

AIFIMM Formazione srl
Provider CPD 21418 (UK)
CE Broker ID 50-54885 (Florida USA)
Provider ECM 1701 (IT)
www.mskbiomechanics.com



AIFIMM Formazione srl
Istituto Superior
de Biomecánica
Neuro-Miofascial



Dr. Mauro Lastrico – Dra. Laura Manni

Análisis vectorial

1 Física y matemática lineal y no lineal en el sistema músculo-esquelético

La comprensión del sistema músculo-esquelético requiere un enfoque matemático-físico doble.

En el presente texto se hará referencia a la física y matemática lineal para el estudio analítico de los distritos corporales individuales, a aquellas no lineales para el estudio sistémico.

Esta distinción metodológica representa el fundamento para una evaluación clínica precisa y científicamente rigurosa.

2 Matemática lineal: el fundamento del análisis distrital

En matemática, el concepto de "lineal" significa que dos funciones tienen una relación directa y proporcional.

El álgebra lineal es la rama de la matemática que se ocupa del estudio de los vectores, espacios vectoriales, transformaciones lineales y sistemas de ecuaciones lineales.

Un sistema se define lineal si los elementos que lo componen se pueden descomponer y recomponer y si, en él, el incremento de una variable corresponde a un incremento proporcional de otra.

Esta proporcionalidad permite prever con precisión el efecto de una fuerza muscular sobre una estructura esquelética específica.

Los sistemas lineales presentan ecuaciones simples que admiten solución analítica.

Con el álgebra lineal se estudian todos los fenómenos físicos "lineales", es decir aquellos en los que no entran en juego distorsiones, turbulencias y fenómenos caóticos en general.

La matemática lineal, "aproximando el sistema", es una representación de lo real que consiente comprender su funcionamiento.

Esta aproximación, aunque simplificada, ofrece al clínico un instrumento diagnóstico potente para identificar las causas primarias de un dismorfismo articular.

El análisis biomecánico músculo-esquelético propuesto en este texto prevé la transformación de los haces musculares en líneas de fuerza de tracción, a las cuales serán aplicadas sus acciones vectoriales sobre los componentes esqueléticos.

Se realizará un análisis de tipo vectorial que traduce la complejidad anatómica en modelos matemáticos interpretables y clínicamente aplicables.

Los músculos trabajan exclusivamente a través de fuerzas de tracción, tirando de las inserciones para acercarlas.

No existen músculos que empujen ni que funcionen como palancas.

Las palancas, de cualquier género, implican fuerzas ortogonales que ningún músculo puede ejercer.

Cuando el codo se flexiona, no tenemos una palanca sino una tracción que acerca la inserción distal a la proximal, como en una bisagra que se cierra por tracción de las cuerdas.

Existen estructuras anatómicas que funcionan como multiplicadores de fuerza (maléolos, rótula), pero son poleas que desvían la dirección de la tracción, no palancas.

Las rotaciones articulares no derivan de fuerzas de empuje ni de sistemas de palanca, sino de la aplicación de fuerzas de tracción cuya línea de acción no pasa por el eje de la articulación.

En estos casos, la tracción muscular genera un efecto rotatorio alrededor del eje articular, según los mismos principios físicos que regulan cada fenómeno de rotación.

3 Matemática no lineal: la clave para la interpretación sistémica

Mientras para la matemática lineal hay una relación proporcional entre estímulo y efecto, para la matemática no lineal es posible obtener grandes variaciones incluso con pequeñas señales.

Este principio permite la comprensión de cómo aparentemente leves disfunciones puedan generar cuadros clínicos complejos y sintomatologías aparentemente desproporcionadas a la causa desencadenante.

Alteraciones que en matemática lineal serían consideradas despreciables, en matemática no lineal pueden resultar relevantes sobre el funcionamiento global de un sistema.

Desde el punto de vista clínico, esto explica por qué pequeños acortamientos musculares o leves asimetrías, en algunas personas, puedan manifestarse con sintomatologías importantes y difusas.

3.1 Los sistemas complejos en el cuerpo humano

La matemática no lineal se ocupa de estudiar los comportamientos reales a través de modelos interpretativos generales.

Entre las muchas componentes de la matemática no lineal, haremos referencia en particular a las características de los sistemas complejos que serán tratadas en detalle en la sección sistémica del texto.

Un "sistema complejo" es cualquier sistema compuesto por más de un elemento o subsistema y tiene varias características fundamentales:

En un sistema complejo todos los elementos son interdependientes e interactuantes.

Esto significa que cada alteración músculo-esquelética, incluso localizada, influye inevitablemente en todo el sistema corporal.

La comprensión del funcionamiento de un sistema complejo puede ocurrir exclusivamente considerando el sistema en su totalidad.

El enfoque segmentario tradicional resulta por tanto insuficiente para un diagnóstico completo.

Un sistema complejo, en la persecución de sus objetivos, es capaz de generar soluciones no previsibles del examen de los elementos individuales.

Clínicamente, esto se traduce en el hecho de que el sistema nervioso desarrolla patrones compensatorios que no son deducibles del análisis de los componentes musculares individuales.

Un sistema complejo utiliza al máximo su propia energía cuando se coloca en los "límites del caos", cuando es decir los elementos de estabilidad y dinamicidad están en equilibrio tal como para permitir a pequeñas señales modificar el estado del sistema, ahorrando energía.

En términos biomecánicos: cuando la capacidad de Trabajo prevalece sobre la fuerza resistente.

4 La integración metodológica para el diagnóstico clínico

Integrando las dos "matemáticas" será posible estudiar analíticamente los mecanismos de funcionamiento locales y contemporáneamente tener instrumentos interpretativos sistémicos sobre los factores que regulan la estática y la dinámica.

Esta integración representa el corazón del enfoque diagnóstico propuesto: el análisis vectorial local proporciona la precisión necesaria para identificar las estructuras involucradas, mientras la interpretación sistémica permite comprender las consecuencias sobre todo el sistema corporal.

El análisis vectorial aquí presentado constituye el primer nivel de indagación biomecánica, esencial para identificar los músculos principalmente responsables de las desalineaciones esqueléticas.

