

Analisi vettoriale del sistema muscolare

Fondamenti biomeccanici analitici e sistemici

dott. Mauro Lastrico – dott.ssa Laura Manni

Analisi vettoriale

1 Fisica e matematica lineare e non lineare nel sistema muscolo-scheletrico

La comprensione del sistema muscolo-scheletrico richiede un approccio matematico-fisico duplice.

Nel presente testo si farà riferimento alla fisica e matematica lineare per lo studio analitico dei singoli distretti corporei, a quelle non lineari per lo studio sistemico.

Questa distinzione metodologica rappresenta il fondamento per una valutazione clinica accurata e scientificamente rigorosa.

2 Matematica lineare: il fondamento dell'analisi distrettuale

In matematica, il concetto di "lineare" significa che due funzioni hanno una relazione diretta e proporzionale.

L'algebra lineare è la branca della matematica che si occupa dello studio dei vettori, spazi vettoriali, trasformazioni lineari e sistemi di equazioni lineari.

Un sistema viene definito lineare se gli elementi che lo compongono si possono scomporre e ricomporre e se, in esso, l'incremento di una variabile corrisponde a un incremento proporzionale di un'altra.

Questa proporzionalità permette di prevedere con precisione l'effetto di una forza muscolare su una struttura scheletrica specifica.

I sistemi lineari presentano equazioni semplici che ammettono soluzione analitica.

Con l'algebra lineare si studiano tutti i fenomeni fisici "lineari", cioè quelli in cui non entrano in gioco distorsioni, turbolenze e fenomeni caotici in generale.

La matematica lineare, "approssimando il sistema", è una rappresentazione del reale che consente di comprenderne il funzionamento.

Questa approssimazione, seppur semplificata, offre al clinico uno strumento diagnostico potente per identificare le cause primarie di un dimorfismo articolare.

L'analisi biomeccanica muscolo-scheletrica proposta in questo testo prevede la trasformazione dei fasci muscolari in linee di forza di trazione, alle quali verranno applicate le loro azioni vettoriali sulle componenti scheletriche.

Si realizzerà un'analisi di tipo vettoriale che traduce la complessità anatomica in modelli matematici interpretabili e clinicamente applicabili.

I muscoli lavorano esclusivamente attraverso forze di trazione, tirando le inserzioni per avvicinarle.

Non esistono muscoli che spingono né che funzionano come leve.

Le leve, di qualunque genere, implicano forze ortogonali che nessun muscolo può esercitare.

Quando il gomito si flette, non abbiamo una leva ma una trazione che avvicina l'inserzione distale a quella prossimale, come in una cerniera che si chiude per trazione delle corde.

Esistono strutture anatomiche che funzionano come moltiplicatori di forza (malleoli, rotula), ma sono pulegge che deviano la direzione della trazione, non leve.

Le rotazioni articolari non derivano da forze di spinta né da sistemi di leva, ma dall'applicazione di forze di trazione la cui linea d'azione non passa per l'asse dell'articolazione.

In questi casi, la trazione muscolare genera un effetto rotatorio attorno all'asse articolare, secondo gli stessi principi fisici che regolano ogni fenomeno di rotazione.

3 Matematica non lineare: la chiave per l'interpretazione sistemica

Mentre per la matematica lineare c'è un rapporto proporzionale tra stimolo ed effetto, per la matematica non lineare è possibile ottenere grandi variazioni anche con piccoli segnali.

Questo principio permette la comprensione di come apparentemente lievi disfunzioni possano generare quadri clinici complessi e sintomatologie apparentemente sproporzionate alla causa scatenante.

Alterazioni che in matematica lineare sarebbero ritenute trascurabili, in matematica non lineare possono risultare rilevanti sul funzionamento complessivo di un sistema.

Dal punto di vista clinico, questo spiega perché piccoli accorciamenti muscolari o lievi asimmetrie, in alcune persone, possano manifestarsi con sintomatologie importanti e diffuse.

3.1 I sistemi complessi nel corpo umano

La matematica non lineare si occupa di studiare i comportamenti reali attraverso modelli interpretativi generali.

Tra le molte componenti della matematica non lineare, faremo riferimento in particolare alle caratteristiche dei sistemi complessi che verranno trattate in dettaglio nella sezione sistemica del testo.

Un "sistema complesso" è qualunque sistema composto da più di un elemento o sottosistema e ha varie caratteristiche fondamentali:

In un sistema complesso tutti gli elementi sono interdipendenti e interagenti.

Questo significa che ogni alterazione muscolo-scheletrica, anche localizzata, influenza inevitabilmente l'intero sistema corporeo.

La comprensione del funzionamento di un sistema complesso può avvenire esclusivamente considerando il sistema nella sua totalità.

L'approccio segmentario tradizionale risulta quindi insufficiente per una diagnosi completa.

Un sistema complesso, nel perseguimento dei propri obiettivi, è in grado di generare soluzioni non prevedibili dall'esame dei singoli elementi.

Clinicamente, questo si traduce nel fatto che il sistema nervoso sviluppa pattern compensatori che non sono deducibili dall'analisi delle singole componenti muscolari.

Un sistema complesso utilizza al meglio la propria energia quando si pone ai "limiti del caos", quando cioè gli elementi di stabilità e dinamicità sono in equilibrio tale da permettere a piccoli segnali di modificare lo stato del sistema, risparmiando energia.

In termini biomeccanici: quando la capacità di Lavoro prevale sulla forza resistente.

4 L'integrazione metodologica per la diagnosi clinica

Integrando le due "matematiche" sarà possibile studiare analiticamente i meccanismi di funzionamento locali e contemporaneamente avere strumenti interpretativi sistemici sui fattori che regolano la statica e la dinamica.

Questa integrazione rappresenta il cuore dell'approccio diagnostico proposto: l'analisi vettoriale locale fornisce la precisione necessaria per identificare le strutture coinvolte, mentre l'interpretazione sistemica permette di comprendere le conseguenze sull'intero sistema corporeo.

L'analisi vettoriale qui presentata costituisce il primo livello di indagine biomeccanica, essenziale per identificare i muscoli principalmente responsabili dei disallineamenti scheletrici.

