada alrededor de una interrupción (eje articular) y que intenta provocar movimiento rotacional. Tal y como se describió en dicho capítulo, la fuerza aplicada necesita de un factor mecánico que la relacione directamente con dicha palanca. Estas características mecánicas determinan significativamente la capacidad de una fuerza muscular de provocar rotación y estabilidad sobre un eje articular. Llevado al análisis específico de los sistemas de palancas humanos, esto implica que la tensión (fuerza) muscular es simplemente un factor más dentro de las capacidades de generar *torque* muscular.

Si se sigue integrando la información descrita en capítulos anteriores y se vuelven a describir los factores que afectan al *torque* muscular aplicándolo a la musculatura, se debería aplicar la siguiente fórmula:

$$\text{Torque muscular} = \text{Fuerza muscular (tensión activa + tensión pasiva)} * \text{características mecánicas (brazo de momento)}$$

Factores relacionados con fuerza muscular:

- Estructura y capacidad contráctil
- Control motor

Factores relacionados con características mecánicas:

- Brazo de momento

Este libro está especializado en mecánica muscular y del ejercicio y es precisamente en este campo donde Resistance Institute puede aportar nuevos conceptos y una visión más avanzada. Esto no quiere decir que los aspectos relacionados con la fuerza no sean cruciales, sino que, como se ha explicado anteriormente, ya existen numerosas publicaciones y especialistas en dichas áreas, donde el profesional puede formarse. Este es el motivo por el cual este tema se abordará en adelante con especial profusión.

LÍNEAS DE ACCIÓN DE UN MÚSCULO

Las líneas de acción de cada fibra muscular vienen determinadas por la dirección de sus fibras o tejido conectivo que une tendón con tendón. Como se describe posteriormente, no es fácil saber la dirección de la línea de fuerza que genera *torque* muscular sobre una articulación.

La tensión generada por los sarcómeros, en su intento por crear puentes cruzados, provoca un tipo de fuerza convergente hacia el centro de la musculatura. Esta fuerza provoca tracción en los dos puntos de inserción ósea, bien sea directamente a través del tendón, o a través de tejido fascial, que también en la gran mayoría de casos acaba insertándose en un hueso.

Se podría comparar dicha fuerza convergente hacia el centro con la que ofrecen los materiales elásticos (como un muelle o incluso los ligamentos) cuando son deformados

en estiramiento. Se debe tener en cuenta la gran diferencia existente entre el tejido activo y los tejidos pasivos elásticos o viscoelásticos. Estos últimos ofrecen fuerza convergente cuando una fuerza externa los deforma más allá de su longitud, mientras que la musculatura tiene capacidad de generar por sí misma esa fuerza, debido a la superposición de los filamentos de actina/miosina en los sarcómeros, la cual viene determinada por la estimulación de las unidades motoras. Se podría decir que la musculatura ejerce esta fuerza convergente gracias a la excitabilidad neural y a la contractibilidad de sus fibras musculares, además de por la fuerza viscoelástica, cuando es deformado.

Los músculos efectúan el tirón sobre todos los segmentos en los cuales se insertan sin tener en cuenta cuál será el segmento que se va a mover.

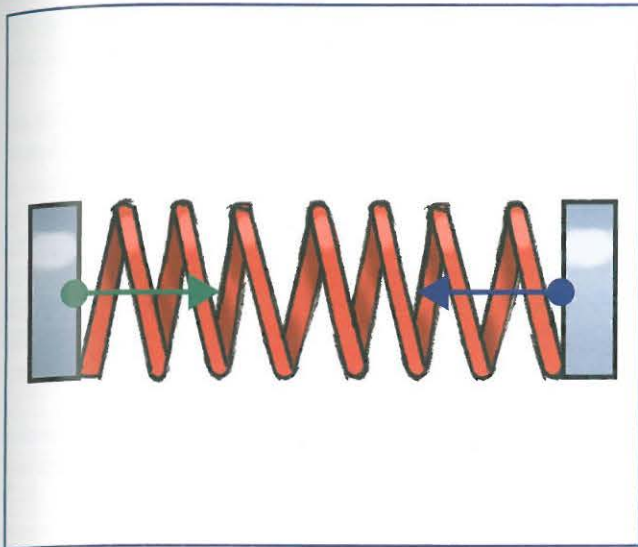


Ilustración 4.5.1a

En estas ilustraciones se puede observar cómo la línea de fuerza muscular se asemeja a la línea de fuerza elástica que puede ofrecer un muelle en la convergencia desde sus extremos hacia el centro. Sin embargo, la musculatura puede realizar este tipo de fuerza sin necesidad de ser deformada, gracias a la excitabilidad y contractibilidad de sus fibras musculares. Además, la musculatura ofrece fuerzas viscoelásticas, a diferencia de un muelle, debido a que es un material semisólido.

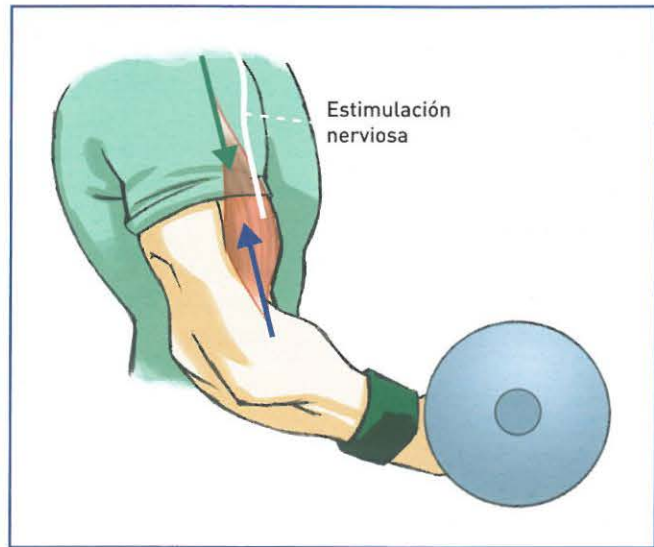


Ilustración 4.5.1b

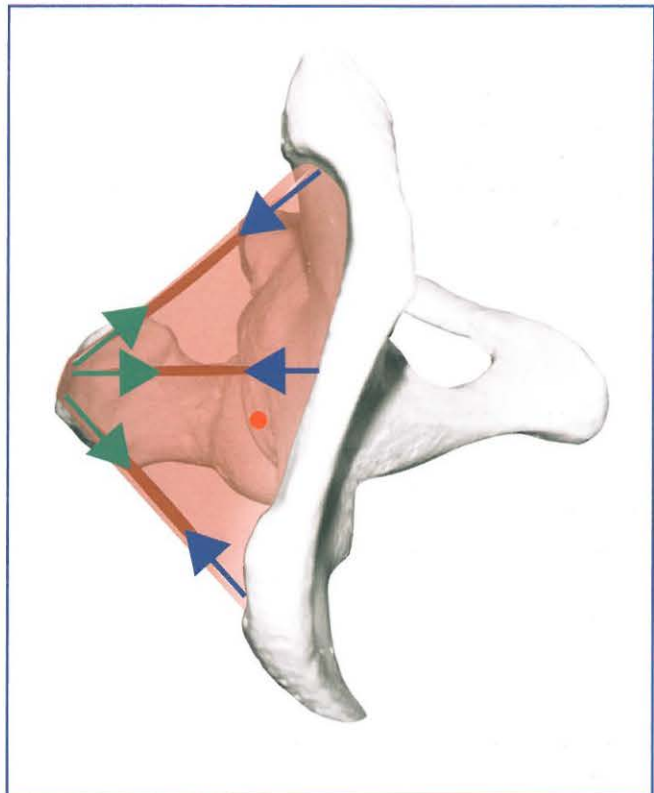
Entender esta forma de generar fuerza es **vital**, ya que difiere sustancialmente de las fuerzas estudiadas hasta el momento en los sistemas de palancas.

La musculatura crea tensión en toda su longitud, mediante la longitud de las fibras que van desde el origen a inserción, o mediante fibras más cortas que transmiten su fuerza a tejido conectivo (que forma un continuo con la fibra) y siguen la línea de acción muscular (musculatura peniforme).

El músculo, por lo tanto, realiza la tensión desde sus puntos de inserción hacia el centro.

Ilustración 4.5.2

Ilustración de una vista superior en un plano transversal del glúteo medio, para poder observar el eje S-I (punto rojo) y la mecánica sobre la rotación medial/lateral de sus fibras. Se puede observar cómo las fibras del glúteo medio tienen diferentes direcciones de fuerza convergentes en función de sus puntos de inserción, las cuales provocan mecánicas diferentes en relación a este eje. Por lo tanto, para poder describir la función muscular de forma precisa, se debería ser específico analizando la mecánica de las diferentes fibras de la musculatura en cuestión, en lugar de hablar de la función muscular genérica.



SEGMENTO FIJO, SEGMENTO MÓVIL

Cuando una fibra muscular genera tensión hacia el centro, intenta desplazar ambos puntos de inserción. El hecho de que un segmento se mueva o no se mueva y los segmentos se mantengan estables a pesar del movimiento es debido a que otra musculatura, controlada por el sistema nervioso, regula la tensión y/o a que existe otra fuerza exterior (punto de soporte) que no permite el movimiento. Al final se moverá siempre el segmento que ofrece menos resistencia.

Por lo tanto, un músculo no “decide” qué segmento se va a mover cuando realiza tensión. Este intenta generar fuerza hacia el centro desde sus dos extremos. Es el sistema nervioso, a través de la activación orquestada de

las diferentes fibras musculares y/o la fuerza que entra en contacto con los puntos de soporte segmentario, el que determina los segmentos que se moverán.

En el ejemplo de la ilustración 4.5.3, cuando el recto anterior del cuádriceps genera tensión se plantearán dos posibilidades; si es la pelvis la que queda fijada, se moverá la tibia, como en la figura central. Si es el pie el que queda fijado, se moverá la pelvis, como en la figura de la derecha.

Si se tiene en cuenta esto, se puede afirmar que el hecho de que un músculo o fibra genere tensión, no indica en absoluto que segmento se moverá.

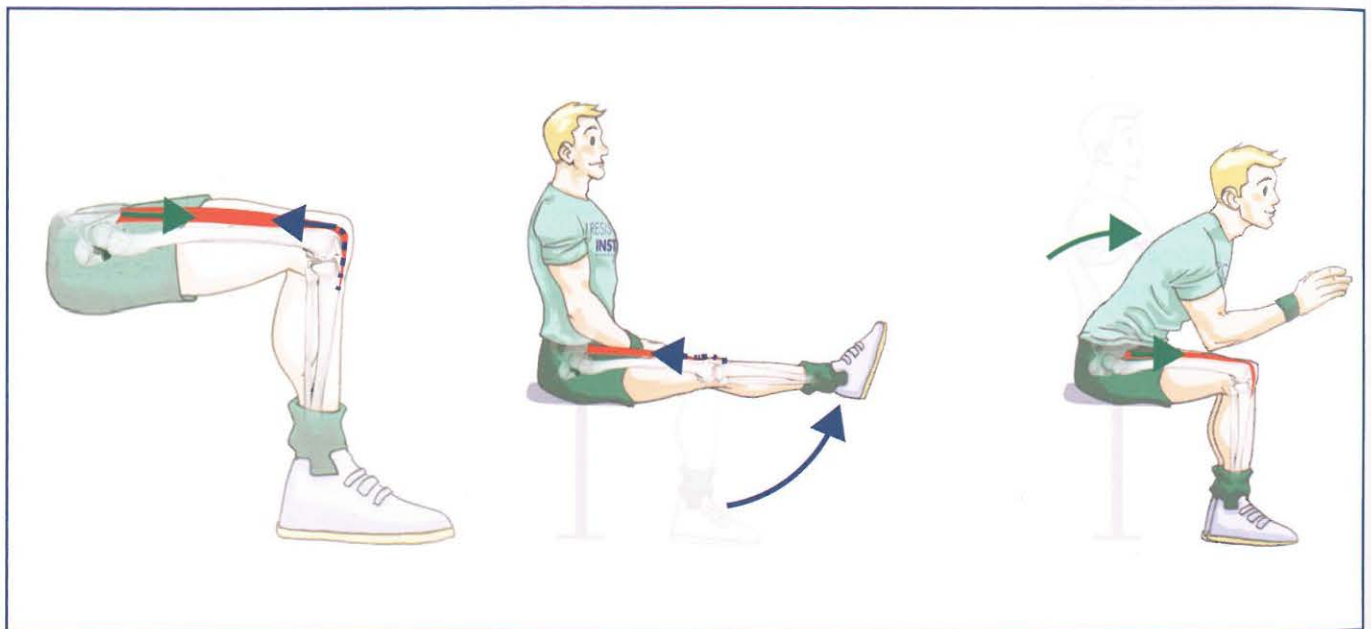


Ilustración 4.5.3

Es importante entender que, para que el cuerpo mantenga unos segmentos estables (permitiendo más o menos movimiento), otra musculatura tiene que actuar y garantizar dicho control. Es muy posible que si el sistema nervioso detecta que no puede mantener la estabilidad en un segmento, no permita generar mucha tensión en determinada musculatura. Es como si se intentara hacer fuerza contra una pared y el suelo estuviera helado. En este supuesto, que aparece representado en la ilustración 4.5.4, si el suelo no ofrece una base de sustentación adecuada a las piernas, por falta de fuerzas de fricción suficientes, es difícil que el cuerpo pueda ejercer la misma fuerza sobre la pared que en condiciones de buena estabilidad en el suelo.

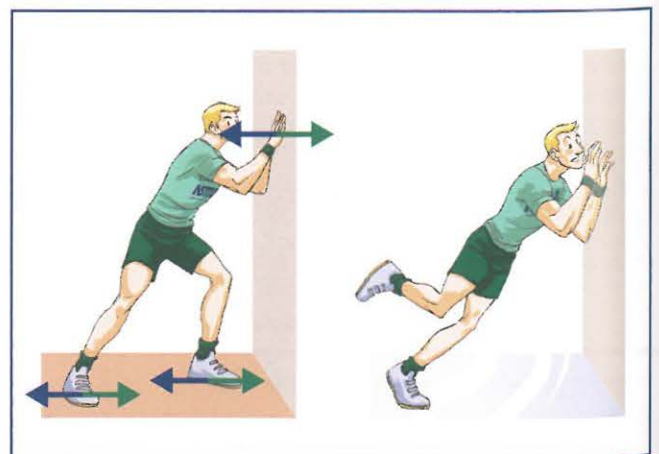


Ilustración 4.5.4

SEGMENTO PROXIMAL Y DISTAL MECÁNICO *versus* SEGMENTO PROXIMAL Y DISTAL ANATÓMICO

En un sistema de la palancas, se considera el segmento distal a aquel que ofrece menos resistencia y segmento proximal, a aquel que ofrece más resistencia. O sea, el primero que se mueve es considerado distal.

Este hecho provoca que, cuando el segmento distal anatómico (que nunca se modifica porque está referenciado en posición anatómica y su objetivo es simplemente descriptivo para diferenciar posiciones y direcciones corporales) se convierte en el segmento fijo en relación a un escenario de fuerza, este se transforma en segmento proximal mecánico.

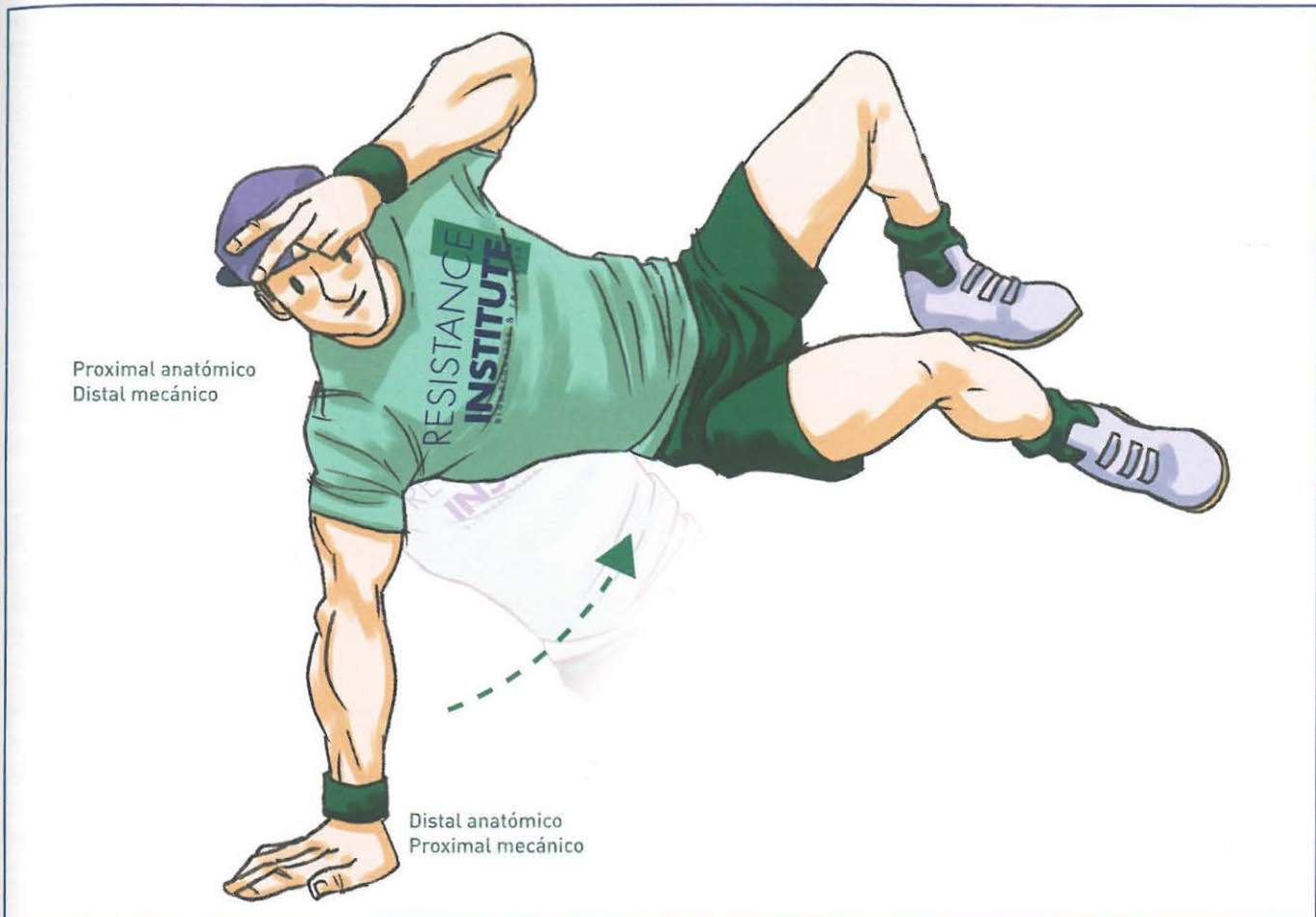


Ilustración 4.5.5

En esta ilustración se está recreando una acción de abducción de hombro, donde el tronco se mueve respecto a la mano, fija en el suelo. Este hecho provoca que el segmento distal anatómico (mano), se convierta en el segmento proximal mecánico y que el segmento proximal anatómico (tronco), se convierta en el segmento distal mecánico.

Esta apreciación parece lógica e irrelevante, pero una mala interpretación de la mecánica y la confusión con la nomenclatura anatómica ha creado uno de los mayores mitos arraigados al ejercicio físico.

Este mito no es otro que el de las cadenas abiertas y cerradas, que ha sido magistralmente desglosado y desterrado por Tom Purvis en su programa RTS.

Desde estas páginas se agradece su aportación y se deja el siguiente planteamiento en el aire...

El *squat* es considerado una cadena cerrada debido a que el extremo distal está fijo (es muy común clasificar un ejercicio como cadena cerrada cuando el segmento distal anatómico está fijo). Aunque se supone que el análisis del concepto cerrado/abierto debería ser mecánico, no anatómico. Entonces... ¿el extremo distal mecánico no está fijo?

Desde Resistance Institute se recomienda leer su análisis y aportaciones a las cadenas cinéticas.

Más información en www.resistancetrainingspecialist.com

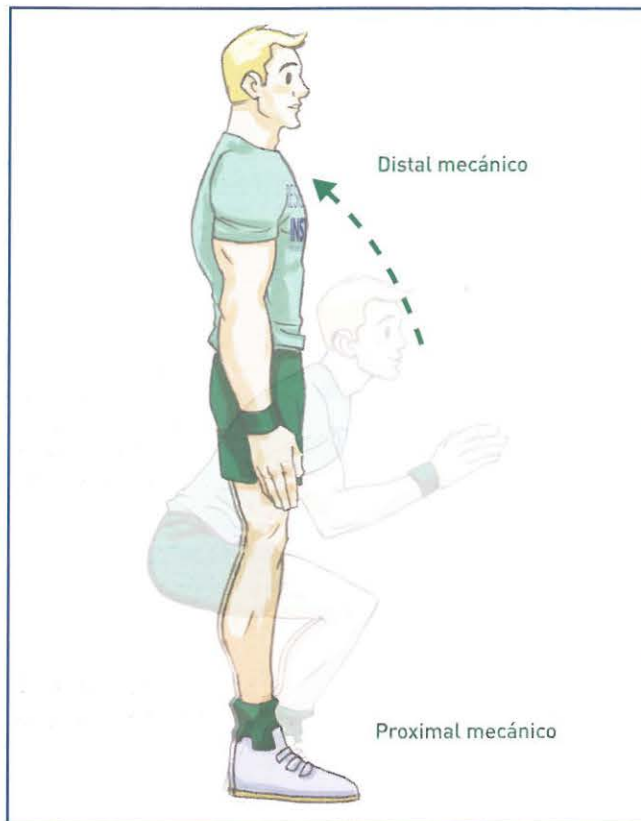


Ilustración 4.5.6

En esta ilustración, se está recreando una acción de squat, donde el tronco se mueve respecto al pie apoyado en el suelo. Este hecho provoca que el segmento distal anatómico (pie), se convierta en el segmento proximal mecánico y que el segmento proximal anatómico (tronco), se convierta en el segmento distal mecánico.

Entonces... ¿está en la sentadilla el segmento distal fijo? Se supone que se está analizando una acción desde el punto de vista mecánico, ya que la terminología anatómica es simplemente descriptiva. Si es así, el segmento distal mecánico **no** está fijo y la definición anteriormente citada no se cumple.

BRAZO DE PALANCA DE UNA FUERZA MUSCULAR

El brazo de palanca muscular es la distancia más corta que hay entre el eje de rotación y el punto de aplicación de la fuerza muscular.

Este punto de aplicación siempre ha sido considerado el punto de inserción ósea. En este libro se introduce una variación, ya que mucha musculatura tiene redirecciones óseas, lo cual cambia radicalmente su línea de fuerza, como se detallará más adelante.

Tomando la distancia del brazo de palanca, se puede calcular la fuerza rotacional (*torque*) que genera una fuerza muscular sobre un determinado eje articular. Esto determinará la típica fórmula del momento de fuerza:

$$\text{MOMENTO DE FUERZA} = \text{FUERZA} * \text{DISTANCIA DEL BRAZO DE PALANCA}$$

En un principio, como ya se estudió de forma genérica para todos los sistemas de palancas en el capítulo anterior, esto es lo utilizado para calcular las fuerzas rotacionales, ya que se relaciona proporcionalmente el factor fuerza y el factor distancia.

Como se ha visto, esta fórmula relaciona proporcionalmente la fuerza con la distancia a la que es aplicada. Sin embargo, solamente es válida cuando el ángulo de la fuerza con el brazo de palanca es de 90°, y toda la fuerza provoca rotación. Este escenario es prácticamente el único que se estudia en la mayoría de cursos y asignaturas de Biomecánica.

La realidad del cuerpo humano es que este escenario no siempre se cumple, por lo que se deberá tener en cuenta el ángulo de la fuerza muscular, para calcular la proporción de la fuerza aplicada sobre la palanca que genera rotación sobre el eje. De otra forma, se estará muy limitado para poder entender a fondo la mecánica muscular.

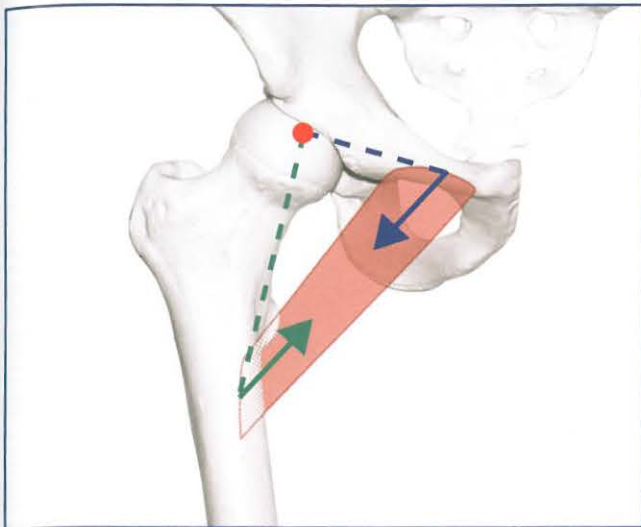


Ilustración 4.5.7

En esta ilustración se analizan los brazos de palanca del músculo pectíneo en el eje A-P de la articulación coxofemoral en posición neutral. Se puede apreciar que existe un brazo de palanca para cada una de las inserciones. Este brazo de palanca es la línea más corta entre el punto de aplicación de la fuerza (en este caso coincide con la inserción muscular) y el eje articular que se analiza.

ÁNGULO DE FUERZA MUSCULAR

El ángulo de aplicación de una fuerza (*force angle* o FA) es el ángulo que se crea entre la línea de acción de un músculo y la palanca (hueso).

Este ángulo determina la relación entre el vector fuerza muscular y la dirección del movimiento de la palanca, y deberá ser calculado en cada uno de los diferentes puntos del ROM, debido a que este ángulo cambia durante el ROM articular (se modifica la relación del músculo con el hueso).

El ángulo de fuerza muscular se da en cada punto de inserción/redirección, por tanto, siempre habrá dos ángulos, uno para cada segmento articular.



Ilustración 4.5.8

En esta ilustración se analizan los ángulos de fuerza de los músculos pectíneo en el eje A-P y cuadrado femoral en el eje S-I (vista superior), ambos respecto a la articulación coxofemoral y en posición neutral.

Se puede observar que existen dos ángulos de fuerza para cada músculo, relacionados con cada uno de los puntos de inserción.

El ángulo de fuerza muy pocas veces coincide con el ángulo ideal de 90° para poder generar rotación óptima sobre la palanca, que es lo que suele mostrar el balancín tradicional.

No se debe confundir el ángulo de fuerza con el ángulo articular. Es muy posible que aunque la articulación esté a 90° , el músculo tenga un ángulo diferente en su inserción con el hueso, por lo que no toda su fuerza provoque rotación sobre el eje.

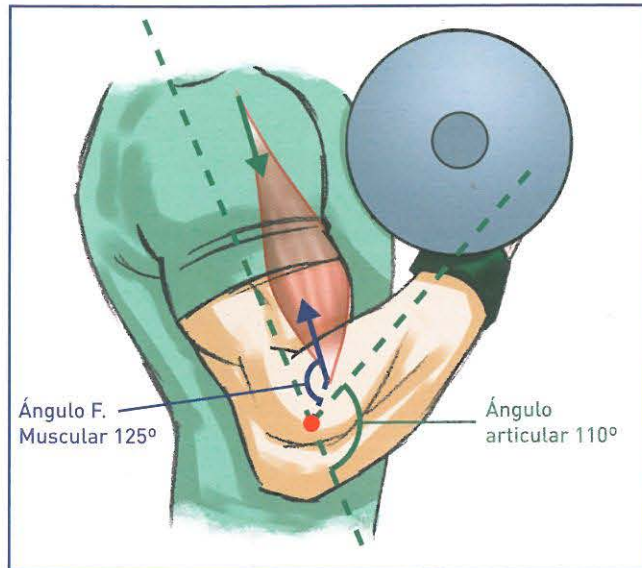


Ilustración 4.5.9a

En esta ilustración, se analiza como ejemplo lo que podría ser el ángulo de fuerza del biceps braquial en relación al codo respecto a su eje L-M. Al mismo tiempo, se analiza el ángulo articular. Se puede apreciar también que ambos ángulos miden aspectos diferentes, por lo que no se deberían confundir. Es muy común equiparar el ángulo de fuerza muscular con el ángulo articular, especialmente en el análisis de este ejercicio. Uno de los errores más comunes es pensar que el brazo de palanca muscular es paralelo al antebrazo, sin tener en cuenta el grosor del hueso. Tampoco la dirección exacta de la línea de fuerza muscular tiene que ser paralela al brazo.

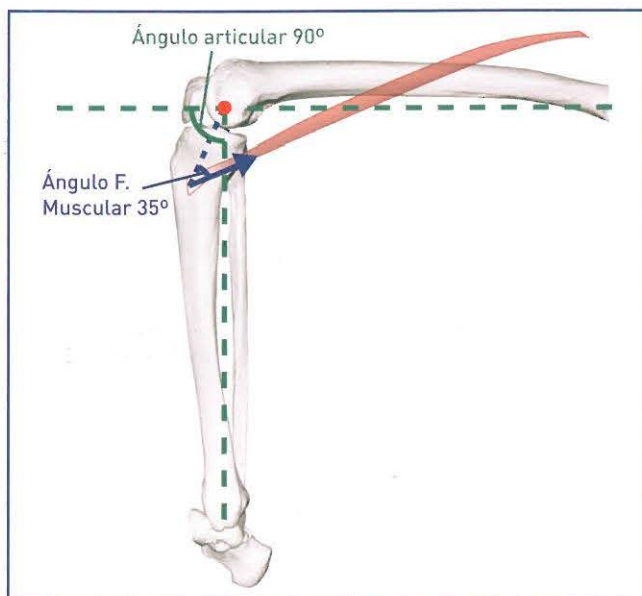


Ilustración 4.5.9b

En esta ilustración, se analiza el ángulo de fuerza del sartorio en relación a la rodilla, respecto a su eje L-M. Al mismo tiempo, se analiza el ángulo articular. Se puede apreciar que ambos ángulos miden aspectos diferentes y que no se deberían confundir, al igual que sucedía en la ilustración anterior.

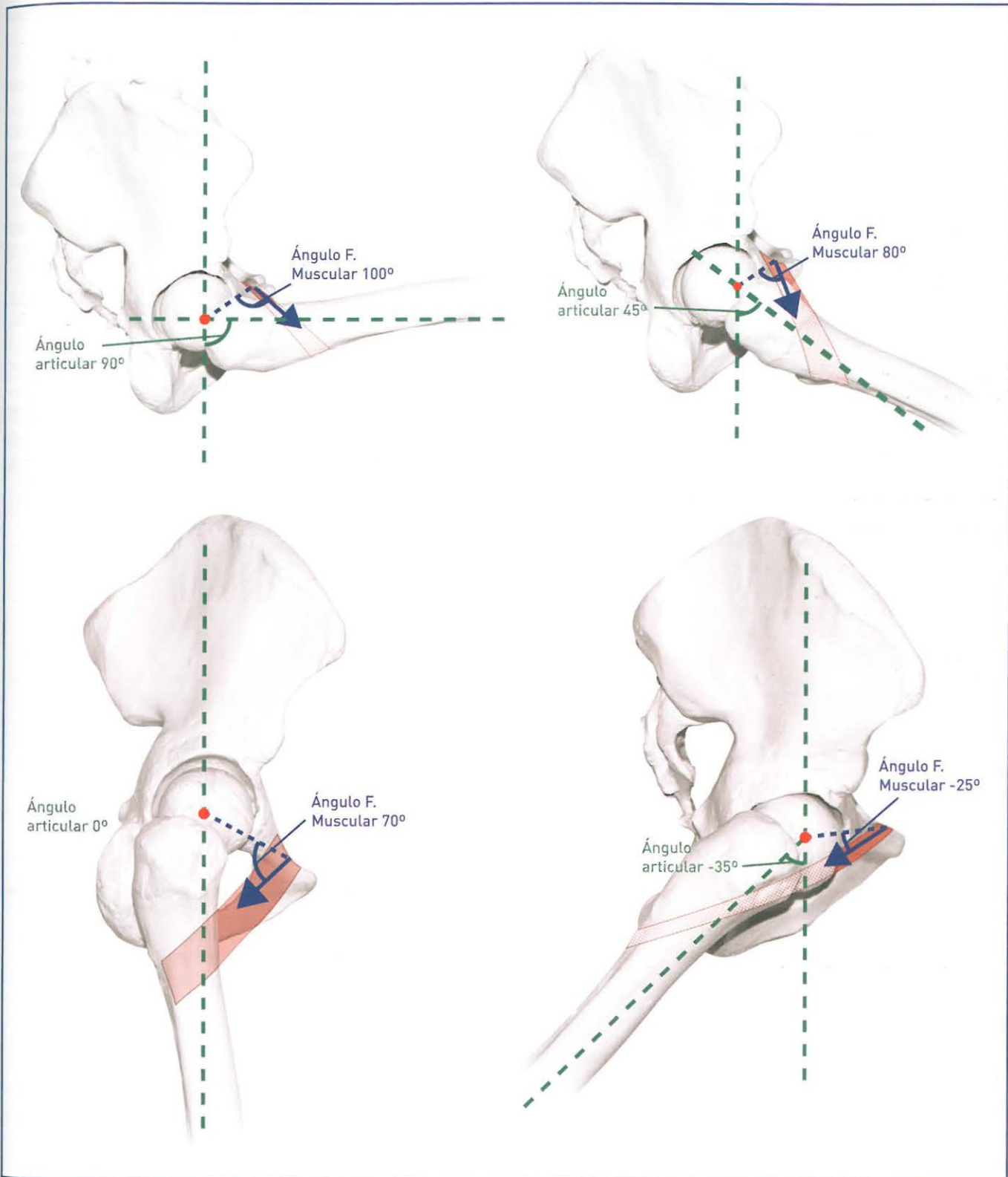


Ilustración 4.5.10

En esta ilustración, se analiza la evolución del ángulo de fuerza del pectíneo en su inserción en la pelvis, en relación a la cadera y respecto a su eje L-M, desde 90° de flexión hasta unos 30° de extensión. Se puede apreciar la evolución de dicho ángulo a lo largo del ROM en flexoextensión de cadera, debido al cambio en la relación de la línea de fuerza del pectíneo con la inserción ósea. Al mismo tiempo, se analiza el ángulo articular y se puede comprobar que no son lo mismo.

