

VALUTAZIONE BIOMECCANICA DEL PIEDE IN ATLETICA LEGGERA

Renato Rodano

Politecnico di Milano, Dipartimento di Bioingegneria, Milano.

PRESENTAZIONE

L'agonismo di chi pratica uno sport a livello competitivo, spinge alla continua ricerca del miglioramento della performance. Tale miglioramento viene perseguito attraverso programmi di allenamento che, negli ultimi decenni, hanno fatto riferimento a concetti quali la programmazione e la periodizzazione. Per ottenere lo sviluppo massimale delle qualità fisiologiche di base e per migliorare le capacità tecniche si sono incrementati i carichi di lavoro. Ci si è anche dovuti confrontare con l'evoluzione dei materiali per la costruzione di piste e atrezzi.

Il gesto sportivo, come tutti i movimenti umani, è il risultato di complesse interazioni muscolo scheletriche, che determinano gli spostamenti controllati dei segmenti corporei.

Le discipline dell'atletica leggera impongono all'apparato muscolo scheletrico carichi meccanici, la cui entità è legata al tipo di movimento, alle caratteristiche tecniche e antropometriche dell'atleta, al tipo di superficie su cui si svolge l'attività.

In questo contesto, il piede si pone quale mediatore del trasferimento dei carichi tra il corpo ed il terreno.

Stante il fatto che nello sport l'uomo si esprime a livelli limite delle sue capacità, i carichi connessi all'attività motoria sono da prevedersi di tipo massimale o submassimale, risultando tra le cause principali degli infortuni.

Per il medico sportivo quantificare

questi carichi, corrisponde a potenziare gli strumenti diagnostici utilizzati in fase di prevenzione e di recupero.

La biomeccanica, definibile come "scienza che studia i fenomeni biologici, mediante le leggi ed i metodi della meccanica", rappresenta il veicolo principale per il perseguimento di questo scopo.

È opportuno premettere che la biomeccanica ha come campo di indagine un sistema molto complesso, l'uomo, il che rende sufficientemente difficoltoso il percorso usualmente seguito in meccanica per arrivare alla progettazione o al miglioramento di una macchina. Inoltre gli strumenti che essa utilizza, vincolati dall'indispensabile caratteristica di "non invasività", rendono disponibili grandezze che sono indici, anche se estremamente accurati e precisi, del carico realmente sostenuto dai distretti del sistema muscolo scheletrico.

L'uso del metodo scientifico ha portato all'individuazione di strumenti di alta efficacia e affidabilità quali:

- modellizzazione matematiche del "sistema atleta" o di suoi sottosistemi;
- tecnologie per misurare grandezze fisiche di diverso tipo;
- metodi avanzati di elaborazione ed analisi dei segnali.

In questo intervento si cercherà di descrivere il tipo di informazione ed i risultati che si possono ottenere quando la biomeccanica ha come oggetto di studio la funzione del piede nell'atletica leggera.

La suddivisione adottata fa riferimento a tre settori fondamentali: la cinematica, la dinamica, i carichi articolari.

CINEMATICA

La cinematica ha come obiettivo la descrizione del movimento di un sistema, senza considerare le cause che lo producono. Sino a qualche tempo fa, le uniche possibilità per l'analisi quantitativa del movimento degli atleti erano fornite da tecniche di fotografia stroboscopica (1) o di analisi di filmati (1, 2).

L'analisi cinematografica impone che il gesto dell'atleta venga fissato su pellicola fotosensibile per mezzo di una cinepresa. Successivamente allo sviluppo, il filmato viene analizzato da un operatore che, fotogramma per fotogramma, riconosce i punti anatomici di interesse ed i punti di riferimento sullo sfondo. Al fine di velocizzare questa operazione, chiamata comunemente digitalizzazione manuale, sono stati creati strumenti in grado di misurare automaticamente le coordinate del punto individuato dall'operatore ed inviarne i valori ad un'unità di calcolo. Tale operazione rappresenta un elevato costo in termini economici e di tempo. Ciò spiega almeno in parte, perché l'analisi cinematografica è restata quasi esclusivamente confinata in un ambito scientifico didattico, senza entrare nella pratica clinica.

Lo sviluppo delle tecniche di registrazione di immagini televisive, e la conseguente disponibilità di sistemi di videoregistrazione a basso costo e di facile utilizzo, ha fatto sì che la ripresa televisiva sia entrata a far parte degli strumenti impiegati dagli allenatori, per l'analisi di gesti ad alto contenuto tecnico. In questo caso si può affermare di aver raggiunto "una descrizione qualitativa più accurata del gesto", ma non ancora quantitativa in senso stretto.

Lo sviluppo tecnologico dell'elettronica ha recentemente reso disponibili sistemi in grado di operare automaticamente l'onerosa operazione di riconoscimento di opportuni marcatori situati sui punti anatomici di interesse (3, 4, 5, 6, 7), garantendo, in tempi sufficientemente brevi, il riconoscimento e l'elaborazione di dati derivanti da misure di elevata accuratezza e precisione.

L'elemento che accomuna questi sistemi è la presenza di un'unità che provvede ad elaborare, con l'uso di algoritmi matematici, le immagini raccolte da particolari telecamere. Alcuni di questi sistemi hanno però ridotta possibilità di essere applicati nell'atletica leggera, perché possono ostacolare la libera espressione motoria dell'atleta.

I fattori limitanti sono sostanzialmente riassumibili in:

- tipo di marcatore utilizzato per l'identificazione dei punti anatomici;
- affidabilità del sistema in caso di utilizzo in ambiente idoneo allo svolgimento dell'attività sportiva;
- descrizione tridimensionale del movimento.

Per quanto concerne il primo punto si ricorda che, in atletica leggera, è necessario utilizzare marcatori passivi (sfere o semisfere di diametro ridotto) che riflettono la luce proveniente da sorgenti luminose esterne. Al contrario i marcatori attivi, che fungono da sorgente luminosa, implicano che il soggetto indossi anche un'unità di alimentazione ed i relativi cavi di connessione.