Questa analisi bidimensionale rappresenta la base necessaria per comprendere i meccanismi fondamentali, e verrà progressivamente estesa al piano tridimensionale e all'analisi sistemica completa, secondo i principi della matematica non lineare.

È fondamentale padroneggiare questi concetti base prima di procedere con le analisi più complesse, poiché ogni livello di complessità si costruisce sul precedente.

5 I fondamenti dell'analisi vettoriale in biomeccanica

5.1 Definizione e caratteristiche del vettore in fisica applicata

In fisica, un vettore è un elemento geometrico caratterizzato da tre elementi:

Modulo: è la sua intensità, graficamente rappresentato con la lunghezza del segmento.

Clinicamente rappresenta l'entità della forza muscolare espressa.

Direzione: la retta su cui giace il vettore.

Anatomicamente corrisponde alla linea di forza del muscolo.

Verso: il senso lungo la retta, graficamente espresso con una freccia.

Indica il senso dell'azione muscolare, dall'origine verso l'inserzione durante la contrazione.

Si indica con un segmento orientato da A a B. Si chiama "Vettore" perché in un certo senso trasporta A in B.



fig. 01: I tre vettori sono tutti nella stessa direzione ma hanno moduli (intensità) diversi: AB maggiore di CD ed EF, EF maggiore di CD. I vettori blu e rosso hanno lo stesso verso, il vettore verde verso opposto.

4.5.2 La regola del parallelogramma

Attraverso la regola del parallelogramma è possibile calcolare la risultante tra due o più vettori.

Questo principio matematico permette di prevedere il movimento risultante dall'azione combinata di più muscoli e, inversamente, di identificare quali muscoli sono responsabili di un determinato dismorfismo osservato.

Nei sistemi con molte forze agenti, per arrivare alla risultante complessiva si sommano a due a due le forze, sempre applicando la regola del parallelogramma.

La metodicità di questo approccio garantisce la riproducibilità e l'oggettività della valutazione clinica.

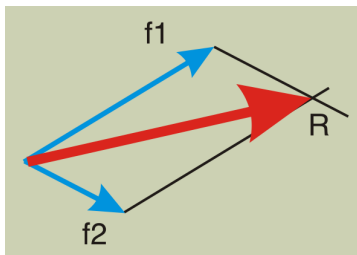


fig. 02: dati 2 (o più) vettori f_1 ed f_2 , applicando la regola del parallelogramma, è possibile calcolare la risultante R

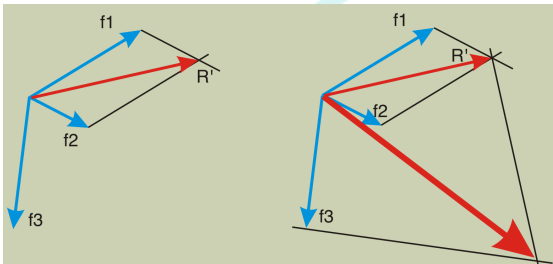


fig. 03: Nei sistemi con più vettori, per arrivare alla risultante complessiva, si sommano a due a due sempre applicando la regola del parallelogramma

La regola del parallelogramma è utilizzata anche per calcolare l'intensità che uno o più vettori devono esprimere per bilanciarne un altro in base alle loro disposizioni nello spazio.

Questa applicazione permette di comprendere i meccanismi compensatori muscolari.

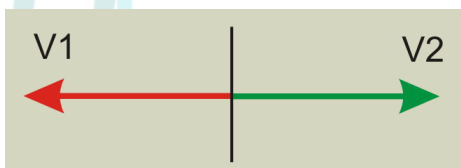


fig. 04: il vettore V_1 è equilibrato dal vettore V_2 avente lo stesso modulo ma direzione opposta

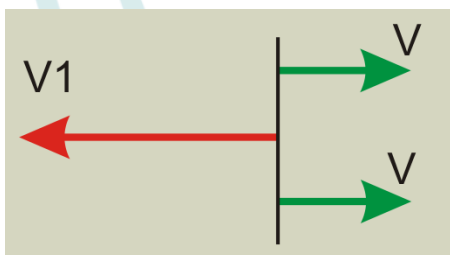


fig. 05: il vettore V_1 è equilibrato da due o più vettori V aventi direzione opposta e la cui sommatoria modulare sia eguale a quella del modulo V_1

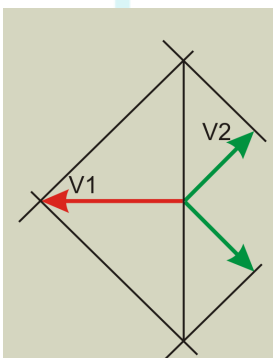


fig. 06: Applicando la regola del parallelogramma, il vettore V_1 è equilibrato da due vettori obliqui, V_2 e V_3 , aventi eguale modulo ed eguale deviazione angolare

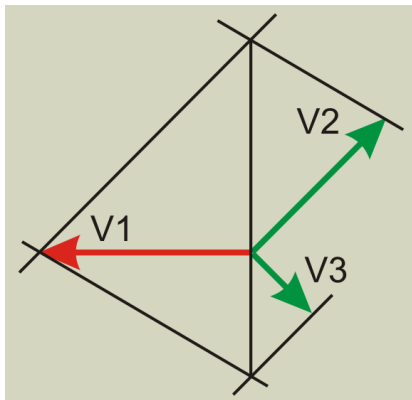


fig. 07: Applicando la regola del parallelogramma, il vettore V_1 è equilibrato da due vettori obliqui, V_2 e V_3 , aventi modulo e deviazione angolare asimmetrici