Este análisis bidimensional representa la base necesaria para comprender los mecanismos fundamentales, y será progresivamente extendido al plano tridimensional y al análisis sistémico completo, según los principios de la matemática no lineal.

Es fundamental dominar estos conceptos base antes de proceder con los análisis más complejos, puesto que cada nivel de complejidad se construye sobre el precedente.

5 Los fundamentos del análisis vectorial en biomecánica

5.1 Definición y características del vector en física aplicada

En física, un vector es un elemento geométrico caracterizado por tres elementos:

Módulo: es su intensidad, gráficamente representado con la longitud del segmento.

Clínicamente representa la entidad de la fuerza muscular expresada.

Dirección: la recta sobre la cual yace el vector.

Anatómicamente corresponde a la línea de fuerza del músculo.

Verso: el sentido a lo largo de la recta, gráficamente expresado con una flecha.

Indica el sentido de la acción muscular, del origen hacia la inserción durante la contracción.

Se indica con un segmento orientado de A a B. Se llama "Vector" porque en cierto sentido transporta A a B.



fig. 01: Los tres vectores están todos en la misma dirección pero tienen módulos (intensidad) diversos: AB mayor que CD y EF, EF mayor que

CD. Los vectores azul y rojo tienen el mismo verso, el vector verde verso opuesto.

5.2 La regla del paralelogramo

A través de la regla del paralelogramo es posible calcular la resultante entre dos o más vectores.

Este principio matemático permite prever el movimiento resultante de la acción combinada de más músculos y, inversamente, identificar cuáles músculos son responsables de un determinado dismorfismo observado.

En los sistemas con muchas fuerzas actuantes, para llegar a la resultante global se suman de dos en dos las fuerzas, siempre aplicando la regla del paralelogramo.

La metodicidad de este enfoque garantiza la reproducibilidad y la objetividad de la evaluación clínica.

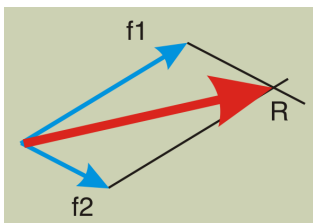


fig. 02: dados 2 (o más) vectores f_1 y f_2 , aplicando la regla del paralelogramo, es posible calcular la resultante R

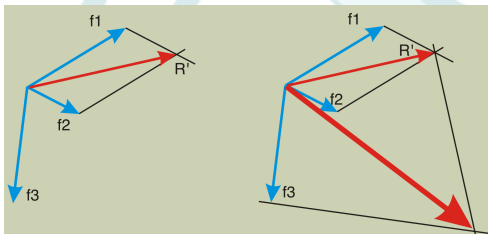


fig. 03: En los sistemas con más vectores, para llegar a la resultante global, se suman de dos en dos siempre aplicando la regla del paralelogramo

La regla del paralelogramo es utilizada también para calcular la intensidad que uno o más vectores deben expresar para equilibrar otro en base a sus disposiciones en

el espacio.

Esta aplicación permite comprender los mecanismos compensatorios musculares.

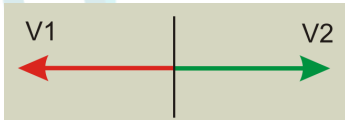


fig. 04: el vector V_1 es equilibrado por el vector V_2 que tiene el mismo módulo pero dirección opuesta

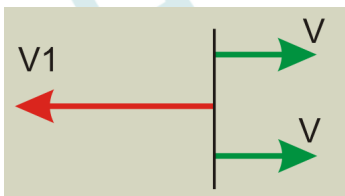


fig. 05: el vector V_1 es equilibrado por dos o más vectores V que tienen dirección opuesta y cuya sumatoria modular sea igual a la del módulo V_1

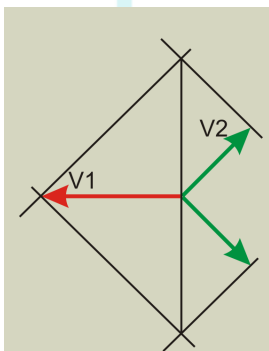


fig. 06: Aplicando la regla del paralelogramo, el vector V_1 es equilibrado por dos vectores oblicuos, V_2 y V_3 , que tienen igual módulo e igual desviación angular

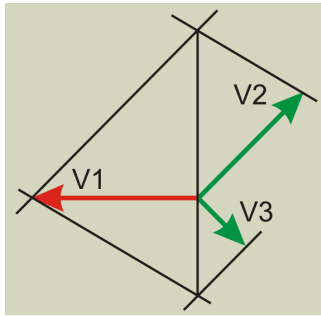


fig. 07: Aplicando la regla del paralelogramo, el vector V1 es equilibrado por dos vectores oblicuos, V2 y V3, que tienen módulo y desviación angular asimétricos

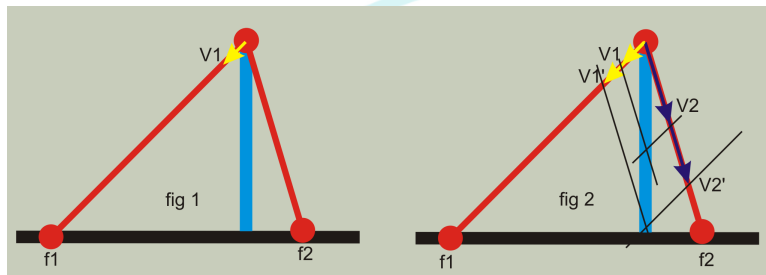


fig. 08: Dada una fuerza f_1 expresada por el vector V1 aplicada a una barra no vinculada (fig. 1), aplicando la regla del paralelogramo es posible calcular la intensidad del vector V2 necesaria a la fuerza de f_2 para equilibrar el vector V1 (fig. 2) a fin de mantener la barra vertical. A causa de la diversa oblicuidad de las líneas de fuerza, el vector V2 debe expresar una intensidad que resulta ser más del doble de la expresada por V1. Cada incremento del módulo (intensidad) del vector V1 necesita un incremento modular lineal del vector V2

6 Representación vectorial del sistema muscular

En las imágenes del texto, los músculos serán representados no en su realidad anatómica sino según sus líneas de fuerza, a las cuales serán aplicados los vectores.