Considerando l'affidabilità, si deve tener presente che il sistema optoelettronico deve essere in grado di operare in condizioni di luce naturale o artificiale sufficiente al corretto svolgimento dell'attività. Inoltre, il riconoscimento dei marcatori non deve essere compromesso dalla presenza di riflessi sul campo di ripresa.

Non si può infine dimenticare che i movimenti osservati evolvono spesso in uno spazio tridimensionale. Quindi un'analisi bidimensionale (assunzione

di movimento piano) in certi casi risulta troppo riduttiva o introduce eccessivi errori (8).

L'interesse dei ricercatori allo studio della cinematica dell'apparato locomotore in atletica leggera, è ricco di esempi che fanno riferimento specificamente al piede ed alla caviglia.

Tra i rilievi di interesse generale, vanno considerati gli studi che hanno portato all'identificazione di alcuni meccanismi fondamentali di appoggio del piede. I dati della figura 1 fanno riferimento alla fase di presa di contatto del piede con il terreno, e si riferiscono alla percentuale di atleti

no corre esclusivamente sull'avampiede; nelle gare di velocità il 56% degli atleti impatta il terreno con l'avampiede per poi presentare un appoggio di tutta la pianta, con la finalità di massimizzare lo sfruttamento della componente elastica della muscolatura. Nelle gare di lunghezza intermedia la distribuzione è quasi omogenea, anche se è presente una leggera predominanza dell'impatto con piede parallelo al terreno.

A parità di condizioni (massa dell'atleta, velocità, lunghezza del passo, terreno), i carichi sostenuti dall'arto in appoggio sono altamente correlati

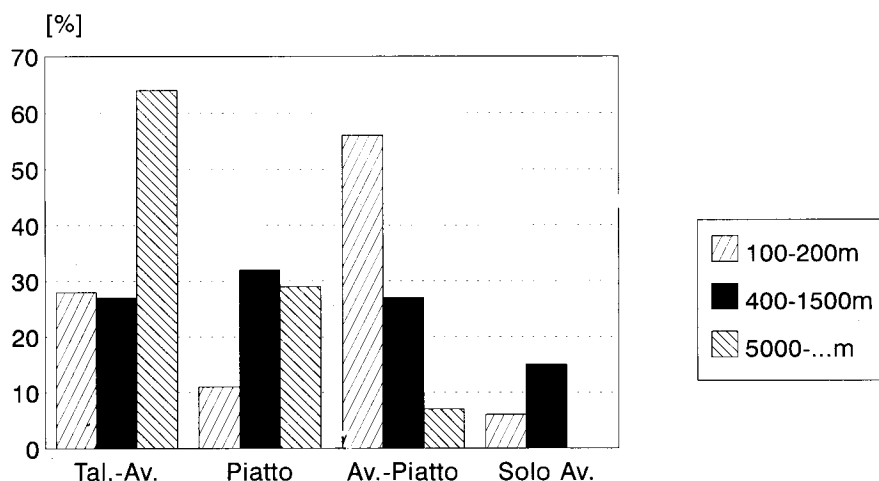


Figura 1 - Distribuzione percentuale delle diverse modalità di appoggio del piede in gare di sprint, velocità prolungata e mezzofondo, fondo (da A.H. Payne, 1983).

che adottano una delle quattro modalità di appoggio, osservate in diverse gare di corsa (9):

- 1) tallone-avampiede (la cosiddetta rullata);
- 2) piede piatto, parallelo al terreno;
- 3) avampiede-piede piatto;
- 4) solo avampiede.

Tutti gli appoggi sono ovviamente accomunati dalla fase di spinta, che si manifesta con la flessione plantare del piede e l'estensione delle articolazioni metatarso-falangee.

È interessante notare che la modalità di appoggio è ben differenziata in funzione della lunghezza di gara: nelle gare di fondo il 64% degli atleti impatta con il tallone, mentre nessuno

adotta la modalità di impatto:

- nel caso di appoggio col tallone l'arto inferiore è alquanto esteso, in modo da trasferire i carichi sfruttando la resistenza delle ossa lunghe e delle superfici articolari. L'atleta cerca quindi di ottenere il migliore allineamento tra carico ed assi dei segmenti della gamba, per ridurre gli sforzi di taglio;
- nell'appoggio di avampiede sono le strutture di questa zona anatomica a sostenere il carico; inoltre il ginocchio, più flesso ed allineato verticalmente sul piede, tende a sfruttare la sua muscolatura articolare quale elemento elastico di assorbimento d'energia meccanica.

Risulta quindi ragionevole associare diverse patologie del piede alle modalità di appoggio: talloniti nel primo caso, fasciti plantari e metatarsalgie nel secondo caso.

Nelle gare su strada di lunga durata, la maggioranza degli atleti adotta la modalità di appoggio tallone-avampiede (10). La percentuale di questi atleti aumenta con il passare del tempo di gara (dal 60 all'80%) ad indicare la presenza di affaticamento localizzato nella muscolatura che è maggiormente impegnata nel garantire l'appoggio di avampiede.

Un altro aspetto della cinematica del piede, ampiamente studiato dai biomeccanici, è rappresentato dai movimenti di pronosupinazione dell'articolazione sottoastragolica. La riduzione o l'accentuazione di questa azione fisiologica, nelle particolari condizioni di carico e numero di ripetizioni imposte dalla corsa, può risultare correlata all'insorgere di patologie (11).

In generale si può affermare che: una riduzione del movimento si associa ad incrementi del carico agente sui distretti osteo articolari; un ampliamento del movimento si riflette a livello dei carichi sostenuti dai distretti muscolari, tendinei e legamentosi dell'articolazione.

Lo studio della cinematica della gamba e del tallone con la misura degli angoli definiti dai diversi segmenti corporei tra di loro o con il terreno, ha dimostrato che la calzatura da corsa provoca significative modifiche dei movimenti del retro piede. Questi movimenti possono essere in parte guidati da soluzioni costruttive e dai materiali utilizzati per realizzare la suola (12).