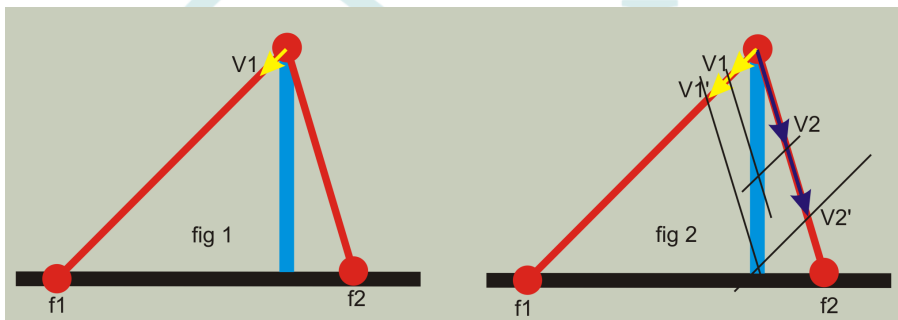


fig. 08: Data una forza f_1 espressa dal vettore V_1 applicata ad un'asta non vincolata (fig. 1), applicando la regola del parallelogramma è possibile calcolare l'intensità del vettore V_2 occorrente alla forza di f_2 per bilanciare il vettore V_1 (fig. 2) al fine di mantenere l'asta verticale. A causa della diversa obliquità delle linee di forza, il vettore V_2 deve esprimere un'intensità che risulta essere di oltre il doppio di quella espressa da V_1 . Ogni incremento del modulo (intensità) del vettore V_1 necessita di un incremento modulare lineare del vettore V_2

6 Rappresentazione vettoriale del sistema muscolare

Nelle immagini del testo, i muscoli verranno rappresentati non nella loro realtà anatomica ma secondo le loro linee di forza, alle quali verranno applicati i vettori.

Questa semplificazione permette di focalizzare l'analisi sui meccanismi biomeccanici eliminando i dettagli anatomici non rilevanti per lo studio vettoriale.

La linea di forza di un muscolo è data dalla disposizione delle sue fibre.

I vettori potranno essere rappresentati sia attraverso la loro risultante, sia attraverso i loro componenti, dopo averli scomposti.

Le forze vettoriali determinano le alterazioni degli assi articolari.

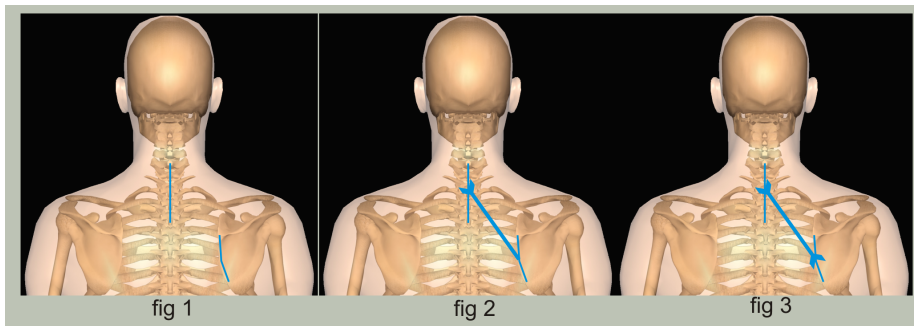


fig. 09: Graficamente sarà utilizzato un tratto di linea retta o curva ad indicare le inserzioni (fig. 1), un tratto con freccia alla base per indicare il punto mobile della linea di forza del muscolo (fig. 2), un tratto con frecce alla base per indicare le linee di forza del muscolo in assenza di punti fissi (fig. 3).

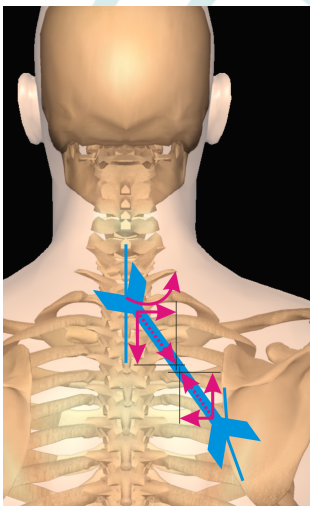


fig. 10: I tratti retti o curvi con freccia verranno utilizzati per indicare le risultanti vettoriali sullo scheletro in conseguenza dell'accorciamento muscolare. Nell'esempio i movimenti scheletrici indotti dai romboidi in assenza di punti fissi. La scomposizione vettoriale evidenzia la maggior componente verticale rispetto a quella orizzontale. Di conseguenza le componenti verticali eleveranno la scapola e determineranno compressioni laterali ai dischi intervertebrali; le componenti orizzontali addurranno la scapola, mentre sulle vertebre da C6 a D4 determineranno convessità vertebrale omolaterale e la rotazione dei corpi controlaterale.

7 Le coppie di forza e i momenti risultanti

Non sempre si arriva a un'unica risultante, soprattutto considerando il piano tridimensionale. Quando sono presenti almeno due risultanti si parla di "coppia di forza".

Le coppie di forza generano dei "momenti" risultanti.

Il momento di forza complessivo è dato dalla somma del prodotto tra i moduli (intensità) delle forze e la loro emi-distanza.

I momenti determinano le rotazioni articolari e le concentrazioni di carico che possono generare sovraccarichi localizzati.

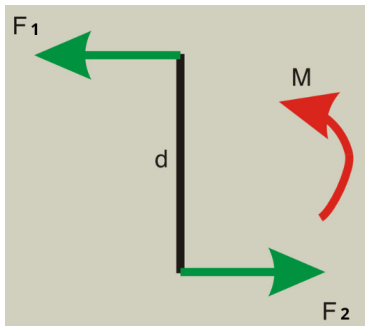


fig. 11: Due forze F_1 ed F_2 applicate ad un'asta distanti d tra loro, creano un momento rotatorio risultante M dato dalla somma dei due singoli momenti M_1 ed M_2 determinati dal prodotto di F_1 ed F_2 per la emi-distanza $\frac{1}{2} d$.

$$M_1 = F_1 \times \frac{1}{2} d; \quad M_2 = F_2 \times \frac{1}{2} d;$$

$$M = M_1 + M_2$$

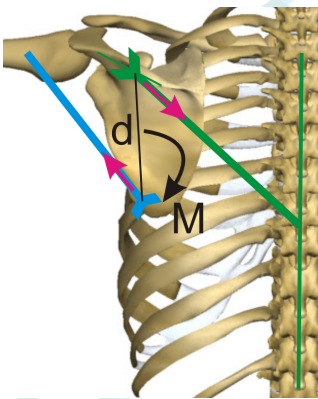


fig. 12: La coppia di forze esercitata sulla scapola dai fasci inferiori del trapezio (verde) e dal gran rotondo (blu), distanti " d " tra loro, crea un momento rotatorio M alla scapola.