Cuanto más se acerca el ángulo de fuerza a 90°, más efectiva será la fuerza en la generación de movimiento rotacional sobre el segmento. Por lo tanto, el *torque* muscular responde a la misma fórmula que se había descrito anteriormente en relación a los sistemas de palancas, pero teniendo en cuenta el ángulo de fuerza como factor mecánico.

$$\text{MOMENTO DE FUERZA MUSCULAR} = (\text{FUERZA} * \text{BRAZO DE PALANCA}) * \text{SEN } \alpha$$

Como ya se pudo estudiar, el ángulo de fuerza determinará

una relación trigonométrica que marcará la proporción de la fuerza que provoca rotación sobre una palanca.

Un ángulo de fuerza óptimo no necesariamente tiene porqué indicar el punto más fuerte (mayor *torque* motriz) en el ROM. Este punto óptimo está sujeto también a la relación tensión-elongación de toda la musculatura involucrada en dicha articulación, además de a la fatiga. Esto se complica todavía más en la musculatura biarticular, ya que depende también de la posición de la otra articulación para determinar la relación tensión-elongación.

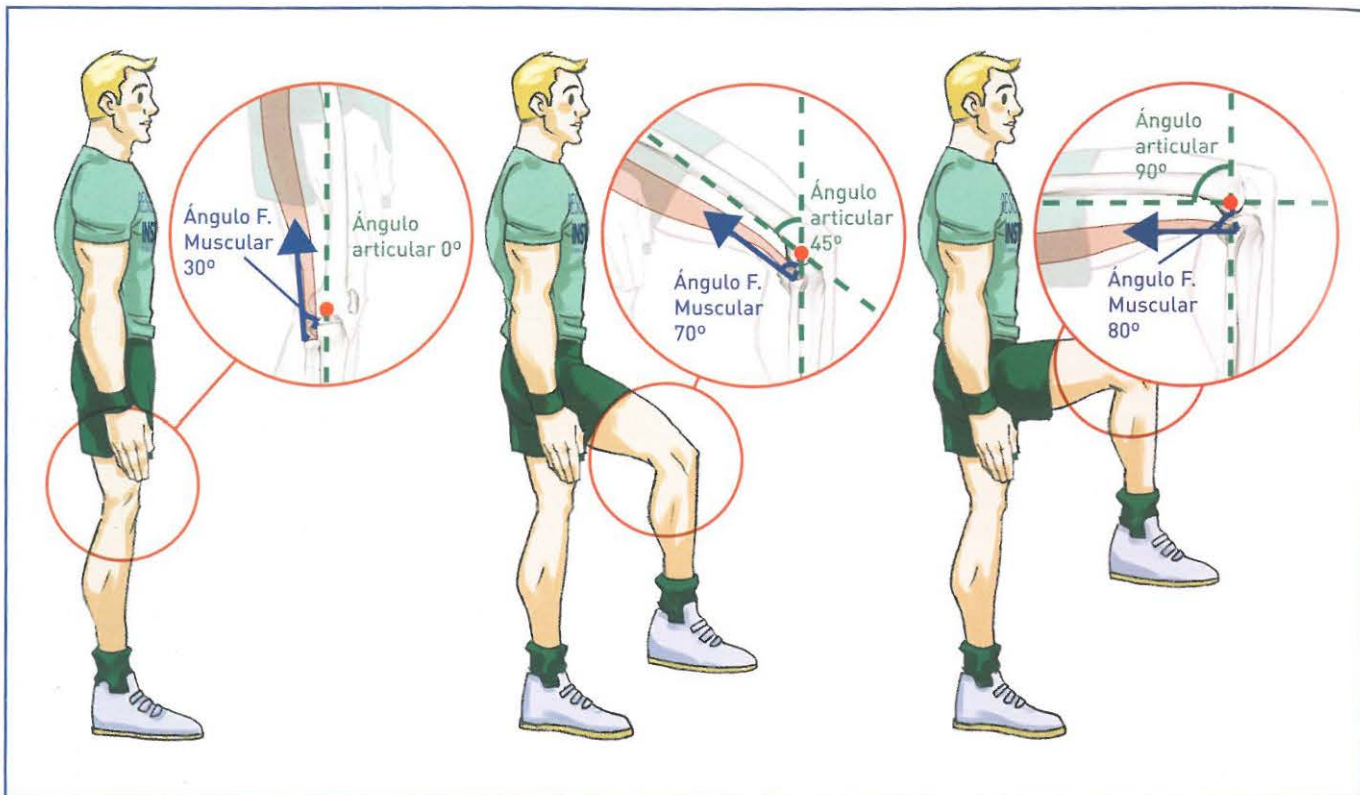


Ilustración 4.5.11

En esta ilustración, se analiza la evolución del ángulo de fuerza de la cabeza larga del biceps femoral en relación a la rodilla, respecto a su eje L-M, desde neutral de hasta unos 90° de flexión. Se puede apreciar que este ángulo se acerca a 90° conforme se flexiona la rodilla, debido al cambio en la relación de la línea de fuerza del músculo con la inserción ósea.

BRAZO DE MOMENTO DE UNA FUERZA MUSCULAR

Existen dos factores que determinan, de forma importante, la mecánica de un músculo para generar *torque*, como son la distancia del brazo de palanca y el ángulo de fuerza.

El brazo de momento es la medida que relaciona ambos factores mecánicos y determina la proporción de la fuerza aplicada a una palanca que provoca rotación. Esta proporción relaciona el brazo de palanca (distancia), con

el seno de un ángulo (medida adimensional), por lo que se trata de una medida de distancia.

De esta forma, el brazo de momento muscular se convierte en una representación gráfica de la mecánica que tiene un músculo para generar *torque* alrededor de un eje articular determinado.

¿CÓMO SE CALCULA EL BRAZO DE MOMENTO MUSCULAR?

El brazo de momento muscular se puede calcular mediante un cálculo trigonométrico o mediante un método gráfico.

Para realizar el cálculo trigonométrico:

$$\text{BRAZO DE MOMENTO} = \text{BRAZO DE PALANCA} * \text{SEN } \alpha$$

Por lo tanto, se puede substituir "brazo de palanca * sen α " y dejar la fórmula en:

$$\text{TORQUE MUSCULAR} = \text{FUERZA (cantidad de tensión)} * \text{BRAZO DE MOMENTO (características mecánicas)}$$

Para realizar el método gráfico:

El brazo de momento es la línea recta perpendicular a la línea de fuerza (línea de acción muscular) que pasa por el eje de rotación.

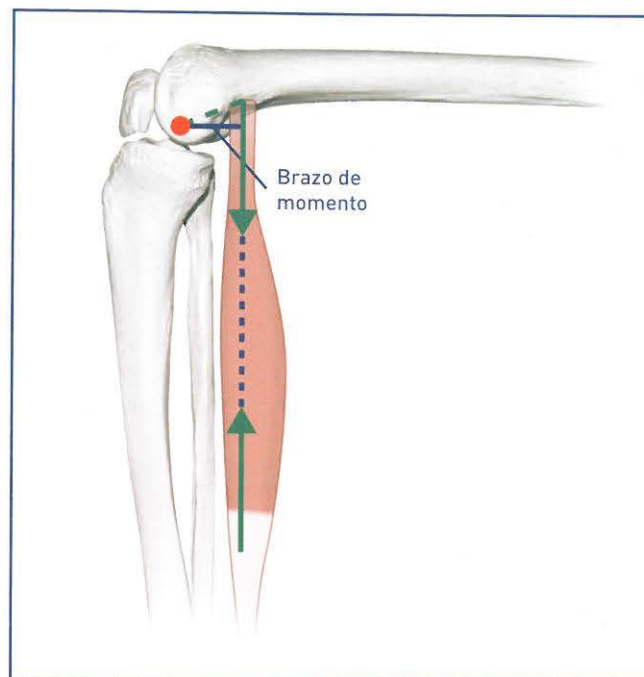


Ilustración 4.5.12b

En esta ilustración, se analiza el brazo de momento del músculo gemelo medial en el eje L-M de la rodilla, a 90° de flexión. Se puede observar cómo el brazo de momento es una línea perpendicular a la línea de fuerza del músculo que pasa por el eje articular (interrupción).

¿POR QUÉ ES IMPORTANTE EL CÁLCULO DEL BRAZO DE MOMENTO MUSCULAR?

El brazo de momento aúna la relación entre la distancia y el ángulo, por lo que determina de forma rápida la mecánica de una fibra muscular para generar fuerza en un plano específico.

Si solamente se tuviera en cuenta la distancia, la información sería incompleta, ya que si el ángulo de fuerza muscular es diferente de 90° (lo cual sucede en la gran mayoría de ocasiones), no toda la fuerza aplicada a la palanca provoca rotación.

Si solamente se tuviera en cuenta el ángulo de fuerza, también se estaría realizando una medida incompleta, ya que es necesario saber la distancia del brazo de palanca a la cual dicha fuerza es aplicada alrededor del sistema.

El brazo de momento muscular resume la relación entre ambas características mecánicas a través del ROM y en relación a los diferentes ejes articulares. De esta manera, utilizando el método gráfico, se puede averiguar de una forma rápida y sencilla la mecánica de las diferentes fibras musculares, en relación a una posición y eje articular específicos.

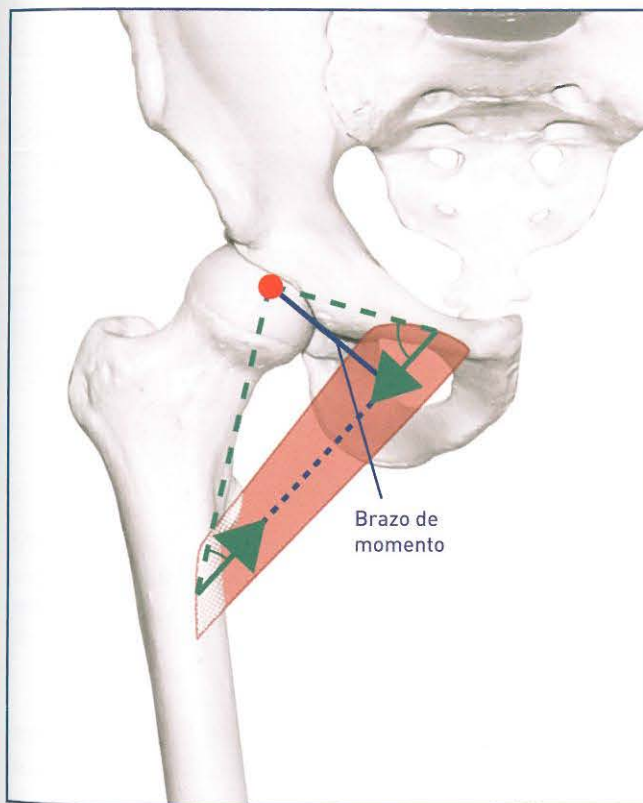


Ilustración 4.5.12a

En esta ilustración, se analiza el brazo de momento del músculo pectíneo en el eje A-P de la cadera, en posición neutral. El análisis de este músculo, relativo a este eje y posición, se está utilizando como referencia para crear la progresión didáctica de este capítulo y entender más fácilmente la mecánica muscular. Se puede observar cómo el brazo de momento es la línea perpendicular a la línea de fuerza del músculo que pasa por el eje articular (interrupción).

UN MISMO BRAZO DE MOMENTO POR FIBRA MUSCULAR Y EJE ARTICULAR

Tal y como se pudo observar en las ilustraciones anteriores, en un músculo es posible encontrarse con dos brazos de palanca y dos ángulos de fuerza, relativos a los dos puntos de inserción de una determinada fibra muscular.

Sin embargo, solamente hay una línea de acción para cada fibra muscular en cada eje articular, lo que hace que solamente haya una línea perpendicular a la línea de fuerza que pase por el eje. Este hecho indica claramente que solo existe un brazo de momento por cada fibra (o haz de fibras con la misma línea de fuerza) y eje articular.

Si se utiliza el método algebraico, y se hace un cálculo trigonométrico en cada uno de los brazos de palanca con sus respectivos ángulos, se podrá comprobar que el brazo de momento acaba siendo siempre el mismo. Por lo tanto, si en una inserción hay mayor brazo de palanca que en la otra, el ángulo de fuerza será menos favorable proporcionalmente (más lejano a 90°), mientras que en la inserción de menor brazo de palanca, el ángulo será proporcionalmente más favorable (más cercano a 90°).

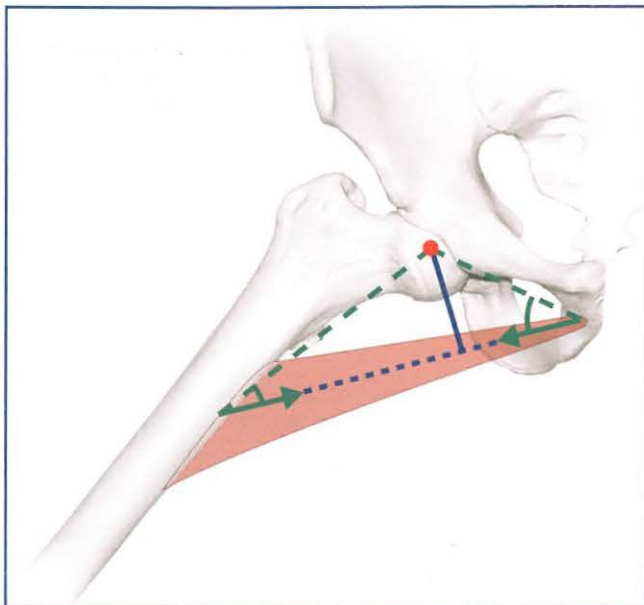


Ilustración 4.5.13a

En esta ilustración, se analiza el brazo de momento del aductor corto, en el eje A-P de la cadera, en posición de abducción de cadera. Se puede comprobar que solamente existe un brazo de momento para dicho músculo y eje articular. Por tanto, es imposible que una fibra muscular tenga más capacidad de generar torque en un punto de inserción que en otro, para un mismo eje y articulación. Es decir, que el aductor corto no tiene mejor mecánica para mover la pelvis sobre el fémur que para mover el fémur sobre la pelvis. Como ya ha sido explicado, que se mueva uno u otro segmento, dependerá de que uno ofrezca más resistencia que el otro.

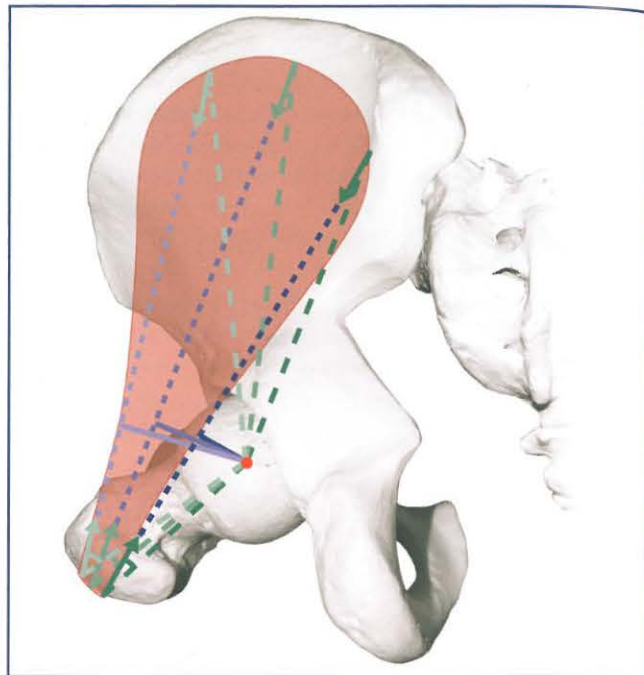


Ilustración 4.5.13b

En esta ilustración, se analiza el brazo de momento del glúteo medio, en el eje S-I de la cadera (referencia fémur), en posición de 90° de flexión de cadera. Se puede comprobar que solo existe un brazo de momento para cada fibra y eje articular. Se puede observar también, que las fibras tienen diferentes líneas de fuerza, siendo las fibras anteriores las que tienen mejor mecánica para generar rotación interna. De todos modos, en esta posición todas las fibras tienen mecánica para generar torque hacia rotación interna de cadera, a diferencia de la mecánica de este músculo sobre este eje S-I en posición neutral de cadera, donde las fibras posteriores tienen mecánica para generar rotación externa de cadera.

LIMITACIONES DEL BRAZO DE MOMENTO

A pesar de que el brazo de momento muscular determina una indicación muy clara de la ventaja mecánica de una determinada fibra muscular alrededor de un eje articular específico, no da una indicación clara sobre el sentido de rotación que provoca dicho músculo.

Este hecho hace que a muchos profesionales les cueste visualizar la palanca y el sentido de rotación y que crean que se puede sustituir el conocimiento del brazo de palanca y la dirección de la fuerza por el del brazo de momento.

A pesar de la gran importancia de poder determinar el brazo de momento de una fibra muscular y su evolución a lo largo del ROM articular, es imprescindible poder visualizar el brazo de palanca y la dirección de la fuerza muscular para poder entender el sentido de rotación que intenta provocar la fibra muscular alrededor de un eje articular específico.

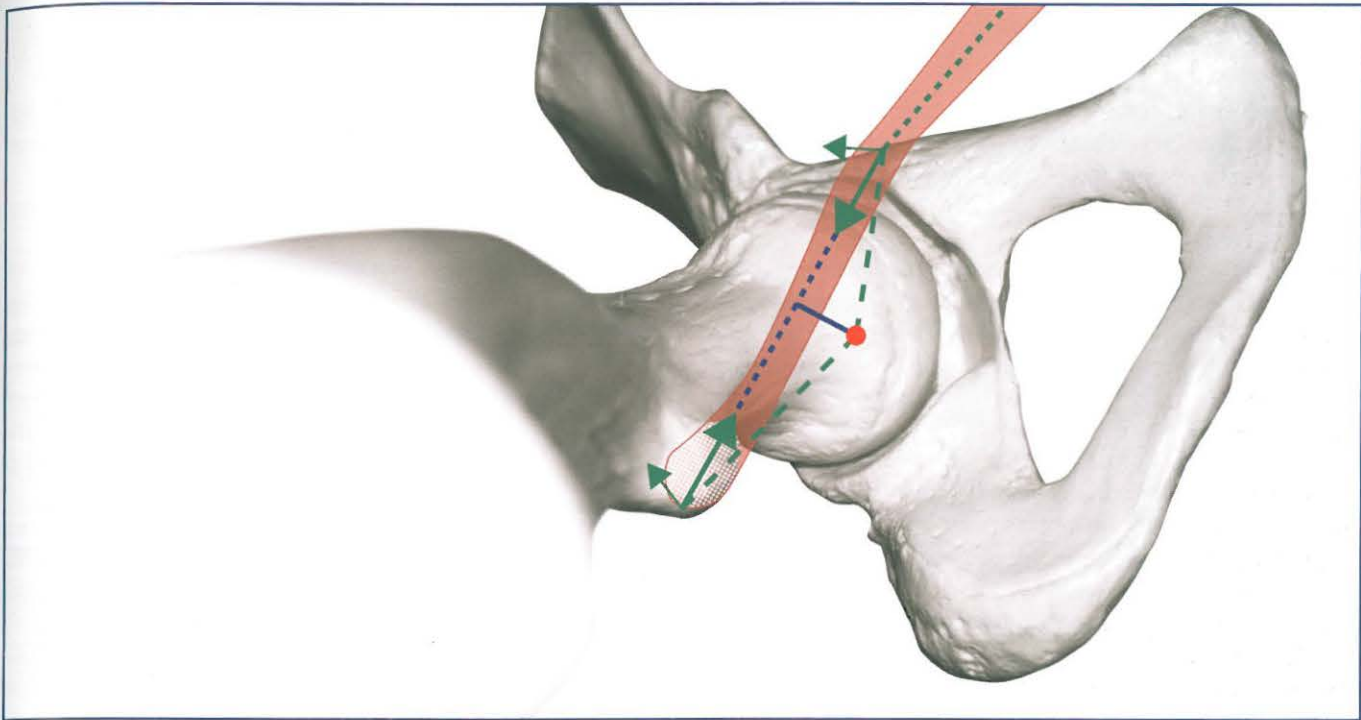


Ilustración 4.5.14a

En esta ilustración, se analiza el brazo de momento del psoas mayor, en el eje S-I (referencia fémur) en ligera abducción de cadera. Se puede observar la mecánica con la distancia del brazo de momento.

Para ver la rotación que intenta realizar este músculo sobre el eje S-I, es más apropiado visualizar también el brazo de palanca y la línea de fuerza muscular, ya que ayudan a ver mejor el sentido de rotación alrededor de dicho eje. En este caso se puede comprobar que, a diferencia de lo que se escribe en diversa bibliografía, este músculo tiene mecánica para provocar rotación interna de cadera.

La redirección que se produce en este caso será estudiada más adelante en este capítulo.

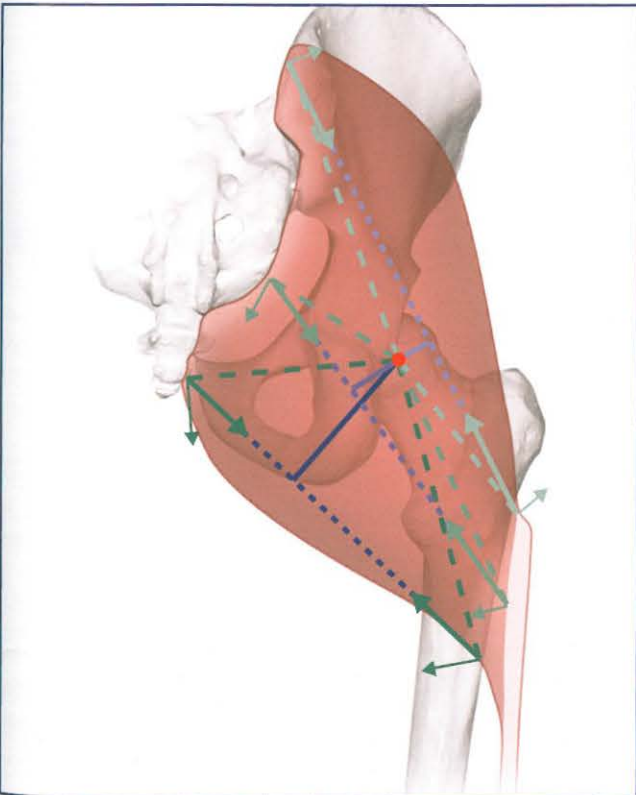


Ilustración 4.5.14b

En esta ilustración, se analiza el brazo de momento, brazos de palanca y componente rotacional de diferentes fibras del glúteo mayor, en el eje A-P de la cadera, en posición neutral. Se pueden observar los diferentes brazos de momento, además de los sentidos de rotación opuestos entre las fibras más ilíacas y las coxales. Mientras las fibras superiores (ilíacas) tienen mecánica para realizar abducción, a las fibras inferiores (coxales) les sucede lo opuesto. Las fibras sacras prácticamente no tienen mecánica para provocar rotación sobre este eje A-P.

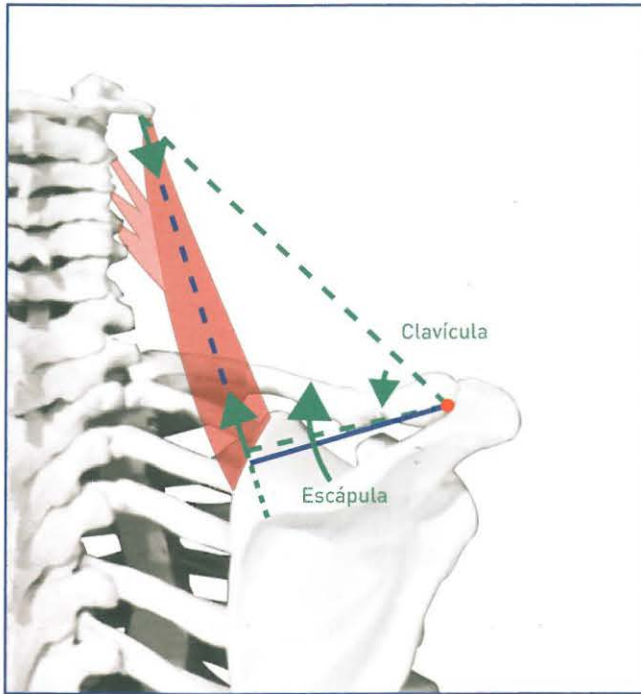


Ilustración 4.5.14c

En esta ilustración, se analiza el brazo de momento, brazo de palanca y componente rotacional del elevador de la escápula, en el eje A-P de la acromioclavicular, en posición neutral. El brazo de palanca y la componente rotacional ayudan a visualizar el sentido de rotación que provoca el torque muscular. Este sentido de rotación es una aducción sobre este eje A-P de la articulación acromioclavicular. Es lógico pensar que este músculo también provoque torque directamente en las vértebras cervicales, además de sobre la articulación esternoclavicular, pero no es el objetivo de esta ilustración mostrar todos los momentos que realiza este músculo en cada articulación que cruza.

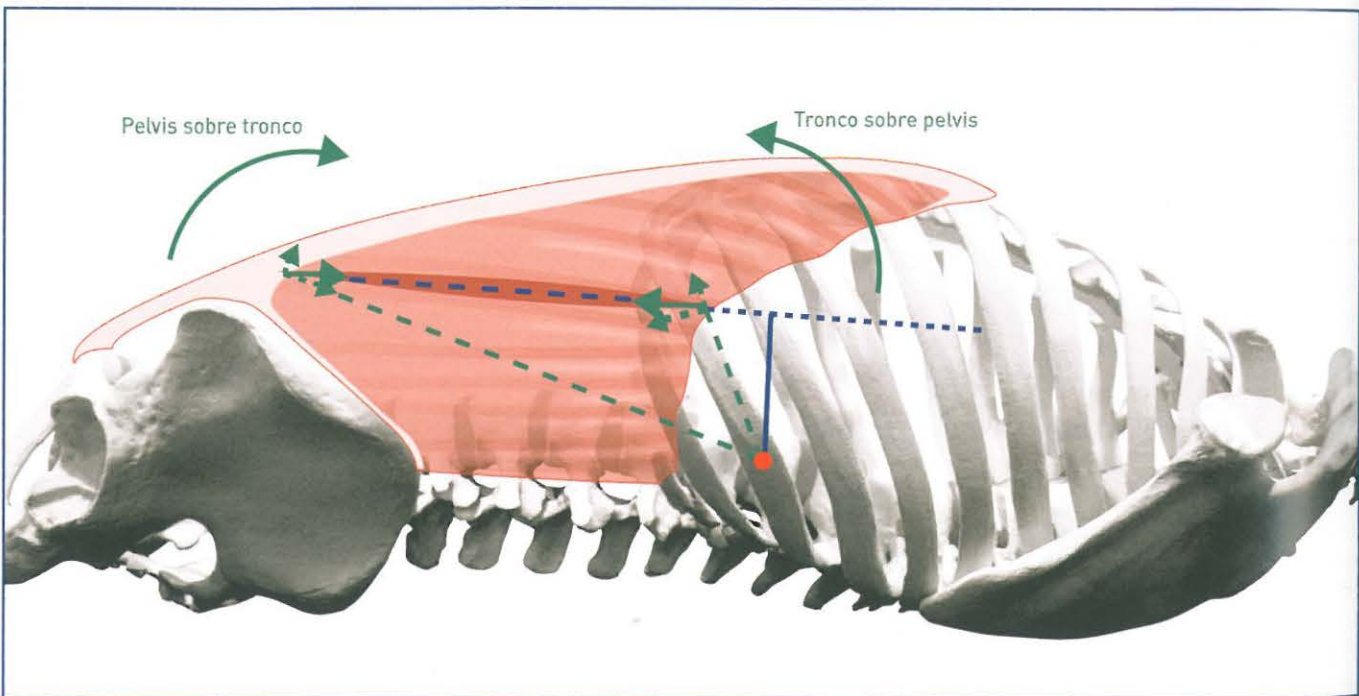


Ilustración 4.5.14d

En esta ilustración, se analiza el brazo de momento, brazo de palanca y componente rotacional de una fibra anteroinferior del músculo oblicuo externo del abdomen, en el eje L-M de la columna (nivel T10-T11). Se puede comprobar que esta fibra tiene mecánica para realizar flexión de columna. Si se cogiera, por ejemplo, una fibra lateral-posterior se podría comprobar que en muchos niveles vertebrales tienen mecánica, aunque poca, para generar torque en extensión de columna.

En estas ilustraciones se puede observar la importancia de visualizar el brazo de palanca y la dirección de la fuerza muscular para poder entender el sentido de rotación que intenta provocar la fibra muscular alrededor de un eje articular específico.

Este es el motivo por el que, a continuación, se detalla la relación entre la línea de acción y el ángulo de fuerza de una fibra muscular y las componentes rotacional y traslacional de dicha fuerza sobre la palanca ósea.

LAS COMPONENTES DE LA FUERZA MUSCULAR SOBRE LA PALANCA

Tal y como se explicó en el capítulo anterior, las fuerzas que producen *torque* están compuestas de dos componentes.

Una componente **rotacional** y una componente **traslacional**.

El *torque* o la fuerza que provoca rotación sobre la palanca tiene relación con la componente rotacional, la cual es la parte de la fuerza perpendicular a la palanca.

Esta **componente rotacional tiene la misma dirección de movimiento que la palanca**, razón por la que se considera que provoca rotación alrededor del eje de rotación.

La **componente traslacional está dispuesta a lo largo de la palanca**. Ambas componentes **son**, por definición, **perpendiculares entre ellas**.

Cada fuerza muscular aplicada sobre una palanca crea sus propias componentes traslacional y rotacional. Estas componentes individuales de la fuerza muscular son opuestas, pero es evidente que no tienen por qué ser iguales.

Tal y como fue expuesto anteriormente, **el único momento en el que no hay componente traslacional, es aquel en que todo el esfuerzo es rotacional. Esto ocurre cuando el ángulo de fuerza es exactamente de 90°.**

¡NO CUANDO EL ÁNGULO ARTICULAR ES DE 90°!

El **único momento en que no hay componente rotacional es aquel en que la fuerza solamente tiene componente traslacional. Esto ocurre cuando no existe brazo de momento (su distancia es 0), y por lo tanto, el ángulo de fuerza es de 0°.**

Cuando no existen fuerzas rotacionales sobre una palanca o articulación, se considera **EQUILIBRIO ROTACIONAL**. Este equilibrio se da cuando no existen fuerzas rotacionales sobre una articulación, o la resultante de todas las fuerzas rotacionales que actúan sobre una palanca es cero.

Un músculo tendrá más componente rotacional respecto a un eje determinado cuando tenga un ángulo de fuerza mayor de 45° y menor de 135°.

Un músculo puede tener más componente traslacional cuando sucede lo contrario.

Que un músculo tenga un ángulo de fuerza menos óptimo que otro no significa que genere menos brazo de momento, ya que la distancia del brazo de palanca de la musculatura

marcará el otro factor necesario para obtener el brazo de momento y el músculo en cuestión puede tener una mayor distancia desde el fulcro hasta el punto de aplicación de la fuerza.

Por lo tanto, dos músculos con diferentes **ángulos de fuerza** pueden tener el mismo **brazo de momento** y, por lo tanto, la misma mecánica para generar fuerza rotacional sobre un plano, aunque sus componentes rotacionales y traslacionales sean diferentes.

Aún y así, el *torque* total que puede generar cada una de las fibras o haces musculares dependerá de varios factores relacionados con la fuerza (tensión muscular), tales como estructura muscular, sección transversal, predominancia de tipo de fibras, capacidades de reclutamiento neuromuscular... **todo ello forma parte de la ecuación total.**

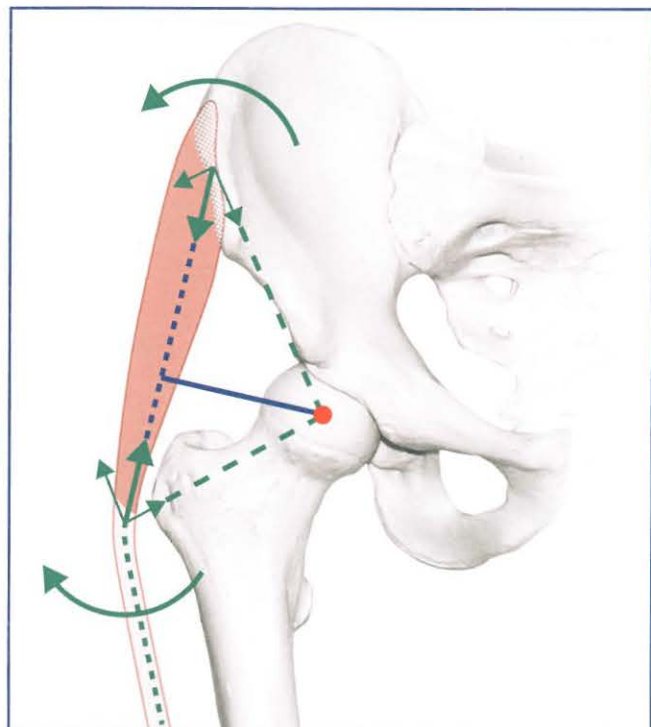


Ilustración 4.5.15

En esta ilustración, se analiza el brazo de momento, brazo de palanca y las componentes traslacional y rotacional del músculo tensor de la fascia lata en el eje A-P de la cadera, en posición neutral.

La longitud de la flecha de la acción muscular y de las componentes no se han relacionado con la intensidad de la fuerza de tensión del músculo, ya que es dependiente de muchas variables. Por lo tanto, es simplemente una orientación para determinar el sentido y la proporción de los vectores.

POLEAS ANATÓMICAS Y DIRECCIÓN DE LA LÍNEA DE ACCIÓN MUSCULAR

Una **polea anatómica** es cualquier estructura corporal que altera la dirección del tirón de un músculo, provocando una redirección de la línea de fuerza muscular. Ejemplos de esto son huesos, tejido conectivo o el propio tejido muscular.