DINAMICA

La reazione al terreno

L'equilibrio dinamico che garantisce l'esecuzione di ogni movimento si basa sulla verifica delle leggi meccaniche che fanno riferimento alle forze

ed ai momenti agenti sul sistema. Per quanto concerne l'equilibrio delle forze vale la relazione

$$dP / dt = R + R'$$

che per il corpo rigido può assumere la forma:

$$ma_G = R + R'$$

in cui:

- P = quantità di moto;
- R = risultante delle forze attive esterne;
- R' = risultante delle forze reattive esterne;
- m = massa;
- a_G = accelerazione del baricentro.

Facendo riferimento alla figura 2, ma_G rappresenta le forze di inerzia associate al movimento, R la risultante del peso dell'atleta e dell'attrito con l'aria, R' la forza reattiva che si svi-

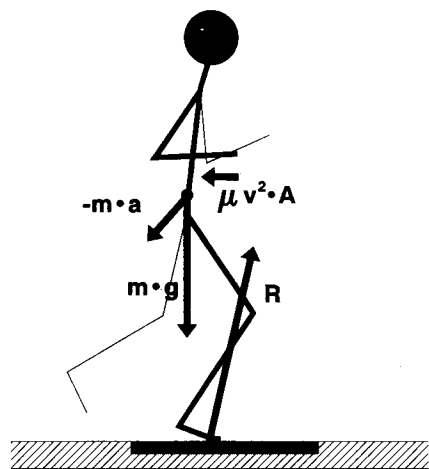


Figura 2 - Schema delle forze agenti sull'atleta durante la locomozione. R. è la reazione al terreno che equilibra la risultante delle forze attive esterne: peso corporeo, attrito dell'aria, inerzie.

Tabella 1

Disciplina	Reazione massima (peso corporeo)	Durata appoggio (s)
Marcia	1,7-2,2	0,3-0,4
Corsa prolungata	1,8-3,7	0,2-0,3
Partenza 100 m.	2,0-2,8	0,1-0,35
Velocità	2,7-3,6	0,09-0,12
Salto in lungo	10,1-12,0	0,2-0,3
Salto in alto	5,7-7,2	0,19-0,24

luppa tra piede e terreno. Più semplicemente si può affermare che a meno di una costante (il peso corporeo) e se l'attrito con l'aria è trascurabile, la reazione al terreno è l'indice delle inerzie associate al corpo. Poiché le inerzie sono dipendenti dal tipo di movimento, ne consegue che la risultante è anche indice del coordinamento motorio attuato dall'atleta per compiere il gesto sportivo.

La reazione al terreno viene misurata con appositi strumenti chiamati piattaforme dinamometriche, ovvero strutture meccaniche in cui trasduttori piezoelettrici o strain gauges sono opportunamente assemblati. La reazione al terreno può essere descritta sia per mezzo delle tre componenti cartesiane in funzione del tempo, sia per mezzo di una rappresentazione vettoriale chiamata "vettogramma" (13).

Nel processo di equilibrio dinamico, il piede rappresenta il mediatore dei carichi scambiati con il terreno, e sulla proiezione della sua superficie plantare viene ad agire la reazione al terreno.

La struttura del piede permette di sviluppare azioni altamente differenziate in termini di modalità di appoggio e carichi sostenuti. La tabella 1 riassume i valori massimi della reazione associati a diverse discipline ed i tempi di durata delle relative fasi di appoggio.

Appare immediata l'ampiezza dello spettro di tali valori, attraverso cui è possibile individuare quelle discipline che sollecitano la struttura anatomica a stress di "fatica" (marcia, corsa), a stress "massimali" (salti) o misti (corsa veloce).

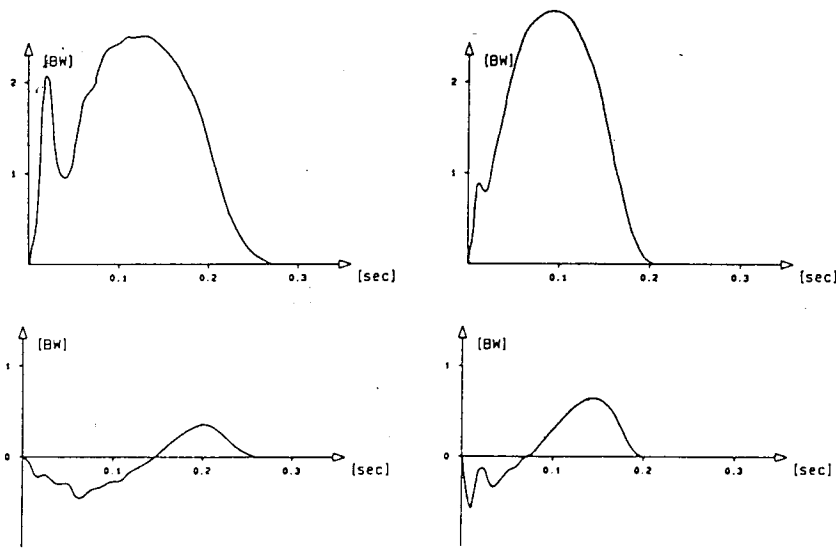


Figura 3 - Andamento delle componenti reattive (BW = peso corporeo) verticale e anteroposteriore, misurate in corridori caratterizzati da due diverse modalità di appoggio del piede: a sinistra tallone-avampiede, a destra avampiede (Da B.M. Nigg, 1986).

La figura 3 pone in risalto le differenze tra l'andamento della reazione nella corsa attuata con appoggio tallone-avampiede e quella con impatto d'avampiede. L'elemento più eclatante è rappresentato dal così detto "picco di impatto" che interessa soprattutto la componente verticale nell'appoggio tallone-avampiede, ed è estremamente ridotto nella seconda modalità. L'adozione di particolari soluzioni costruttive della calzatura, ha fatto sì che gli atleti del primo gruppo abbiano a disposizione calzature che tendono a ridurre tale picco, mentre gli atleti del secondo gruppo possono contare su calzature particolarmente elastiche nella zona di appoggio metatarsale. La relazione movimento - forza-reazione è ben documentata dall'aumentare dei valori massimi in funzione della velocità di avanzamento, come illustrato in figura 4. L'analisi dei vettogrammi relativi ad alcune delle discipline analizzate (figura 5), permette di approfondire le relazioni esistenti tra la reazione al terreno ed il tipo di sollecitazione cui viene assoggettato il piede (14, 15). Nella figura sono riportate le proiezioni dei vettogrammi nel piano di avanzamento e nel piano frontale, l'e-