8 La natura della trazione muscolare sulle inserzioni

Applicando la logica vettoriale ai muscoli è necessario considerare che i muscoli agiscono avvicinando le inserzioni attraverso forze di trazione.

Durante la contrazione, il muscolo tira le sue inserzioni per avvicinarle.

Questo principio è particolarmente evidente nei muscoli poliarticolari e in quelli con inserzioni su porzioni scheletriche mobili.

I muscoli monoarticolari con inserzioni su strutture relativamente fisse (come il bacino) possono essere analizzati come forze aventi un'unica direzione prevalente.

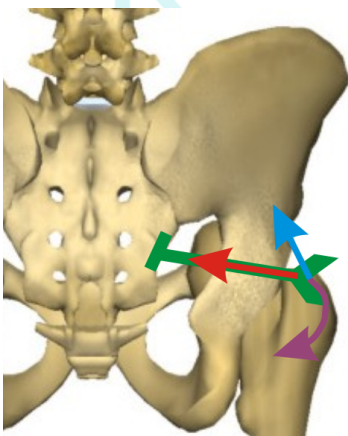


fig. 13: Trasformando il muscolo piriforme secondo la sua linea di forza (in verde), è possibile considerare l'inserzione sacrale come punto fisso e l'inserzione femorale come punto mobile. Il vettore principale (in rosso) determina la compattazione del femore nell'acetabolo. La scomposizione vettoriale (non è mostrato il procedimento) dà luogo ad un vettore (in blu) avente una modesta azione abduttoria sul femore ed un vettore (in viola) avente, sul femore, una blanda azione extrarotatoria. L'azione principale dei muscoli mono-articolari è la stabilità articolare mentre, avendo modeste componenti vettoriali, è del tutto secondarie nel determinare il movimento attivo. Si comportano cioè come legamenti attivi capaci di adattarsi alle sollecitazioni endo-articolari

9 Analisi vettoriale dei muscoli poliarticolari

Prendendo in esame un muscolo poliarticolare di grandi dimensioni come il gran dorsale, la scomposizione vettoriale evidenzia la molteplicità di azioni che questo muscolo può esercitare.

A seconda delle linee di forza maggiormente coinvolte dall'accorciamento si determineranno alterazioni scheletriche differenti.

Questa variabilità funzionale spiega perché uno stesso muscolo possa essere responsabile di quadri clinici apparentemente diversi.

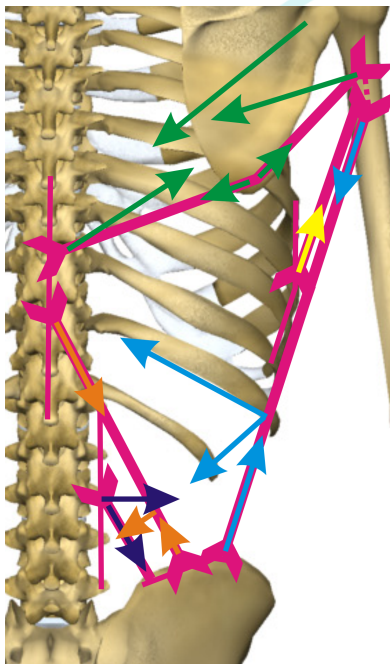


fig. 14: In viola le linee di forza della coppia gran dorsale - quadrato dei lombi. I tratti con freccia indicano le risultanti vettoriali divise per colore. Come evidenziato dal disegno, molte agiscono sullo scheletro in senso opposto. Come vedremo nel capitolo dei quadri del gran dorsale, in base alla predominanza vettoriale delle singole linee di forza, avremo alterazioni scheletriche diverse.

10 L'equilibrio vettoriale e l'assialità articolare

L'assialità dei rapporti scheletrici, oltre che dalle strutture capsulo-legamentose, è assicurata dal bilanciamento delle forze muscolari agenti.

Anche una singola componente in eccesso di forza può determinare l'aumento compensatorio del tono dei muscoli antagonisti.

Piccoli squilibri vettoriali possono innescare meccanismi di compenso diffusi che, nel tempo, determinano alterazioni strutturali progressive.

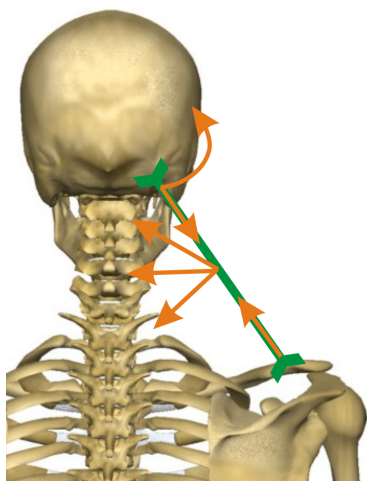


fig. 15: Trasformazione del fascio superiore del trapezio (in verde) lungo la sua linea di forza. Poiché le inserzioni craniale e clavicolare non sono punti fissi "assoluti", se il muscolo è in contrazione, contrattura, o in accorciamento per eccesso di tono nella porzione contrattile, o ha degli accorciamenti residui nella porzione connettivale delle fibre, potenzialmente i vettori risultanti (in arancione) sono in grado di: elevare il moncone della spalla omolaterale; inclinare il cranio omo-lateralmente; flettere posteriormente il cranio e ruotarlo contro-lateralmente; traslare le vertebre

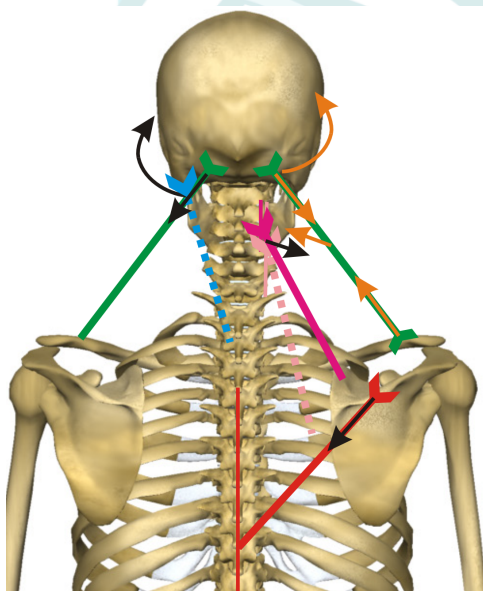


fig. 16: Per bilanciare tutte queste risultanti è necessario che altri muscoli si attivino fissando lo scheletro. In particolare: per impedire la lateroflessione e rotazione del cranio: fascio superiore del trapezio controlaterale; per impedire la flessione posteriore e rotazione del cranio: gli sternocleidomastoidei; per fissare il moncone della spalla: il fascio inferiore del trapezio omolaterale; per fissare le vertebre cervicali, qualora non fosse sufficiente il fascio superiore del trapezio controlaterale: elevatore della scapola e scaleni omolaterali. Va da sé che ciò induce un'attivazione a catena dell'intero sistema muscolare in cui ogni

11 Analisi muscolare vettoriale statica: applicazioni cliniche

11.1 Premesse metodologiche

In questo testo saranno prese in considerazione le alterazioni della fisiologica sequenza articolare causate da accorciamento del sistema muscolare.