Esta simplificación permite focalizar el análisis sobre los mecanismos biomecánicos eliminando los detalles anatómicos no relevantes para el estudio vectorial.

La línea de fuerza de un músculo está dada por la disposición de sus fibras.

Los vectores podrán ser representados tanto a través de su resultante, como a través de sus componentes, después de haberlos descompuesto.

Las fuerzas vectoriales determinan las alteraciones de los ejes articulares.

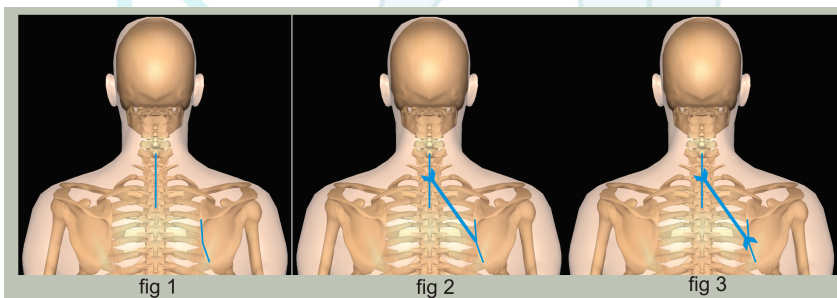


fig. 09: Gráficamente será utilizado un tramo de línea recta o curva para indicar las inserciones (fig. 1), un tramo con flecha en la base para indicar el punto móvil de la línea de fuerza del músculo (fig. 2), un tramo con flechas en la base para indicar las

líneas de fuerza del músculo en ausencia de puntos fijos (fig. 3).

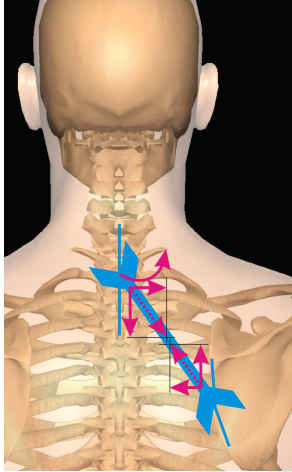


fig. 10: Los trazos rectos o curvos con flecha serán utilizados para indicar las resultantes vectoriales sobre el esqueleto en consecuencia del acortamiento muscular. En el ejemplo los movimientos esqueléticos inducidos por los romboides en ausencia de puntos fijos. La descomposición vectorial evidencia el mayor componente vertical respecto al horizontal. En consecuencia los componentes verticales elevarán la escápula y determinarán compresiones laterales a los discos intervertebrales; los componentes horizontales aducirán la escápula, mientras sobre las vértebras de C6 a D4 determinarán convexidad vertebral homolateral y la rotación de los cuerpos contralateral.

7 Los pares de fuerza y los momentos resultantes

No siempre se llega a una única resultante, sobre todo considerando el plano tridimensional. Cuando están presentes al menos dos resultantes se habla de "par de fuerza".

En el contexto articular, el término "momento" coincide operativamente con el concepto de momento torsional, es decir con el efecto rotatorio producido por una fuerza – o por un par de fuerzas – aplicada a distancia del eje articular.

Los pares de fuerza generan "momentos" resultantes.

El momento de fuerza global está dado por la suma del producto entre los módulos (intensidad) de las fuerzas y su semi-distancia.

Los momentos determinan las rotaciones articulares y las concentraciones de carga que pueden generar sobrecargas localizadas.

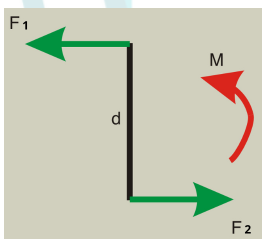


fig. 11: Dos fuerzas F_1 y F_2 aplicadas a una barra distantes d entre ellas, crean un momento rotatorio resultante M dado por la suma de los dos momentos individuales M_1 y M_2 determinados por el producto de F_1 y F_2 por la semi-distancia $\frac{1}{2} d$. $M_1 = F_1 \times \frac{1}{2} d$; $M_2 = F_2 \times \frac{1}{2} d$; $M = M_1 + M_2$

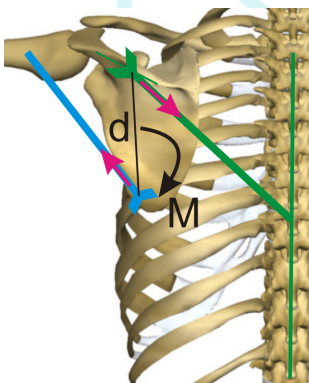


fig. 12: El par de fuerza ejercido sobre la escápula por los haces inferiores del trapecio (verde) y por el redondo mayor (azul), distantes "d" entre ellos, crea un momento rotatorio M a la escápula.

El momento torsional no representa una fuerza distinta, sino la expresión rotatoria de la misma fuerza vectorial ya descrita, en relación a la posición del eje articular.

8 La naturaleza de la tracción muscular sobre las inserciones

Aplicando la lógica vectorial a los músculos es necesario considerar que los músculos actúan acercando las inserciones a través de fuerzas de tracción.

Durante la contracción, el músculo tira de sus inserciones para acercarlas.

Este principio es particularmente evidente en los músculos poliarticulares y en aquellos con inserciones sobre porciones esqueléticas móviles.

Los músculos monoarticulares con inserciones sobre estructuras relativamente fijas (como la pelvis) pueden ser analizados como fuerzas que tienen una única dirección prevalente.