voluzione del punto di applicazione nel piano della piattaforma, alcuni parametri tra cui la velocità del soggetto all'inizio della fase di appoggio. La freccia al disotto della linea di base indica l'evoluzione del punto di applicazione nel piano considerato. Il vettore verticale isolato è pari al peso corporeo dell'atleta. Nella marcia (A) la forma del vettogramma è simile a quella rilevata nel cammino (13) con due massimi che si manifestano rispettivamente nella fase di frenata e nella fase di spinta. L'incremento di dinamicità della marcia è evidenziato dalla maggior ampiezza del picco di impatto. Il trasferimento dei carichi all'avampiede è più rapido (vettori centrali distanziati) e la spinta coinvolge l'avampiede in modo omogeneo. La zona centrale è caratterizzata da vettori sufficientemente simili in ampiezza, che dipendono dallo stile applicato, tendente a ridurre i dispendiosi spostamenti verticali del baricentro. Perciò si nota, rispetto al cammino, una maggiore inclinazione dei vettori proiettati sul piano frontale. Nella corsa di lunga distanza (B) di un soggetto con impatto del tallone, è presente una rilevante riduzione della

durata della fase di frenata. In questa parte dell'appoggio è anche localizzato il picco di impatto che caratterizza questo stile di corsa. La fase di frenata viene attuata con vettori che si situano sia sull'area calcaneare sia in un'area più avanzata, mentre la spinta coinvolge il solo avampiede.

Nella corsa veloce (C) il vettogramma, rilevato 15 metri dopo la partenza, ha tutti i vettori inclinati nel senso dell'avanzamento a sottolineare che l'atleta sta accelerando. Manca il picco di impatto in accordo con la modalità di appoggio del piede. In questo caso l'appoggio confinato alla zona anteriore del piede è dimostrato dalla distanza ridotta tra i vettori estremi nel piano sagittale (30% della lunghezza del piede).

Nel salto in lungo (D), i vettori si spostano rapidamente e con continuità verso l'avampiede. Il vettore di impatto, molto ampio, si manifesta a circa metà della lunghezza del piede. Ciò sta a significare che l'atleta tende a distribuire il carico maggiore su tutta la superficie plantare, cercando di ridurre zone di iperpressione. Dopo questa fase, la reazione viene spostata in avanti sull'avampiede, che sostiene la più lunga fase di spinta. Il fatto che i vettori siano tutti inclinati in senso contrario all'avanzamento, dipende dall'esigenza meccanica di inclinare verso l'alto, con un angolo ottimale, la velocità quasi orizzontale del baricentro acquisita con la rincorsa. Tale inclinazione è ottenuta per mezzo di una potente azione frenante.

Pressione plantare

La reazione al terreno è l'integrale, calcolato rispetto alla superficie del piede in appoggio, della distribuzione degli sforzi agenti su aree infinitesimali.

Ai nostri giorni è disponibile una nuova generazione di strumenti la cui componente fondamentale è costituita da sottili solette nelle quali sono insiti numerosi micro trasduttori. Inserendo le solette nella calzatura dell'atleta è possibile misurare la distri-