Como se demostró en el capítulo dedicado a los sistemas de palancas, cada vez que haya una redirección muscular, la línea de fuerza que se deberá tener en cuenta para realizar los cálculos ya no será la marcada por el tendón en su punto de inserción, sino la marcada por el último punto de contacto directo (o indirecto) con el hueso que genera la palanca.

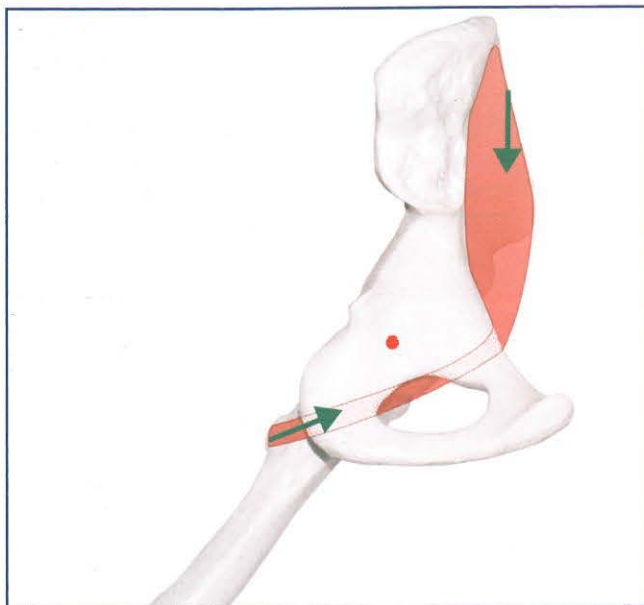


Ilustración 4.5.16a

En esta ilustración, se puede observar que la inserción superior del músculo ilíaco no tiene la misma dirección que la inserción inferior en el trocánter menor. Una de las líneas es la que genera momento de fuerza sobre el eje L-M de la articulación coxofemoral en extensión de cadera... ¿pero cuál?

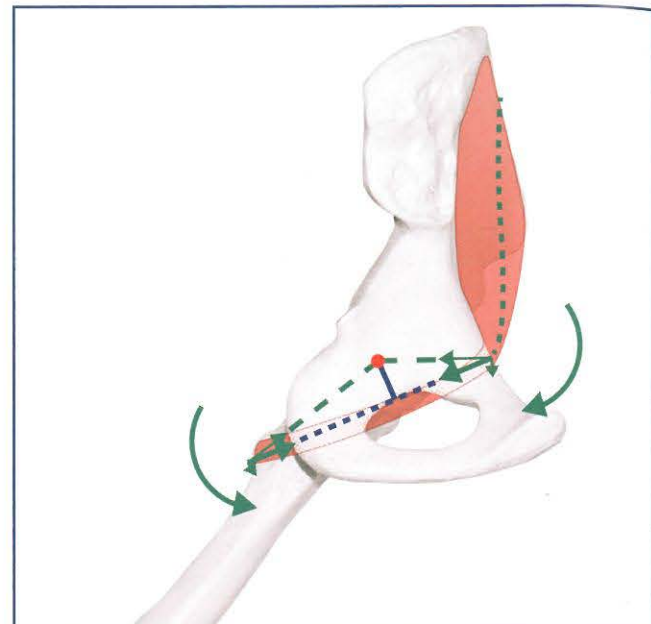


Ilustración 4.5.16b

Si se coge la última dirección que tiene la línea de fuerza muscular del ilíaco en el momento de contacto directo o indirecto con el la pelvis y que se dirige hacia la inserción del fémur (trocánter), se puede observar la línea de fuerza que genera momento alrededor del eje L-M de la cadera. La otra línea es importante, ya que la tensión se transmite desde los dos puntos de inserción hacia el centro, pero la línea de fuerza y la convergencia se tiene que realizar desde el punto de redirección, para poder calcular la mecánica de una determinada fibra muscular.

Asimismo, se puede observar que el brazo de palanca ya no une el eje con el punto de inserción, sino con el punto de redirección, cuando esta se produce.

Como se puede observar en las ilustraciones, el punto de inserción no marca la línea de acción, por lo que al realizar cálculos mecánicos, se deberá tener en cuenta si existe una redirección.

Es importante tener en cuenta que, a pesar de que el músculo genera tensión de inserción a inserción, solamente una línea de acción es la que genera momento, y esta línea es aquella que conecta los dos segmentos que forman la articulación.

En la ilustración 4.5.16a se puede observar que la línea de fuerza superior conecta pelvis con pelvis, mientras que la línea inferior es la que une la pelvis con el fémur. Esta segunda es la que se escogerá para el cálculo de la mecánica del ilíaco.

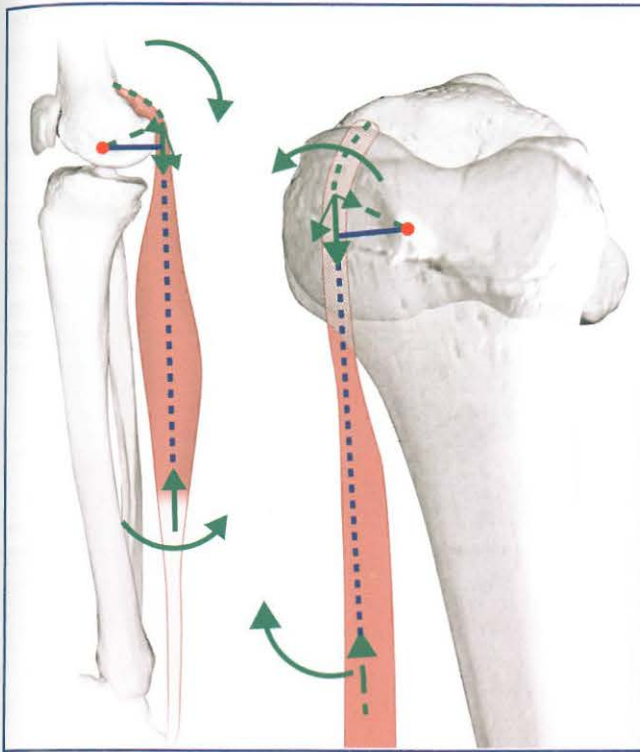


Ilustración 4.5.17

En estas dos ilustraciones, se puede observar la redirección que se provoca en una de las inserciones. En la ilustración de la izquierda, se analiza la redirección en el músculo gemelo medial, en el eje L-M de la rodilla, en posición neutral. En la ilustración de la derecha, se analiza la redirección del músculo semitendinoso, en el eje S-I de la rodilla, a 90° de flexión.

En el capítulo anterior se analizó como la dirección de una fuerza afectaba a la mecánica de un sistema de palancas. Si se toma el ejemplo de una leva excéntrica en una máquina de resistencia variable (como las que se pueden encontrar en la mayoría de gimnasios), es posible comprobar que la distancia del brazo de momento se modifica al producirse rotación alrededor del eje.

Si se tomara como punto de aplicación de la fuerza el punto de inserción del cable, el brazo de momento no sufriría variación alguna durante la rotación, por lo que no tendría ningún sentido que la estructura de la leva fuera excéntrica (podría ser circular).

Por tanto, para el cálculo de las variables mecánicas en los sistemas de palancas, se deberá tomar como punto de aplicación el último punto de contacto de la fuerza con cada estructura, y no la inserción de la misma.

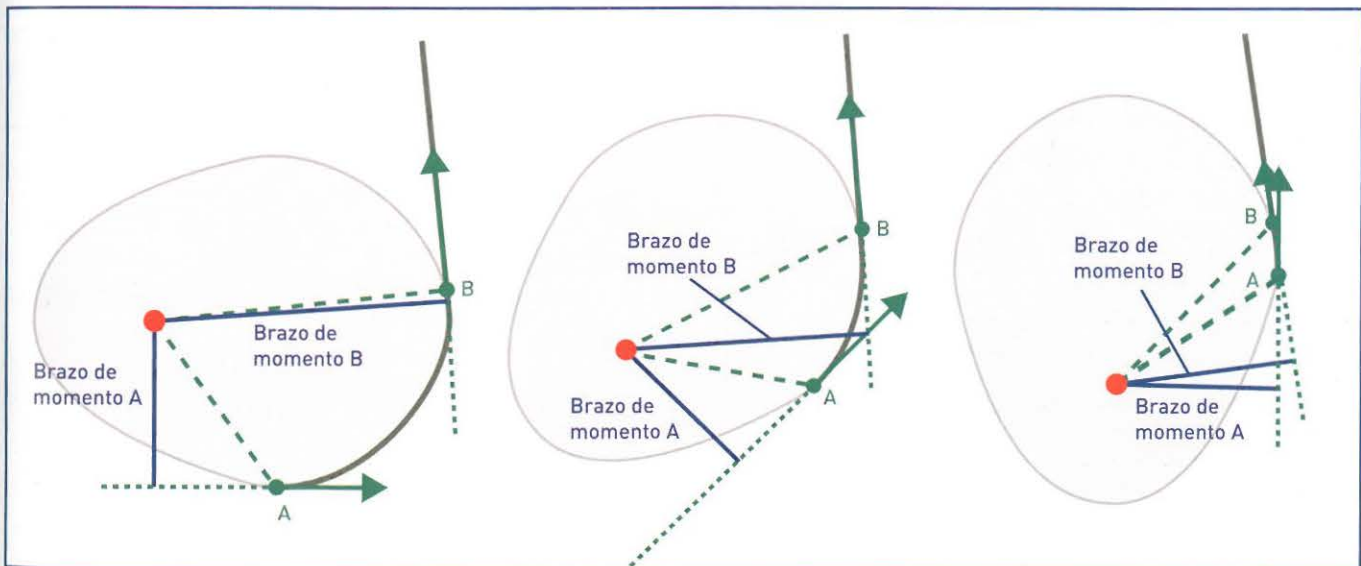


Ilustración 4.5.18

Análisis del brazo de momento en relación a la línea de fuerza que se crea en la inserción de un cable en una leva excéntrica (A) y en relación a la línea de fuerza que se crea en la redirección (B).

Es fácil deducir que el punto de contacto y el brazo de momento se mantienen constantes en el análisis del caso (A) y se modifican en el caso (B). Si la referencia fuerza el punto de inserción, las levas excéntricas no tendrían ningún sentido.

La mayoría de la literatura determina el punto de inserción como el que marca la mecánica de la musculatura (con alguna excepción aislada en el caso del cuádriceps). Como se acaba de ver, esto puede ser válido cuando no existe redirección, pero será inadecuado cuando sí existe.



Ilustración 4.5.19

Un ejemplo de las diferentes líneas de fuerza del músculo sartorio en los ejes L-M de las articulaciones de la cadera y rodilla, en posición neutral. Una misma tensión en dicho músculo generará diferentes momentos de rotación en las diferentes articulaciones que cruza, en función de sus respectivos brazos de momento. Se puede comprobar que la línea de fuerza en la rodilla y en la cadera no son la misma, debido a las diferentes redirecciones que se dan en su trayecto desde el punto de origen hasta el de inserción.

Cuando un músculo cruza varias articulaciones, se debe considerar que el cálculo de la línea de fuerza es diferente en cada una de ellas.

Por lo tanto, un mismo músculo genera diferente *torque* en cada una de las articulaciones que cruza.

Es importante considerar que un músculo no puede escoger si realiza *torque* en una articulación o en otra. Cuando genere tensión provocará fuerza en todas las articulaciones que cruza, cuya mecánica deberá ser analizada independientemente.



Ilustración 4.5.20

El ejemplo de la izquierda está extraído de un famoso libro de análisis de función y estructura articular. Se puede observar que no se ha tenido en cuenta la redirección de las fibras intermedias del deltoides en el eje L-M de la articulación glenohumeral. En el ejemplo de la derecha, se realiza el cálculo de la línea de fuerza que genera la mecánica, teniendo en cuenta la redirección.

LA IMPORTANCIA DE LAS LEVAS ANATÓMICAS Y LA REDIRECCIÓN

Muchas de estas redirecciones se producen debido a lo que se podrían denominar como levas anatómicas, que al igual que en las máquinas de resistencia variable, incrementan la ventaja mecánica, incrementando el ángulo de fuerza y por lo tanto el brazo de momento. En la ilustración siguiente se puede observar la importancia de la rótula en la mecánica del cuádriceps, en relación al eje L-M de la rodilla.

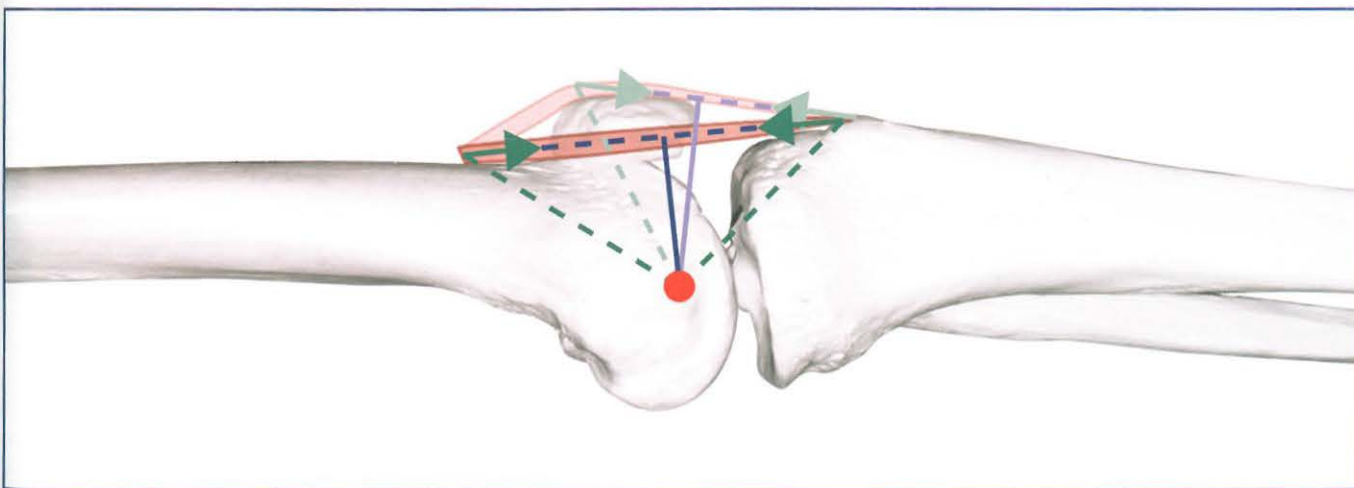


Ilustración 4.5.21

TORQUE MUSCULAR: TRIDIMENSIONAL versus COPLANAR

Es muy común en la musculatura que la dirección de sus fibras no coincida con un plano anatómico (sagital, frontal o transversal). Por lo tanto, es característico que la dirección en la que una determinada fibra muscular genera fuerza rotacional sea un plano oblicuo en relación a dichos planos anatómicos y, además, vaya modificándose constantemente a través del movimiento articular de los segmentos que cruza.

Este plano muchas veces cruza los tres ejes anatómicos, lo que provoca que la musculatura intente generar fuerza rotacional en las tres dimensiones (aunque la articulación no lo permita, no significa que una determinada fibra muscular no intente mover/controlar la articulación en dichos planos).

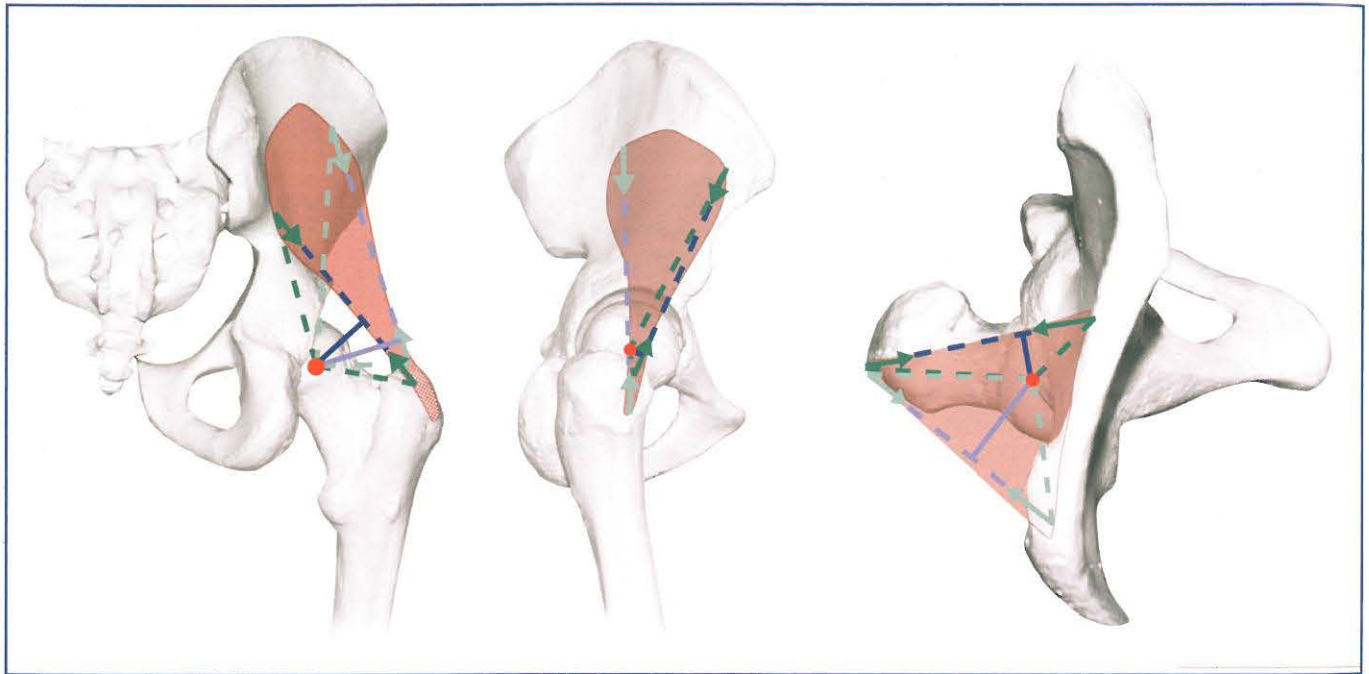


Ilustración 4.5.22

En esta ilustración, se analiza la mecánica del músculo glúteo menor en los tres ejes anatómicos de la cadera, en posición neutral.

Cada vez que una fibra de dicho músculo se tense, generará un torque tridimensional en un plano determinado por la fuerza lineal de dicha fibra. Esta fuerza lineal cruzará los tres planos anatómicos y se irá modificando conforme vaya variándose la posición articular de la cadera. Para facilitar el estudio, se suele realizar un análisis bidimensional en cada uno de los planos anatómicos y determinar la mecánica en cada uno de estos planos (frontal, transversal y sagital).

Cada fascículo muscular (con la misma línea de acción) tiene una dirección de fuerza diferente, además de cambiante en todo momento. Este hecho provoca que las acciones de cada músculo sean más complejas de lo que pueda parecer en un principio.

Por ejemplo, es muy común decir que el bíceps braquial es flexor de codo pero, en realidad, la contracción del bíceps braquial intenta generar tensión y transmitir a la palanca una fuerza que no solo es la de flexión de codo, sino que intenta generar un *torque* sobre todas las articulaciones que cruza de forma directa, y también sobre articulaciones con las que se relaciona indirectamente, a través de conexiones creadas por el tejido conectivo, hueso, cápsula, intentando provocar, pues, movimientos de supinación, flexión de

hombro, anteversión escápulothorácica, etc.

LAS FIBRAS MUSCULARES GENERAN UN TORQUE TRIDIMENSIONAL MÁS ALLÁ DE LO QUE HAGAN OTRAS FIBRAS MUSCULARES

Esta fuerza muscular que genera *torque* tridimensional parece obvia, pero está malinterpretada por muchos profesionales del ejercicio.

Este hecho se ve muy claro cuando todavía se puede leer en muchos libros que determinada musculatura realiza una acción diferente en función de si trabaja de forma unilateral o bilateral. Esto, desde la perspectiva de la mecánica muscular, es un grave error.

El análisis mecánico de la función de las diferentes fibras musculares debería realizarse calculando la línea de fuerza tridimensional de estas. Para un correcto análisis, se debería realizar un cálculo bidimensional en cada uno de los diferentes planos anatómicos.

Como ejemplo, se puede poner el caso del oblicuo externo del abdomen, un músculo del que la bibliografía suele destacar dos funciones diferentes, en base a si sus fibras trabajan unilateralmente o bilateralmente.

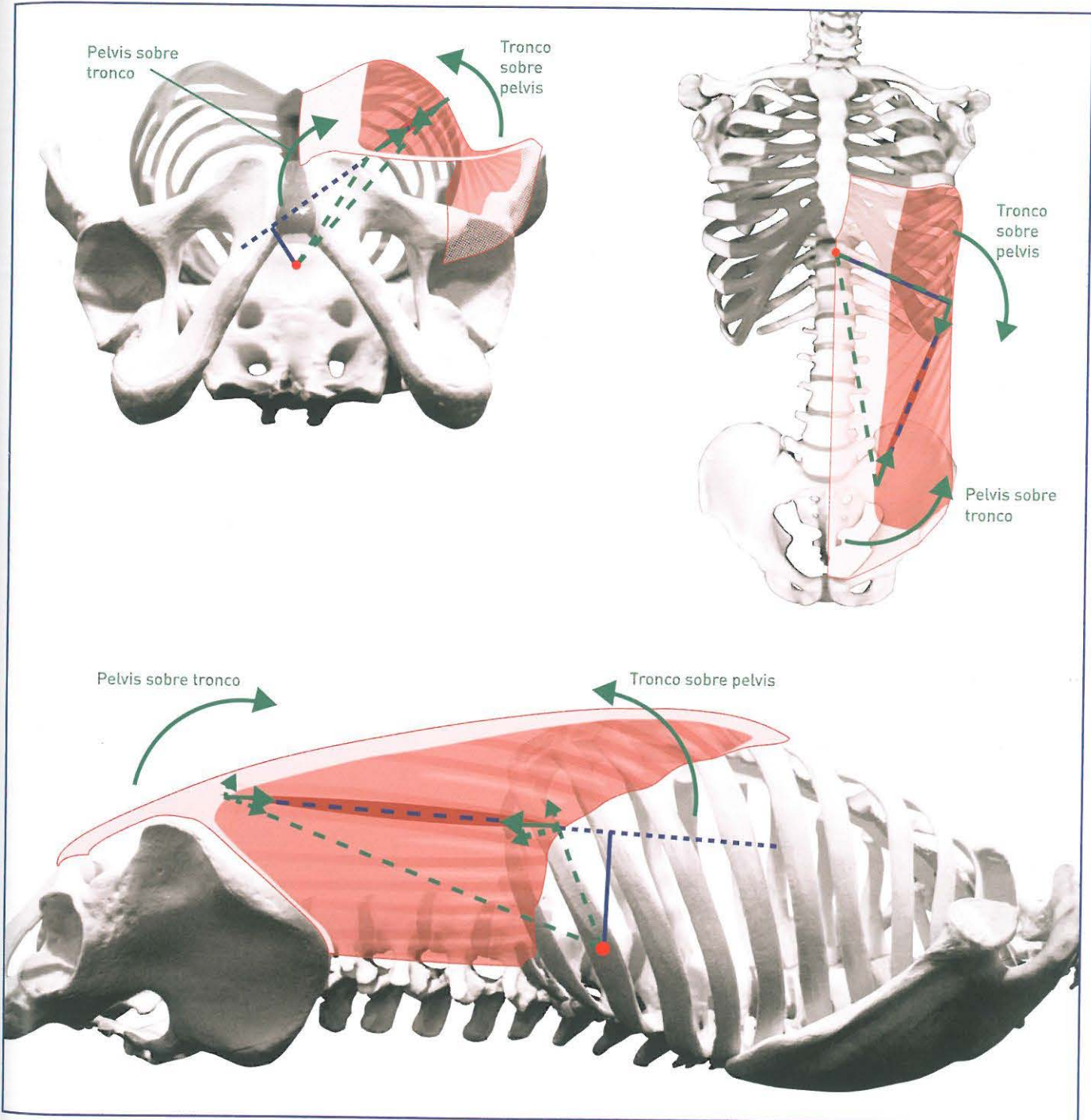


Ilustración 4.5.23

Como se puede observar en las ilustraciones de la página anterior, esta fibra muscular estudiada tiene capacidad para generar *torque* en los tres planos anatómicos. Es decir, que cuando se tensa tiene mecánica para realizar tanto flexión, como rotación y flexión lateral. En realidad, **la fibra intentará hacer lo mismo siempre**, independientemente de si sus homólogas del otro lado o cualquier otra fibra que genere momento de fuerza sobre los mismos ejes, contrarresten o no sus intentos de generar *torque* tridimensional.

Esto hace que una fibra muscular intente generar el mismo torque, independientemente de si trabaja unilateral o bilateralmente. El *torque* viene determinado por las características mecánicas de la fibra muscular y su capacidad para generar tensión (fuerza).

Si fuera tal y como se explica en mucha bibliografía, la mecánica de un determinado músculo variara en base a si este trabaja unilateral o bilateralmente, el glúteo mayor -al no tener a su homólogo en el mismo eje de la cadera (debido a que hay dos extremidades)- dejaría de ser rotador cuando el sistema nervioso tensara un rotador interno para contrarrestar su *torque* tridimensional hacia rotación externa. Por ejemplo, si se siguiera la misma lógica que se sigue con determinados músculos, se debería decir que el tensor de la fascia lata es flexor cuando trabaja junto con el sartorio o rotador interno cuando lo hace solo. Esto es inadecuado, pero no más que decir que el oblicuo externo es flexor cuando trabaja con su homólogo del otro lado y rotador contralateral cuando lo hace de forma unilateral.

IMPORTANTE

El cálculo de la mecánica muscular solamente se puede hacer estudiando lo que cada fibra puede hacer de forma aislada sobre los diferentes ejes articulares.

El resultado final depende de la relación de fuerzas entre toda la musculatura que cruza directamente la articulación y la que se relaciona con esta aún cuando no la cruza de forma directa.

Por lo tanto, la contracción unilateral o bilateral de un determinado músculo no cambia la intención de cada fibra de generar torque de forma individual.

Que una fibra del oblicuo externo izquierdo pueda contrarrestar la capacidad de una fibra del oblicuo externo derecho no significa que esta segunda no intente generar rotación o flexión lateral. Si esto fuera así, ¿el oblicuo externo derecho deja de ser rotador porque un oblicuo interno del mismo lado se está tensando y contrarrestando la rotación?

El hecho de que una determinada musculatura extensora de la columna vertebral pueda contrarrestar el intento de provocar flexión de una

fibra del oblicuo externo no implica que esta fibra, al trabajar de forma unilateral, pierda la capacidad de generar torque que provoque flexión alrededor del eje lateromedial.

Ante la pregunta: ¿qué sucede si se realiza una flexión de columna y un oblicuo externo izquierdo se contrae más que el derecho?, muchos profesionales contestan que se produce una rotación hacia la derecha debido a que el oblicuo externo izquierdo ejerce más tensión.

Lo cierto es que es muy probable que lo que suceda sea algo bastante diferente, debido a que si la intención es realizar flexión de columna, y el sistema tiene capacidad para realizarlo (no tiene que suceder en todos los casos), el SN se las ingeniará para utilizar cualquier otra musculatura que cubra dicho desequilibrio entre los oblicuos. Este hecho simplemente pone de manifiesto el concepto de compensación. Y por cierto, es más común que suceda esto último, a que realmente los dos oblicuos se contraigan exactamente con la misma intensidad.

¿Algún profesional del ejercicio está seguro de que mientras observa a sus clientes realizar una flexión de columna en el plano sagital, toda la musculatura a ambos lados está trabajando de forma simétrica.

CALCULANDO COMPONENTES COPLANARES (bidimensional) PARA UNA FUERZA MUSCULAR TRIDIMENSIONAL

Al entrenar con resistencias, la capacidad de generar fuerza en tres dimensiones muestra una nueva variable, que afecta a la mecánica muscular en relación a un plano de fuerza o movimiento.

Si se tiene en cuenta esta variable, se habría de considerar qué proporción del momento de fuerza muscular está dentro del plano de fuerza de la resistencia (haya o no movimiento). Tal y como se describió en el capítulo anterior en relación a las fuerzas no coplanares, si no toda la fuerza está en el plano que se pretende analizar, solamente una proporción de la fuerza que genera *torque* tridimensional se transfiere en dicho plano.

Por lo tanto, se debería calcular el momento de fuerza que una determinada fibra, o haz muscular con la misma línea de acción, genera dentro del plano de fuerza o plano del movimiento contra resistencia que se pretende analizar.

A continuación, se realizará el análisis de la mecánica del oblicuo externo sobre los planos sagital y frontal, a modo de ejemplo.

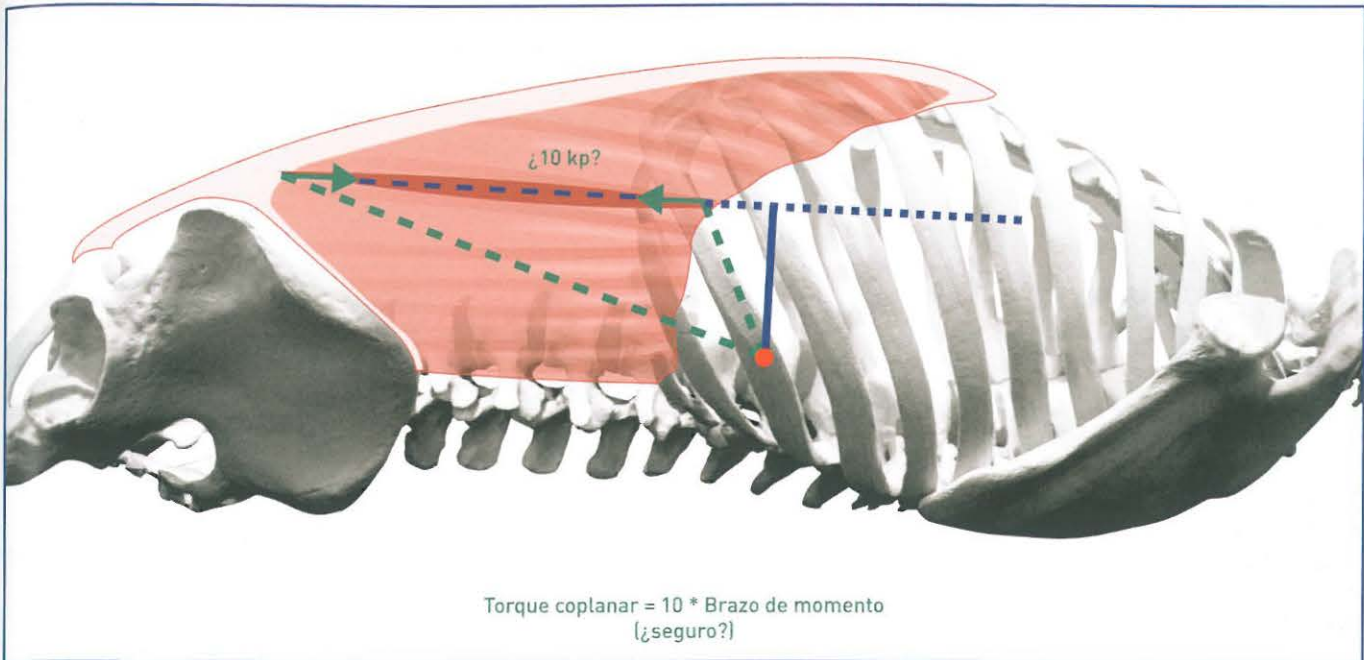
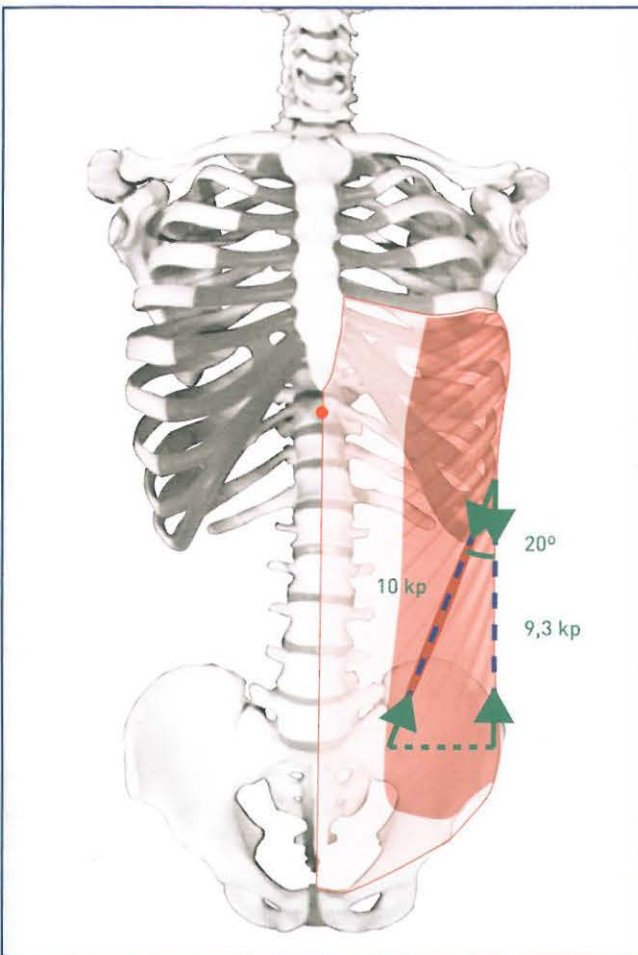


Ilustración 4.5.24

Aunque la tensión del músculo sea, por ejemplo, de 10 kp, no toda la fuerza que genera este músculo está en el plano sagital, ya que la línea de fuerza cruza los tres planos del espacio.



Esta fibra del oblicuo no tiene su línea de fuerza totalmente en el plano sagital, con lo que solamente la proporción de la fuerza que esté en ese plano generará fuerza de rotación articular. Rotación que, en este caso y para esta fibra, se trataría de flexión.