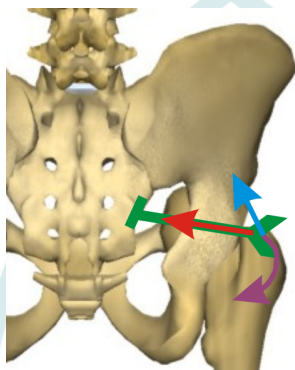


fig. 13: Transformando el músculo piriforme según su línea de fuerza (en verde), es posible considerar la inserción sacra como punto fijo y la inserción femoral como punto móvil. El vector principal (en rojo) determina la compactación del fémur en el acetábulo. La descomposición vectorial (no se muestra el procedimiento) da lugar a un vector (en azul) que tiene una modesta acción abductora sobre el fémur y un vector (en violeta) que tiene, sobre el fémur, una blanda acción extrarrotatoria. La acción principal de los músculos monoarticulares es la estabilidad articular mientras, teniendo modestos componentes vectoriales, es del todo secundaria en determinar el movimiento activo. Se comportan es decir como ligamentos activos capaces de adaptarse a las sollicitaciones endoarticulares

9 Análisis vectorial de los músculos poliarticulares

Tomando en examen un músculo poliarticular de grandes dimensiones como el dorsal ancho, la descomposición vectorial evidencia la multiplicidad de acciones que este músculo puede ejercer.

Según las líneas de fuerza mayormente involucradas por el acortamiento se determinarán alteraciones esqueléticas diferentes.

Esta variabilidad funcional explica por qué un mismo músculo pueda ser responsable de cuadros clínicos aparentemente diversos.

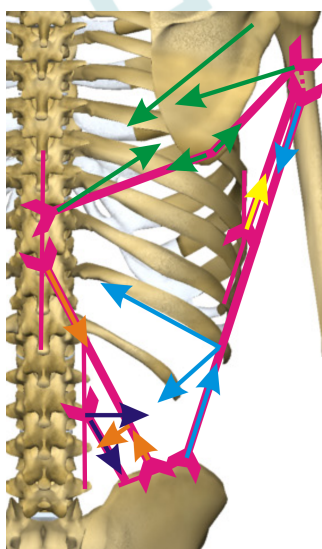


fig. 14: En violeta las líneas de fuerza del par dorsal ancho - cuadrado lumbar. Los trazos con flecha indican las resultantes vectoriales divididas por color. Como evidenciado por el diseño, muchas actúan sobre el esqueleto en sentido opuesto. Como veremos en el capítulo de los cuadros del dorsal ancho, en base a la predominancia vectorial de las líneas de fuerza individuales, tendremos alteraciones esqueléticas diversas.

10 El equilibrio vectorial y la axialidad articular

La axialidad de las relaciones esqueléticas, además de por las estructuras capsulo-ligamentosas, está asegurada por el equilibrio de las fuerzas musculares actuantes.

Incluso un único componente en exceso de fuerza puede determinar el aumento compensatorio del tono de los músculos antagonistas.

Pequeños desequilibrios vectoriales pueden desencadenar mecanismos de compensación difusos que, con el tiempo, determinan alteraciones estructurales progresivas.

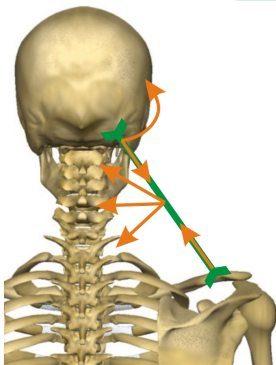


fig. 15: Transformación del haz superior del trapecio (en verde) a lo largo de su línea de fuerza. Puesto que las inserciones craneal y clavicular no son puntos fijos "absolutos", si el músculo está en contracción, contractura, o en acortamiento por exceso de tono en la porción contráctil, o tiene acortamientos residuales en la porción conectiva de las fibras, potencialmente los vectores resultantes (en naranja) son capaces de: elevar el muñón del hombro homolateral; inclinar el cráneo homolateralmente; flexionar posteriormente el cráneo y rotarlo contralateralmente; trasladar las vértebras cervicales contra-lateralmente.

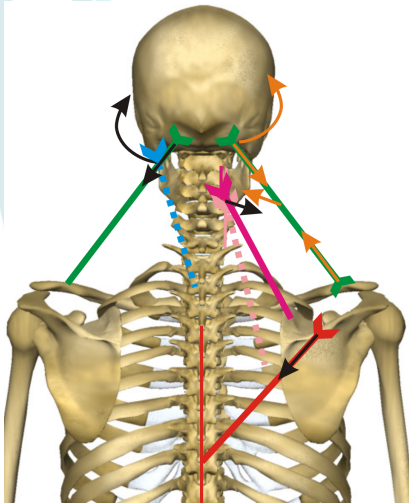


fig. 16: Para equilibrar todas estas resultantes es necesario que otros músculos se activen fijando el esqueleto. En particular: para impedir la lateroflexión y rotación del cráneo: haz superior del trapecio contralateral; para impedir la flexión posterior y rotación del cráneo: los esternocleidomastoideos; para fijar el muñón del hombro: el haz inferior del trapecio homolateral; para fijar las vértebras cervicales, si no fuera suficiente el haz superior del trapecio contralateral: elevador de la escápula y escalenos homolaterales. Va de sí que esto induce una activación en cadena de todo el sistema muscular en el cual cada elemento esquelético será fijado por otros músculos.

11 Análisis muscular vectorial estático: aplicaciones clínicas

11.1 Premisas metodológicas

En este texto serán tomadas en consideración las alteraciones de la secuencia articular fisiológica causadas por acortamiento del sistema muscular.

Mismos cuadros pueden ser inducidos por problemáticas congénitas o adquiridas y por patologías específicas.

Para no repetir cada vez la distinción, tal eventualidad será dada por descontada.

En la tratación se hará referencia a músculos íntegros, normalmente inervados y a la ausencia de patologías específicas del aparato músculo-esquelético o de otro origen.

11.2 El dismorfismo como expresión de desequilibrio vectorial

Cualquiera que sea el síntoma, expresado como dolor o impotencia funcional o su sumatoria, en el distrito en examen está presente una alteración de la secuencia articular fisiológica, detectable a través del examen objetivo e instrumentos de indagación específicos.

El análisis vectorial local que sigue permite identificar cuáles fuerzas musculares son primariamente responsables de la alteración observada en el distrito específico.

Las implicaciones sistémicas de tales alteraciones serán tratadas en la sección dedicada al análisis no lineal.