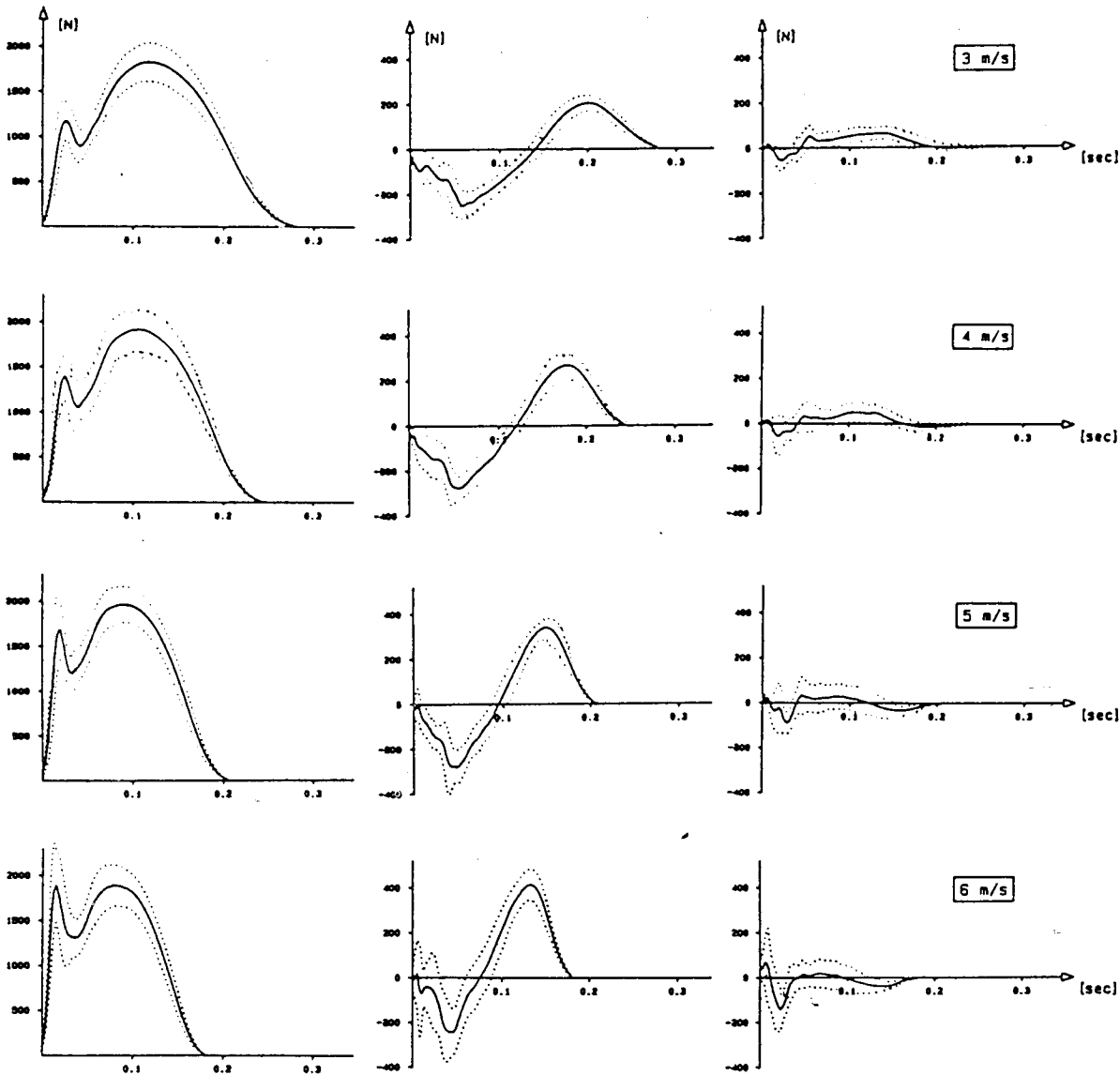


Figura 4 - Andamento medio e deviazione standard delle componenti reattive (Newton) misurate in corridori caratterizzati dall'appoggio tallone-avampiede. A sinistra: componente verticale; al centro: componente orizzontale anteroposteriore; a destra: componente orizzontale mediolaterale. Le velocità sono crescenti (da 3 a 6 m/s) e i dati sono normalizzati sulla durata media dell'appoggio (Da B.M. Nigg, 1986).

buzione del carico sulla superficie del piede. Anche se le misure sono limitate dal fatto che viene rilevata la sola componente verticale, è comunque possibile ottenere una serie di informazioni che hanno un'importanza fondamentale per il medico sportivo, ed in particolare per chi, come gli

specialisti in ortopedia, interviene spesso prescrivendo ortesi correttive. La figura 6 è un esempio del tipo di risultati che si possono ottenere. Il confronto è fatto tra i dati rilevati su uno stesso atleta in posizione di standing, con due diversi plantari inseriti nella stessa calzatura. La possibilità

di registrare l'evoluzione della pressione con frequenze fino a 100 Hz, da la garanzia di poter documentare la dinamica dell'appoggio durante l'esecuzione del movimento tecnico. Un'ampia disamina della problematica verrà condotta in un successivo intervento previsto nella giornata.

Fig. 5

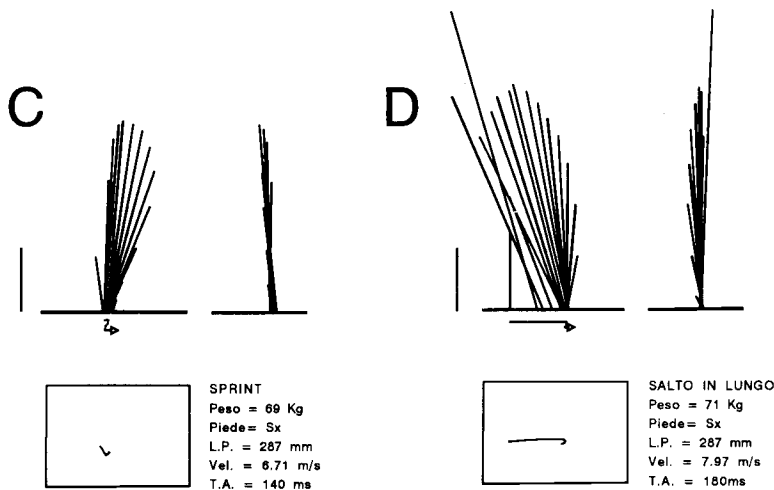
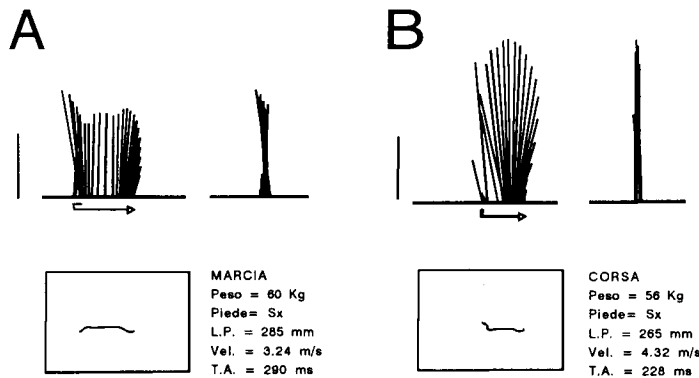


Fig. 6

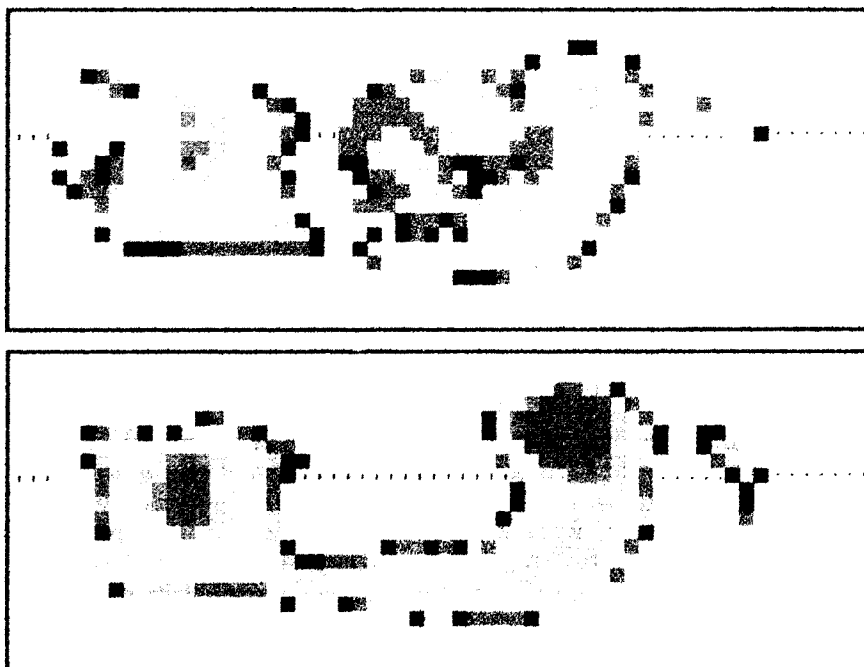


Figura 5 - Vettogrammi rilevati durante la fase di appoggio di quattro discipline dell'atletica leggera: A = marcia; B = corsa prolungata; C = sprint; D = salto in lungo. Vettori campionati ogni 0,1 s.