Dado que, como ya hemos visto, la línea de fuerza no cruza únicamente un plano del espacio, se deberá calcular cuánta parte de ella genera rotación sobre cada eje individualmente. Para ello se necesitará analizar diferentes vistas, de los diferentes ejes sobre los que la fibra provoca rotación, y realizar un sencillo cálculo trigonométrico que permitirá comprobar cuánta parte de la fuerza está en cada plano de referencia.

Ilustración 4.5.25

Desde este plano frontal, se puede determinar la proporción de fuerza que se encuentra dentro del plano sagital. Un cálculo trigonométrico en función del ángulo existente entre la línea de fuerza muscular y la línea creada por la dirección dentro del plano sagital conducirá a dicha proporción de fuerza coplanar. Este cálculo trigonométrico se realiza multiplicando 10 kp por el cos de 20°. Resultado: 9,3 kp.

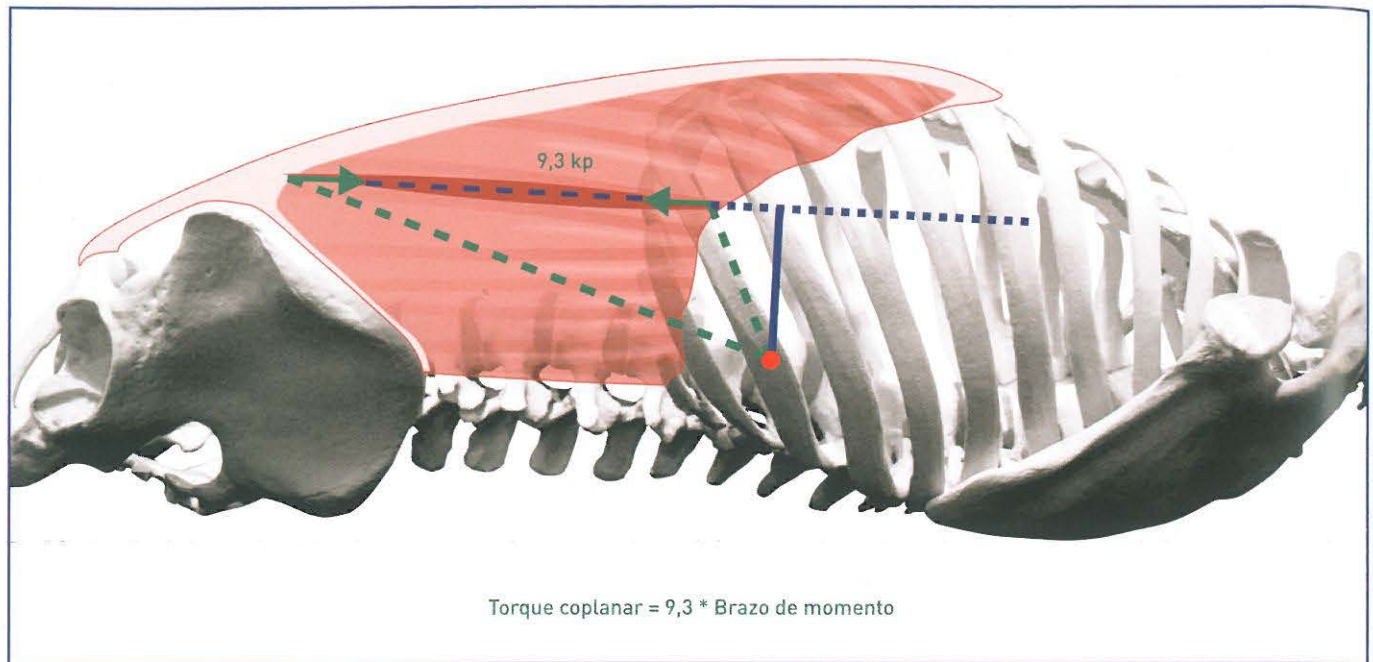


Ilustración 4.5.26

Ahora ya se puede calcular el torque de flexión con la proporción de la fuerza dentro del plano sagital. Esto no quiere decir que la fibra no genere fuerza rotacional sobre los otros planos anatómicos. Para desglosar cada uno, se debería calcular la componente coplanar del plano a analizar, de la misma forma que se ha realizado en esta publicación para el plano sagital.

IMPORTANTE

Aunque se pueda realizar un cálculo de fuerza coplanar, nunca hay que perder la perspectiva de que las fibras siempre realizarán el torque de forma lineal en su dirección, la cual casi nunca coincide con un plano anatómico, ni con el plano de movimiento resistido.

Si se analizan todas estas variables, es fácil darse cuenta de que la realidad de la función muscular es mucho más compleja que simplemente llamar a un músculo "flexor" o "extensor", sin tener en cuenta todas estas variables mecánicas.

RELACIÓN ENTRE LA MECÁNICA ANGULAR Y LA DEFORMACIÓN LINEAL EN LA MUSCULATURA

La mecánica de una fibra muscular, en relación a un eje articular, viene directamente relacionada con la deformación longitudinal de esta.

La relación entre movimiento angular y la deformación longitudinal es proporcional. Esto significa que una fibra que tenga el doble de mecánica que otra en una posición específica se deforma linealmente el doble al producirse movimiento angular.

Esta relación es difícil de comprobar en la musculatura *in vivo*, debido a que la mecánica muscular cambia constantemente a través del movimiento articular.

Es importante establecer esta relación en términos de cinética y no solo de cinemática. Para poder entender la relación cinética, habría de considerarse cualquier fuerza que actuara alrededor de una interrupción (eje articular) como una potencial generadora de movimientos rotacionales.

Cada fuerza que intenta generar rotación alrededor de un eje provoca un intento de deformación lineal en el tejido que tiene mecánica sobre dicho eje. Cuando se menciona la palabra tejido, ha de entenderse todo el tejido que tenga mecánica (tendones, ligamentos, cápsula,...) y no solo la musculatura, aunque esta desempeñe un papel primordial.

El tejido que tenga más mecánica sufrirá fuerzas que provocarán un intento de deformación lineal mayor, proporcionalmente a los demás, lo que estimulará a los mecanorreceptores con más intensidad (los mecanorreceptores son sensibles a la deformación lineal), especialmente al huso muscular y a los receptores de Golgi, además de a todos los receptores presentes en los ligamentos, fascias...

Al mismo tiempo, la musculatura que se encuentra con mejor mecánica en cada posición y en relación al plano de fuerza es la que recibe más intento de deformación lineal. Este hecho muestra cómo los mecanorreceptores, a través de esta relación lineal, detectan las fuerzas e informan al sistema nervioso.

Esta relación indica que, más allá del movimiento que se observe exteriormente, el cuerpo utiliza los receptores propioceptivos para obtener información de las fuerzas que llegan a las articulaciones y no solo del movimiento articular resultante, ya que es posible que la deformación sea contrarrestada por la musculatura y no se observe movimiento desde el exterior. Esto es así a pesar de que los receptores hayan sufrido un proceso de deformación no apreciado por el profesional, informando al SN y provocando dicha respuesta muscular.

Estos mecanismos son los que hacen que la musculatura que está directamente relacionada con los planos de fuerza en cada escenario específico sea la más estimulada y la que esté más implicada en negociar con las fuerzas.

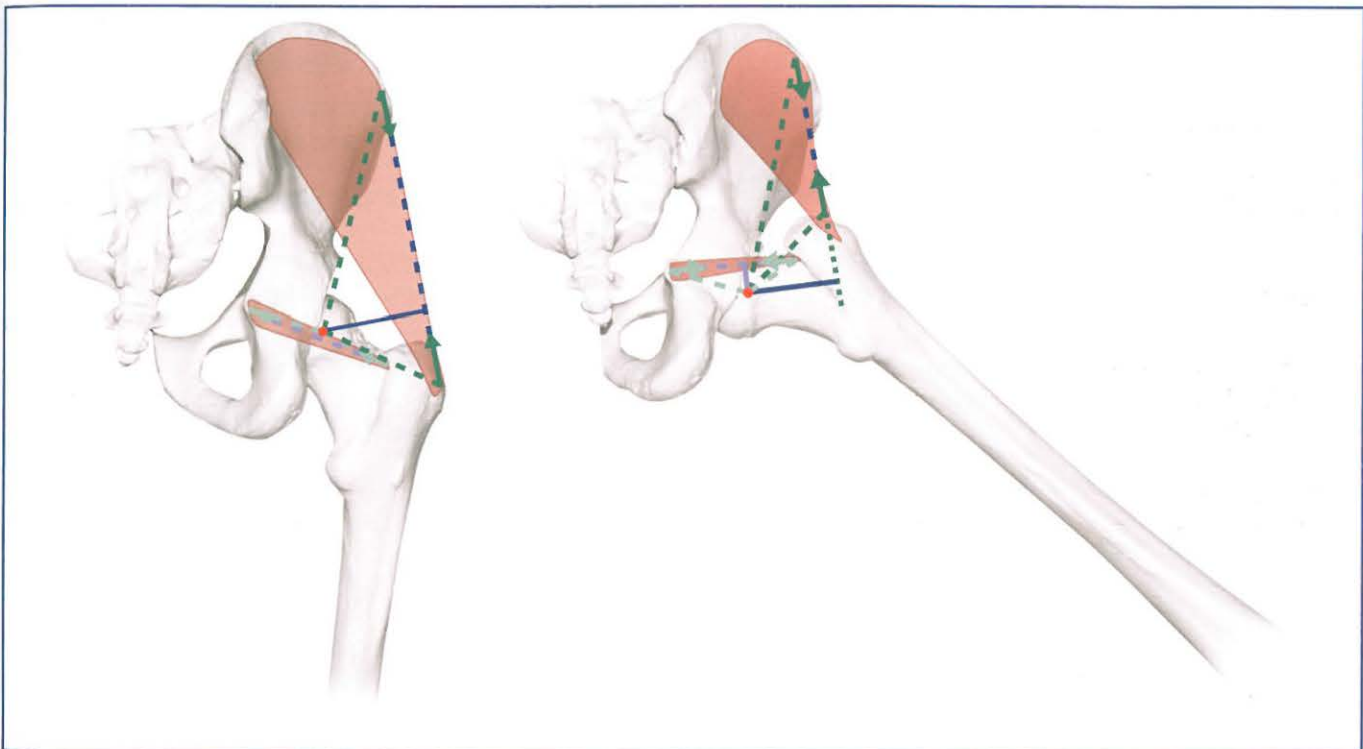


Ilustración 4.5.27

Análisis de la variación de longitud para un mismo ROM articular de la cadera en el plano frontal, para una fibra de un gémimo superior en relación a la de un glúteo medio. Se puede observar cómo las fibras del glúteo medio se deforman considerablemente más, debido a su ventaja mecánica en este plano. Cualquier fuerza que llegue en el plano frontal intentará deformar más los receptores sensoriales del glúteo medio y los receptores del tejido conectivo asociados al plano frontal, debido a que estos receptores son de tipo mecánico y se estimulan en función de la deformación lineal. Es lógico que el sistema propioceptivo envíe señales sobre qué planos están siendo retados por la física y que se procesen respuestas motoras en concordancia con dichos estímulos sensoriales. A pesar de que una persona realice un movimiento en el plano sagital, si está recibiendo fuerzas en el plano frontal, los receptores sensoriales experimentarán un intento de deformación por acción de la fuerza y el SNC ajustará la respuesta muscular en función de los objetivos (por ejemplo: mantener el movimiento en el plano sagital y evitar el movimiento en el plano frontal).

RESUMEN: FACTORES QUE DETERMINAN LA MECÁNICA MUSCULAR Y SU FUNCIÓN ARTICULAR

- Un músculo realiza fuerza sobre los dos puntos de inserción, no solo sobre el segmento móvil.
- Un músculo o fibra muscular no puede generar más *torque* en una articulación, en función de si se escoge un punto de inserción u otro.
- Un músculo o fibra muscular no modifica su mecánica individual, en función de si trabaja junto con otro músculo o fibra muscular, o de si está o no en movimiento.
- La línea de acción es la resultante de las fuerzas que llegan a un mismo punto de inserción/redirección.
- El sentido de la fuerza muscular va desde las inserciones tendinosas hacia el centro. Cuando hay redirección, va desde la redirección hacia el punto de contacto directo o indirecto con el otro hueso de la unión.
- Cuando existe una polea anatómica, la dirección de la fuerza muscular es la del último punto de contacto con la superficie ósea, aunque este contacto suceda de forma indirecta, a través de otro tejido o estructura (algo semejante a lo que sucede con las máquinas de poleas).
- En músculos multiarticulares, la dirección de fuerza suele ser diferente en cada articulación, ya que la línea de fuerza en cada punto de inserción casi siempre varía, como sucede también en un sistema de poleas redireccionadoras.
- El brazo de momento de una línea de fuerza muscular es la representación gráfica de los dos factores que determinan la mecánica muscular sobre un eje articular determinado: la distancia del brazo de palanca y el ángulo de fuerza.
- Un músculo o fibra muscular es responsable del *torque* que genera sobre las articulaciones que cruza directamente.
- Un músculo o fibra muscular genera también fuerzas articulares y *torque* por transmisión de fuerza sobre otras articulaciones que no salta, mientras el cuerpo se mantenga en uniones de fuerza (sistema rígido de unión). Comprender esto es uno de los retos más complejos para los biomecánicos en los próximos años.
- Las cadenas de restricción mecánica provocan que la musculatura de una articulación del sistema provoque de una forma directa momento de fuerza sobre las otras articulaciones del sistema en restricción (ver concepto de cadenas de restricción mecánica de Tom Purvis).
- Un músculo genera momento sobre todos los ejes anatómicos en que tenga mecánica. Debido a su disposición en el espacio, lo hará, en muchas ocasiones, en un plano que cruce las tres dimensiones.
- Para el cálculo coplanar (el más utilizado en cálculo bidimensional), se debe tener en cuenta la proporción de fuerza dentro del plano.

4.6 NEGOCIANDO CON FUERZAS Y PARTICIPACIÓN MUSCULAR

Es clave la comprensión profunda de la importancia que la musculatura tiene a la hora de controlar y mover las articulaciones.

Su objetivo es garantizar la integridad articular y la motricidad y, con ello, la subsistencia de la especie. Para conseguir esto, la principal función de la musculatura es generar tensión. Así de sencillo.

La participación muscular dependerá de los requerimientos que cada articulación demande (en cada instante) para ser controlada y/ o movida alrededor de sus ejes. Por tanto,

“LA FÍSICA ES UNO DE LOS PRINCIPALES FACTORES QUE DETERMINARÁ LA POTENCIAL RESPUESTA MUSCULAR”

Esto quiere decir que los músculos esqueléticos se activan en función de las fuerzas que tienen que ser controladas y generadas en las diferentes articulaciones. Es el sistema nervioso quien controla dicha respuesta muscular, a partir de las fuerzas que reciben las articulaciones.

Por desgracia, la participación muscular se ha convertido en algo así como un “cliché”, que se ha utilizado de forma simplista y se ha aplicado al sector del ejercicio con muchos errores y lagunas.

RELACIÓN ENTRE APLICACIÓN DE RESISTENCIA Y CONTROL MUSCULAR

La interacción entre las fuerzas que llegan al esqueleto humano y las que genera el propio cuerpo es clave para garantizar la motricidad humana. Se podría decir que existe una negociación con fuerzas a través del sistema articular.

Esta negociación se produce en las articulaciones, ya que es ahí donde interactúan las fuerzas que llegan al cuerpo.

Esta es la razón por la que es importante entender los sistemas de palancas y adaptar este conocimiento a las especiales características de las palancas humanas, que podrían considerarse como bio-palancas, por su especial comportamiento diferenciado de los sistemas palancas de ingeniería.

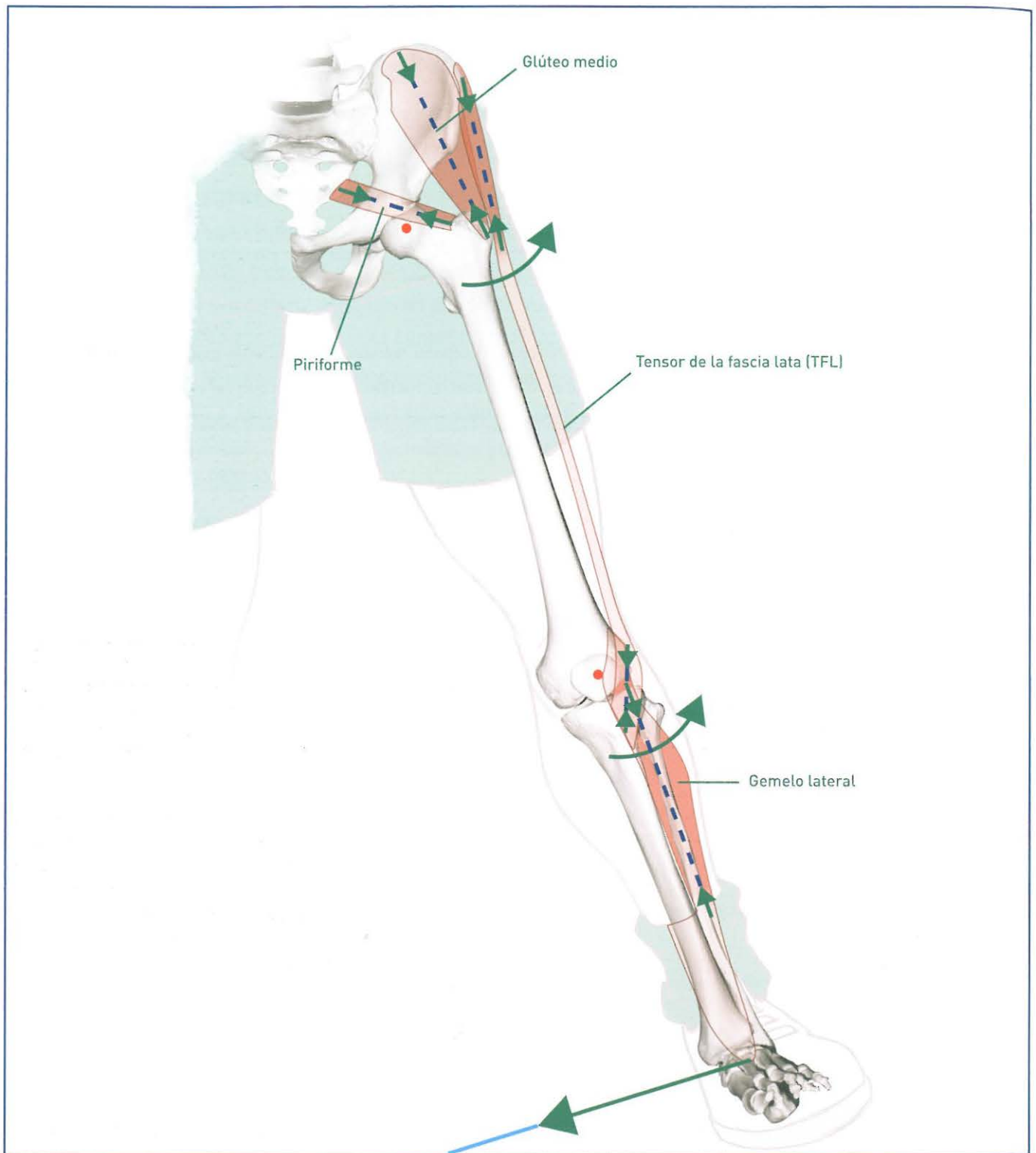


Ilustración 4.6.1

Ejemplo de cómo diferentes músculos pueden interactuar cuando tienen que negociar con fuerzas externas/internas aplicadas. En este caso, se ha puesto un ejemplo de varios músculos con mecánica para generar fuerza rotacional en abducción de cadera, como el TFL (tensor de la fascia lata), glúteo medio o piriforme y en abducción de rodilla (TFL y gemelo lateral).

Esta ilustración es una simplificación para poder entender la idea de la respuesta muscular a las fuerzas. Es evidente que todos los músculos y tejidos conectivos asociados a dichas articulaciones tendrán protagonismo, además de todas las demás articulaciones que, en mayor o menor grado, necesitarán ser estabilizadas.

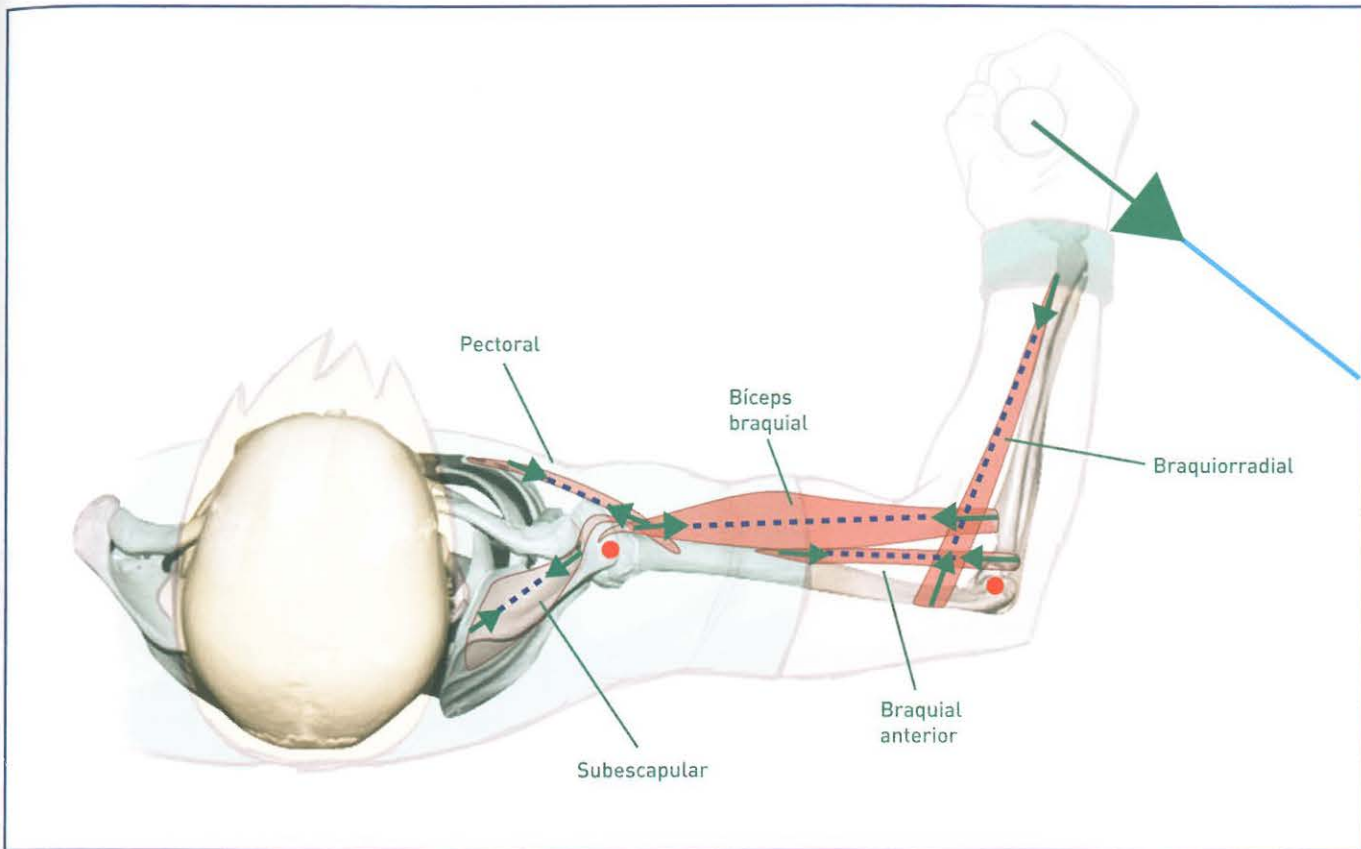


Ilustración 4.6.2

Ejemplo de cómo diferentes músculos pueden interactuar cuando tienen que negociar con fuerzas externas/internas aplicadas. En este caso, se ha puesto un ejemplo de varios músculos con mecánica para generar fuerza rotacional en un press con cable en el plano transversal. Esta ilustración es una simplificación para poder entender la idea de la respuesta muscular a las fuerzas. Es evidente que todos los músculos y tejidos conectivos asociados a dichas articulaciones tendrán protagonismo, además de todas las demás articulaciones que un grado mayor o menor necesitarán ser estabilizadas.

Si se conocen las fuerzas que se aplican (más allá del peso que marcan las placas), se puede controlar la dosis de fuerza rotacional que recae sobre las articulaciones y manipular de forma estratégica los estímulos. De esta forma, es más sencillo poder hacer una aproximación a las respuestas musculares necesarias para responder a los estímulos creados estratégicamente dentro de la sesión de entrenamiento.

Debido a que la musculatura responde a los estímulos que provocan las resistencias y a los intentos de acelerar la propia masa corporal, es vital que cualquier profesional sea capaz de entender la forma de crear, manipular y progresar con la aplicación de fuerzas, ya se trate de las resistencias creadas por fuerzas externas, como de las propias resistencias inerciales devenidas por las aceleraciones del propio cuerpo.

TIPOS DE PALANCAS Y CONTROL MUSCULAR

Como se podrá ver en esta sección, el hecho de que una palanca sea de un género u otro tiene muy poca relevancia en la realidad de la mecánica del ejercicio.

Lo importante de los sistemas de palancas es poder ver las fuerzas que generan momento, las fuerzas articulares y la relación entre todas ellas.

EJES DE ROTACIÓN ARTICULAR versus EJES EXTERNOS DE CONTACTO

El primer problema que aparece al analizar los tipos de palancas se da al observar el típico ejemplo de palanca de 2º género (palancas inter-resistentes). Ver ilustración 4.6.3.

En dicho ejemplo aparece el apoyo de un pie y en él se coloca tradicionalmente el eje en el punto de contacto. La resistencia se representa en el punto teórico del centro de masas y la fuerza del gemelo actúa como la potencia.

Como se detallará a continuación, esta interpretación presenta varios problemas que la invalidan desde el punto de vista de la física.

El primer problema radica en la colocación del eje en el punto de contacto. Aunque en dicho punto es viable colocar un eje, este solamente se utilizará en el caso de que haya una fuerza externa que se aplique al cuerpo en otro punto de contacto, como sí sucede en el ejemplo de la carretilla. Dicho de otro modo, es un eje "creado" por otra fuerza externa al cuerpo, que en el ejemplo de la ilustración 4.6.3 no existe.

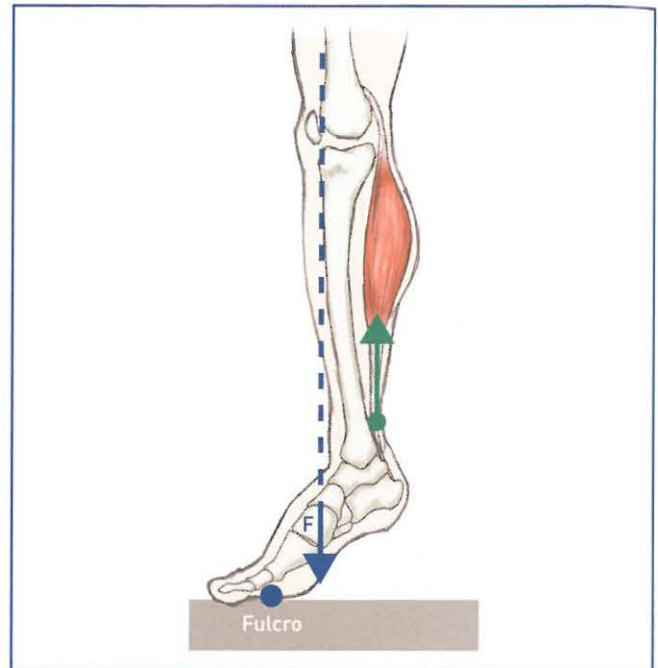


Ilustración 4.6.3

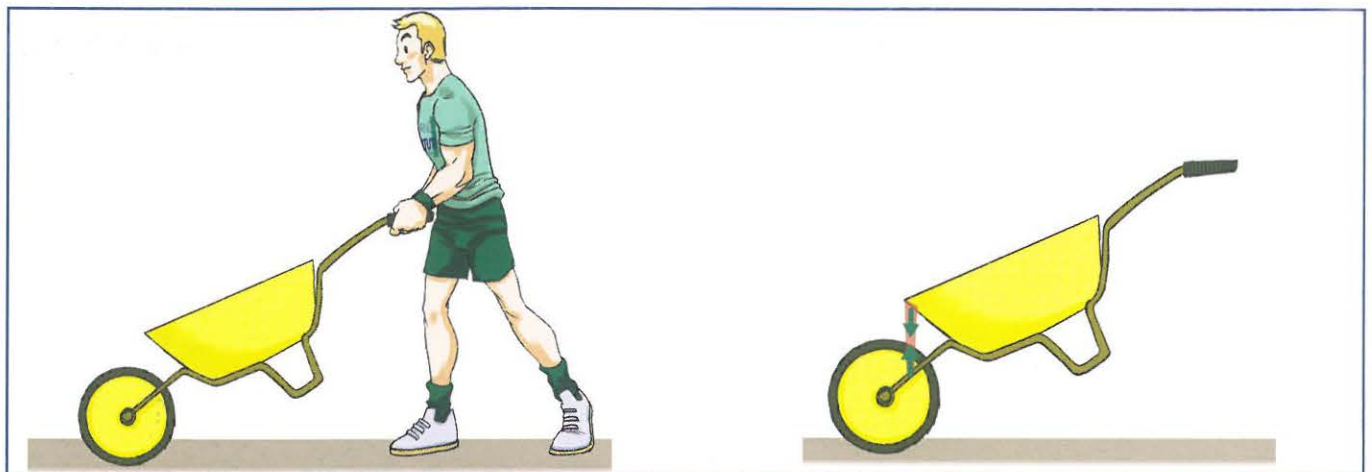


Ilustración 4.6.4

El ejemplo de la carretilla tradicional que se suele mostrar propone tres estructuras el suelo, la carretilla y la persona que la lleva. En este caso, el centro de masas del carrito está entre el eje de su rueda y la fuerza de la persona (tercer cuerpo en discordia). Por lo tanto, se podría considerar como una palanca de 2º género.

Querer trasladar este ejemplo de palanca al cuerpo humano, utilizando como ejemplo típico la imagen anterior del gemelo, es inadecuado, ya que en dicho caso no existe un tercer cuerpo que se relacione con la pierna. Sería como pretender levantar la carretilla con un tensor colocado en la misma estructura de la carretilla, sin que existiera una fuerza externa que creara el eje de rotación.

En el caso del ejemplo típico del gemelo que se muestra en los libros, no existe una fuerza externa a la pierna (cuerpo), con la cual generar un sistema de palancas que se relacione con el hipotético eje creado en la zona de contacto del pie. Por tanto, dichos "ejes externos de contacto" no habrían de ser considerados para el análisis de palancas musculares, ya que es inapropiado relacionar las fuerzas musculares internas con ejes de contacto externos.

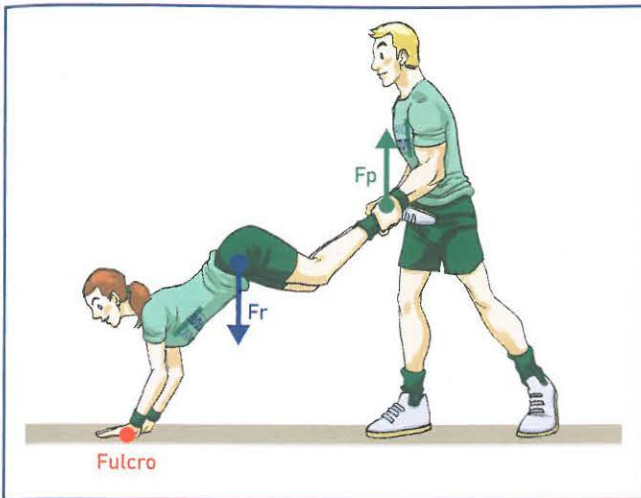


Ilustración 4.6.4b

Esta imagen es lo más cercano que se ha encontrado a un ejemplo de palanca de 2º género aplicada al cuerpo humano. El "eje de contacto externo" al cuerpo (la chica con el suelo), es el fulcro, el centro de masas de la chica es la fuerza de la resistencia y la fuerza del chico para soportarla es la potencia. Si se quisiera realizar un cálculo de la fuerza muscular, automáticamente se dejaría de utilizar el eje de contacto externo como fulcro y pasaría a ser considerado como la fuerza de contacto que afecta a los ejes de rotación (articulaciones), los cuales, como es lógico, pasarían a ser los fulcros.

Las fuerzas musculares se deben relacionar con los ejes creados por las articulaciones. Los puntos de contacto se convierten siempre en fuerzas (y no en ejes) para el análisis de los sistemas de palancas articulares.

Esto hace que el ejemplo típico de la bibliografía deba ser modificado y actualizado por uno donde el fulcro se coloque en una articulación y la fuerza sea la reactiva creada por el contacto. En esta nueva situación, la palanca de 2º género desaparece, y lo que importa es la fuerza que puede crear la musculatura sobre el sistema articular para conseguir aplicar la adecuada fuerza y dirección en el punto de contacto con el suelo.

Como es lógico pensar y, especialmente debido a la complejidad del sistema articular, el gemelo, por sí solo, no podría conseguir subir el cuerpo, ya que no podría mantener la integridad en el antepié y desplazaría la tibia hacia atrás. Es la compleja orquestación de mucha musculatura la que logra propulsar el cuerpo en la dirección correcta.