12 El papel biomecánico de los músculos: movimiento y estabilidad

Los músculos además del movimiento tienen un papel en la estabilidad articular y presentan, respecto a la articulación, disposición y longitud de las fibras diversas.

Vectorialmente, cuanto mayor es la longitud del músculo, mayor es su capacidad de ejercer fuerza tractora.

Este principio explica por qué algunos músculos sean más influyentes que otros en determinar dismorfismos.

13 Los límites fisiológicos del alargamiento muscular

En ausencia de luxaciones u otras patologías específicas, ningún músculo puede ser anatómicamente "demasiado largo".

Cuando se verifica una desalineación articular, los músculos antagonistas al movimiento se encuentran en posición alargada respecto a la posición centrada inicial.

Alargamiento que, sin embargo, permanece dentro de los límites de la máxima longitud fisiológica potencial del músculo.

Los músculos antagonistas aumentan su tono para intentar equilibrar las fuerzas que han causado la desalineación.

Aun encontrándose en posición relativamente alargada, están en realidad acortados a causa del aumento del tono y de las consiguientes modificaciones de los componentes conectivos.

fig. 17: El modelo geométrico del equilibrio dinámico. En fig. 1 el cuadrado negro es mantenido en su posición al interior del cuadrado

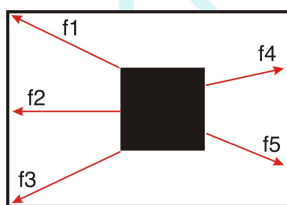


fig 1

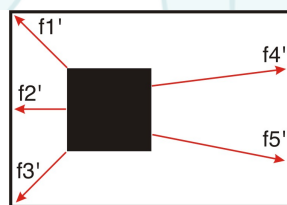


fig 2

externo a través de la co-contracción de todas las fuerzas actuantes de f1 a f5. Las fuerzas no están distribuidas de manera simétrica y si todas aumentan la intensidad de la fuerza de tracción, el cuadrado negro al interior del cuadrado blanco (fig. 1), se moverá como de fig. 2.

Todas las fuerzas de f1' a f5' están en exceso de tensión: f1', f2' y f3' vectorialmente prevalecen y resultan acortadas, f4' y f5' se oponen a la fuerza tractora, aumentan el tono, pero respecto a la posición originaria se encuentran en alargamiento. Tal alargamiento, sin embargo, no excede la máxima capacidad de alargamiento en cuanto el movimiento del cuadrado negro está al interior del límite dado por el cuadrado externo.

Para devolver el cuadrado negro a la posición central no es necesario aumentar ulteriormente la fuerza expresada por f_4' y f_5' , sino crear las condiciones a fin de que todas las fuerzas de f_1' a f_5' (en particular f_1' , f_2' y f_3') disminuyan su intensidad volviendo al estado inicial de f_1 a f_5 .

El reequilibrio no se obtiene reforzando los músculos en posición alargada sino reduciendo el exceso de tensión de los dominantes.

14 La importancia de la oblicuidad vectorial en la biomecánica

Otro parámetro importante es la oblicuidad con la cual la fuerza actúa.

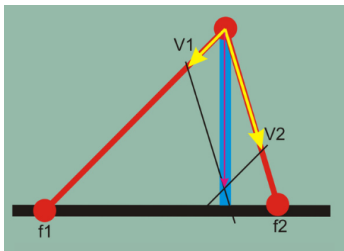


fig. 18: La barra no rígida (en azul) es mantenida vertical por las fuerzas f_1 y f_2 expresadas en los vectores V_1 y V_2 . Aplicando la regla del paralelogramo, se evidencia que para equilibrar la fuerza de f_1 , f_2 necesita un vector de intensidad mayor.

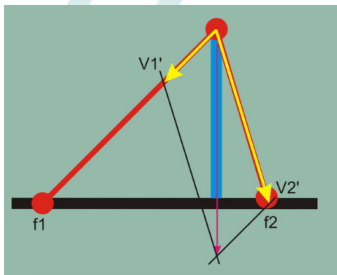


fig. 19: Si f_1 aumenta su fuerza de tracción expresada con V_1' , f_2 deberá incrementar a su vez la fuerza de tracción V_2' , llegando, en el ejemplo gráfico, al límite de su propia capacidad equilibrante.

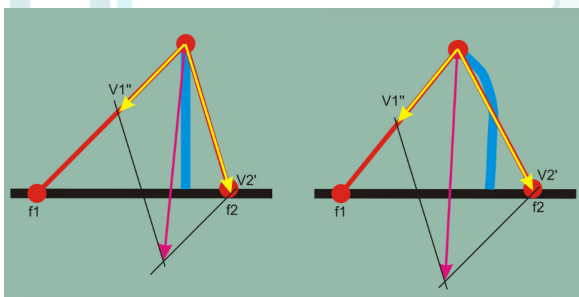
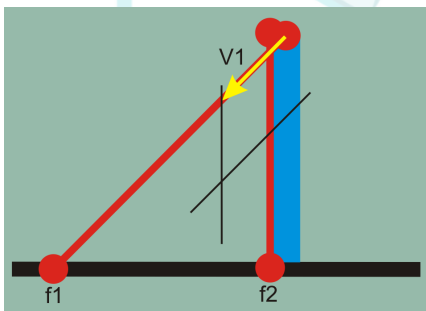


fig. 20: El ulterior aumento de la fuerza de f_1 expresada con el vector V_1'' , no pudiendo ser equilibrada por el vector V_2' , determina la flexión de la barra

En la figura, la verticalidad de la barra está asegurada por el equilibrio de dos fuerzas diagonales que, teniendo función angular diversa, utilizan intensidades asimétricas.

La barra se dobla en dirección de la fuerza mayormente oblicua, cuando se supera la capacidad de equilibrio vectorial de la fuerza diagonal que tiene función angular menor.