CARICHI ARTICOLARI

Momento meccanico netto

Il movimento umano è generato dall'azione dei muscoli che agiscono sulle diverse articolazioni con funzioni agoniste, antagoniste o di fissazione. Misurare la forza espressa da ciascun muscolo scheletrico è di fatto un problema impossibile da risolvere con misure in loco. È anche molto difficoltoso un approccio modellistico basato su misure non invasive, a meno di introdurre complessi criteri di controllo, la cui validità è generalmente limitata a specifici atti motori (16).

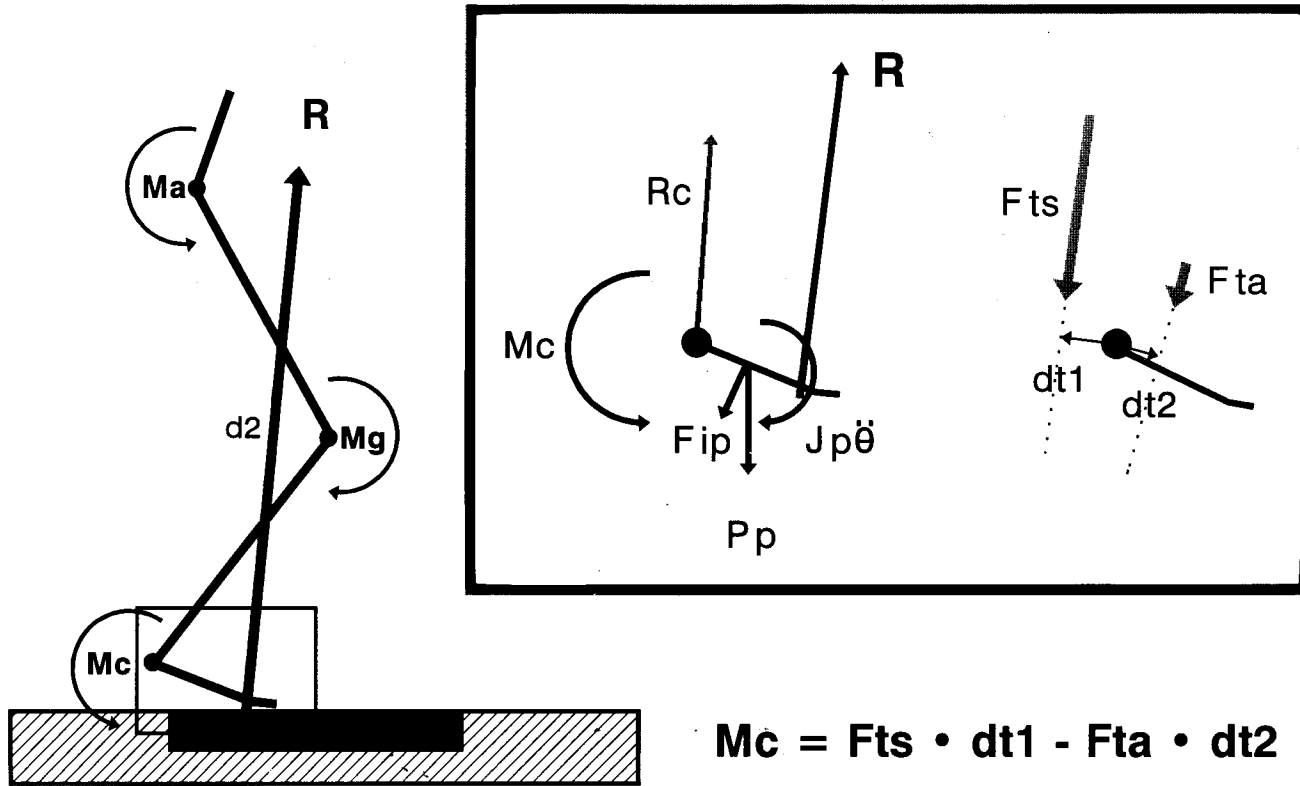
In termini biomeccanici è però possibile utilizzare una grandezza fisica come indice dell'azione muscolare. Tale grandezza è il momento meccanico netto, ovvero il momento meccanico che deve essere equilibrato istante per istante dall'azione di muscoli, legamenti e tessuti articolari.

Assimilando, attraverso una ragionevole approssimazione, le ossa lunghe dell'arto inferiore ad aste rigide incernierate a livello articolare con cerniere senza attrito, è possibile formulare le equazioni di equilibrio di forze e momenti alle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia.

La figura 7 evidenzia le variabili considerate. Senza entrare nel dettaglio della relativa trattazione matematica, è possibile affermare che il momento meccanico netto è dato dalla somma di tre termini:

$$M_m = M_g + M_i + M_r$$

Figura 6 - Distribuzione pressoria sul piede di un atleta che utilizzava diverse ortesi plantari nella stessa calzatura.



$$M_c = F_{ts} \cdot dt_1 - F_{ta} \cdot dt_2$$

Figura 7 - Schema delle variabili che intervengono nel calcolo del momento meccanico netto all'articolazione della caviglia. Il momento meccanico netto può assumersi, in prima approssimazione, pari al momento prodotto dall'azione dei muscoli agonisti ed antagonisti che agiscono sulle diverse articolazioni.

in cui:
 M_g = momento prodotto dal peso dei segmenti corporei sottostanti l'articolazione considerata;
 M_i = momento dipendente dalle inerzie associate alla traslazione ed alla rotazione dei segmenti sottostanti;
 M_r = momento prodotto dalla reazione al terreno.
 Come anticipato è anche possibile calcolare l'ampiezza delle reazioni articolari, ovvero quelle forze che vengono distribuite sulla superficie delle articolazioni e la cui ampiezza può essere messa in relazione all'insorgere di patologie.
 Per poter calcolare il momento meccanico netto e le reazioni articolari, è necessario disporre delle grandezze che descrivono la cinematica dell'arto inferiore, della reazione al terreno, dei parametri antropometrici e di un modello matematico descrittivo del sistema (17).