Medesimi quadri possono essere indotti da problematiche congenite o acquisite e da patologie specifiche.

Per non ripetere ogni volta la distinzione, tale evenienza sarà data per scontata.

Nella trattazione si farà riferimento a muscoli integri, normalmente innervati e all'assenza di patologie specifiche dell'apparato muscolo-scheletrico o di altra origine.

11.2 Il dimorfismo come espressione di squilibrio vettoriale

Qualunque sia il sintomo, espresso come dolore o impotenza funzionale o la loro sommatoria, nel distretto in esame è presente un'alterazione della fisiologica sequenza articolare, rilevabile attraverso l'esame obiettivo e strumenti di indagine specifici.

L'analisi vettoriale locale che segue permette di identificare quali forze muscolari sono primariamente responsabili dell'alterazione osservata nel distretto specifico.

Le implicazioni sistemiche di tali alterazioni verranno trattate nella sezione dedicata all'analisi non lineare.

12 Il ruolo biomeccanico dei muscoli: movimento e stabilità

I muscoli oltre al movimento hanno un ruolo nella stabilità articolare e presentano, rispetto all'articolazione, disposizione e lunghezza delle fibre diverse.

Vettorialmente, maggiore è la lunghezza del muscolo, maggiore è la sua capacità di esercitare forza traente.

Questo principio spiega perché alcuni muscoli siano più influenti di altri nel determinare dismorfismi.

13 I limiti fisiologici dell'allungamento muscolare

In assenza di lussazioni o altre patologie specifiche, nessun muscolo può essere anatomicamente "troppo lungo".

Quando si verifica un disassamento articolare, i muscoli antagonisti al movimento si trovano in posizione allungata rispetto alla posizione centrata iniziale.

Allungamento che, però, rimane entro i limiti della massima lunghezza fisiologica potenziale del muscolo.

I muscoli antagonisti aumentano il loro tono per tentare di bilanciare le forze che hanno causato il disassamento.

Pur trovandosi in posizione relativamente allungata, sono in realtà accorciati a causa dell'aumento del tono e delle conseguenti modificazioni delle componenti connettivali.

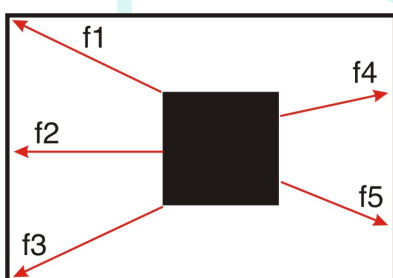


fig 1

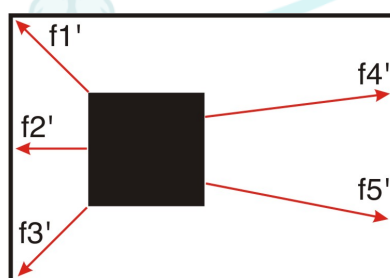


fig 2

fig. 17: Il modello geometrico dell'equilibrio dinamico. In fig. 1 il quadrato nero è mantenuto nella sua posizione all'interno del quadrato esterno attraverso la co-contrazione di tutte le forze agenti da f_1 a f_5 . Le forze non sono distribuite in maniera simmetrica e se tutte aumentano l'intensità della forza di trazione, il quadrato nero all'interno del quadrato bianco (fig. 1), si muoverà come da fig. 2. Tutte le forze da f_1' a f_5' sono in eccesso di tensione: f_1' , f_2' e f_3' vettorialmente prevalgono e risultano accorciate, f_4' e f_5' si oppongono alla forza traente, aumentano il tono, ma rispetto alla posizione originale si trovano in allungamento. Tale allungamento, però, non eccede la massima capacità di allungamento in quanto il movimento del quadrato nero è all'interno del limite dato dal quadrato esterno.

Per riportare il quadrato nero in posizione centrale non è necessario aumentare ulteriormente la forza espressa da f_4' e f_5' , ma creare le condizioni affinché tutte le forze da f_1' a f_5' (in particolare f_1' , f_2' ed f_3') diminuiscano la loro intensità tornando allo stato iniziale da f_1 a f_5 .

Il riequilibrio non si ottiene rinforzando i muscoli in posizione allungata ma riducendo l'eccesso di tensione di quelli dominanti.

14 L'importanza dell'obliquità vettoriale nella biomeccanica

Altro parametro importante è l'obliquità con cui la forza agisce.

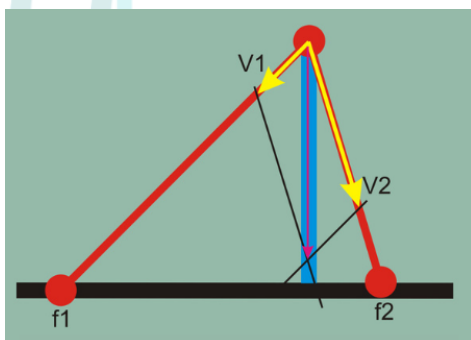


fig. 18: L'asta non rigida (in blu) è mantenuta verticale dalle forze f_1 ed f_2 espresse nei vettori V_1 e V_2 . Applicando la regola del parallelogramma, si evidenzia che per equilibrare la forza di f_1 , f_2 necessita di un vettore di intensità maggiore.