En el caso en que, sobre la barra, actúen una fuerza diagonal y una longitudinal paralela a la barra, esta última no puede equilibrar la fuerza oblicua si no rigidizando en compresión la barra misma.

fig. 21: Aplicando la regla del paralelogramo, no es posible determinar la intensidad necesaria a f_2 para equilibrar el vector V_1 expresado por f_1 en cuanto, teniendo f_2 andamio vertical, el cruce de las paralelas determina, en cualquier punto de aplicación, una resultante que haría flexionar la barra.

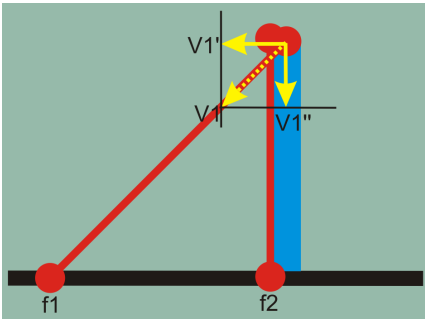


fig. 22: Descomponiendo el vector V_1 , se evidencia cómo este tiene un componente vertical V_1'' que estabiliza la barra, y un componente horizontal V_1' que en cambio la tracciona lateralmente.

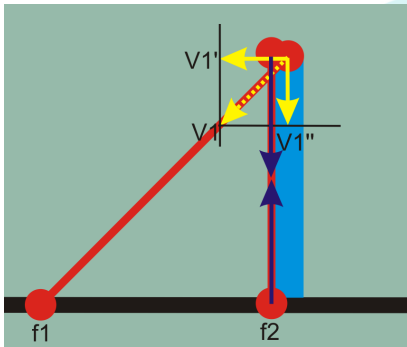


fig. 23: El componente horizontal V_1' no puede vectorialmente ser equilibrado por vectores expresados por f_2 . En matemática lineal una pequeña fuerza, en ausencia de palancas, no puede desplazar una roca a causa de su fuerza peso. La única posibilidad para f_2 de impedir el componente vectorial horizontal de f_1 , es la de expresar vectores a intensidad tal como para rigidizar la barra.

15 Identificación vectorial de las causas del dismorfismo

Respecto a cualquier desalineación articular, el análisis vectorial busca individualizar cuál fuerza (músculo o grupo muscular) está favorecida en crear el cuadro en examen.

fig. 24: Considerando la porción del dorsal ancho (verde) de cresta ilíaca a los procesos espinosos de D7 a D12, el componente horizontal de su vector (en amarillo) no puede ser equilibrado por vectores expresados por los paravertebrales (violeta). Para impedir la desviación lateral de la columna los paravertebrales expresan vectores a alta intensidad (en rojo) que bloquean, rigidicen la columna comprimiendo los discos inter-vertebrales. Una eventual indagación electromiográfica mostraría una baja actividad del dorsal ancho (que sin embargo es causa del problema) y una intensa actividad de los paravertebrales (cuya actividad es sin embargo secundaria y finalizada a la contención de la desviación vertebral).

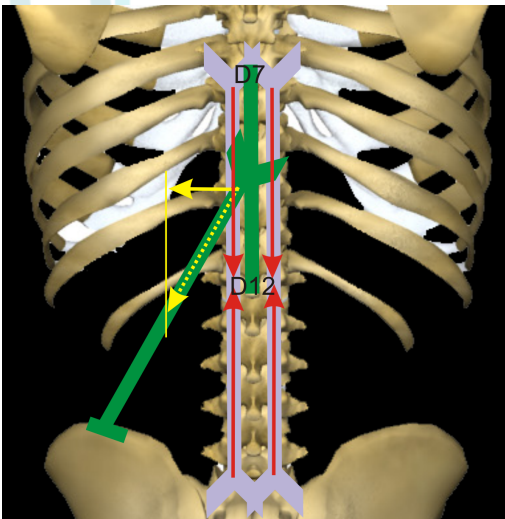
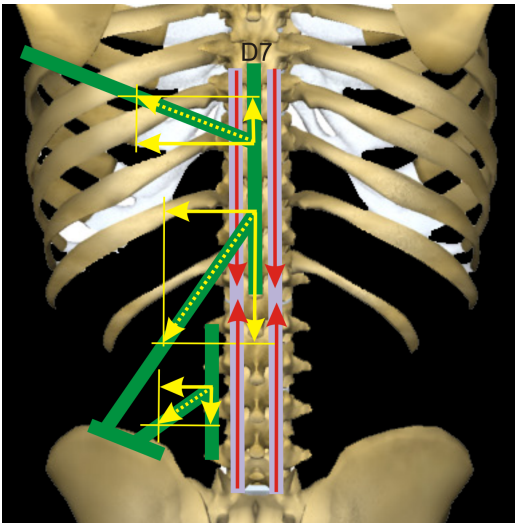


fig. 25: Las inserciones del dorsal ancho sobre cresta ilíaca, escápula y húmero son considerados



puntos fijos. Los vectores a lo largo de las líneas de fuerza del dorsal ancho y cuadrado lumbar (trazados amarillos) han sido descompuestos en sus componentes horizontales y verticales (flechas amarillas). La contención de los componentes horizontales es obtenible sólo a través de la total rigidización de la columna por la acción de los componentes vectoriales verticales del dorsal ancho y de los vectores longitudinales de los paravertebrales (flechas rojas). Más eficazmente los componentes horizontales podrán ser equilibrados por los componentes vectoriales horizontales del dorsal ancho y cuadrado lumbar contralaterales (no representados en figura). Teniendo dorsal ancho y cuadrado lumbar contralaterales también componentes vectoriales verticales, su activación sumada a la de los

paravertebrales, alcanzarán el objetivo de mantener la columna entre D7 y L5 en eje pero al costo de su rigidización con consiguiente compresión de los discos inter-vertebrales.

En los diseños se ha evidenciado cómo el aumento de la intensidad vectorial de una fuerza oblicua sea potencialmente capaz de crear un mayor desplazamiento esquelético respecto a una fuerza que tiene vector longitudinal o bien oblicuo pero con función angular menor.

Además, el aumento de tensión de un vector oblicuo, obliga a los vectores longitudinales a adaptarse aumentando su fuerza de tracción, en el intento de equilibrar el efecto bloqueando el esqueleto.