In figura 8 sono riportate le curve dei momenti meccanici netti di anca, ginocchio e caviglia misurati su un soggetto che correva a quattro diverse velocità (da 3.06 a 4.60 m/s). Gli autori dello studio (18), con riferimento al momento della caviglia sostengono che il suo andamento, simile per tutti gli atleti esaminati, è di tipo flessorio plantare e quindi esercitato soprattutto dal muscolo tricipite. Il 12-15% iniziale della fase di appoggio è caratterizzato da un'elevata variabilità, dipendente dalla modalità di contatto del piede col terreno. Segue un'azione eccentrica della muscolatura, che dura sino al 59-72% della fase di supporto. Conclude l'appoggio la fase di azione concentrica, che ha lo scopo di sostenere la propulsione in avanti e in alto del corpo. È stato inoltre verificato che il valore massimo del momento aumenta con la velocità della corsa, anche se in modo dipendente dal sog-

getto esaminato.
 L'analisi del momento meccanico netto è stata utilizzata anche per evidenziare squilibri muscolari dell'arto inferiore, ed in particolare della caviglia, in soggetti che eseguivano salti verticali (19). Significativo è l'esempio di un soggetto che mostrava la predominanza dell'arto destro durante salti eseguiti su una sola gamba. La differenza di quota del salto (70 mm. maggiore a destra) si è dimostrata dipendente da una significativa superiorità del momento massimo della caviglia e delle potenze massime di caviglia e ginocchio. Il dato con maggior ricaduta clinica è rappresentato dal fatto che il soggetto svolgeva la sua attività sportiva normalmente, pur se affetto dagli esiti di una borsite calcaneare la cui entità non era tale da prescrivere un periodo di riposo. I dati biomeccanici lasciano però pensare che, durante l'azione sportiva, il

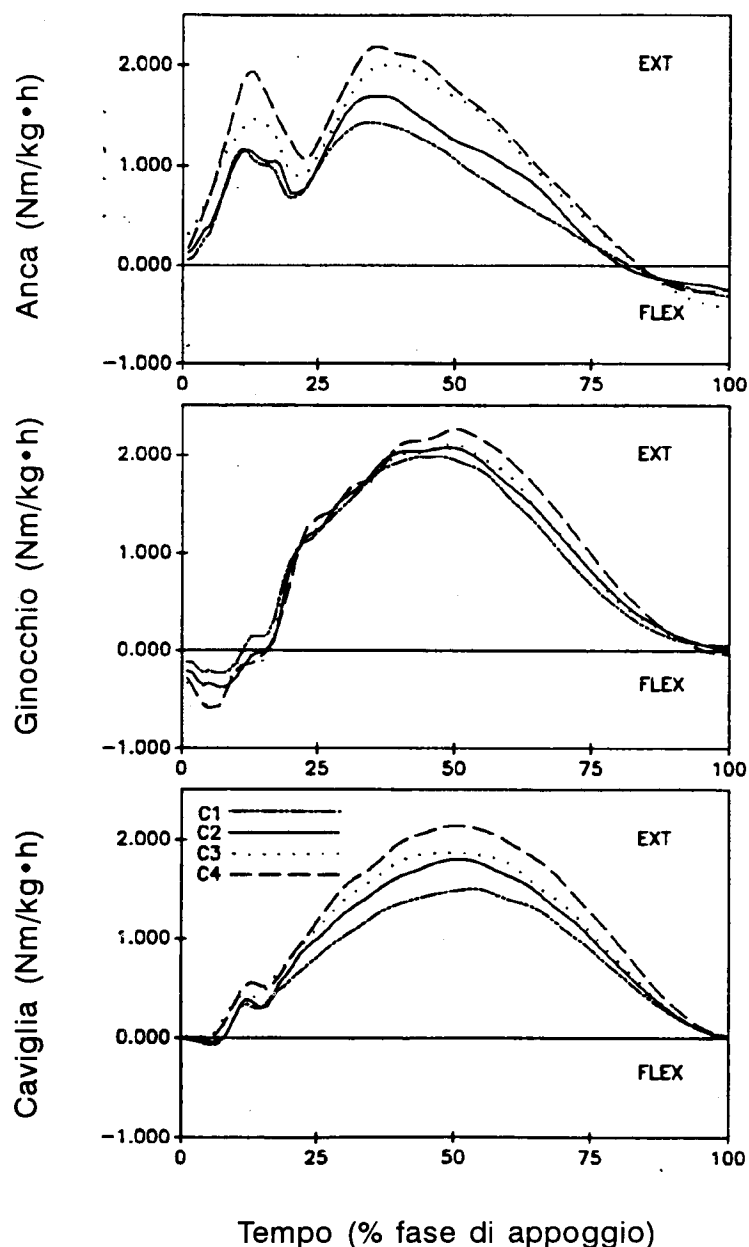


Figura 8 - Andamento medio dei momenti articolari misurati su un soggetto che correva alle seguenti velocità (m/s): C1 = 3.06, C2 = 3.57, C3 = 4.09, C4 = 4.60 (da K.J. Simpson e B.T. Bates, 1990).

soggetto fosse costretto a mettere in atto strategie di compenso, i cui effetti a lungo termine sono di difficile previsione.

Forze interne

Nel panorama degli studi biomecca-

nici applicati allo sport alcuni autori (20) hanno cercato di superare l'indeterminazione del problema (numero di incognite superiori alle equazioni) di calcolo delle forze muscolari e dei carichi articolari.

Attraverso una modellizzazione di piede e caviglia, e l'adozione di algo-

ritmi per il calcolo delle tensioni di muscoli agonisti ed antagonisti e dei relativi tendini, si sono ottenute nella corsa le indicazioni preliminari sotto riportate.