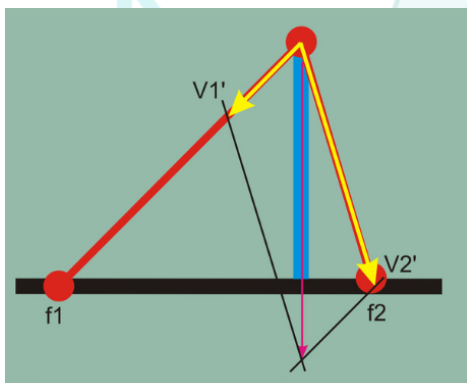


fig. 19: Se f_1 aumenta la sua forza di trazione espressa con V_1' , f_2 dovrà incrementare a sua volta la forza di trazione V_2' , arrivando, nell'esempio grafico, al limite della propria capacità equilibrante.

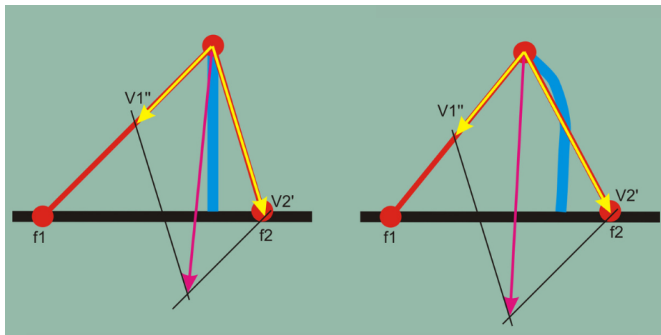


fig. 20: L'ulteriore aumento della forza di f_1 espressa col vettore $V1''$, non potendo essere equilibrata dal vettore $V2'$, determina la flessione dell'asta

Nella figura, la verticalità dell'asta è assicurata dal bilanciamento di due forze diagonali che, aventi funzione angolare diversa, utilizzano intensità asimmetriche.

L'asta si piega in direzione della forza maggiormente obliqua, quando si supera la capacità di bilanciamento vettoriale della forza diagonale avente funzione angolare minore.

Nel caso in cui, sull'asta, agiscano una forza diagonale ed una longitudinale parallela all'asta, quest'ultima non può bilanciare la forza obliqua se non irrigidendo in compressione l'asta stessa.

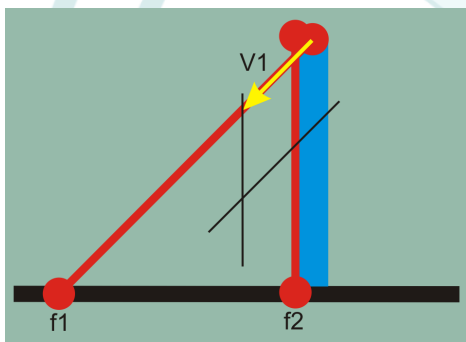


fig. 21: Applicando la regola del parallelogramma, non è possibile determinare l'intensità occorrente a f_2 per bilanciare il vettore $V1$ espresso da f_1 in quanto, avente f_2 andamento verticale, l'incrocio delle parallele determina, in qualunque punto di applicazione, una risultante che farebbe flettere l'asta

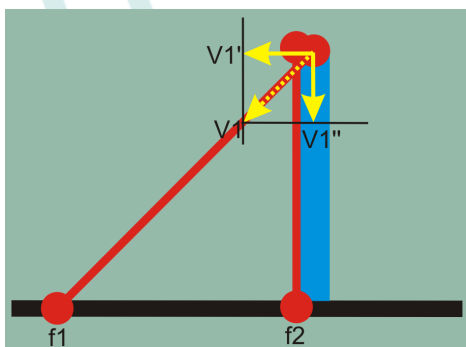


fig. 22: Scomponendo il vettore $V1$, si evidenzia come questo abbia una componente verticale $V1''$ che stabilizza l'asta, ed una componente orizzontale $V1'$ che invece la trazione lateralmente.

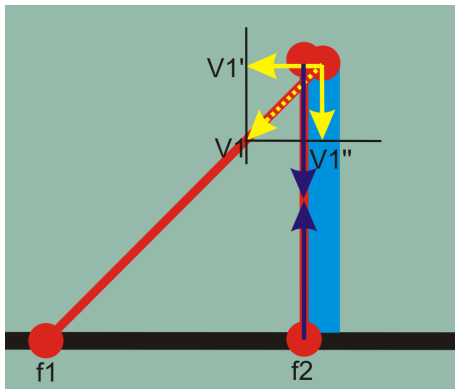


fig. 23: La componente orizzontale $V1'$ non può vettorialmente essere equilibrata da vettori espressi da $f2$. In matematica lineare una piccola forza, in assenza di leve, non può spostare un macigno a causa della sua forza peso. L'unica possibilità per $f2$ di impedire la componente vettoriale orizzontale di $f1$, è quella di esprimere vettori ad intensità tale da irrigidire l'asta.

15 Identificazione vettoriale delle cause del dimorfismo

Rispetto a qualunque disassiamiento articolare, l'analisi vettoriale cerca di individuare quale forza (muscolo o gruppo muscolare) è favorita nel creare il quadro in esame.

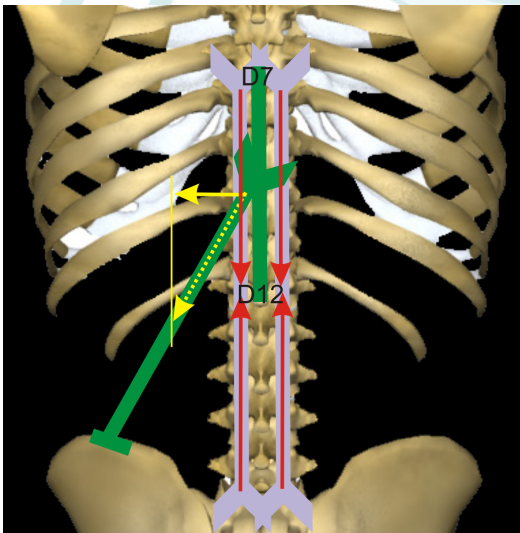


fig. 24: Considerando la porzione del gran dorsale (verde) da cresta iliaca ai processi spinosi da D7 a D12, la componente orizzontale del suo vettore (in giallo) non può essere equilibrata da vettori espressi dai paravertebrali (viola). Per impedire la deviazione laterale della colonna i paravertebrali esprimono vettori ad alta intensità (in rosso) che bloccano, irrigidiscono la colonna comprimendo i dischi inter-vertebrali. Un'eventuale indagine elettromiografica mostrerebbe una bassa attività del gran dorsale (che però è causa del problema) ed un'intensa attività dei paravertebrali (la cui attività è però secondaria e finalizzata al contenimento della deviazione vertebrale).