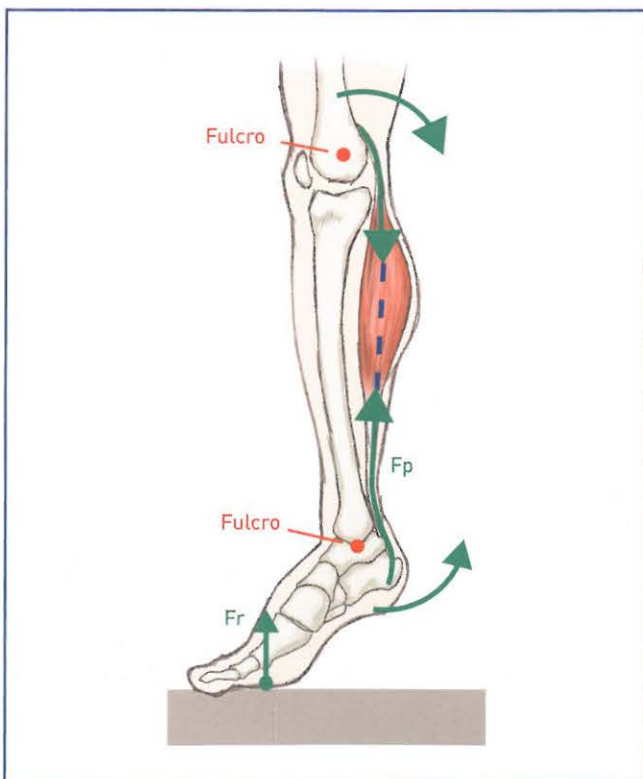


Ilustración 4.6.5

En un análisis de la mecánica muscular, se debe colocar el fulcro (eje) en las articulaciones a analizar. Se supone que el gemelo controla de forma directa el tobillo y la rodilla. Estos dos serán los ejes.

El punto de contacto del cuerpo con el suelo se convierte en la fuerza de la resistencia. Es el punto de contacto del cuerpo con otro cuerpo (el suelo) y, por tanto, es donde se debe aplicar la fuerza que afecta a las articulaciones.

Analizando de este modo la mecánica de las fuerzas que llegan a las articulaciones, estas palancas dejan de ser de 2º género.

FACTORES QUE MODIFICAN LA TEÓRICA VENTAJA O DESVENTAJA MECÁNICA DE LOS TIPOS DE PALANCAS.

Es muy común, también, que se determine la ventaja o desventaja mecánica de ciertos tipos de palancas en función de si son de un género u otro.

El hecho de que una palanca tenga mecánica favorable en función de su género queda limitada solamente a ciertas condiciones. Por desgracia, las condiciones en las que esto sucede son las únicas que se muestran en la enseñanza de los sistemas de palancas aplicados en el cuerpo humano, mitificando el hecho de la ventaja mecánica en función del tipo de palanca.

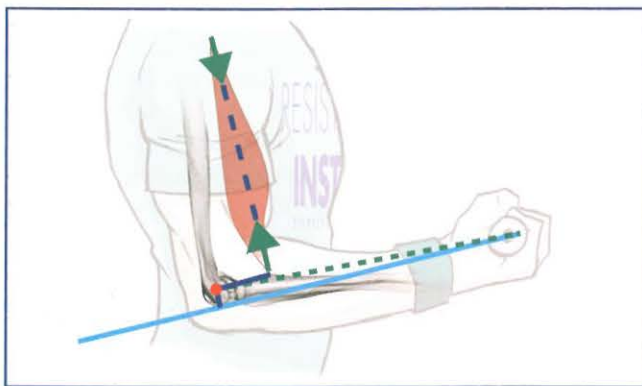


Ilustración 4.6.6

El brazo de momento de la resistencia del cable es menor que la del músculo bíceps braquial, aunque el cable tenga en principio más distancia al eje (mayor brazo de palanca). En este caso, el músculo bíceps braquial necesita menos fuerza que el cable para generar rotación, a pesar de tener, en teoría, desventaja mecánica.

Como se ha descrito en las páginas anteriores, en el estudio de los sistemas de palancas se suele enseñar, por norma, un ejemplo de un balancín o un mecanismo similar, sobre el cual todas las fuerzas atacan a la palanca con un ángulo de 90° y dentro del plano de movimiento (fuerzas coplanares).

El primer punto de discrepancia con dicha afirmación es que, aunque un género de palanca tenga más distancia, si su ángulo de fuerza no es óptimo, es posible que su brazo de momento sea menor que una palanca con menor brazo de palanca y un ángulo más óptimo, ya que solamente la componente rotacional (la que ataca a 90°) genera rotación.

¿No se debería determinar la ventaja mecánica en función de la longitud del brazo de momento (que tiene en cuenta la distancia y el ángulo) y no del brazo de palanca?

Si esto es así, ¿no sería entonces posible que una fuerza ubicada a mayor distancia del eje (mayor brazo de palanca), tuviese menor mecánica?

Otro error habitual en la interpretación de los géneros de las palancas es no tener en cuenta la componente de las fuerzas dentro del plano analizado. Tal y como se explicó anteriormente, a pesar del brazo de palanca, incluso del brazo de momento, si una fuerza no está en el plano perpendicular al eje analizado, solamente una parte de ella (quizá ninguna) tiene mecánica sobre dicho plano.

Como se observa en la ilustración 4.6.7, a pesar de una mayor distancia, una fuerza con una dirección no coplanar puede tener menor ventaja mecánica en determinado plano de análisis, necesitando mayor fuerza para generar *torque* en dicha palanca y en relación a dicho plano.

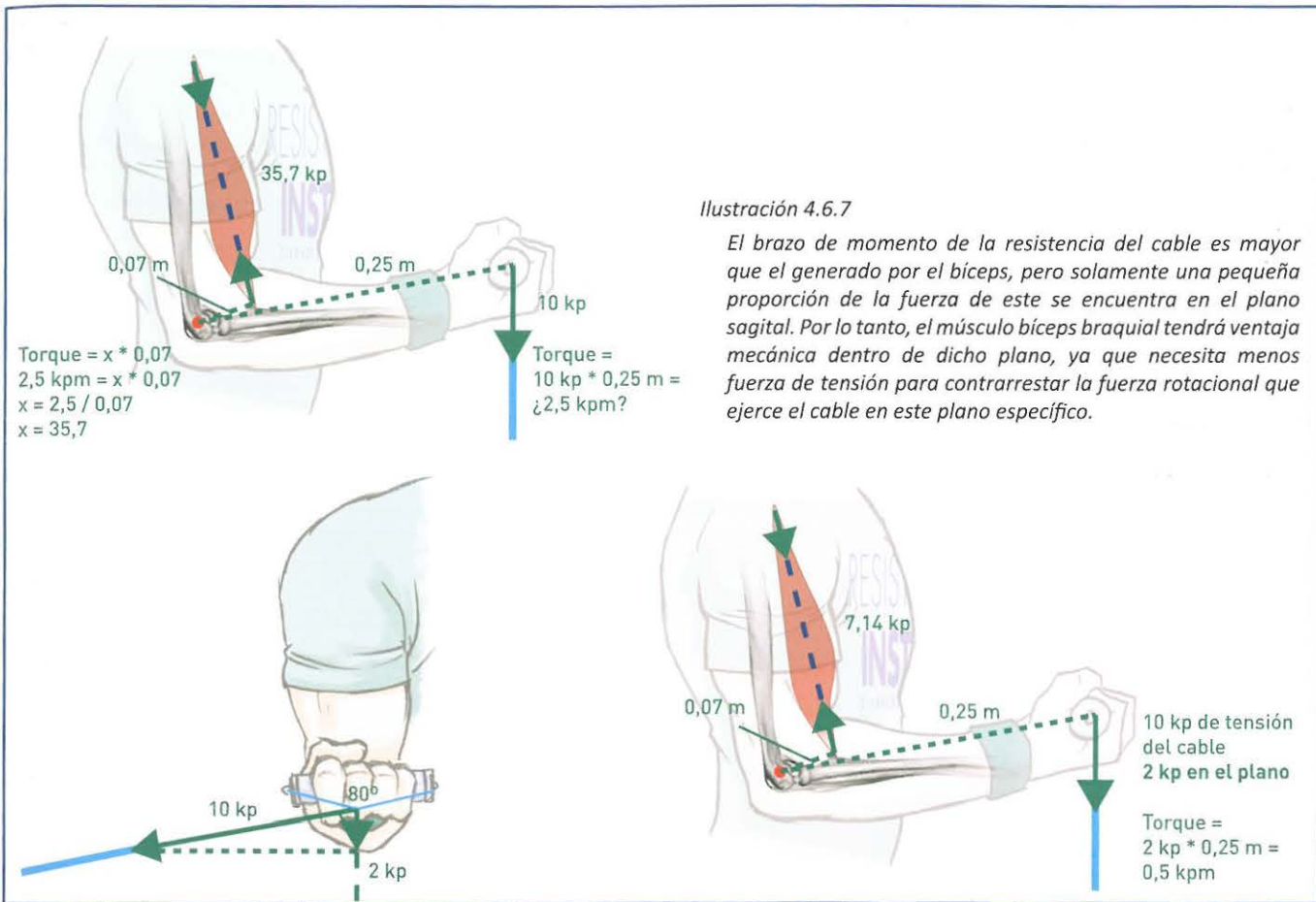


Ilustración 4.6.7

El brazo de momento de la resistencia del cable es mayor que el generado por el bíceps, pero solamente una pequeña proporción de la fuerza de este se encuentra en el plano sagital. Por lo tanto, el músculo bíceps braquial tendrá ventaja mecánica dentro de dicho plano, ya que necesita menos fuerza de tensión para contrarrestar la fuerza rotacional que ejerce el cable en este plano específico.

Estos ejemplos ponen en entredicho la afirmación de que el tipo de palanca determina la ventaja mecánica de una fuerza aplicada a la palanca y dejan en evidencia la poca relevancia del género de las palancas a la hora de determinar las fuerzas que generan momento.

FUERZA Y MOVIMIENTO: LA ETERNA CONFUSIÓN

Una de las frases que se ha puesto de moda en el sector del ejercicio físico dice así; "el cuerpo no piensa en músculos, piensa en movimientos". Desde una perspectiva biomecánica, esta afirmación no solo no tiene demasiado sentido, sino que puede llevar a confusiones a la hora de analizar la realidad mecánica del ejercicio con resistencias.

El sistema nervioso responde principalmente a fuerzas, haya o no haya movimiento. Aunque es evidente que el objetivo del cuerpo es conseguir motricidad (movimiento), debe exponerse que la motricidad implica también el no-movimiento, es decir, que el sistema en ciertos escenarios opte por evitar o limitar el movimiento.

Si se realiza un movimiento y se aplican diferentes tipos de fuerzas, es sencillo imaginar que, aunque el cuerpo quiera pensar en movimientos, va a utilizar diferente musculatura para conseguir dicho movimiento de forma adecuada y manteniendo la integridad articular.

Es fácil deducir en la ilustración siguiente que, a pesar de realizarse el mismo movimiento, la musculatura requerida será muy diferente. ¿En qué está pensando el cuerpo entonces?

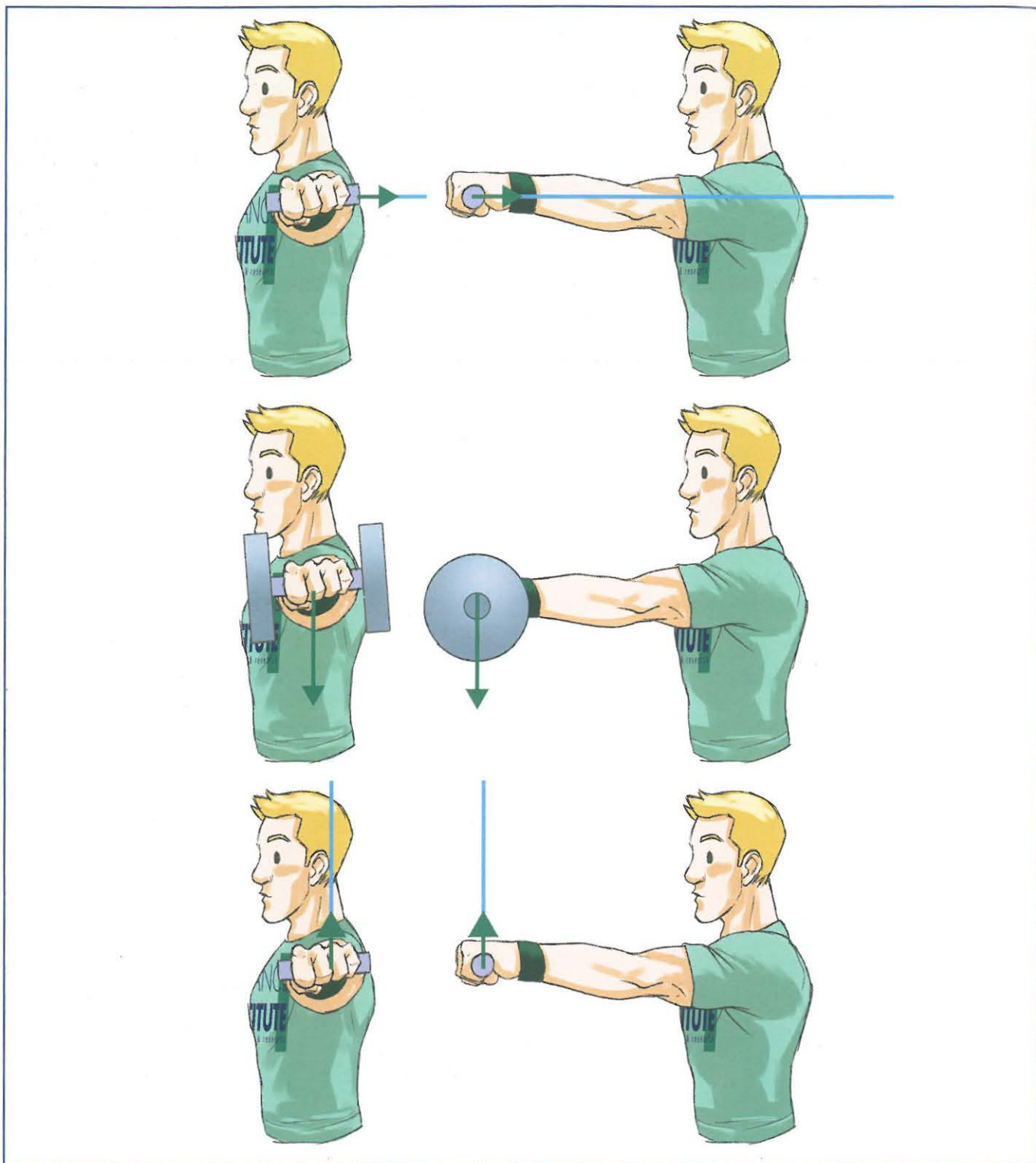


Ilustración 4.6.8

Un mismo movimiento de aducción transversal, realizado con direcciones de fuerza diferentes, generará estímulos de fuerza distintos, que provocarán que la respuesta motora sea diferente a pesar de realizar un mismo movimiento.

Son las fuerzas las que determinan cómo se va a generar o evitar el movimiento y las que provocan la orquestación motora necesaria en los diferentes escenarios, más allá del movimiento o el no-movimiento.

FUERZAS ARTICULARES (NO ROTACIONALES) Y CONTROL MUSCULAR

Las articulaciones, al tener un componente de unión estructural (cierre de forma, por geometría ósea), no pueden ser consideradas puramente uniones de biotensegridad (aunque esta juegue un papel importante). Aún así, debemos considerar que son susceptibles de recibir los tres tipos de fuerzas de contacto, al igual que cualquier estructura. Esto es; fuerzas de compresión, de tracción y de cizalla.

La cantidad total de fuerza articular se obtiene sumando todas las fuerzas que llegan a la articulación. Estas pueden

obtenerse haciendo una composición en fuerzas paralelas o perpendiculares a la palanca (tanto de la carga como del tejido conectivo y muscular), lo que, en la práctica, supone un cálculo difícil. Las fuerzas se valoran como positivas o negativas en función del sentido en el que se aplican. Cuando se suman todas, el sentido final será el de mayor módulo. Si la resultante es paralela a la superficie articular, crea cizalla en esa posición del ROM. Si es perpendicular, crea fuerzas compresivas o de tracción, en función de su sentido.

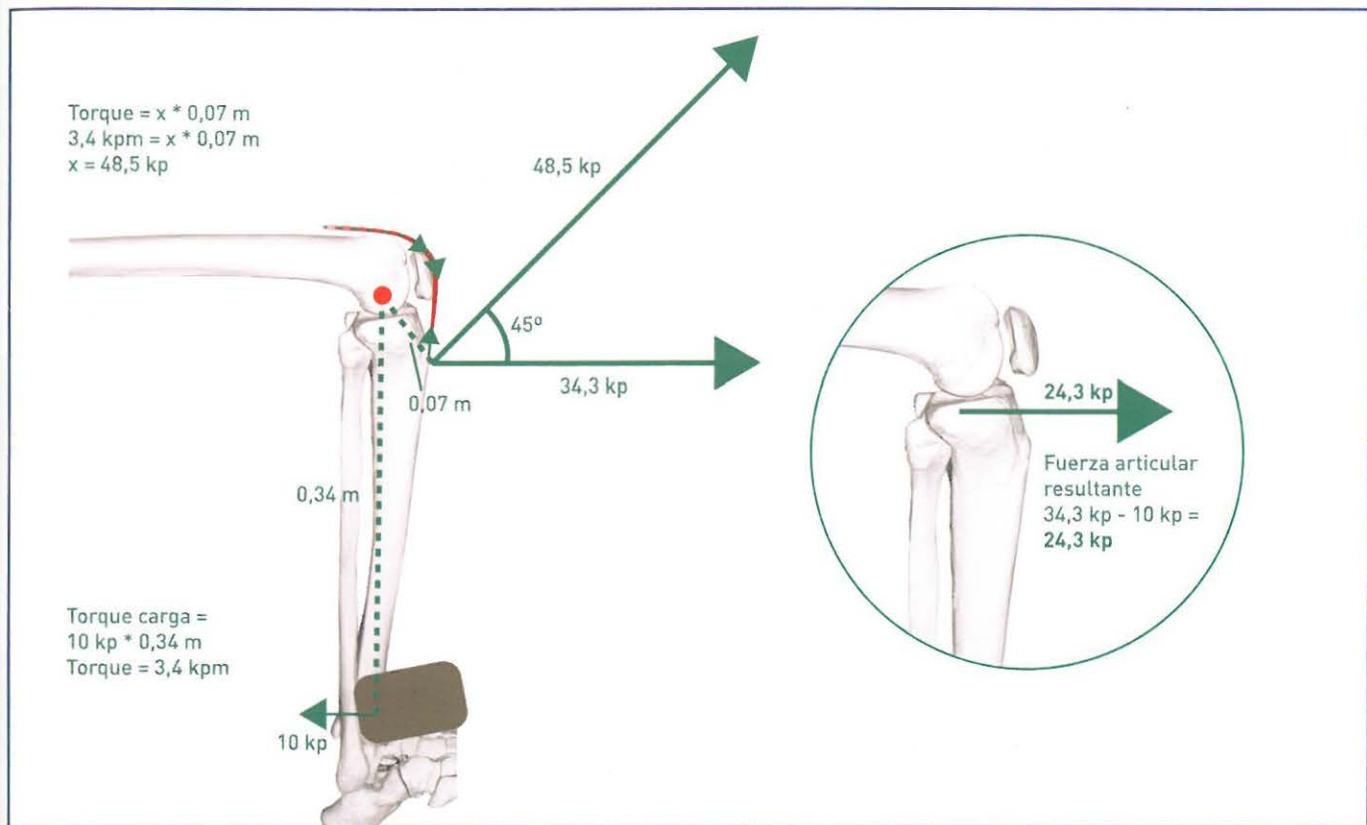


Ilustración 4.6.9a

Cálculo simplificado de cómo pueden afectar las fuerzas articulares alrededor del eje L-M de la rodilla. La fuerza articular de cizalla en este escenario es de 24,3kp. Fuerza paralela a la superficie de contacto. Esta fuerza, que provoca anteriorización de la tibia, está causada por la fuerza del cuádriceps, y no por la resistencia. Esta fuerza tendrá que ser contrarrestada por otra musculatura y tejido conectivo para poder mantener la integridad de la unión (articulación).

RELACIÓN ENTRE LA UBICACIÓN DE LA CARGA Y LAS FUERZAS ARTICULARES

Existe una relación entre la distancia al eje articular de la componente de fuerza rotacional de la potencia (musculatura) y la distancia al eje articular de la componente de fuerza rotacional de la resistencia (carga externa o carga

de la propia masa corporal).

Esta relación determina que, a mayor distancia del eje articular sea ubicada la carga en relación a la potencia, mayores serán las fuerzas articulares creadas por la componente rotacional.

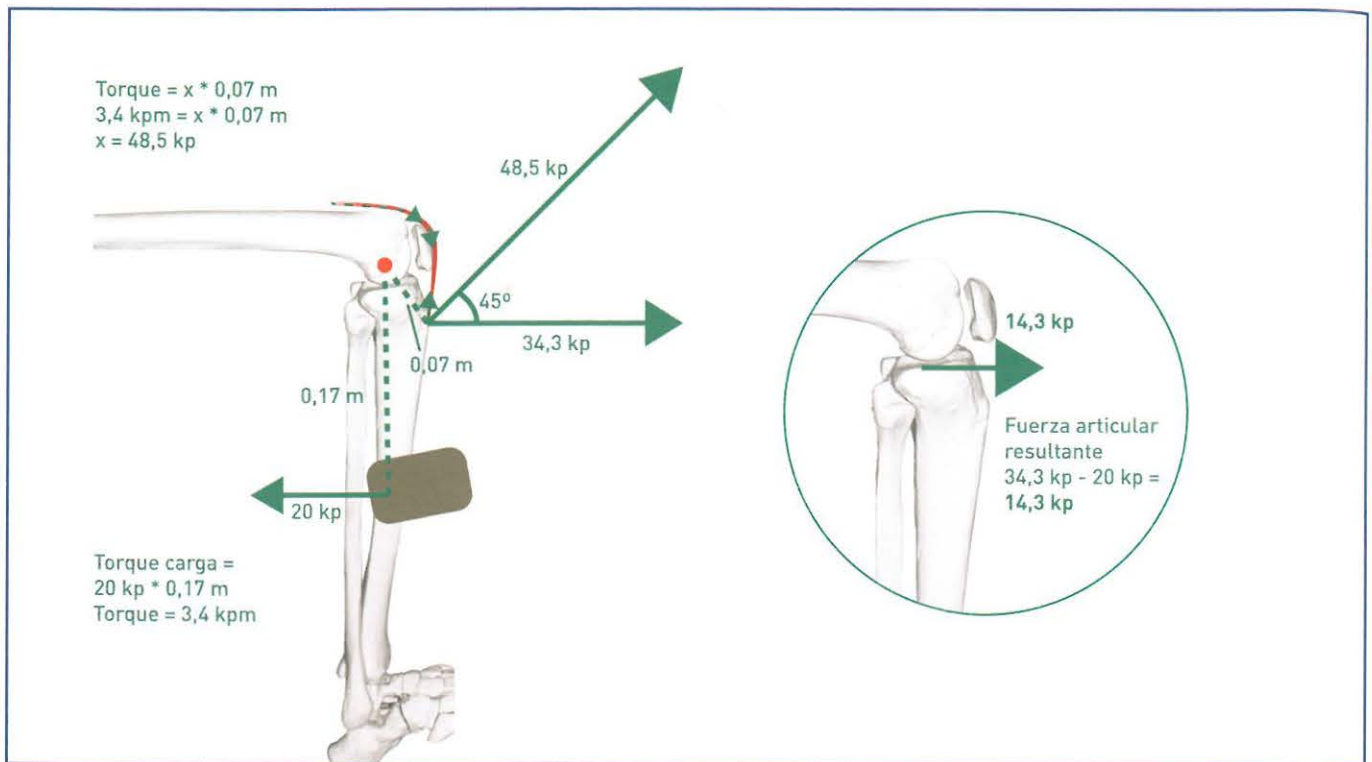


Ilustración 4.6.9b

Variación de las fuerzas articulares de cizalla en el eje L-M de la rodilla, con el doble de carga aplicada a la mitad de distancia. El resultado de los cálculos refleja una fuerza de cizalla de 14,3 kp, en lugar de 24,3 kp de la ilustración anterior, a pesar de tener el mismo torque.

Las fuerzas articulares dependen de la dirección de la fuerza aplicada sobre la estructura y de la forma de las superficies articulares. Si se analiza el ejemplo de la ilustración superior, se puede observar como la fuerza de la resistencia genera fuerza de compresión sobre la tibia y fuerza de cizalla en la articulación de la rodilla.

En esta misma ilustración se aprecia la relación existente entre la magnitud de la componente rotacional de la carga (20 kp) en relación a la distancia del brazo de palanca (0,17 m) y la mayor magnitud de la componente rotacional de la fuerza muscular (48,5 kp) en relación a su menor brazo de palanca (0,07 m).

Este hecho, unido a que las inserciones musculares no se pueden modificar (sin pasar por el quirófano), provoca que, cuanto más brazo de momento tenga la carga respecto a la potencia, más fuerzas articulares serán creadas por la componente rotacional, para un mismo momento de fuerza. En la ilustración 4.6.9a, con la carga ubicada a 0,34 m, se puede observar que las fuerzas articulares de cizalla son 24,3 kp hacia anterior, mientras que en la ilustración 4.6.9b, con el doble de carga ubicada a mitad de distancia, las fuerzas articulares son 14,3 kp hacia anterior. En ambos casos el momento de fuerza para la articulación es el mismo.

La componente de cizalla está creada por el cuádriceps, que

tiene que realizar más fuerza rotacional que la carga, ya que se ubica a menos distancia del eje y tiene menor brazo de momento. Al contrario de lo que tradicionalmente se piensa en el sector del ejercicio, la fuerza de cizalla anterior no es provocada por la carga, sino por la potencia muscular (el cuádriceps, en este caso).

Esto significa que casi siempre que el cuádriceps se tense para crear fuerza rotacional, se creará fuerza de cizalla anterior en la articulación de la rodilla, lo que conlleva que no sea la máquina específica (*leg extensión*) la única herramienta que provoca esta fuerza sobre la articulación.

Las ilustraciones 4.6.9a y 4.6.9b son un ejemplo simplificado para entender las fuerzas articulares que se pueden producir en la rodilla en relación a diferentes fuerzas aplicadas. Se habría de tener en cuenta que esta articulación está diseñada para tolerar muchas de estas fuerzas articulares, razón por la cual existen los ligamentos cruzados en la rodilla.

Es crucial entender también la importancia de la musculatura que se encuentra al otro lado del eje articular a la hora de crear co-contracción, como pueden ser en este caso los isquiosurales, grácil, TFL, sartorio..., ya que contribuyen de forma imprescindible a realizar fuerzas articulares de cizalla posteriores, para contrarrestar la fuerza de cizalla anterior creada por el cuádriceps.

$$\text{Torque} = x * 0,07 \text{ m}$$

$$3,94 = x * 0,07$$

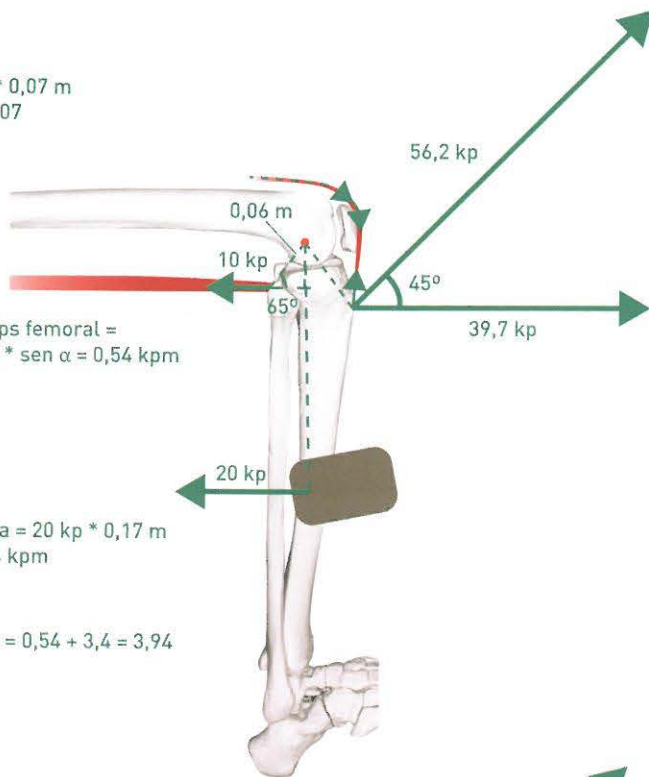
$$x = 56,2$$

$$\text{Torque bíceps femoral} = 10 \text{ kp} * 0,06 * \text{sen } \alpha = 0,54 \text{ kpm}$$

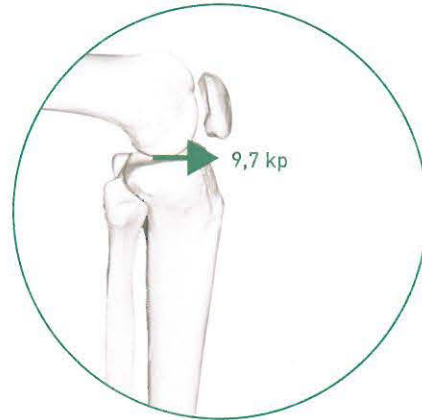
$$\text{Torque carga} = 20 \text{ kp} * 0,17 \text{ m}$$

$$\text{Torque} = 3,4 \text{ kpm}$$

$$\text{Torque total} = 0,54 + 3,4 = 3,94$$



$$\text{Fuerzas articulares} = 39,7 - 10 - 20 = 9,7 \text{ kp}$$



$$\text{Torque} = x * 0,07 \text{ m}$$

$$4 = x * 0,07$$

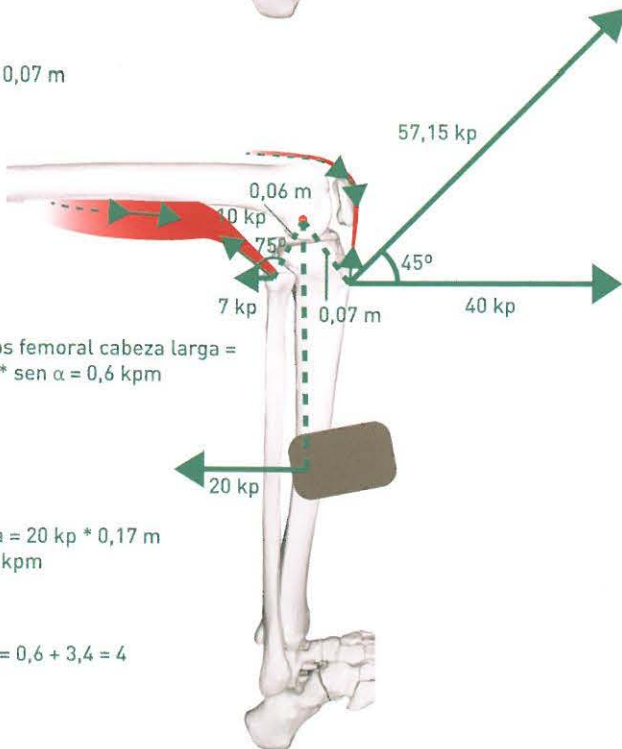
$$x = 57,15$$

$$\text{Torque bíceps femoral cabeza larga} = 10 \text{ kp} * 0,06 * \text{sen } \alpha = 0,6 \text{ kpm}$$

$$\text{Torque carga} = 20 \text{ kp} * 0,17 \text{ m}$$

$$\text{Torque} = 3,4 \text{ kpm}$$

$$\text{Torque total} = 0,6 + 3,4 = 4$$



$$\text{Fuerzas articulares} = 40 - 20 - 7 = 13 \text{ kp}$$

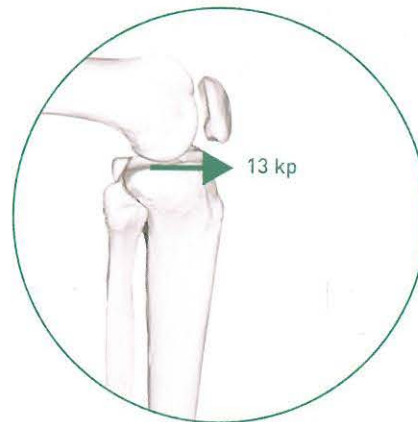


Ilustración 4.6.10

Se puede apreciar que las fuerzas articulares disminuyen al sumarse la fuerza de las cabezas del músculo bíceps femoral por separado. Aunque la contracción de este músculo incrementa el torque de flexión, provocando que el cuádriceps tenga que realizar más fuerza, las fuerzas articulares disminuyen. Este hecho demuestra la importancia de la co-contracción en la estabilidad articular. Y que la musculatura que está al otro lado del eje articular debe contraerse en cierto grado para mantener la integridad y evitar que el resto de tejido conectivo -en especial los ligamentos cruzados- tenga que soportar todas estas fuerzas.