Tendine di Achille, tibio-tarsica e fascia plantare sono assoggettati a carichi pari a più volte il peso corporeo; i valori di picco dei diversi carichi compaiono durante la fase centrale dell'appoggio e all'inizio della fase di spinta, indicando la mancanza di corrispondenza temporale tra l'insorgere dei massimi carichi esterni (reazione al terreno) e dei carichi interni. Le forze muscolari della caviglia agiscono con un'azione stabilizzante tale da opporsi alle reazioni articolari, che provocherebbero lo scivolamento delle superfici dell'articolazione. Gli autori, in contrasto con altri studi, sottolineano l'indipendenza dei carichi interni dalla velocità di corsa e dall'ampiezza della reazione al terreno.

CONCLUSIONI

I diversi temi trattati ed i risultati connessi, permettono di affermare che sono oggi disponibili strumenti in grado di supportare con successo l'applicazione della biomeccanica anche alle necessità cliniche del medico sportivo. In particolare va sottolineato lo sviluppo di strumenti e metodologie che sono in grado di fornire risultati accurati in tempi ragionevolmente brevi.

Ciononostante non si può trascurare che esiste un gap culturale che separa i biomeccanici dai clinici, gap che trova le sue radici in una diversa formazione e nell'indubbia iniziale difficoltà di interpretazione dei risultati.

L'unica strada da percorrere perché la biomeccanica applicata allo sport non rimanga confinata in un ristretto ambiente scientifico, è quella del continuo interscambio informativo e formativo, tra i due mondi.

Gli strumenti per attivare questo processo di crescita conoscitiva parallela, sono sostanzialmente di tipo orga-

nizzativo. Ovvero la promozione di programmi di studio finalizzati alla messa a punto di protocolli di analisi, i cui risultati siano correlabili alla performance motoria in modo da portare al miglioramento degli interventi che si attuano nei campi dell'allenamento, della prevenzione e del recupero.

BIBLIOGRAFIA

1) HOCMUT G.: *Biomeccanica dei movimenti sportivi*, 1983, Edizioni Nuova Atletica del Friuli, Udine.
 2) TERAUDS J.: *Introduction to biomechanics cinematography and video as tools for research and coach*, 1983, Proc. of Int. Symp. on Biomechanics in Sport, Ed. Del Mar, CA, USA.
 3) WOLTRING H.G. E MARSOLAIS E.B.: *Optoelectronic (SELSPOT) gait measurement in two and three dimensional space. A preliminary report*, 1980, Bull. Prost., 17, 46-52.
 4) LEO T. E MACELLARI V.: *An optoelectronic microcomputer system for automated gait analysis*, 1980, IFIP-IMIA Working Conference on Changes in Health Care Instrumentation Due To Microprocessor Technology, North Holland.
 5) MICHELSON D.L.: *Recording of movement without photography*, 1975, The Human Movement Series, Ed. by H.T.A. Whiting, Lepus Book, London.

6) JERRET M.O., ANDREW B.J. E PAUL J.P.: *A television computer system for analysis of kinematics of human locomotion*, 1976, in IRE Conference Proc., 34, 357-370.
 7) FERRIGNO G. E PEDOTTI A.: *ELITE a digital hardware system for movement analysis via real time TV signal processing*, 1985, IEEE Trans. on Biomedical Engineering BME, 32, 943-950.
 8) RODANO R. E TAVANA R.: *Three-dimensional analysis of instep kick in professional soccer players*, 1991, proc. of Second World Congress on Science and Sport, Eindhoven, 22-25 Maggio, in stampa.
 9) PAYNE A.H.: *Foot to ground contact forces in elite runners*, 1983, in Biomechanics VIII-B, Ed. H. Matsui e K. Kobayashi, Human Kinetic Publishers, Champaign, Illinois, 746-753.
 10) KERR B.A., BEAUCHAMP L., FISHER V. E NEIL R.: *Footstrike patterns in distance running*, 1983, in Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces, eds. Nigg. B.M. and Kerr B.A., The University of Calgary, Canada, 135-142.
 11) CLEMENT D.B., TAUNTON J.E., SMART G.W., E MCNICOL K.L.: *Physician and Sportsmedicine*, 1984, Vol. 9, No. 5, 179-184.
 12) BAHLSSEN A.H., DENOTH J., LUETHI S.M., NIGG B.M. E STACOFF A.: *Biomechanics of running shoes*, 1986, Ed. B.M. Nigg, Human Kinetics Publishers, Champaign, CA, USA.
 13) BOCCARDI S., CHIESA G., PEDOTTI A. RODANO R. E SANTAMBROGIO G.C.: *Un nuovo procedimento per la valutazione del cammino normale e patologico*, 1977, Eu-

ropa Medico Physica, 13, 9-16.
 14) BOCCARDI S., FRIGO C., PEDOTTI A. RODANO R. E SANTAMBROGIO G.C.: *Analysis of some athletic activities by means of vector diagrams*, 1978, in Science in Athletics, eds. J. Terauds, Academic Publishers Del Mar, CA, pp. 182-192.
 15) RODANO R.: *Evaluation of movement in sport by means of vector diagrams*, 1989, in Biomechanics in Sport V, eds. Tsaruchas L., Terauds J., Gowitzke B.A., Holt L.A., pp. 506-524.
 16) BOCCARDI S., PEDOTTI A., RODANO R. SANTAMBROGIO G.C.: *Evaluation of muscular moments at the lower limbs joints by an on line processing of kinematic data and ground reaction forces*, 1980, J. of Biomechanics, Vol. 14, n. 1, pp. 35-45.
 17) PEDOTTI A., KRISHNAN V.V. E STARK L.: *Optimization of muscles sequencing in human locomotion*, 1978, Math. Bosc., n. 38, 57-76.
 18) SIMPSON K.J. E BATES B.T.: *The effects of running speed on lower extremity joint moments generated during the support phase*, 1990, Int. J. of Sport Biomechanics, N. 6, 309-324.
 19) RODANO R. E BULGHERONI M.V.: *Evaluation of the lower limbs motor strategies during vertical jumps*, 1992, in ISBS '92 proceedings, eds. Rodano R., Ferrigno G., Santambrogio G.C., Edi-Ermes, Milano, 124-127.
 20) STEPHEN H. E WINTER D.A.: *Internal forces at chronic running injury sites*, 1990, Medicine and Science in Sports and Exercise, Vol. 22, N. 3, 357-369.