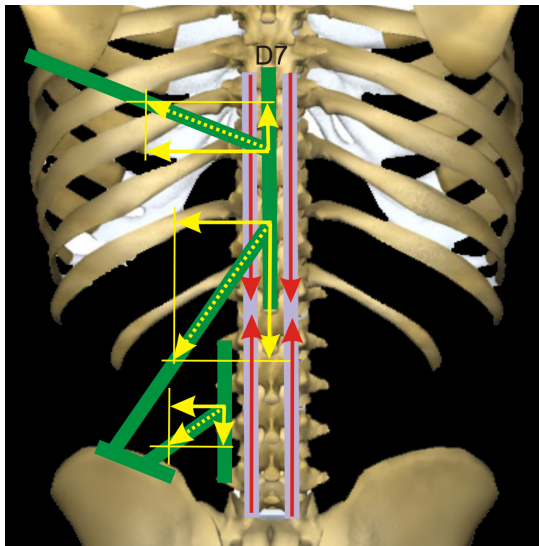


fig. 25: Le inserzioni del gran dorsale su cresta iliaca, scapola ed omero sono considerati punti fissi. I vettori lungo le linee di forza del gran dorsale e quadrato dei lombi (tratteggiati gialli) sono stati scomposti nelle loro componenti orizzontali e verticali (freccie gialle). Il contenimento delle componenti orizzontali è ottenibile solo attraverso il totale irrigidimento della colonna per l'azione delle componenti vettoriali verticali del gran dorsale e dei vettori longitudinali dei paravertebrali (freccie rosse). Più efficacemente le componenti orizzontali potranno essere bilanciate dalle componenti vettoriali orizzontali del gran dorsale e quadrato dei lombi controlaterali (non rappresentati in figura). Avendo gran dorsale e quadrato dei lombi controlaterali anche componenti vettoriali verticali, la loro attivazione sommata a quella dei paravertebrali, raggiungeranno l'obiettivo di mantenere la colonna tra D7 ed L5 in asse ma al costo del suo irrigidimento con conseguente compressione dei dischi inter-vertebrali.

Nei disegni si è evidenziato come l'aumento dell'intensità vettoriale di una forza obliqua sia potenzialmente in grado di creare un maggior spostamento scheletrico rispetto ad una forza avente vettore longitudinale oppure obliquo ma con funzione angolare minore.

Inoltre, l'aumento di tensione di un vettore obliquo, costringe i vettori longitudinali ad adattarsi aumentando la loro forza di trazione, nel tentativo di bilanciarne l'effetto bloccando lo scheletro.

4.16 Asimmetrie vettoriali e dominanze muscolari

In quasi tutte le articolazioni le forze muscolari sono vettorialmente asimmetriche.

Si distinguono, rispetto alle risultanti scheletriche, azioni dominanti e azioni sottodominanti.

Nel rapporto scapolo-omeroale, per esempio, i muscoli che determinano l'intrarotazione dell'omero sono dominanti rispetto a quelli che determinano l'extrarotazione, essendo gli intrarotatori in maggior numero e dotati di vettori più lunghi e obliqui.

La risultante vettoriale degli intrarotatori, se questi si esprimono ad alta intensità, non può essere bilanciata dalla risultante vettoriale degli extrarotatori.

Queste dominanze vettoriali anatomiche diventano particolarmente evidenti in condizioni neurologiche come l'emiparesi spastica, dove la perdita del controllo inibitorio soprasspinale permette alle dominanze intrinseche di manifestarsi pienamente.

Raramente si osserva un paziente emiparetico con l'omero in extrarotazione spontanea, proprio perché gli intrarotatori sono anatomicamente dominanti.

Sebbene i meccanismi neurofisiologici della spasticità siano diversi dagli accorciamenti muscolari fisiologici, entrambe le condizioni rivelano la stessa realtà anatomica: esistono asimmetrie vettoriali intrinseche che, quando non bilanciate dal controllo neurale o quando alterate da accorciamenti, determinano pattern di alterazione articolare prevedibili.

Questa asimmetria intrinseca spiega perché certe alterazioni della fisiologica sequenza articolare siano più frequenti di altre.

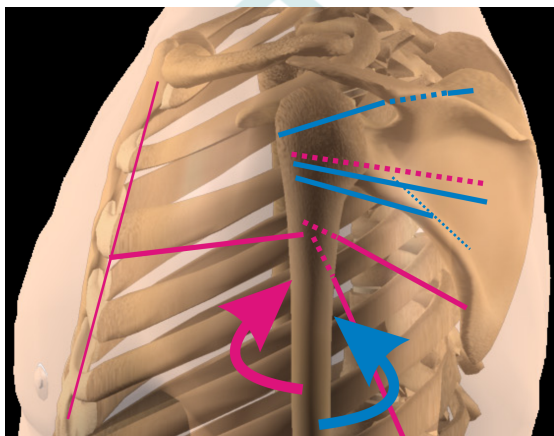


fig. 26: In viola gli intra-rotatori omerali: gran dorsale, gran pettorale, sottoscapolare, gran rotondo. In blu gli extra-rotatori omerali: sovraspinato, infrapinato, piccolo rotondo. Le linee tratteggiate rappresentano il decorso dei muscoli non visibili. Dall'analisi vettoriale dei muscoli aventi significativa componente rotatoria, risulta una dominanza a favore degli intra-rotatori omerali per numero e lunghezza (intensità vettoriale).

4.17 La revisione del concetto di "debolezza muscolare"

In logica vettoriale, in assenza di patologie neurologiche periferiche o altre patologie che interferiscano con la contrazione muscolare, le azioni sottodominanti non sono impedita dalla "debolezza" dei muscoli agonisti ma dall'eccesso di tensione degli antagonisti.