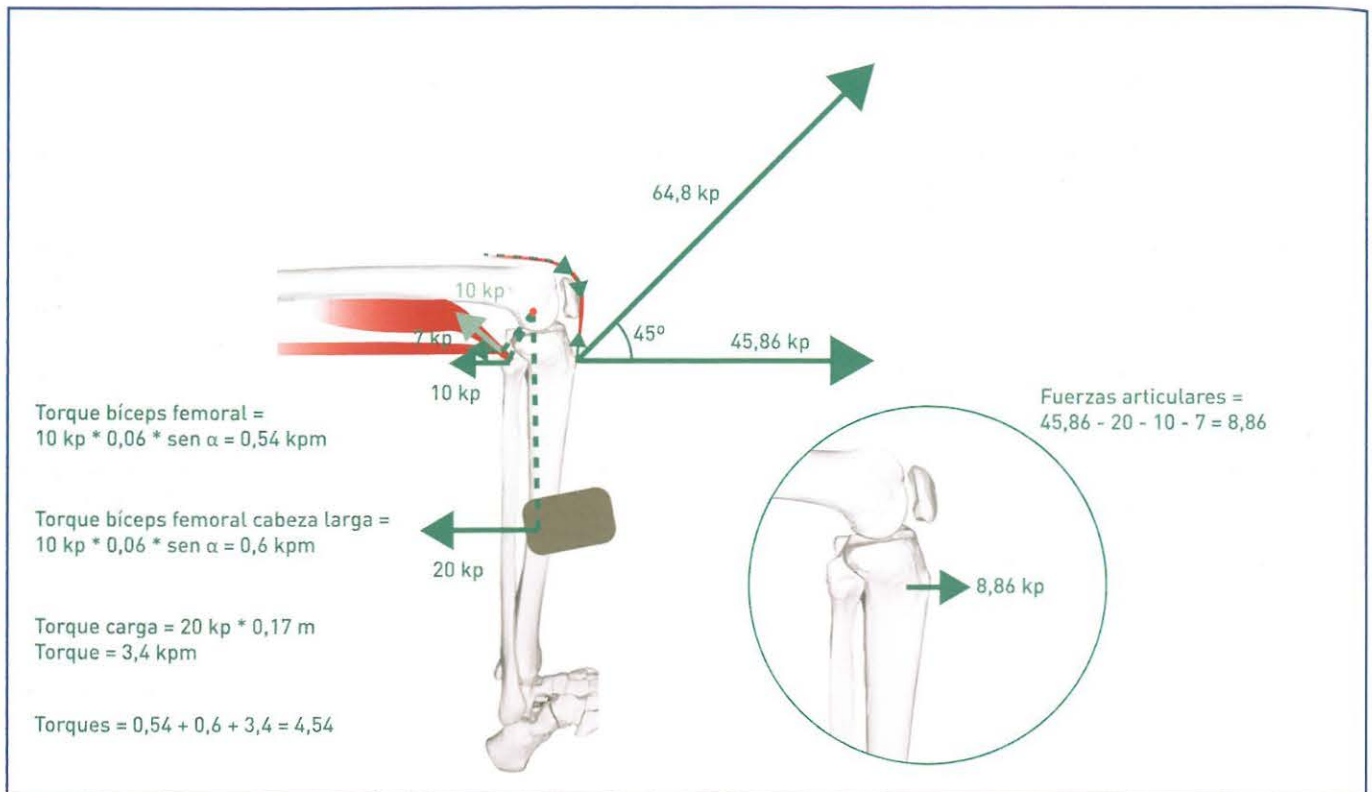


Ilustración 4.6.11

Cualquier otro factor que incremente la diferencia entre las fuerzas positivas y negativas modificará las fuerzas articulares, como pudieran ser la aceleración requerida, la modificación de la energía cinética,...

Por desgracia, en muchos casos, se utiliza la palabra *cizalla* para dotarla de un sentido "malvado" o "pernicioso", especialmente cuando se utiliza para crear miedo en los profesionales, diciendo que un determinado ejercicio es "malo" debido a que provoca *cizalla*.

No hay que tener miedo a las fuerzas de *cizalla per se*, ya que como con todas las fuerzas, los efectos dependerán de su cantidad y de si las diferentes estructuras están preparadas para tolerarlas. Las fuerzas de *cizalla* están siempre en las articulaciones y la salud de estas depende de su adecuada aplicación. La clave está en entenderlas y poder manipularlas en función de las capacidades individuales.

Es muy común leer que el ejercicio en la máquina habitualmente llamada *leg extension* crea *cizalla* sobre el ligamento cruzado anterior. El ligamento cruzado anterior, si sufre algún tipo de fuerza ante fuerzas de *cizalla* anterior en la rodilla, es de **tracción**, que es casualmente el tipo de fuerzas que mejor soporta, dada su estructura. Para poder determinar el potencial riesgo-beneficio de cualquier ejercicio, se debería ser más riguroso y determinar el

escenario específico (cantidad de fuerza, dirección de la fuerza, ROM, articulaciones implicadas,...), y en relación a una persona específica (genética, fenotipo y adaptaciones de tejido, fatiga, lesiones,...).

No es apropiado hacer afirmaciones a la ligera sobre los potenciales beneficios o detrimentos, superioridad o inferioridad de cualquier ejercicio, ya que se puede caer en un juego absurdo, debido a que las variables comentadas modifican el resultado de forma considerable.

No es extraño leer artículos o bibliografía que ponen en entredicho el potencial daño de un acción como la *leg extension* debido a las fuerzas de *cizalla* que provoca, sin poner sobre la mesa todos los escenarios específicos que deberían controlarse. Desde una perspectiva biomecánica, es muy factible que se den situaciones de fuerza en la rodilla que causen muchas más fuerzas de *cizalla* con cualquier chute de un balón. Solamente hay que hacer un sencillo cálculo biomecánico sobre las fuerzas, en relación al ROM en la rodilla y el punto de aplicación de la pelota, para comprobar que es muy probable que las fuerzas de *cizalla* sean superiores en cualquier chute.

Para determinar el potencial daño al realizar una *leg extension*, hay que tener en cuenta variables en relación a la persona que la realiza y la integridad de sus ligamentos

cruzados (¿han sido dañados anteriormente?), la carga, la aceleración, el punto de aplicación de la fuerza (como se acaba de ver, se pueden disminuir las fuerzas articulares en función del punto de aplicación de la carga), el diseño de la máquina, el tipo de leva que utiliza y si la musculatura se contrae con un *timing* adecuado (se debe entender que la musculatura de la rodilla es algo más que simplemente pensar en el cuádriceps y los isquiosurales).

Otro uso común de la palabra *cizalla* se asocia con la alteración de la cobertura de cartílago hialino articular (**condromalacia**). En este caso, no obstante, el principal ingrediente que provoca la patología es la compresión. Dicha compresión se incrementa en función de la intensidad de las fuerzas compresivas y de la capacidad que tiene el sistema muscular de disminuirlas (un adecuado *timing* de contracción muscular resultará en una tensegridad adecuada, lo cual disminuirá las fuerzas de compresión articular). Sería importante, entonces, remarcar la importancia de la frase de Siff que se apuntó en el capítulo 1 y tenerla siempre en cuenta.

“...hemos de estar mucho más lejos de realizar generalizaciones frívolas y no específicas sobre la superioridad e inferioridad, seguridad o riesgos de un

ejercicio determinado, porque los efectos de todos los ejercicios son dependientes de la situación, el contexto y el tiempo en relación al individuo.” (Mel Siff)

MANIPULACIÓN ESTRATÉGICA DE LAS FUERZAS ARTICULARES EN EL EJERCICIO

Para poder entender un poco cómo un profesional puede manipular estratégicamente las fuerzas articulares en el ejercicio, se van a describir algunos ejemplos. En estos no se van a tener en cuenta los números exactos, como se haría desde el punto de vista de la ingeniería de estructuras, ni todos los tejidos implicados, pero sí que se va a describir, de manera muy aproximada, qué es lo que sucede dentro de la articulación en relación con las fuerzas articulares. Ello llevará a entender mejor la relación entre la mecánica del punto de aplicación de la carga y la mecánica de la fuerza muscular. Todo esto se realiza con el propósito de:

- Mejorar la visualización de las fuerzas articulares en diferentes escenarios.
- Entender la forma de manipular dichas fuerzas articulares en función de los objetivos y características del cliente.

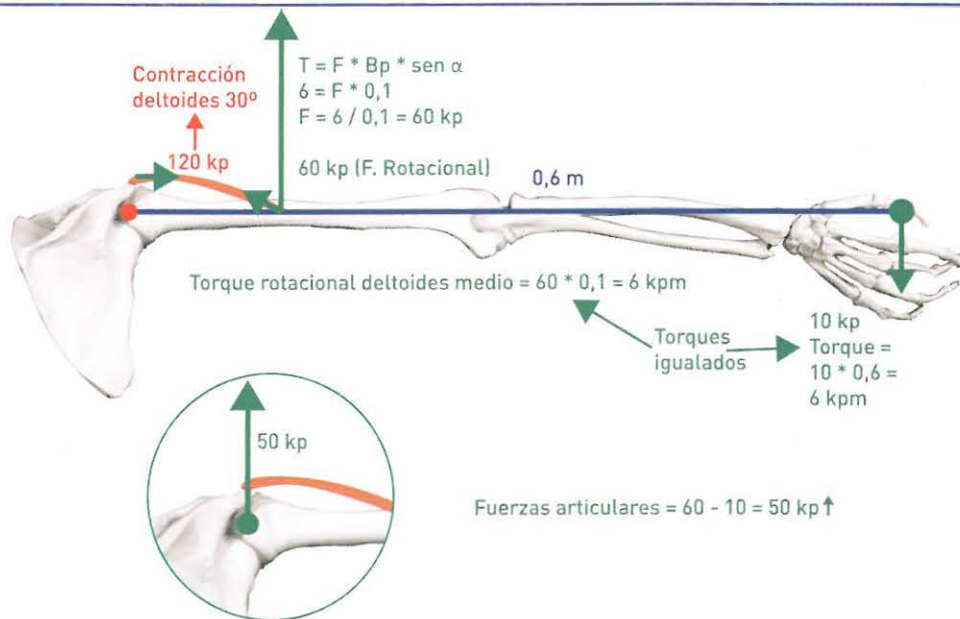


Ilustración 4.6.12

Si la mano soporta una fuerza de 10 kp a una distancia de 0,6 m desde el eje A-P de la GH (glenohumeral), la carga va a generar torque de 6 kpm. Se quiere calcular la fuerza articular superoinferior en la articulación GH.

Para calcular esta fuerza en la articulación hay que sumar y restar las fuerzas que vienen en esta dirección S-I (este dibujo solo plasma un cálculo aproximado de algunas de las fuerzas que ocurrirían en este escenario). Para igualar el torque de la resistencia, la cabeza media del deltoides, situada a 0,1 metros, tiene que realizar una fuerza rotacional de 60 kp, lo cual requerirá una tensión muscular de 120 kp. Por lo tanto, para saber las fuerzas articulares superoinferiores que llegan a la articulación hay que restar 10 kp (hacia inferior, provocado por la carga) a los 60 kp hacia superior que provoca la componente rotacional de la cabeza media del deltoides.

El resultado de las fuerzas articulares en este hipotético escenario: 60 kp - 10 kp = 50 kp hacia arriba.

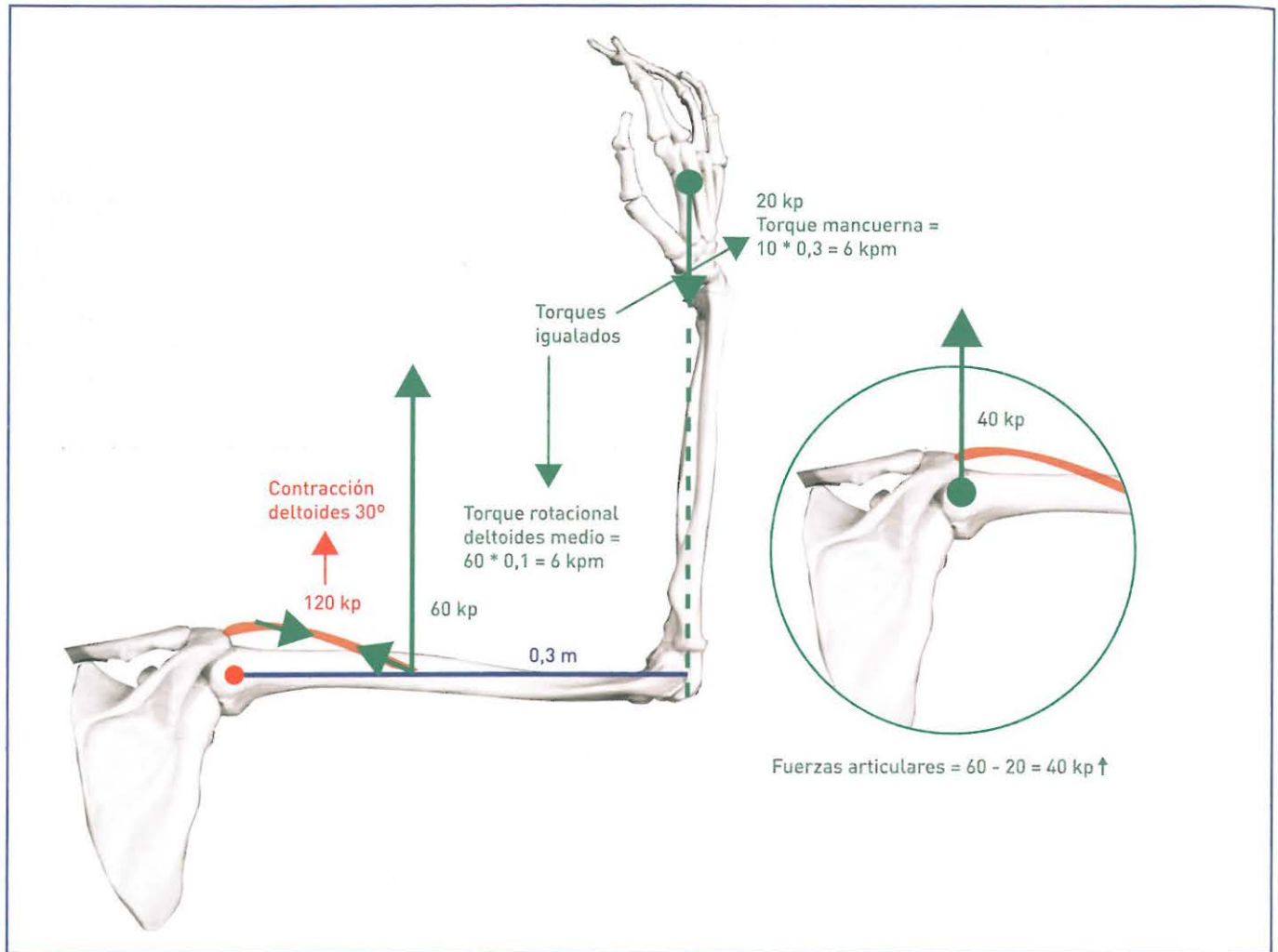


Ilustración 4.6.13

En la segunda situación, el codo está flexionado a 90° y la carga externa es aplicada a la altura del codo respecto a la distancia desde el eje. Esto hará que se requiera más carga externa para producir el mismo torque que en la ilustración anterior. Debido a que la distancia a la que está ubicada la carga es la mitad que en la situación anterior, se necesitará el doble de carga para lograr la misma fuerza rotacional sobre el eje A-P de la articulación GH. Se necesitan 20 kp para conseguir una fuerza rotacional de 6 kpm. La fuerza que tiene que generar la fibra muscular es la misma que en la ilustración anterior (60 kp), ya que el torque sobre la articulación es el mismo. Por lo tanto, para saber las fuerzas articulares superoinferiores que llegan a la articulación, hay que restar 20 kp (hacia inferior, provocado por la carga) a los 60 Kp hacia superior que provoca la componente rotacional de la cabeza media.

$60 \text{ kp} - 20 \text{ kp} = 40 \text{ kp}$ hacia arriba.

La fuerza articular ha disminuido, a pesar de que la resistencia en la articulación es la misma. Este hecho se produce por la relación entre la mecánica de la resistencia y la de la fuerza muscular.

Al disminuir la distancia de la resistencia en relación con la fuerza muscular, disminuyen las fuerzas articulares alrededor del eje de rotación. El músculo está casi siempre más cerca de la articulación que la carga, con lo que suele tener menor mecánica (aunque se ha visto anteriormente que no tiene que ser siempre así, ya que el ángulo y la fuerza coplanar pueden modificar este hecho). Esto significa que el músculo tiene, en muchas situaciones, que producir mucha más fuerza que la resistencia para poder generar un torque igual o mayor. Es normalmente la fuerza muscular la que causa directamente la cizalla. La ubicación de la carga es lo que provoca que el músculo genere tensión, respondiendo a esta. Cuanta más diferencia haya entre las componentes rotacionales que tiene que realizar un músculo y las de la resistencia, mayor será la fuerza articular en dicha dirección.

Es lógico que también haya fuerzas traslacionales generadas por el músculo. De hecho, en el ejemplo anterior, las fuerzas traslacionales desde el músculo provocaban fuerzas con un alto componente de compresión en la articulación, mayores que las fuerzas de cizalla, debido a que el ángulo de fuerza muscular era pequeño.

Las fuerzas articulares -especialmente la componente de cizalla- forman parte de las fuerzas que llegan a las articulaciones y no tienen que ser necesariamente un problema, ni utilizarse para asustar a los profesionales del ejercicio.

En el ejemplo analizado, la geometría de la cavidad glenoidea (con más área superoinferior) ayuda a controlar los efectos de las fuerzas de cizalla en la articulación GH.

Por este motivo, la musculatura del manguito de los rotadores tiene una función clave para disminuir los potenciales efectos negativos de la cizalla, ya que añade otra componente vertical hacia abajo, además de otra

traslacional que provoca compresión, contribuyendo además a la abducción del hombro (par de fuerzas) y, por lo tanto, disminuyendo un poco los requerimientos del deltoides y de otros músculos abductores.

Las fuerzas articulares disminuyen de forma considerable gracias a que músculos como el infraespinoso (ejemplo de la siguiente ilustración) ayudan en la abducción de la GH (disminuye la cantidad de fuerza que han de hacer el deltoides y pectoral mayor), si bien lo hacen con un sentido de fuerza opuesto, ya que generan *torque* desde el otro lado del eje. Es decir, que generan abducción de GH, pero con fuerzas articulares opuestas al ejemplo del deltoides.

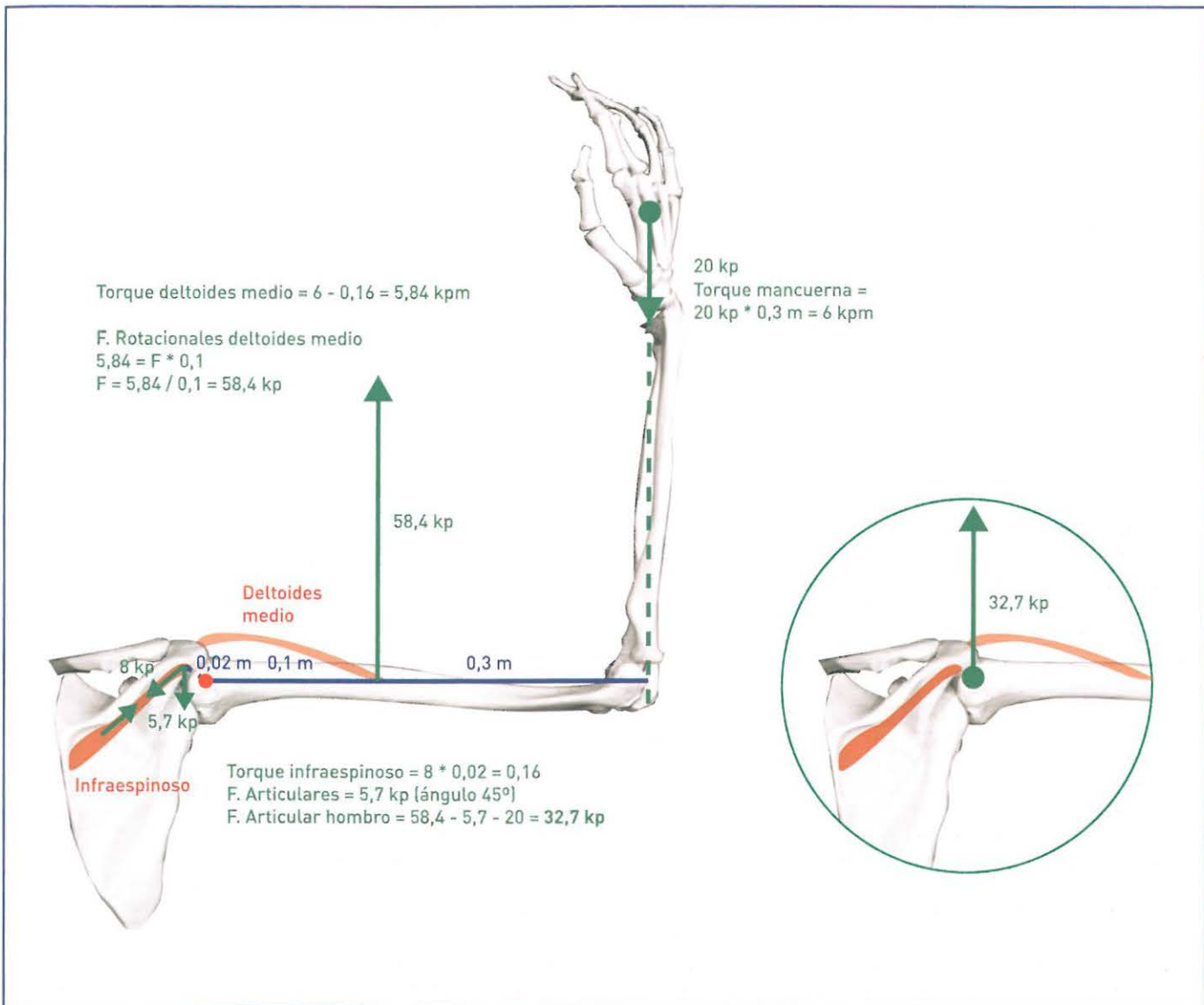


Ilustración 4.6.14

La adecuada activación de músculos, como el infraespinoso, disminuye de forma considerable las fuerzas articulares. En estos ejemplos se puede observar el importante papel de la musculatura que cruza la articulación GH, y que si realiza una contracción adecuada, contribuye a la estabilidad articular, junto con el resto del tejido conectivo articular.

Si estas fuerzas de cizalla fueran dirigidas a través de la articulación, en dirección A-P (plano transversal), habría que tener en cuenta que, en esta nueva dirección, la profundidad de la concavidad de la fosa glenoidea y su superficie son menores que en la S-I.

La musculatura que negociará contra la resistencia en este nuevo plano será otra. El pectoral mayor, uno de los músculos con mejor mecánica en este plano, ataca cerca del eje, exagerando todavía más las diferencias entre la fuerza

muscular y la carga.

Al contrario de lo que sucede en la rodilla, no existen ligamentos cruzados en el hombro (es muy probable que estos limitaran en exceso la movilidad de esta articulación), lo que le provoca una mayor dependencia del sistema muscular y, en especial, de los músculos del manguito de los rotadores (especialmente subescapular y supraespinoso).

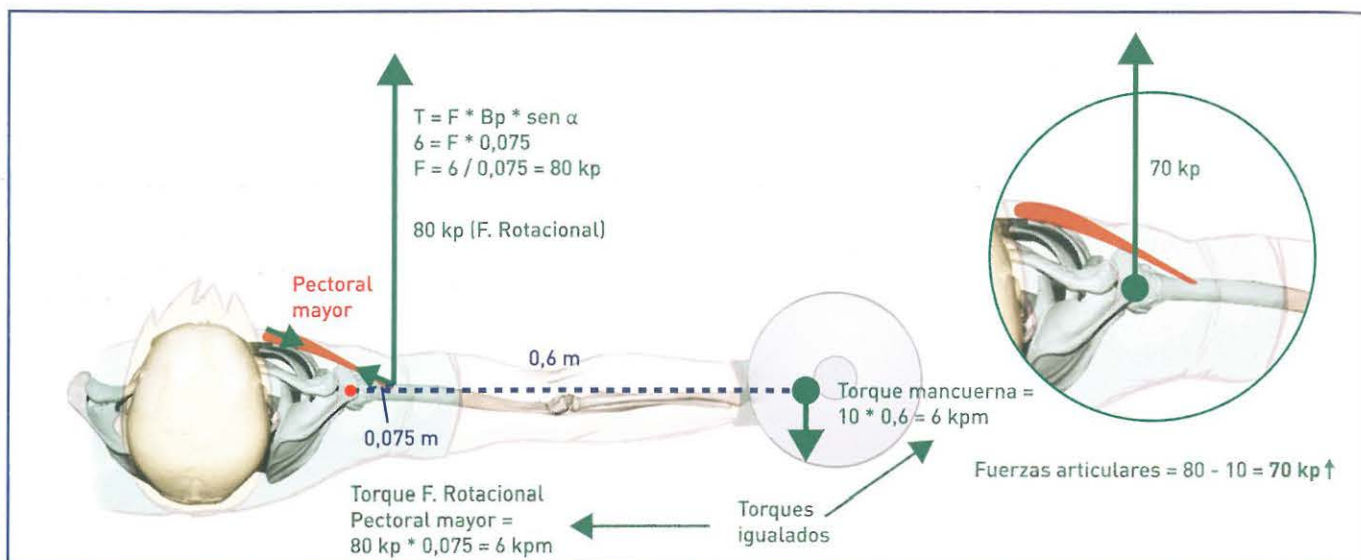


Ilustración 4.6.15a

Análisis de las fuerzas articulares que podría provocar el músculo pectoral mayor al tener que negociar con un torque creado por un mancuerna ubicada a una distancia de 0,6 metros (codo en neutral).

La fuerza articular alrededor del eje S-I (referencia escápula) es de 6 kpm. La fuerza rotacional que tiene que realizar el pectoral es de 80 kp para vencer a una carga de 10 kp. Este hecho acarrea una fuerza articular anterior (en su mayoría con componentes de cizalla) de 70 kp. Esta fuerza articular tiene que ser contrarrestada por otra musculatura y por el tejido conectivo articular.

El cálculo es solamente un ejemplo que puede servir para hacerse una idea de cómo afectan las fuerzas articulares, la forma de manipularlas y la importancia de una adecuada activación de toda la musculatura para poder mantener la integridad articular.

Los cálculos finales serán en realidad diferentes, debido a la participación de más musculatura, además de ser cambiante en cada individuo, tanto por diferente mecánica como por diferente coordinación y fuerza muscular.

Si se duplica la carga para mantener el mismo *torque* en un ejercicio de *press* con mancuernas respecto a un ejercicio de "aberturas", las fuerzas de cizalla disminuyen.

En ningún momento se comenta que las denominadas "aberturas" sean buenas o malas (a estas alturas del libro, se supone que el lector está bastante lejos de realizar afirmaciones inespecíficas e inadecuadas sobre la superioridad o inferioridad de un ejercicio). Solamente se exponen los efectos de las fuerzas articulares en relación a la distancia de la carga con el eje. Conocer dicha información es importante para poder manipular estas fuerzas, seleccionando determinados ejercicios y escenarios (aceleración, rango articular, ...), en función de las características, progresión y objetivos de los clientes.

Si se añaden los efectos del momento de inercia, al incrementar el segmento su aceleración instantánea, las fuerzas reactivas inerciales incrementarían las fuerzas de cizalla de forma notable.

También se puede acercar más la carga (lo cual podría provocar variaciones en los *torques* de todas las articulaciones implicadas) y disminuir al mismo tiempo las fuerzas de cizalla en el hombro.

No todas las fuerzas aplicadas a través de una palanca tienen porqué provocar cizalla en la articulación. La cizalla solamente puede determinarse si se compara la fuerza resultante con el plano y la forma de las superficies de contacto. En la posición estudiada en la ilustración 4.6.16, una gran parte de las fuerzas articulares eran de cizalla, pero si se modifica la posición, estas fuerzas articulares cambian, ya que se modifica la fuerza articular resultante en relación a las superficies de contacto articular.

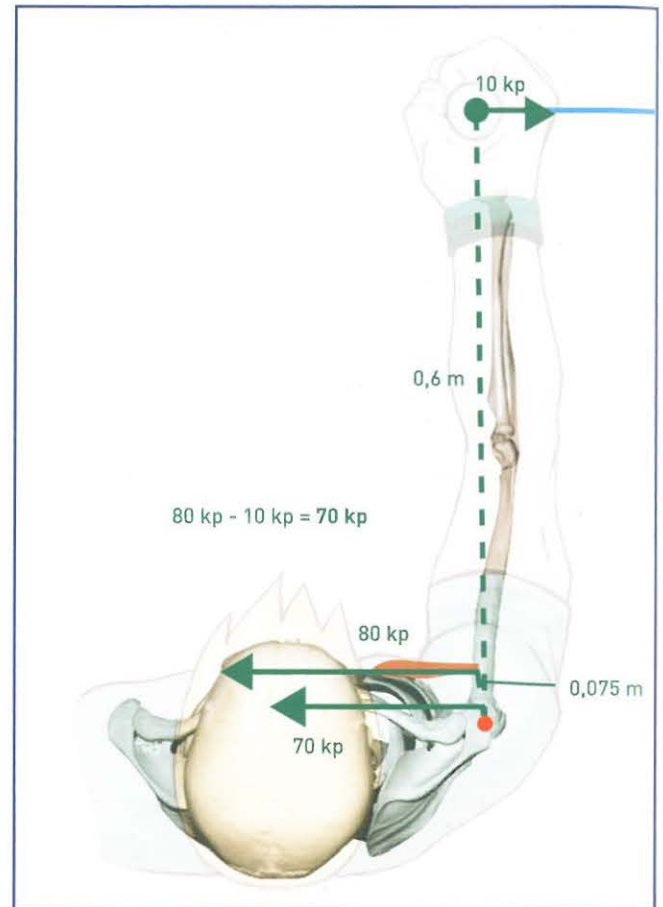


Ilustración 4.6.17

En la ilustración 4.6.17, la componente rotacional es la misma que en la ilustración 4.6.15a. La diferencia se halla en que el plano de las superficies de contacto ha cambiado y ahora esta componente provoca, en gran medida, compresión sobre la cavidad glenoidea, ya que el vector está cerca de la perpendicularidad con las superficies de contacto.

4.7 QUINESIOLOGÍA TRADICIONAL Y PARTICIPACIÓN MUSCULAR

La clasificación tradicional que se realiza en Quinesiología (estudio del movimiento del cuerpo humano) lleva a confusión y plantea algunos problemas de interpretación entre profesionales.

El primer problema aparece cuando se utiliza el nombre **Quinesiología**, ya que esta no debería contemplar términos ni conceptos relativos a la **cinética** (fuerzas relacionadas con el movimiento) y, por lo tanto, no se debería plantear la **participación muscular**.

La mezcla de conceptos sobre participación muscular y movimiento articular suele llevar interpretaciones erróneas y en muchos casos se da por supuesta la dirección de la resistencia y, por lo tanto, se confunde el movimiento con las fuerzas.

Este hecho provoca confusiones y errores importantes a la hora de analizar múltiples ejercicios con resistencias, dando por sentado acciones musculares que se alejan, en muchas ocasiones, considerablemente de la realidad.

CUANDO SE CONFUNDE EL MOVIMIENTO ARTICULAR CON LA PARTICIPACIÓN MUSCULAR

La Quinesiología no está relacionada con la participación muscular, ya que **para entender de participación muscular hay que ver las fuerzas a través de los sistemas de palancas con cierta fluidez. Si no, es imposible saber lo que pasa en el cuerpo.**

Es muy común asociar el estudio del movimiento del cuerpo humano a la participación muscular, sin determinar la dirección y sentido de las fuerzas aplicadas.

Es muy fácil confundir un movimiento articular con la teórica musculatura que debería actuar en dicho movimiento. Si se analiza la siguiente ilustración, lo más probable es que muchos profesionales digan que, en dicha acción, la musculatura que trabaja contra la resistencia en el codo sea el tríceps.

Una de las razones más probables que llevan a eso es suponer que, normalmente, se asocia la extensión del codo con la participación del tríceps, dando por supuestas la dirección y el sentido de las fuerzas aplicadas relativas a dicho movimiento.

Por esta razón, muchos profesionales argumentan que el tríceps trabaja contra resistencia debido a que se produce una extensión del codo. Dicha argumentación es incorrecta, ya que en la fase excéntrica articular del trabajo de flexores (se estudiará más adelante el término concéntrico/excéntrico articular) se produce una extensión de codo controlada por los flexores del codo. O sea, que por el hecho de que se extienda el codo, no necesariamente ha de trabajar el tríceps contra resistencia.

La participación muscular no depende del movimiento en sí mismo, sino que depende de la relación entre la resistencia y el eje. Un movimiento no asegura la musculatura a trabajar, sino que son las fuerzas las que provocan la necesidad de respuesta muscular.

En el caso de la ilustración siguiente, las fuerzas provocan extensión en el codo durante todo el recorrido articular, lo que supone que la musculatura responsable de controlar el codo debe ser aquella que tenga capacidad de generar *torque* en flexión.

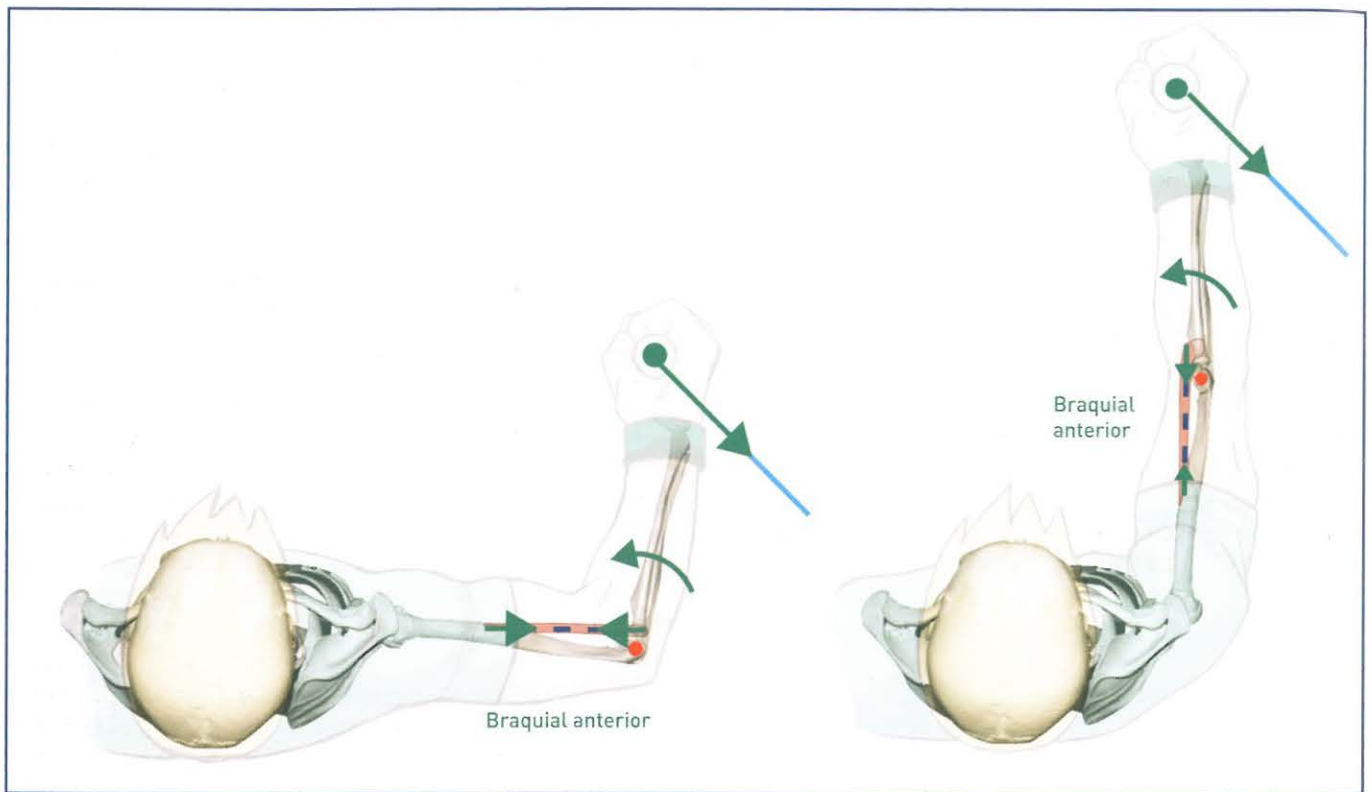


Ilustración 4.7.1

Si se analizan las fuerzas que llegan al eje L-M del codo, se puede observar que en ambas ilustraciones, la fuerza provoca extensión del codo, lo que significa que los músculos que directamente están negociando con la resistencia son los flexores del codo a lo largo del ejercicio. A pesar de que se provoque una extensión de codo, esta está controlada por los flexores del codo, que frenan dicha extensión. En esta ilustración se ha cogido como ejemplo el braquial anterior.