16 Asimetrías vectoriales y dominancias musculares

En casi todas las articulaciones las fuerzas musculares son vectorialmente asimétricas.

Se distinguen, respecto a las resultantes esqueléticas, acciones dominantes y acciones subdominantes.

En la relación escápulo-humeral, por ejemplo, los músculos que determinan la intrarrotación del húmero son dominantes respecto a aquellos que determinan la extrarrotación, siendo los intrarrotadores en mayor número y dotados de vectores más largos y oblicuos.

La resultante vectorial de los intrarrotadores, si estos se expresan a alta intensidad, no puede ser equilibrada por la resultante vectorial de los extrarrotadores.

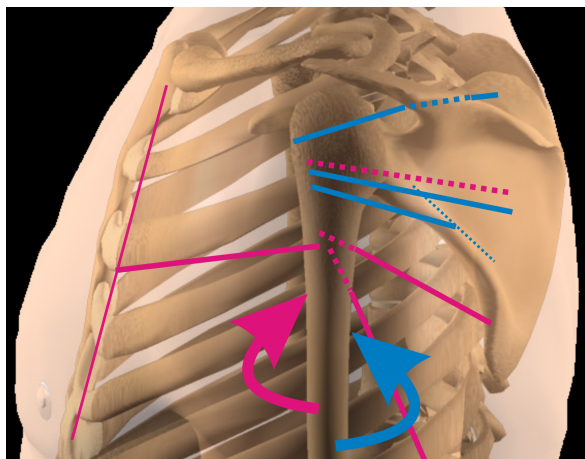
Estas dominancias vectoriales anatómicas se vuelven particularmente evidentes en condiciones neurológicas como la hemiparesia espástica, donde la pérdida del control inhibitorio supraespinal permite a las dominancias intrínsecas manifestarse plenamente.

Raramente se observa un paciente hemiparético con el húmero en extrarrotación espontánea, precisamente porque los intrarrotadores son anatómicamente dominantes.

Aunque los mecanismos neurofisiológicos de la espasticidad sean diversos de los acortamientos musculares fisiológicos, ambas condiciones revelan la misma realidad anatómica: existen asimetrías vectoriales intrínsecas que, cuando no están equilibradas por el control neural o cuando están alteradas por acortamientos, determinan patrones de alteración articular previsibles.

Esta asimetría intrínseca explica por qué ciertas alteraciones de la secuencia articular fisiológica sean más frecuentes que otras.

fig. 26: En violeta los intra-rotadores humerales: dorsal ancho, pectoral mayor, subescapular, redondo mayor. En azul los extra-rotadores humerales: supraespinoso, infraespinoso, redondo



menor. Las líneas punteadas representan el recorrido de los músculos no visibles. Del análisis vectorial de los músculos que tienen significativo componente rotatorio, resulta una dominancia a favor de los intra-rotadores humerales por número y longitud (intensidad vectorial).

17 La revisión del concepto de "debilidad muscular"

En lógica vectorial, en ausencia de patologías neurológicas periféricas u otras patologías que interfieran con la contracción muscular, las acciones subdominantes no están impedidas por la "debilidad" de los músculos agonistas sino por el exceso de tensión de los antagonistas.

Refiriéndose al ejemplo precedente, no son los extrarrotadores del húmero en hipocapacidad contráctil, sino los intrarrotadores en exceso de tensión los que impiden la acción.

Como observado en el capítulo sobre la mecánica muscular, la contracción, en función de la fuerza/tiempo, produce acortamientos residuales de los componentes conectivos que determinan el aumento de la fuerza resistente en detrimento de la capacidad de Trabajo.

En estática, lo que se percibe como "debilidad" en el mantenimiento de la posición, es en realidad el efecto del exceso de tensión de los antagonistas dominantes.

En dinámica, el acortamiento adquirido tanto por los agonistas como por los antagonistas requiere que ambos venzan su propia fuerza resistente interna antes de producir movimiento útil.

Esto determina movimientos menos fluidos, limitados en el recorrido o el desencadenamiento de estrategias compensatorias para ser completados.

18 Contracción activa y acortamiento residual: dos fenómenos distintos

Durante la contracción activa, un músculo acerca sus propias inserciones reduciendo temporalmente su longitud total.

Los músculos poli-articulares pueden reducir su longitud hasta el 20% durante la contracción máxima, pero expresan la mayor eficacia mecánica cuando se acortan alrededor del 10%.

Los músculos mono-articulares pueden contraerse hasta el 50% pero mantienen la mejor eficacia entre el 10% y el 20%.

El bíceps braquial, por ejemplo, con una reducción del 20% de su longitud total obtiene la completa flexión del codo, pero su máxima eficacia mecánica se verifica a mitad del movimiento, cuando la reducción está alrededor del 10%.

Bien diverso es el acortamiento residual de los componentes conectivos, que persiste incluso después de la relajación muscular.

Bastan porcentajes mínimos de acortamiento para alterar la función articular.

Un acortamiento residual del 1-2% puede ya limitar el recorrido articular de 10-15 grados.

Retomando el ejemplo del codo después de inmovilización: cuando se remueve el yeso, la típica limitación de 10-15° en la extensión completa corresponde a un acortamiento residual de los flexores de sólo 4-6 milímetros sobre una longitud muscular de 30 centímetros, o sea aproximadamente el 1.5-2%.

No es el tríceps que se ha vuelto "débil", son los flexores que han desarrollado este mínimo acortamiento residual de los componentes conectivos, suficiente, sin embargo, para impedir los últimos grados de extensión por el aumento de la Fuerza Resistente.

El acortamiento de los componentes conectivos no debe por tanto ser imaginado como un fenómeno de gran entidad: porcentajes del 1-2% son ya suficientes para alterar la secuencia articular fisiológica y crear limitaciones funcionales clínicamente relevantes.

19 Especialización funcional de los músculos mono-articulares

Los músculos monoarticulares, cuando desarrollan energía de contracción a la máxima eficacia (aproximadamente el 10%), tienen capacidad de movimiento de los segmentos articulares limitada.