Riferendosi all'esempio precedente, non sono gli extrarotatori dell'omero in ipocapacità contrattile, ma gli intrarotatori in eccesso di tensione ad impedire l'azione.

Come osservato nel capitolo sulla meccanica muscolare, la contrazione, in funzione della forza/tempo, produce accorciamenti residui delle componenti connettivali che determinano l'aumento della forza resistente a scapito della capacità di Lavoro.

In statica, quella che viene percepita come "debolezza" nel mantenimento della posizione è in realtà l'effetto dell'eccesso di tensione degli antagonisti dominanti.

In dinamica, l'accorciamento sia degli agonisti che degli antagonisti richiede che entrambi vincano la propria forza resistente interna prima di produrre movimento utile.

Questo determina movimenti meno fluidi, limitati nell'escursione o che richiedono strategie compensatorie per essere completati.

4.18 Contrazione attiva e accorciamento residuo: due fenomeni distinti

Durante la contrazione attiva, un muscolo avvicina le proprie inserzioni riducendo temporaneamente la sua lunghezza totale.

I muscoli poli-articolari possono ridurre la loro lunghezza fino al 20% durante la contrazione massima, ma esprimono la maggiore efficacia meccanica quando si accorciano attorno al 10%.

I muscoli mono-articolari possono contrarsi fino al 50% ma mantengono la miglior efficacia tra il 10% e il 20%.

Il bicipite brachiale, per esempio, con una riduzione del 20% della sua lunghezza totale ottiene la completa flessione del gomito, ma la sua massima efficacia meccanica si verifica a metà del movimento, quando la riduzione è attorno al 10%.

Ben diverso è l'accorciamento residuo delle componenti connettivali, che persiste anche dopo il rilasciamento muscolare.

Bastano percentuali minime di accorciamento per alterare la funzione articolare.

Un accorciamento residuo dell'1-2% può già limitare l'escursione articolare di 10-15 gradi.

Riprendendo l'esempio del gomito dopo immobilizzazione: quando si rimuove il gesso, la tipica limitazione di 10-15° nell'estensione completa corrisponde a un accorciamento residuo dei flessori di soli 4-6 millimetri su una lunghezza muscolare di 30 centimetri, ovvero circa l'1.5-2%.

Non è il tricipite che è diventato "debole", sono i flessori che hanno sviluppato questo minimo accorciamento residuo delle componenti connettivali, sufficiente, però, a impedire gli ultimi gradi di estensione per l'aumento della Forza Resistente.

L'accorciamento delle componenti connettivali non deve quindi essere immaginato come un fenomeno di grande entità: percentuali dell'1-2% sono già sufficienti ad alterare la sequenza articolare fisiologica e a creare limitazioni funzionali clinicamente rilevanti.

4.19 Specializzazione funzionale dei muscoli mono-articolari

I muscoli monoarticolari, quando sviluppano energia di contrazione alla massima efficacia (circa il 10%), hanno capacità di movimento dei segmenti articolari limitata.

La loro funzione primaria si esprime nel mantenere salda l'articolazione: agiscono come legamenti attivi capaci di adattarsi dinamicamente alle sollecitazioni endoarticolari.

4.20 Considerazioni metodologiche per l'applicazione clinica

La trattazione analitica dei prossimi capitoli non vuole essere esaustiva ma fornire strumenti interpretativi adattabili a ogni singolo caso.

Non verranno presi in esame tutti i muscoli potenzialmente implicati ma solo quelli vettorialmente più significativi.

Nelle singole situazioni potrà accadere che i vettori più probabili risultino negativi: in tal caso si applicherà analogo procedimento di studio sui vettori minori.

In questo secondo caso non varranno più le regole della matematica lineare (proporzionalità tra stimolo ed effetto) ma quelle della matematica non lineare per cui anche piccoli segnali sono in grado di produrre significativi cambiamenti.

L'approccio gerarchico garantisce l'efficienza diagnostica concentrando l'attenzione in prima istanza sui fattori più probabilmente determinanti, per poi approfondire l'analisi verso le componenti più sottili ma potenzialmente decisive, coerentemente con i principi della complessità sistemica.

Sintesi dei concetti chiave del capitolo

Matematica lineare per l'analisi distrettuale. Sistema proporzionale dove l'incremento di una variabile corrisponde a un incremento proporzionale di un'altra. Permette di prevedere l'effetto di una forza muscolare su una struttura scheletrica specifica.

Matematica non lineare per l'analisi sistemica. Piccoli segnali possono produrre grandi variazioni. Spiega perché lievi accorciamenti muscolari possano generare sintomatologie importanti e diffuse nel sistema complesso corporeo.

Il vettore e i suoi tre elementi. Modulo (intensità della forza muscolare), direzione (linea di forza del muscolo), verso (dall'origine all'inserzione durante la contrazione). Base per l'analisi biomeccanica.

La natura vettoriale delle forze muscolari. I muscoli esercitano forze di trazione sulle inserzioni attraverso linee di forza definite dalla disposizione delle loro fibre.

Regola del parallelogramma. Strumento per calcolare la risultante di più forze muscolari e identificare quali muscoli sono responsabili di un determinato dismorfismo.

Dominanze vettoriali anatomiche. Le forze muscolari sono intrinsecamente asimmetriche: esistono azioni dominanti e sottodominanti. Esempio: gli intrarotatori dell'omero sono dominanti per numero e lunghezza vettoriale rispetto agli extrarotatori.

Limitazione del movimento per eccesso di tensione antagonista. In assenza di patologie, le azioni sottodominanti non sono impedito dalla "debolezza" degli agonisti ma dall'eccesso di tensione degli antagonisti che aumentano la forza resistente.

L'obliquità vettoriale determina l'efficacia. Una forza obliqua richiede maggiore intensità per essere bilanciata. I muscoli longitudinali devono irrigidire la struttura per opporsi a forze oblique non bilanciate.

Muscoli monoarticolari come legamenti attivi. Massima efficacia al 10% di contrazione, funzione principale di stabilizzazione articolare dinamica più che di ampiezza di movimento.

L'accorciamento residuo delle componenti connettivali. Un accorciamento dell'1-2% può limitare significativamente l'escursione articolare. L'accorciamento è una condizione meccanica misurabile che altera la cinematica articolare.