En ningún momento se ha afirmado que los extensores del codo no generen tensión ni realicen trabajo, sería absurdo, especialmente porque estos están realizando co-contracción y están garantizando la estabilidad articular. Lo único que se ha detallado es que los extensores del codo no están negociando directamente contra la resistencia, sino que son los flexores, al contrario de lo que la mayoría de profesionales piensan.

REALIDAD MECÁNICA DE LA PARTICIPACIÓN MUSCULAR

EL MÚSCULO GENERA TENSIÓN A TRAVÉS DE SUS DOS PUNTOS DE INSERCIÓN

El hecho de que un músculo o fibra muscular tenga mecánica para conseguir movimiento articular en relación a todos los ejes y articulaciones que salta no tiene por qué indicar lo que pasará o podría pasar en cada articulación cuando dicho músculo genere tensión.

Si se pone un ejemplo con un fibra del músculo oblicuo externo como la mostrada anteriormente en la ilustración 4.5.23, se puede observar que tiene mecánica para realizar flexión, rotación contralateral y flexión lateral de columna. Pero el hecho de que se tense no significa que las tres acciones tengan que producirse. Y esto es debido a que el resultado del movimiento final depende de la orquestación

de toda la musculatura y de otras variables, como la energía cinética que lleve el segmento corporal y/o la restricción de algún segmento corporal en relación a una fuerza externa que impida o restrinja el libre movimiento alrededor de un eje articular.

Por lo tanto, siempre hay más de un músculo controlando un eje articular y podría decirse que:

“NO EXISTE FOCALIZACIÓN ABSOLUTA SOBRE UN MÚSCULO”

A pesar de lo expuesto, es lógico que se pueda enfatizar el estímulo sobre determinadas fibras musculares cuando se aplica resistencia en el plano mecánico de estas.

Esta relativa focalización se produce uniendo dos variables: posición articular y dirección de fuerza, junto con la manipulación de los puntos de soporte en relación a otras articulaciones corporales.

Los músculos y articulaciones están diseñados para trabajar en conjunto y de esta manera prevenir que un músculo o incluso una articulación resista específicamente el estrés provocado por una carga. De esta manera, el cuerpo puede trabajar de forma más eficiente y ofrecer una amplia gama de movimientos y planos/ejes de fuerza.

Es imprescindible identificar el/los **ejes/s de movimiento/fuerza** para determinar el énfasis en una determinada participación muscular.

“LA PARTICIPACIÓN MUSCULAR ES DEPENDIENTE DE LA RELACIÓN DEL MÚSCULO CON LA RESISTENCIA Y EL EJE Y ES INDEPENDIENTE DE QUE HAYA MOVIMIENTO”

Prácticamente **todos los músculos están trabajando en algún grado en cualquier actividad normal.**

Los más activos son los que están directamente opuestos a la resistencia en el plano de la carga.

Pero otros músculos, a menudo denominados incluso como antagonistas, están trabajando directamente contra las fuerzas dentro de la articulación. Ya se ha podido comprobar, en ilustraciones anteriores, la importancia de la musculatura que no está directamente negociando contra la resistencia. Ya se apuntó anteriormente que cuando la musculatura **agonista y antagonista se contrae de forma simultánea**, se produce el fenómeno denominado **co-contracción**.

La co-contracción de los músculos alrededor de una articulación redonda (como se ha analizado anteriormente

respecto a las fuerzas articulares) en un aumento de la estabilidad articular, y es una forma de sinergia. De hecho, esta co-contracción ayuda a mantener la articulación “unida”, asegurando su funcionamiento y movimiento óptimo, debido a que, en muchas ocasiones, la musculatura que trabaja contra resistencia intenta “separar” las superficies articulares.

El nombre de “**protagonistas**”, “**agonistas**”, “**estabilizadores**” a menudo insinúa que un grupo muscular es más importante que los demás a la hora de crear movimiento.

Es crucial darse cuenta de que la musculatura que realiza la función de control articular sin tener gran protagonismo en generar mucho *torque* articular en un escenario determinado es una parte tan importante a la hora de realizar movimiento o de evitarlo, como lo son los músculos que actúan directamente contra la carga. Sin estos, el movimiento no ocurriría en muchas articulaciones.

Es importante **no asumir** que la musculatura es estabilizadora o movilizadora en sí misma. Un músculo puede tener buena mecánica respecto a un eje determinado, pero tener poca mecánica y ejercer fuerzas articulares respecto a otro eje determinado, realizando en este caso una función más relativa al control articular. Esto se ve reflejado en la ilustración 4.7.2, donde se analiza la mecánica del psoas mayor en relación al eje L-M y S-I de la articulación coxofemoral.

También es posible que un mismo músculo pueda tener buena mecánica en relación a un eje determinado y a una de sus inserciones y poca mecánica respecto a otro eje que cruza la otra inserción ósea. Este ejemplo se ve reflejado en la ilustración 4.7.3, donde se analiza la mecánica de las diferentes inserciones del psoas mayor en su relación con los diferentes ejes en cadera y columna.



Ilustración 4.7.2



Ilustración 4.7.3

La función muscular es dependiente del escenario específico. Aunque es lógico pensar que la musculatura más profunda y ciertas fibras que generan poco *torque* sobre determinadas articulaciones suelen trabajar con más objetivos de control que objetivos motrices sobre el segmento, si bien pueden contribuir a este en algún grado.

CUANDO LA ACCIÓN MUSCULAR SE INVIERTE

Esta inversión de la acción ocurre cuando el rol de un músculo es alterado por la variación de la posición de la articulación, es decir, que se altera la relación del músculo con el eje de movimiento y la resistencia. Es más común en los músculos de la cadera y el hombro.

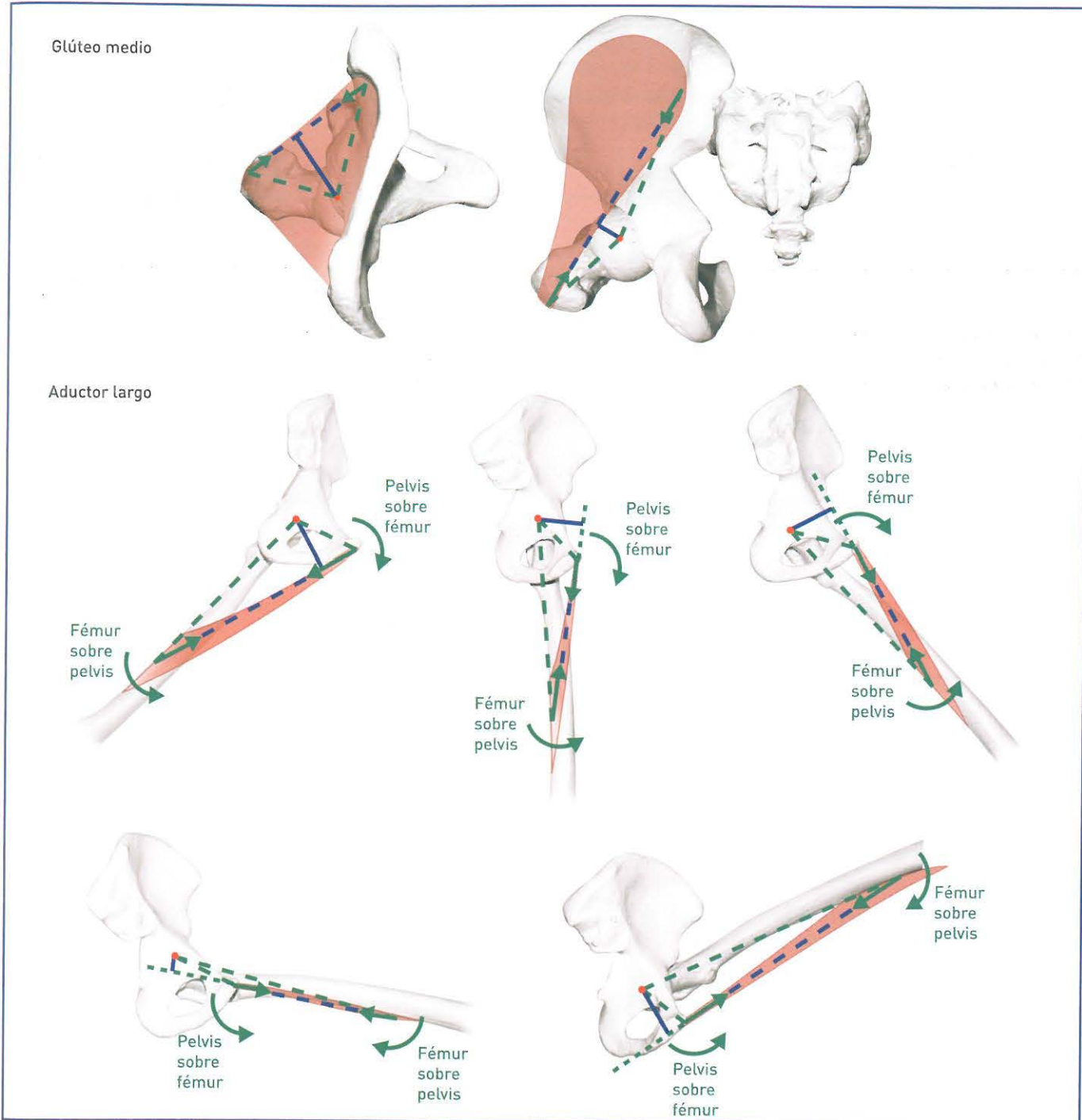


Ilustración 4.7.4

Ejemplos de inversión de la acción muscular. Se puede observar en estas ilustraciones cómo las fibras posteriores del glúteo medio tienen mecánica para realizar rotación externa sobre el eje S-I de la cadera en neutral (ref. fémur), mientras que a 90° de flexión estas fibras tienen mecánica para realizar rotación interna sobre el eje S-I.

Algo similar sucede con el aductor largo, el cual en extensión y hasta unos 60° de flexión de cadera, tiene mecánica de flexión sobre el eje L-M de la cadera y a partir de ahí, su mecánica pasa a ser de extensión de cadera sobre el eje L-M.

4.8 ESTABILIDAD Y ENTRENAMIENTO CON RESISTENCIAS: NEGOCIANDO CON FUERZAS

¿QUÉ ES LA ESTABILIDAD?

¿Qué dice el diccionario sobre las palabras **estabilidad** y **estabilización**?

ESTABILIDAD:

- Permanencia o duración en el tiempo (ejemplo: estabilidad de un matrimonio)
- Seguridad, firmeza (estabilidad de un edificio, de una inversión)
- Constancia, permanencia en un estado (estabilidad de los sólidos, clima)
- Propiedad de un cuerpo de recuperar su equilibrio inicial (la estabilidad de un coche radica en sus amortiguadores, ruedas...)

ESTABILIZACIÓN:

Concesión o adquisición de estabilidad, firmeza o permanencia.

Aunque se observan diferentes significados de este término, si se aceptan para el ámbito del ejercicio la segunda y/o la cuarta definición, se puede observar que en ningún momento se menciona la palabra **estático**, ni por tanto, el concepto de "**estaticidad**", el cual parece muchas veces asociado a estabilidad.

Desde el punto de vista mecánico, la estabilidad viene relacionada con el concepto de **control** y esto acaba teniendo relación con el concepto de **fuerza**. La estabilidad tiene que ver con las fuerzas necesarias para evitar que otras fuerzas provoquen cambios o daños sobre una estructura. De esta manera, la estabilidad (y su gestión a través de las fuerzas) es la de mantener la integridad de una estructura dentro de sus límites funcionales.

ESTABILIZACIÓN VERSUS ALINEACIÓN

La estabilización viene relacionada con la fuerza. Mientras que la alineación es una posición. Es bastante habitual ver a entrenadores, terapeutas, monitores... pidiendo a sus clientes que alineen la columna.

Es evidente, entonces, que la alineación, en realidad, no deja de ser una consecuencia de la estabilización unida a la geometría de la estructura y que, por tanto, serán la estabilización y la forma del esqueleto humano en conjunto las que determinen la posición adoptada por dicha estructura.

En resumen, la alineación articular es el resultado del ajuste de las fuerzas rotacionales alrededor de los diferentes ejes articulares en el cuerpo humano, y por lo tanto...

"es necesario estabilizar para poder conseguir una posición segmentaria determinada y es necesario estabilizar a través del movimiento y especialmente en los extremos del rango de movimiento funcional".

¿QUÉ ES UNA BUENA ALINEACIÓN?

El problema de la alineación es que puede ser "x" o "y", no por ello dejando de ser alineación, y haciendo que instrucciones como la anterior resulten totalmente inespecíficas. Incluso si se consigue la alineación deseada, esta no tiene por qué implicar una buena estabilización ante una situación específica de fuerza que puede afectar a dicha estructura.

ESTABILIDAD Y MOVILIDAD

“NO ES LO MISMO ESTABILIDAD QUE ESTATICIDAD”

Por lo tanto, una estructura más estable no tiene por qué ser más o menos **móvil**. La movilidad no viene relacionada tan directamente con la estabilidad, aunque en el cuerpo humano se verá más adelante que puede existir una cierta relación.

Una estructura es más estable cuanto más capacidad tiene de controlar y soportar fuerzas desequilibrantes y así se especifica en la definición: recuperar su equilibrio inicial, evitando que cause rotura, caída... de dicha estructura.

Se podría asociar la falta de estabilidad de un material, de un objeto..., con la falta de control de dicho material ante una fuerza determinada. En consecuencia, con la poca capacidad de tolerar fuerzas y de recuperar el equilibrio inicial.

Dado que la estabilidad no significa “estaticidad”, se puede ver cómo los arquitectos diseñan, en ciertos edificios altos, un desplazamiento/movilidad de la estructura, la cual los hace más estables.

Lo mismo sucede al analizar la estabilidad de un vehículo (un coche, por ejemplo) con amortiguadores o sin ellos. Dado que el coche está diseñado para desplazarse y moverse, la falta de amortiguadores provocará una falta de absorción de fuerzas que disminuirá la estabilidad del vehículo.

Se debe tener en cuenta que muchas estructuras (edificios, coches, etc.) tienen que estar preparadas para desplazarse o soportar desplazamiento o movimiento en cierta medida.

¿QUÉ PASA CON LAS ARTICULACIONES Y EL CUERPO HUMANO?

Por definición, una articulación **es una estructura que permite movimiento** entre los segmentos óseos.

Esto implica que si los conceptos de estabilidad y estaticidad estuvieran de alguna manera ligados, **una articulación no podría ser estable**, ya que de por sí, una articulación está relacionada con el **movimiento**.

Por desgracia, aún hay muchos profesionales que creen que una articulación es más estable cuando no tiene movimiento, y la fijan mediante elementos externos (placas, tornillos, escayolas...). En este caso, la articulación no se ha hecho más estable, sino que simplemente se ha eliminado, ya que ahora **no hay movimiento**. Esto, de hecho, puede contribuir a generar inestabilidades en otras articulaciones próximas

a la fijada, que ven incrementados sus requerimientos, y tienen ahora más posibilidades de sufrir un fallo mecánico. De todas formas, fijar una articulación utilizando placas, tornillos, escayolas... no tiene que ser... algo negativo *per se*, hay que tener claro que estas intervenciones habrían de ser reservadas a situaciones límite y, por lo tanto, dependientes siempre del contexto y del individuo.

Cada articulación tiene una estructura diferente, tanto a nivel óseo, como a nivel de ligamentos, fibrocartílagos, cápsula, tendones...

Esto hace que cada articulación tenga un soporte estructural diferente.

¿Qué es el **soporte estructural** de una articulación?

Es la estabilidad que tiene una articulación y que viene dada por sus estructuras **pasivas**, como los huesos, ligamentos, cápsula, tendones, fascia y tejido conectivo muscular.

Este soporte estructural dotará a estos componentes pasivos de la articulación de una capacidad para absorber más o menos fuerzas y delimitará también el denominado **rango anatómico articular**.

De esta forma, se pueden encontrar articulaciones con poca movilidad anatómica o casi inapreciable como las suturas del cráneo, la articulación sacroiliaca, la sínfisis del pubis..., o articulaciones con más movilidad, como la glenohumeral.

El gran problema que se le plantea a la ingeniería del cuerpo humano es cómo dotar a las estructuras de **movilidad** y mantener la capacidad de controlar dicha movilidad.

Esta relación movilidad-estabilidad es el gran reto que tiene el cuerpo humano en relación al sistema articular. En muchos casos, el cuerpo ha tenido que sacrificar soporte estructural para darle más movilidad a las articulaciones. El cuerpo ha conseguido solventar esta relación entre la estabilidad y la movilidad mediante soluciones muy ingeniosas como sucede en la columna vertebral, cintura escapular..., con la utilización de sistemas y cadenas artrocinemáticas. De esta manera, se puede distribuir la cantidad de movimiento que puede ofrecer el sistema articular, manteniendo una adecuada estabilidad estructural.

Incluso con lo anterior, en mayor proporción, la estabilidad articular se ha conseguido gracias al papel **controlador** de la **musculatura**.

Una vez la estructura de la articulación dota a esta de un **ROM anatómico** y de unas capacidades de soporte estructural, el cuerpo humano necesita complementar la articulación con la estabilidad que ofrecen los músculos de forma activa, controlados por el sistema nervioso (tanto de forma voluntaria como involuntaria).

A esta estabilidad conjunta entre las estructuras **pasivas** y **activas** se le denominará en este libro **estabilidad funcional**.

Para ser más precisos, se debería explicar que el soporte estructural no sirve por sí mismo para conseguir la estabilidad funcional, ya que la musculatura es una forma imprescindible en la ecuación final respecto a la estabilidad del sistema esquelético. Sin los músculos, las articulaciones perderían su **integridad** y no habría, prácticamente, ligamento, ni cápsula... que mantuviera su integridad (importante para entender el concepto de tenseguridad).

¿Qué es la “estabilidad funcional” de una articulación?

Es la **capacidad que tienen el sistema neuromuscular y el tejido conectivo/óseo de controlar una articulación** (generar fuerzas que contrarresten a otras fuerzas desequilibrantes y mantengan la estructura en equilibrio), **en cada una de las posiciones del ROM anatómico articular**.

Se trata de la estabilidad real del sistema esquelético humano en la función de la vida cotidiana, en el deporte...

¿Quién controla la estabilidad funcional?

El tejido conectivo articular y muscular (de forma pasiva) y el tejido contráctil (de forma activa) en sincronía.

Tal y como se ha descrito anteriormente, cada articulación está compuesta de forma diferente y tendrá unas capacidades de estabilización activa y pasiva diferentes.

Sin embargo todas las articulaciones necesitan el control muscular para poder ofrecer una adecuada estabilidad funcional y control a través de su ROM anatómico.

¿Qué sucede cuando la musculatura no se activa correctamente y pierde su capacidad para poder controlar una articulación?

Se podría decir entonces que se pierde estabilidad funcional en una/s determinada/s posición/es del **ROM anatómico**.

Esto **puede provocar un exceso de trabajo de otra musculatura para compensar, incrementando el desgaste en el tejido conectivo que rodea dicha articulación**. Este

desgaste aumenta potencialmente las posibilidades de causar, con el tiempo, una degeneración articular anormal, tendinitis en la musculatura compensatoria, artrosis degenerativa, etc.

Cuando el sistema nervioso detecta esta falta de control de la musculatura en determinadas posiciones, se protege y actúa para evitar que las articulaciones se sitúen en posiciones de inestabilidad.

El cuerpo humano es ingenioso y suele buscar más movilidad en las articulaciones adyacentes de la cadena, incrementando el desgaste y perdiendo funcionalidad.

¿Y cómo lo hace?

Provocando lo que se podría llamar “**respuesta de excitación protectora**” (consecuencia de una respuesta inhibitoria inapropiada). El sistema nervioso, de forma compleja, regula la tensión de otra musculatura relacionada biomecánicamente con dicha inestabilidad. De aquí que muchas veces se integre la **Biomecánica con el sistema nervioso, pudiéndose denominar su estudio como Neuromecánica**.

¿Esto significa que a menor estabilidad funcional menor movilidad?

Esto es muy posible que suceda. Aunque no tiene por qué suceder en todos los casos, es una consecuencia bastante frecuente.

El sistema nervioso protege las zonas vulnerables, evitando que las articulaciones lleguen a ellas. O por lo menos, lo intenta en mayor o menor medida.

Estas cuestiones sirven de preámbulo al siguiente punto de este libro: Las Técnicas de Activación Muscular.

Las Técnicas de Activación Muscular. Muscle Activation Techniques (MAT) (Greg Roskopf) y su relación con la estabilidad funcional.

Las Técnicas de Activación Muscular (MAT, acrónimo de Muscle Activation Techniques) se basan en la identificación y corrección de desequilibrios musculares para poder mejorar la función musculoesquelética.

Estas técnicas fueron creadas por Greg Roskopf mientras trabajaba en equipos profesionales de la NFL y NBA. Greg, junto con Craig Buhler, observó cómo una inadecuada función muscular provocaba un incremento de tensión muscular, una disminución del rendimiento y un incremento en las lesiones de los atletas profesionales. Este hecho le llevó a perfeccionar multitud de tests musculares y a crear nuevos tests para conseguir una forma de evaluación biomecánica que fuera lo más sistemática posible a la hora de detectar y corregir los desequilibrios del sistema musculoesquelético.

El proceso de razonamiento tras estas técnicas contempla la tensión muscular como un **síntoma**. Este tipo de trabajo se fundamenta en un punto de vista opuesto al utilizado hasta el momento por la mayoría de los profesionales de la salud, ya que trata el exceso de tensión muscular como un **síntoma**, en lugar de considerarla como la causa de un problema o patología.

Esta perspectiva se basa en que el exceso de tensión muscular es una respuesta de protección a la debilidad muscular. Cuando el cuerpo siente debilidad o inhibición en un músculo, entonces la articulación asociada se vuelve inestable, causando que otros músculos se tensen para poder **proteger** la articulación de dicha inestabilidad.

El razonamiento cognitivo que se viene utilizando tradicionalmente y hasta nuestros días es estirar la musculatura tensa. Esto es bueno en cierta medida pero, no obstante, si la inestabilidad específica no ha sido localizada, entonces la musculatura se volverá a tensar de nuevo.

En lugar de tratar la tensión (síntoma), las Técnicas de Activación Muscular intentan localizar la **causa** (debilidad/inhibición muscular). Al corregir la debilidad, el cuerpo gana estabilidad, lo que provoca una relajación de la musculatura tensa en muchos casos, ya que esta no tiene que proteger la articulación donde antes existía inestabilidad. El resultado final es una mejora en la estabilidad y en la movilidad.

LA INHIBICIÓN MUSCULAR

La inhibición muscular es el resultado de una comunicación inadecuada entre el cerebro y el músculo.

Se refiere a la incapacidad del músculo para poder contraerse de forma óptima. Cuando un músculo se ha sobrecargado, debido al sobreestrés, a un trauma o a un exceso de trabajo, sus capacidades contráctiles se ven alteradas, sucediendo la denominada inhibición.

El resultado final es tal que los músculos pierden eficacia y no pueden realizar de la forma adecuada su papel, cuando se les aplica estrés al crear resistencia sobre la articulación que controlan.

Esta inhibición es una respuesta neurológica y se manifiesta especialmente en los extremos del rango contráctil, especialmente cuando el músculo se acorta completamente. Un músculo inhibido puede tener fuerza en las posiciones donde sus fibras están estiradas y en los rangos intermedios. No obstante, debido a principios neurofisiológicos, conforme dicho músculo se mueve hacia posiciones de acortamiento, este se vuelve más ineficiente y menos capaz de generar tensión. Esto provoca inestabilidad en la articulación asociada, especialmente cuando se encuentra colocada en una posición de amplitud de movimiento extrema (coincidente con la incapacidad de activación muscular). Cuando el cuerpo reconoce dicha inestabilidad, la musculatura opuesta se tensa para poder proteger la articulación de ser movida hacia el rango extremo.

También se puede decir de un músculo "inhibido" que es "débil neurológicamente". Es importante resaltar que desde el punto de vista de las Técnicas de Activación Muscular, los términos "débil" y "debilidad" se refieren solamente a músculos "débiles neurológicamente" o "inhibidos".

Las Técnicas de Activación Muscular marcarán un avance muy importante en la forma de entender la tensión muscular, la estabilidad y la evaluación muscular. Esta es la razón por la que Resistance Institute imparte formación MAT en España.

Para más información sobre estas técnicas, consultar en la web oficial de Muscle Activation Techniques (en inglés) www.muscleactivation.com, o la página de Activación Muscular Training www.activacionmuscular.com.

¿Cómo se relaciona la alineación con la estabilidad articular?

La alineación, como se ha comentado anteriormente, es una posición. Por lo tanto, es una consecuencia derivada de la estabilización (control y fuerza) del sistema neuromuscular, del código genético y del historial de carga sobre la estructura ósteoarticular, principalmente.

No es la posición lo que realmente debe importar, sino más

bien el control (equilibrio adecuado de **fuerzas**) que exista en cada una de las diferentes posiciones funcionales.

Es habitual escuchar a profesionales del sector de la actividad física y salud hablar sobre cómo colocar la posición de la columna, incluso en ejercicios en decúbito supino, donde las fuerzas superoinferiores prácticamente son inexistentes, como si fuera lo más importante. Y nunca determinan si la musculatura que debe estabilizar y controlar dichas vértebras tiene una adecuada activación, aspecto que sí marcará la funcionalidad de la columna.

Algo similar sucede con la escápula, ya que algunos profesionales consideran a la articulación escapulotorácica más estable funcionalmente cuanto menos se mueve al realizar *presses* por encima de la cabeza o *pulls*. Es importante entender que si el ritmo SH (escapulohumeral) no es el apropiado y la escápula no realiza una basculación adecuada, no se puede considerar (en la gran mayoría de las situaciones) que exista estabilidad funcional en dicha articulación, ya que esta depende de forma muy importante de una adecuada activación y propiocepción de la musculatura de la columna, escápula y glenohumeral.

Otro ejemplo de la confusión entre alineación y estabilidad en el sector del ejercicio se puede encontrar en casos como el siguiente:

- Todavía hay profesionales que dicen: "la columna no tiene que moverse al hacer ejercicio, hay que mantenerla en neutral, así es más estable" o "la extensión de columna está contraindicada".

Muchos de estos profesionales **no** han pensado que si esto fuera así, el cuerpo hubiera creado una estructura **fija sin articulaciones** (algo así como un palo de escoba). Y que dicha estructura, al igual que el coche anterior que iba sin suspensiones, sería seguramente menos estable, ya que no estaría tan preparada para absorber fuerzas y mantener el equilibrio, causándole así al cuerpo una importante limitación motriz.

Es importante volver a remarcar que las posiciones, en sí mismas, no son el problema (mientras estén dentro de los límites funcionales individuales), sino que la clave radica en la estabilidad, para cada escenario de fuerza relativo a las diferentes posiciones de cada individuo.

Esta es una de las grandes ventajas de **MAT**, que ayuda al

especialista a detectar estos escenarios de inestabilidad específicos -más allá de lo que muchos profesionales determinen como posición o ejercicio contraindicado- y puede ayudar al entrenador a crear la progresión adecuada a través de una evaluación continua.

Esta es la razón por la que no debería hablarse tan a la ligera de ejercicios y posiciones contraindicadas, porque...

"...hemos de estar mucho más lejos de realizar generalizaciones frívolas y no específicas sobre la superioridad e inferioridad, seguridad o riesgos de un ejercicio determinado, porque los efectos de todos los ejercicios son dependientes de la situación, el contexto, el tiempo y el individuo". (Mel Siff)

¿La falta de ROM articular debida, por ejemplo, a un exceso de tensión muscular indica que la articulación es más estable?

Aunque parezca contradictorio, **no**. La falta de movilidad, tal y como se ha explicado anteriormente, puede indicar que el sistema nervioso detecta inestabilidad, es decir, que puede ser simplemente la mejor solución que ha encontrado el cuerpo para mantener **estable** la estructura. El exceso de tensión muscular es un indicador, un síntoma de que algo **no** funciona bien y la causa puede ser un desajuste/desequilibrio en determinados músculos que provocan que el sistema nervioso detecte **inestabilidad** y, por lo tanto, **limite la movilidad**.

Esta falta de movilidad dada por una falta de estabilidad es más obvia cuando se detectan asimetrías bilaterales (la forma de evaluar potenciales inestabilidades en **MAT**).

Aunque se ha de tener en cuenta que la falta de movilidad puede venir por diferentes causas no relacionadas con la inhibición muscular y lo importante es poder llegar a entenderlas: degeneración de las estructuras óseas, lesión en la estructura, osteofitos, adherencias en el tejido conectivo, intervenciones quirúrgicas que modifican la estructura, enfermedades, virus... o puede venir por varias de estas causas combinadas.

Lo que sí es evidente es que se suelen aplicar técnicas para estirar la musculatura tensa sin analizar previamente cuáles pueden ser las causas que la provocan y sin "evaluar" la musculatura para descartar desajustes neuromusculares, lo cual puede no ser lo más adecuado.

ESTABILIDAD ARTICULAR Y RELACIÓN ARTROCINÉTICA

Desde el punto de vista mecánico existe un solo cuerpo compuesto por diferentes piezas que se articulan para poder cumplir una función integrada.

Por lo tanto, es lógico pensar que el sistema nervioso -que es el encargado de controlar todo el cuerpo- no actúa de forma analítica al realizar cualquier función.

El sistema nervioso integra la información de cada una de las piezas y las interrelaciona en función de variables mecánicas, químicas... y toma millones de decisiones por segundo.

Por esta razón, todo el sistema musculoesquelético está interrelacionado y trabaja en cadenas cinéticas.

Cualquier pieza que falle dentro del sistema afectará en mayor o menor grado a todo el cuerpo y, por lo tanto, a otras partes del cuerpo.

Reconocer una cadena significa **reconocer el importante papel que juega cada pieza dentro de ella.**

De esta forma, cuando un eslabón de la cadena no realiza su trabajo, el cuerpo **compensa** para poder realizar la función global, aunque sea a expensas de sacrificar la función de una pieza específica (disfunción específica) y la integridad del sistema, pero consiguiendo llegar del punto A al punto B.

El sistema neuromuscular tiene infinitas formas de compensar (buscar **soluciones**) y difícilmente se repite exactamente la misma compensación entre individuos, aunque existan relaciones y compensaciones comunes en algunos casos.

Se entiende por relación **artrocínética**, la relación que existe entre las fuerzas y movimientos articulares. Por ejemplo, se puede observar la relación artrocínética que se produce en las fases de pronación y supinación de la marcha, en el ritmo

escapulohumeral... Aunque son innumerables las relaciones creadas para poder conseguir la motricidad.

IMPORTANTE:

Si una articulación pierde movimiento, otra articulación lo incrementará para poder conseguir los objetivos de motricidad.

También se debería tener en cuenta que cuando una articulación no tiene la movilidad adecuada, provoca un cambio en las fuerzas y la superficie de contacto articular de articulaciones próximas.

Este hecho puede ser observado en la artrocínética de la marcha. Por ejemplo, si una cadera no tiene la adecuada rotación interna, la rodilla y el pie verán afectadas su distribución de fuerzas cada vez que la persona camine.

Por lo tanto, si una articulación no realiza su trabajo de forma adecuada y no ofrece una estabilidad apropiada, esto afecta a las fuerzas que sufren las demás articulaciones.

Conocer esta relación es vital dentro del estudio de la mecánica del ejercicio, ya que, cuando el sistema pierda estabilidad en una articulación determinada, es probable que pueda aparecer dolor, desgaste o lesión en zonas alejadas de esta.

Esta interdependencia es el motivo por el que se le da tanta importancia a la función específica de cada articulación del cuerpo dentro de la cadena articular humana. Se habría de considerar, también, que no existe una articulación más importante que otra, y que dicha importancia es relativa a la articulación dónde se encuentra la inestabilidad.

4.9 CONTROL MUSCULAR

Al decir que el “campo de batalla” de las fuerzas está en las articulaciones y que estas se comportan principalmente como un sistema de palancas, se ha de entender que la estabilidad articular dependerá de cómo este sistema de palancas mantenga su integridad al mismo tiempo que provee movimiento a través de su/s eje/s.

Es necesario comprender que el sistema de palancas articular humano es realmente complejo y que, tal y como se ha descrito anteriormente, no funciona como un sistema de palancas tradicional. La biotensegridad y las uniones de fuerza por tensores modifican determinados comportamientos en los sistemas de palancas humanos.

El fulcro (eje) no suele ser fijo, sino que en muchas ocasiones sufre ligeros cambios. Eso es lo que determina que muchas veces el movimiento articular no sea exactamente rotacional y que se necesite gran número de estabilizadores activos para mantener estos adecuados ejes de rotación instantánea a través del movimiento articular.