Su función primaria se expresa en mantener salda la articulación: actúan como ligamentos activos capaces de adaptarse dinámicamente a las sollicitaciones endoarticulares.

20 Consideraciones metodológicas para la aplicación clínica

La tracción analítica de los próximos capítulos no quiere ser exhaustiva sino proporcionar instrumentos interpretativos adaptables a cada caso individual.

No serán tomados en examen todos los músculos potencialmente implicados sino sólo aquellos vectorialmente más significativos.

En las situaciones individuales podrá suceder que los vectores más probables resulten negativos: en tal caso se aplicará análogo procedimiento de estudio sobre los vectores menores.

En este segundo caso no valdrán más las reglas de la matemática lineal (proporcionalidad entre estímulo y efecto) sino aquellas de la matemática no lineal por lo cual incluso pequeñas señales son capaces de producir significativos cambios.

El enfoque jerárquico garantiza la eficiencia diagnóstica concentrando la atención en primera instancia sobre los factores más probablemente determinantes, para luego profundizar el análisis hacia los componentes más sutiles pero potencialmente decisivos, coherentemente con los principios de la complejidad sistémica.

21 Síntesis del capítulo

Matemática lineal para el análisis distrital. Sistema proporcional donde el incremento de una variable corresponde a un incremento proporcional de otra. Permite prever el efecto de una fuerza muscular sobre una estructura esquelética específica.

Matemática no lineal para el análisis sistémico. Pequeñas señales pueden producir grandes variaciones. Explica por qué leves acortamientos musculares puedan generar sintomatologías importantes y difusas en el sistema complejo corporal.

El vector y sus tres elementos. Módulo (intensidad de la fuerza muscular), dirección (línea de fuerza del músculo), verso (del origen a la inserción durante la contracción). Base para el análisis biomecánico.

La naturaleza vectorial de las fuerzas musculares. Los músculos ejercen fuerzas de tracción sobre las inserciones a través de líneas de fuerza definidas por la disposición de sus fibras.

Regla del paralelogramo. Instrumento para calcular la resultante de más fuerzas musculares e identificar cuáles músculos son responsables de un determinado dismorfismo.

Dominancias vectoriales anatómicas. Las fuerzas musculares son intrínsecamente asimétricas: existen acciones dominantes y subdominantes. Ejemplo: los intrarrotadores del húmero son dominantes por número y longitud vectorial respecto a los extrarrotadores.

Limitación del movimiento por exceso de tensión antagonista. En ausencia de patologías, las acciones subdominantes no están impedidas por la "debilidad" de los agonistas sino por el exceso de tensión de los antagonistas que aumentan la fuerza resistente.

La oblicuidad vectorial determina la eficacia. Una fuerza oblicua requiere mayor intensidad para ser equilibrada. Los músculos longitudinales deben rigidizar la estructura para oponerse a fuerzas oblicuas no equilibradas.

Músculos monoarticulares como ligamentos activos. Máxima eficacia al 10% de contracción, función principal de estabilización articular dinámica más que de amplitud de movimiento.

El acortamiento residual de los componentes conectivos. Un acortamiento del 1-2% puede limitar significativamente el recorrido articular. El acortamiento es una condición mecánica medible que altera la cinemática articular.

Bibliografía

1. Lastrico M. Clinical Assessment of Muscle Shortening. The CPD Certification Service; 2025.
2. Lastrico M. Body Equilibrium – A Physical-Clinical Interpretation of Human Upright Stability. The CPD Certification Service; 2025.
3. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4th ed. Hoboken: Wiley; 2009.
4. Sahrmann SA. Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes. St. Louis: Mosby; 2002.
5. Knudson D. Fundamentals of Biomechanics. 2nd ed. New York: Springer; 2007.
6. Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Crit Rev Biomed Eng. 1989;17(4):359-411.
7. Lieber RL, Ward SR. Skeletal muscle design to meet functional demands. Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci. 2011;366(1570):1466-1476.
8. Fung YC. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. 2nd ed. New York: Springer; 1993.
9. Herzog W. Skeletal muscle mechanics: questions, problems and possible solutions. J Neuroeng Rehabil. 2017;14(1):98.
10. Halliday D, Resnick R, Walker J. Fundamentals of Physics. 10th ed. Hoboken: Wiley; 2013.

11. Tipler PA, Mosca G. *Physics for Scientists and Engineers*. 6th ed. New York: W. H. Freeman; 2008.
12. Lieber RL, Fridén J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*. 2000;23(11):1647-1666.
13. Page P, Frank CC, Lardner R. *Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach*. Champaign: Human Kinetics; 2010.
14. Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
15. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992;5(4):383-389.
16. Cools AM, Declercq GA, Cambier DC, Mahieu NN, Witvrouw EE. Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scand J Med Sci Sports*. 2007;17(1):25-33.
17. McGill SM. *Low Back Disorders: Evidence-Based Prevention and Rehabilitation*. 3rd ed. Champaign: Human Kinetics; 2016.
18. Adams MA, Roughley PJ. What is intervertebral disc degeneration, and what causes it? *Spine*. 2006;31(18):2151-2161.
19. Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech*. 1996;11(1):1-15.
20. Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin Biomech*. 2003;18(5):369-379.
21. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther*. 2000;80(3):276-291.
22. Gracies JM. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle Nerve*. 2005;31(5):535-551.
23. Janda V. Muscles and motor control in cervicogenic disorders: assessment and management. In: Grant R, editor. *Physical Therapy of the Cervical and Thoracic Spine*. New York: Churchill Livingstone; 1994. p. 195-216.
24. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech*. 2001;16(2):87-101.
25. Trudel G, Uthoff HK. Contractures secondary to immobility: is the restriction articular or muscular? An experimental longitudinal study in the rat knee. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(1):6-13.
26. Cuthbert SC, Goodheart GJ Jr. On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review. *Chiropr Osteopat*. 2007;15:4.
27. Kisner C, Colby LA, Borstad J. *Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques*. 7th ed. Philadelphia: F.A. Davis; 2017.
28. Weppeler CH, Magnusson SP. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Phys Ther*. 2010;90(3):438-449.