El fulcro es mantenido e incluso creado, en numerosas ocasiones, por la propia musculatura, ligamentos...

Sin la musculatura, este eje a través del cual se produce el movimiento se vuelve inestable y los demás estabilizadores articulares encargados de controlar el eje (hueso, ligamentos, cápsula, fibrocartilago...) pueden sufrir las consecuencias.

El sistema nervioso controla todo ello de forma sincronizada y compleja.

Por este motivo, la participación muscular es realmente compleja y muchas veces el propio sistema no activa una musculatura que tiene mucha capacidad de generar *torque* sobre un eje de movimiento, simplemente porque tiene información de que un punto de anclaje de dicho músculo no ofrece la estabilidad adecuada.

Como ejemplo es común observar que un flexor de la cadera (como el recto anterior del cuádriceps) no se active de forma correcta, porque la pelvis no está adecuadamente controlada por la musculatura de la columna (por un déficit funcional, pongamos del músculo transverso del abdomen).

EQUILIBRIO Y DESEQUILIBRIO MUSCULAR

El equilibrio muscular alrededor de una articulación es un tópico con muchos conceptos erróneos.

En términos de “cantidad de fuerza” debería existir un desequilibrio anterior/posterior ideal, (si es que dicho desequilibrio realmente existe, ya que es relativo a cada escenario y cada persona). Este supuesto desequilibrio es debido a que esta musculatura tiene un rol diferente en las articulaciones, ya que ciertos músculos luchan contra la gravedad y el peso corporal y los efectos de las cargas inerciales, mientras que otros simplemente mueven la parte final de un segmento. Por lo tanto, estos suelen tener a menudo estructuras y habilidades mecánicas diferentes. Un claro ejemplo de ello se observa en la relación gemelo/sóleo respecto al tibial anterior. Esperar que esta musculatura tenga la misma capacidad de generar tensión sería erróneo.

Comparar la fuerza de los extensores de la rodilla con la de los flexores suele ser poco útil debido a que:

- No se suele comparar ambas acciones en las mismas condiciones de flexión de cadera.
- La estructura genética y el fenotipo modificará en cada persona el ratio extensión-flexión.
- Si se compara en las mismas condiciones de flexión de cadera, solamente se puede comparar la relación en esas condiciones y no se debería extrapolar al resto de posiciones.
- Solamente se pueden extraer conclusiones del escenario sobre el que se calculó dicho ratio y no se puede comparar con la marcha u otros escenarios, dado que las fuerzas que llegan a los ejes de la rodilla son diferentes.

Otra limitación encontrada en dicho cálculo es la forma de determinar estos equilibrios/desequilibrios de fuerza. Las máquinas de entrenamiento que se encuentran en las salas de fitness son totalmente inapropiadas para la realización de estos tests, debido a que los números que aparecen en las placas no indican la resistencia real (*torque*) que llega a la articulación. Los componentes mecánicos y el diseño de cada máquina varía, creando, por lo tanto, una relación inconsistente entre las diferentes máquinas.

El *torque* en la articulación resultante de 30 kp en una máquina de *leg curl* podría no solo ser diferente del *torque* resultante de 30 kp en una máquina de *leg extensión*, sino que además la existencia de levas excéntricas en alguna de las máquinas alterará el perfil de la resistencia a través del ROM de forma diferente. Además, debido a que la mayoría de estas máquinas no son isocinéticas, las diferentes aceleraciones a través del ROM alterarán todavía más estas interrelaciones.

Es también interesante analizar los casos en los que se habla de desequilibrio muscular en un deportista en relación a la asimetría de un deporte determinado. Un ejemplo muy común es hablar del desequilibrio entre el lado dominante y el otro lado en los brazos de un tenista. Si se trata de Rafa Nadal, por ejemplo, y su lado dominante es el izquierdo, hay un teórico desequilibrio muscular con respecto al lado derecho. Desde un punto de vista tradicional, se debería entrenar el lado derecho para equilibrar. Si se analiza a

fondo, es posible que el lado derecho tenga una adecuada estabilidad y que sea el lado izquierdo el que sufra más estrés y el que tenga más desequilibrios y compensaciones. Aún así, para poder saber dónde se encuentran en realidad los desequilibrios se habría de evaluar de forma adecuada en qué planos y escenarios específicos un deportista es inestable.

Se habría de tener en cuenta que el desequilibrio al que se refieren con Rafa sea quizá más bien estético, producto de una adaptación, que realmente un desequilibrio funcional. Sinceramente, es más probable que el desequilibrio funcional se diese si los dos lados fueran iguales, especialmente después de tantas horas de entrenamiento con el lado izquierdo.

Por lo tanto, no se habría de confundir el concepto "desequilibrio estético" con adaptación de un cuerpo humano a las fuerzas (estímulos) después de años de entrenamiento. Es como si se dijera que los futbolistas tienen desequilibradas las extremidades superiores, porque están menos desarrolladas en relación a las extremidades inferiores. Aunque desde estas páginas, no se está argumentando que un tenista no puede tener un desequilibrio en el lado no dominante, ni que un futbolista no tiene que entrenar ni tiene que trabajar las extremidades superiores. Solamente se quiere dejar claro que no se puede simplificar de esta forma y que evaluar los desequilibrios musculares es más complejo y no debería tratarse con tanta ligereza.

POSICIONES DE DEBILIDAD

Como ya se ha visto, aunque la musculatura puede ser fuerte a través de la mayor parte de su rango activo, a veces se encuentran evidentes puntos de debilidad en posiciones articulares específicas.

Cuando un especialista MAT realiza diferentes tests en posiciones específicas, se pueden desvelar evidentes niveles de inhibición.

En dichas posiciones, la musculatura puede ser incapaz de activarse lo suficiente como para ofrecer un adecuado grado de fuerza para controlar la articulación "lo que las convierte en posiciones de extrema vulnerabilidad".

Esto podría crear un indeseado y, potencialmente peligroso, desequilibrio:

- Alrededor de una articulación, perjudicando la estabilidad articular activa.
- Dentro de una cadena integrada de movimientos articulares y de acciones musculares, provocando un mayor estrés en una articulación o un grupo muscular dentro de la cadena.

FASES DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR Y MOVIMIENTOS ARTICULARES

El estudio de las fases de contracción muscular y movimiento articular es confuso y da pie a interpretaciones erróneas.

El primer problema radica en la definición respecto a qué son la **fase concéntrica (miométrica)**, **isométrica** y **excéntrica (pliométrica)**.

Existen dos maneras diferentes para definir estas fases de la contracción, y la mezcla de ambas suele dar lugar a interpretaciones inadecuadas. Se están mezclando conceptos diferentes y, nuevamente, se pone de manifiesto la confusión entre fuerza y movimiento.

Estas dos líneas conceptuales sobre las que se basan las definiciones relativas a las fases de contracción vienen condicionadas por dos tipos de referencias que habrían de considerarse: la referencia muscular y la referencia articular.

SISTEMA DE REFERENCIA MUSCULAR

Las fases de la contracción muscular se refieren a la relación entre la contracción del músculo y su longitud.

- **Concéntrico muscular (miométrico):** cuando la musculatura se contrae acercando origen e inserción.
- **Isométrico muscular:** cuando la musculatura se contrae manteniendo la distancia entre origen e inserción.
- **Excéntrico muscular (pliométrico):** cuando la musculatura se contrae separando origen e inserción.

Esta es la referencia más lógica, si se escoge la musculatura y su relación con la longitud. Pero es una referencia poco útil en el análisis de ejercicios en función del sentido de rotación que provoca la resistencia y su relación con el movimiento articular.

Se suele dar por hecho que cuando un músculo se acorta es debido a que una resistencia lo intenta estirar. Aunque si se es meticuloso, la definición no contempla este hecho, sino que simplemente describe los cambios de longitud muscular y su relación con la contracción.

Tal y como se ha descrito anteriormente con el concepto de co-contracción, la musculatura se contrae en ambos lados del eje, provocando que en cada acción pueda haber musculatura contrayéndose en concéntrico en un lado del eje y musculatura contrayéndose en excéntrico en el otro lado del eje.

Si se tiene en cuenta la referencia muscular en cada ejercicio, hay músculos (fibras musculares) trabajando en las diferentes fases.

Incluso hay fibras musculares que pueden ir cambiando la fase a través de un mismo movimiento, ya que, como se expuso con anterioridad, puede producirse una inversión de la acción muscular.

Si se escoge como ejemplo un *squat* (ilustración 4.9.1) y se intenta describir el estiramiento/acortamiento de las fibras de un "aductor largo" en el movimiento extensión de cadera, se observa cómo desde la posición de 100°-110° hasta aproximadamente unos 60°-70° de flexión de cadera, estas fibras se acortarán, mientras que a partir de dichos grados, estas fibras invierten su acción muscular y se empezarán a alargar. Esto significa que en la fase de subida (extensión de cadera), en la realización de un *squat*, el aductor largo trabaja concéntricamente durante la primera parte y excéntricamente en la segunda parte (de 60°-70° hasta neutral). Pero ¿no se describe en la literatura que esta es la fase concéntrica? Este músculo, al igual que muchos otros aductores, cambia de tipo de contracción en la misma fase de movimiento articular y la clasificación de concéntrico, isométrico y excéntrico se complicaría al ponerla en práctica a través del ejercicio, ya que se debería tener en cuenta el comportamiento de cada fibra y cómo las posibles variaciones de la técnica y/o persona pueden influir en el acortamiento/estiramiento de las fibras musculares.

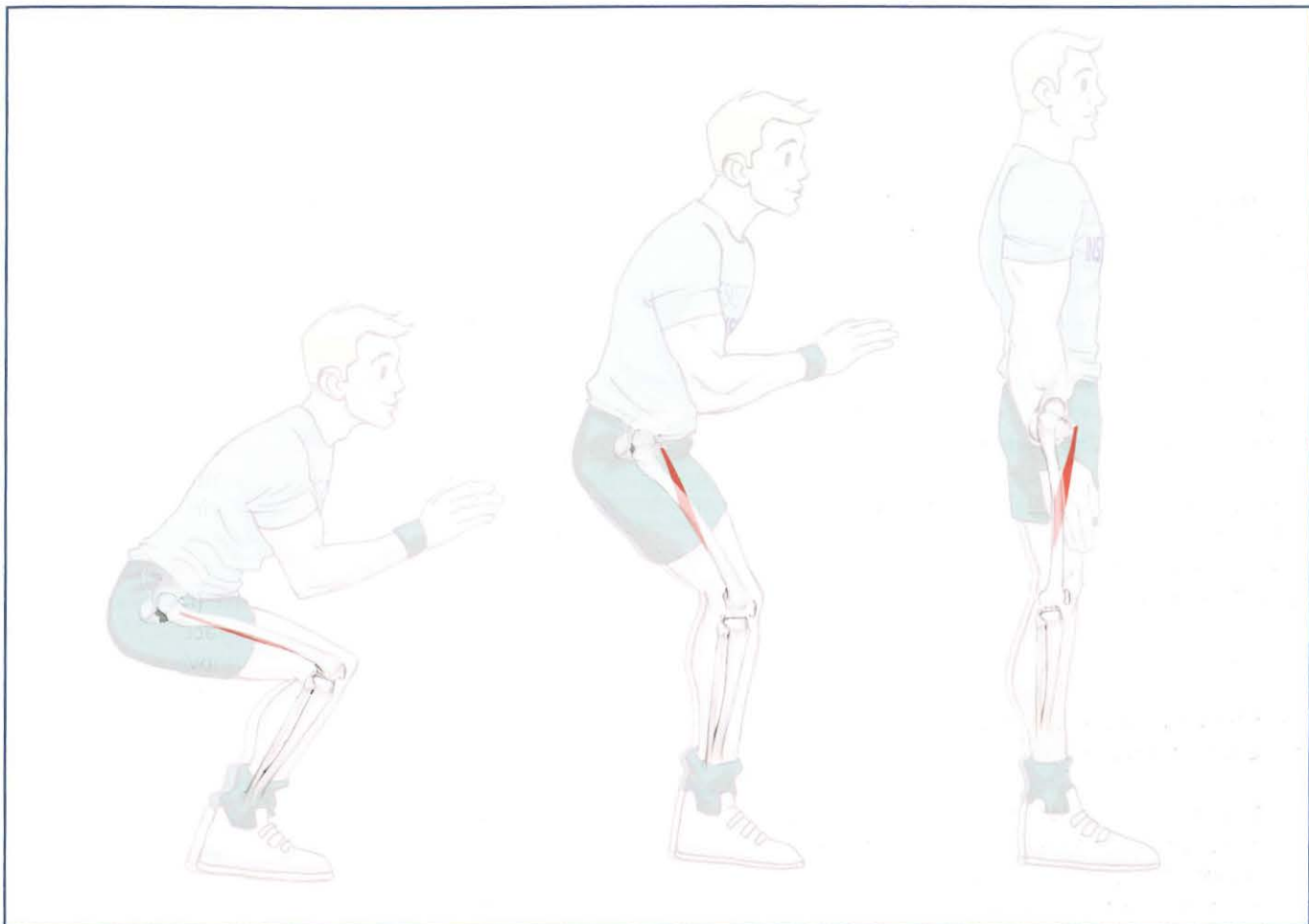


Ilustración 4.9.1

Este hecho provoca que no se pueda hablar de **fase concéntrica, isométrica, pliométrica** de un *squat* si se tiene en cuenta la referencia muscular, debido a que el *squat* no es un músculo, sino que debería especificarse la fase en relación a cada una de las fibras musculares implicadas.

Como prácticamente nadie hace esto, se suele utilizar otra referencia para poder determinar las fases de un ejercicio en relación al movimiento segmentario y la dirección de la resistencia.

SISTEMA DE REFERENCIA ARTICULAR

Relaciona el movimiento articular (sentido de rotación alrededor de un eje articular) con la dirección de resistencia que provoca una carga externa respecto a dicho eje.

- Concéntrico articular: cuando la dirección del segmento tiene un sentido de rotación opuesto al de la resistencia. El sentido de la cinemática y el de la fuerza de la resistencia son opuestos en el plano.
- Isométrico articular: cuando no hay movimiento rotacional alrededor de un eje articular y la resistencia es contrarrestada por la fuerza muscular.
- Excéntrico articular: cuando la dirección del segmento tiene el mismo sentido de rotación que la resistencia. El sentido de la cinemática y el de la fuerza de la resistencia son iguales en el plano.

Se ha utilizado el término concéntrico/isométrico/excéntrico articular para poder diferenciarlo del término concéntrico muscular, ya que es posible, como ejemplo, que una acción concéntrica muscular, se produzca en una fase excéntrica articular, o al revés. También sería lógico modificar el nombre concéntrico/isométrico/excéntrico articular por uno que no incluyera estos términos para evitar confusiones. Una terminología ya existente consiste en describir la fase concéntrica articular, como fase positiva articular y la fase excéntrica articular, como fase negativa. Aunque los términos positivo/negativo dan una connotación

sobre superioridad/importancia que quizá tampoco resulte idónea.

Si se coge el ejemplo anterior del *squat*, es posible que en la fase concéntrica articular (subida), el bíceps femoral trabaje prácticamente de forma isométrica, ya que es posible que se acorte en relación a la articulación de la cadera y se estire en relación a la articulación de la rodilla. Aunque, como es lógico, se habría de estudiar el caso específico y determinar el movimiento de cada articulación y la mecánica muscular de la persona en cuestión.

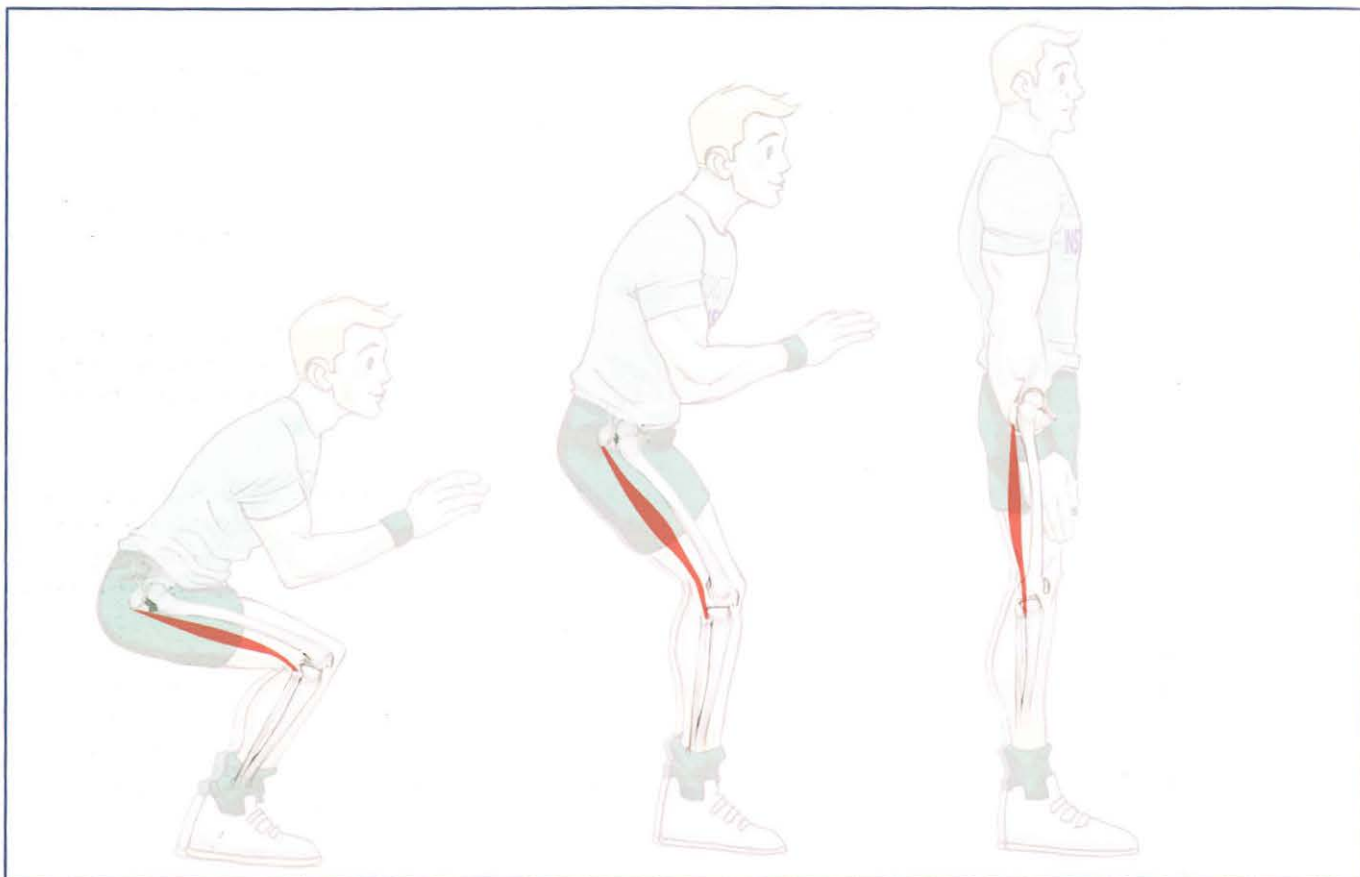


Ilustración 4.9.2

En esta ilustración, se puede observar que, a pesar de que las articulaciones de la rodilla y cadera sufren modificaciones en su posición, la longitud del músculo bíceps femoral no cambia significativamente.

E-CONCENTRIC

Actualmente, hay algunos autores que empiezan a emplear un nuevo término al que le denominan *e-concentric*.

Estos profesionales utilizan el término para denominar un escenario como el que se ha mostrado en la ilustración anterior (4.9.2), en el que un músculo puede estirarse desde una inserción y acortarse desde la otra.

Se explica que muchos músculos, en la realidad funcional, se estiran por un lado y se acortan por el otro al mismo tiempo, de ahí el término *e-concentric* (es posible que el nombre venga de unir los conceptos *eccentric* + *concentric*)

Si se analiza a fondo, un profesional del ejercicio se percató de que es imposible hacerlo al mismo tiempo. Si se tiene una longitud determinada, el sarcómero o se estira o se acorta o se mantiene en su longitud. Es imposible que haga más de una cosa al mismo tiempo.

Si se cogen los dos extremos de una banda elástica y se acorta uno de ellos y se estira el otro en la misma medida, dicha banda no sufrirá ninguna variación en su longitud, sino que simplemente se desplazará. Algo similar pasa con la longitud de un músculo, puede incrementar, disminuir o mantenerse a través del ROM articular (como se ha visto en las ilustraciones anteriores), pero es imposible que lo haga al mismo tiempo.

REVISANDO EL PARADIGMA "CONCÉNTRICO-EXCÉNTRICO"

"En la fase concéntrica la fuerza vence a la resistencia. En la fase excéntrica sucede lo contrario."

Una de las definiciones más populares es la que describe la fase concéntrica como aquella donde la fuerza muscular vence a la resistencia, mientras que la fase excéntrica es aquella donde la resistencia vence a la fuerza muscular.

Es común encontrarse definiciones relacionadas a esta referencia de movimiento articular en relación a la dirección de la resistencia, solamente hace falta navegar por internet o revisar publicaciones escritas para poder observarlo.

Esta definición **delata el poco conocimiento** que existe respecto a la mecánica del ejercicio y las fuerzas en los sistemas de palancas.

Si en la fase concéntrica articular la fuerza muscular venciese a la resistencia, esta última no dejaría de acelerarse durante el recorrido articular, desmembrando el segmento en relación con la articulación. Solamente hay que entender que en el momento en que haya aceleración negativa (el segmento se está frenando, aunque lleve velocidad positiva), el *torque* muscular es menor que el *torque* provocado por la resistencia.

Si en la fase excéntrica articular la fuerza muscular fuese vencida por la resistencia, esta última no dejaría de acelerarse durante el recorrido articular, desmembrando el segmento en relación con la articulación. De la misma forma que antes, se debe entender que en el momento en que haya aceleración negativa (el segmento es frenado, aunque lleve velocidad positiva), el *torque* muscular es mayor que el *torque* provocado por la resistencia.

Otro tema de discusión es el hecho de pensar que una fase es mejor que otra, cosa que desde Resistance Institute no se acaba de ver claro.

La capacidad de generar una adecuada tensión muscular en diferentes escenarios debería ser lo primero a tener en cuenta. La fase resultante es secundaria a la capacidad de generar *torque*.

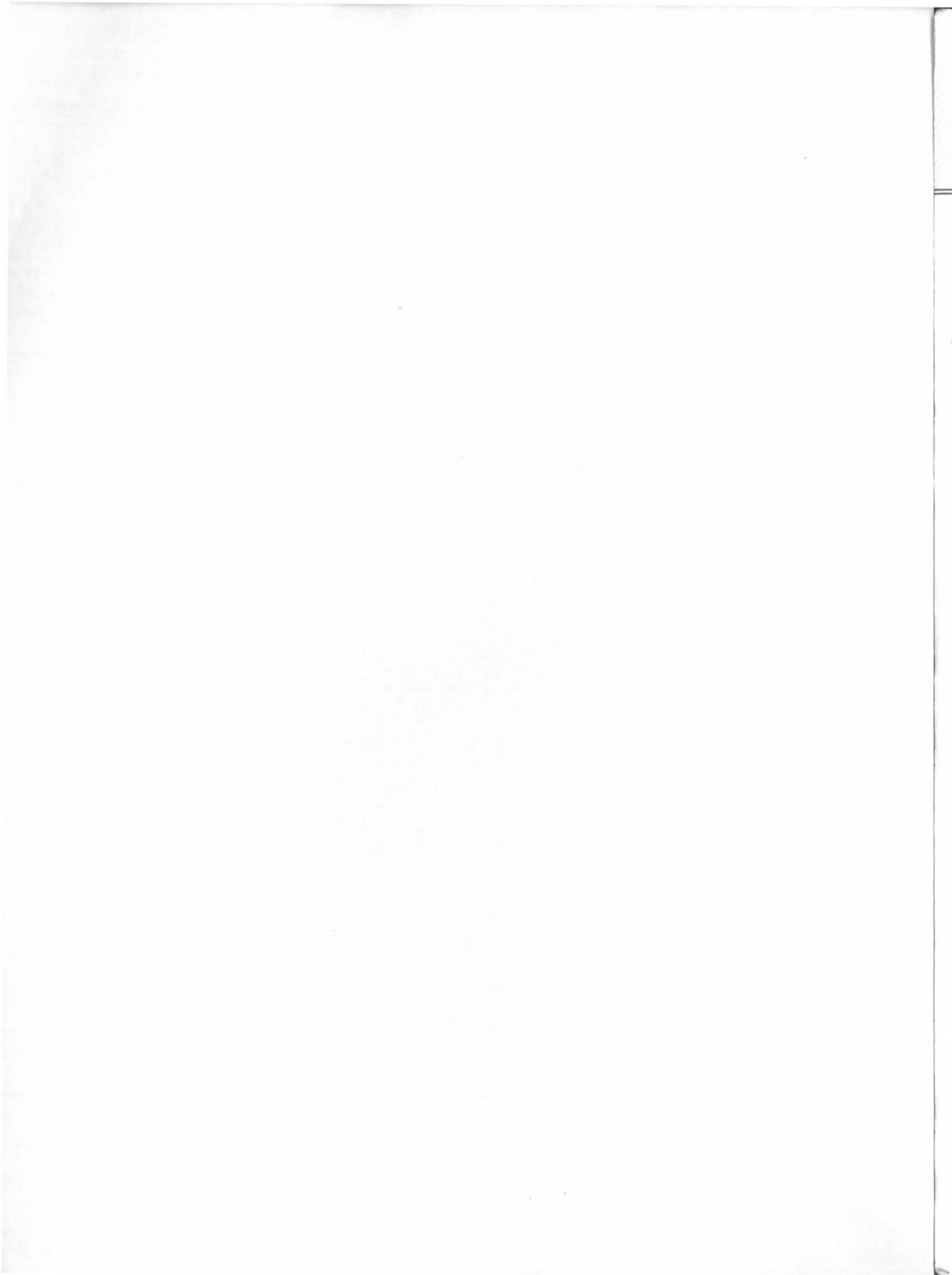
Si la musculatura se suele dañar en la fase excéntrica, la solución no es tan fácil como trabajar la fase excéntrica para que no se dañe. ¿Podría ser por una "respuesta de excitación protectora" determinada por una debilidad en otra musculatura?

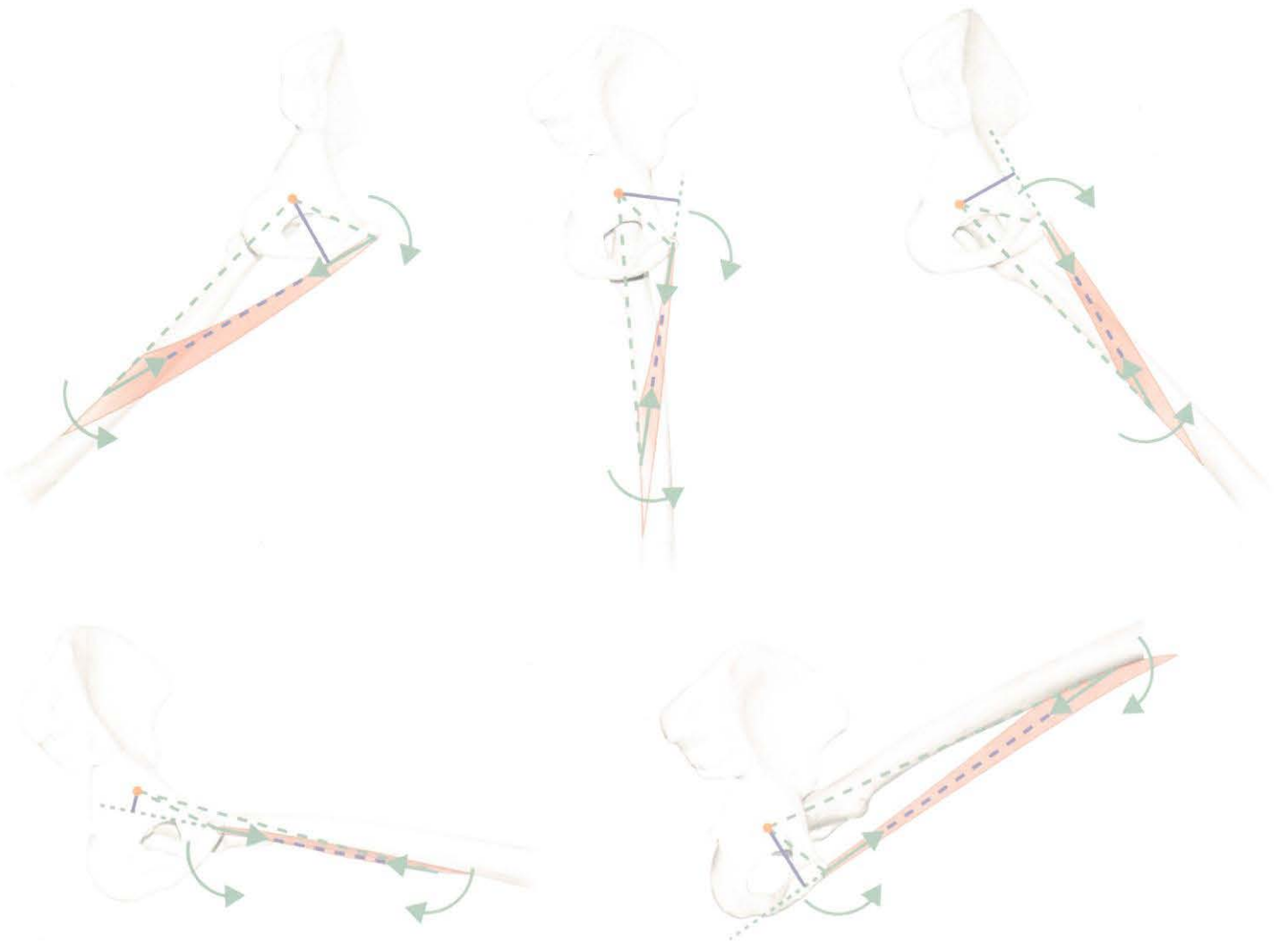
En Resistance Institute sabemos que queda mucho camino por recorrer para llegar al entendimiento complejo de la mecánica del ejercicio. Sin embargo, no hay nada más emocionante que formar parte de un grupo de locos apasionados por la Biomecánica que hacen que cada día sigamos avanzando en nuestra lucha por ser mejores, en la creencia de que las cosas se pueden cambiar, con mucho esfuerzo.

Porque todavía es posible que muchos profesionales de la salud piensen en fuerzas y sigan el lema: **Thinking Mechanics.**

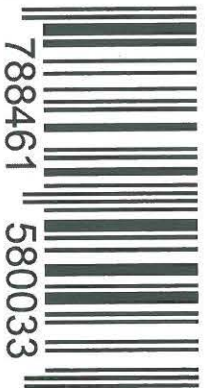
Gracias.

- **Newton, I.** (1687): *Principios matemáticos de la Filosofía natural [Philosophiæ Naturalis Principia Mathematica]*. Ediciones Altaya, S.A.
- **Newton, I.** (1728): *El Sistema del Mundo [De Mundi Systemate]*. Alianza Editorial, S.A. El Libro de Bolsillo, 980. 134 págs. Barcelona, 1983.
- **Borelli, Giovanni Alfonso.** *De motu animalium; Neapoli: Typis Felicis Mosca, 1734; EPB/B 14628/B. Tabula XI.*
- **Guyton.** *Tratado de Fisiología Médica. Interamericana-MC Graw-Hill, 1992.*
- **Schuende, M, Schulte, E, Schumacher, U.** *Atlas of Anatomy. General Anatomy and Musculoskeletal System.* Thieme.
- **Netter, Frank.** *Atlas de Anatomía Humana*, Ed. Novartis, Barcelona 1999.
- **Platzer, W.** *Atlas de Anatomía. Correlación clínica. Tomo 1. Aparato Locomotor.* Ed. Médica Panamericana, 2008.
- **Abrahams, P.H, Marks Jr S.C y Hutchings, R.T.** *McMinn's Color Atlas of Human Anatomy.* Mosby, 2003.
- **Smith-Agreda J.M.** *Reconstrucciones por planos de disección.* Espaxs, 1999.
- **Biel, A.** *Trail Guide to the Body. Books of Discoverey, 1997-2001.*
- **Kapandji, I.A.** *Cuadernos de Fisiología Articular, Toray-Masson S.A., 1982.*
- **Nordin, M y Frankel, V.** *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Lippincott, Williams & Wilkins, 2001.*
- **Lewin, W.** *Por amor a la Física.* Random House Mondadori, 2012.
- **Purves, D.** *Neurociencia.* Ed. Médica Panamericana, 2010
- **Jones, A, Doyle, B.** *Fast Way to Physical Fitness: Featuring Arthur Jones' Nautilus.* Gold Coast Publishing Company, 1981
- **Wilmore, J y Costill, D.** *Physiology of Sport and Exercise, Human Kinetics, 1994.*
- **Norkin, C, Levangie, P.** *Joint Structure and Function.* F.A. Davis, 2001.
- **Fucci, S y Benigni, M.** (1988), *Biomecánica del Aparato Locomotor Aplicada al Acondicionamiento Muscular.* Ed. Doyma
- **Winter, D.** *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* Wiley, 2005.
- **Beer, F y Johnston, E.** *Mecánica vectorial para ingenieros.* McGraw-Hill, 1997.
- **Purvis, T.** *Resistance Training Specialist, Focus On Fitness, 2001.*
- **Siff, M y Verkhoshanky.** *Supertraining: Strength training for sporting excellence.* Ed. Littleton, 1999.
- **Kendall, F. P. y Kendall, E.** *Músculos, pruebas y funciones.* Jims, 1985.
- **López Román, A. y López Beltrán, E.** *Biofísica aplicada a la biomecánica del cuerpo humano.* Biblioteca Biomédica Universitaria, 2003.





9



ISBN 978-84-615-8003-3

www.resistanceinstitute.com

RESISTANCE
INSTITUTE
biomechanics & research