



BIOMECCANICA DEL MOVIMENTO UMANO

2. Misure biomeccaniche di base

Aurelio Cappozzo, *Laboratorio di Biomeccanica, Istituto di Fisiologia Umana, Università degli Studi "La Sapienza", Roma*

2.1 Introduzione

Intendiamo, con misure biomeccaniche di base, quelle che riguardano variabili concettualmente semplici e che servono a caratterizzare nel modo più generico diverse esecuzioni dello stesso esercizio fisico. I dati così ottenuti vengono, in generale, utilizzati come tali, non essendo cioè suscettibili di ulteriori elaborazioni analitiche. Hanno un, seppure parziale, potere descrittivo, ma quasi mai interpretativo dei fenomeni che caratterizzano l'esercizio fisico analizzato. Queste misure si ottengono con strumentazione semplice ed economica, o relativamente tale, e si effettuano esternamente al corpo umano.

2.2 Misura dei parametri spazio-temporali

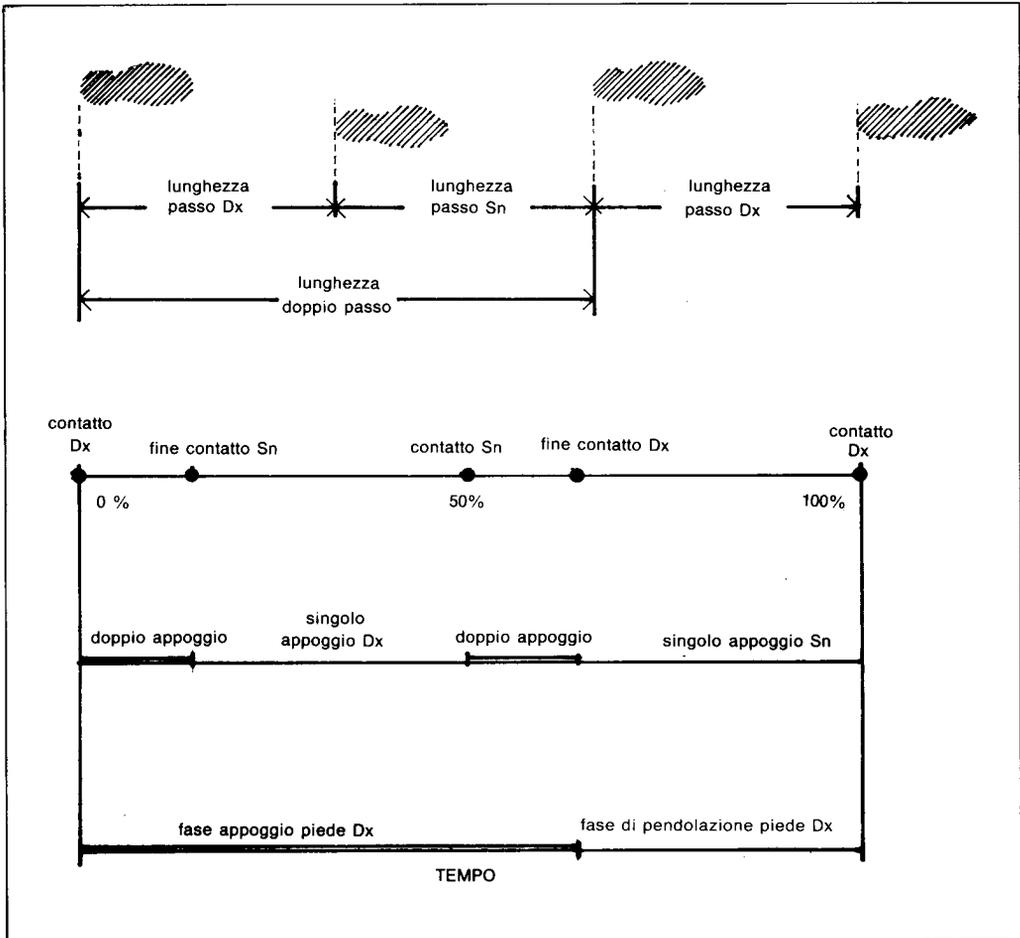
La descrizione più semplice e sintetica, ma non per questo meno importante, di un esercizio fisico utilizza i cosiddetti parametri spazio-temporali. La loro de-

terminazione comporta la misura dell'istante di tempo e della posizione nello spazio in cui si verificano eventi notevoli associati al movimento in esame. In generale, questi parametri sono rappresentati dalla durata di fasi caratteristiche del movimento e, se questo è ciclico, dal relativo periodo, nonché dalla distanza spaziale che separa due eventi diversi o il successivo verificarsi dello stesso evento. Nel caso di atti locomotori, tali parametri spazio-temporali sono: la durata del singolo passo e del doppio passo (intervallo di tempo che separa due successivi contatti con il suolo del piede destro e di quello sinistro o del medesimo piede, rispettivamente), la durata della fase di appoggio monopodalico (semplice) o bipodalico (doppio), la lunghezza del singolo e del doppio passo (Fig.1). Questi parametri, oltre ad avere un certo potere descrittivo in quanto tali e recare quindi utili informazioni in sede applicativa, sono pure indispensabili in analisi biomeccaniche più complesse. A scopo di esem-

pio, si immagini di aver determinato gli angoli di flessione-estensione dell'anca, del ginocchio e della caviglia durante la deambulazione e di rappresentarli su un piano cartesiano in funzione del tempo (Fig.2). La interpretazione di questi angoli ed il confronto di risultati analoghi ottenuti in sessioni sperimentali diverse sarebbero impossibili se l'asse delle ascisse (dei tempi) non fosse marcato con gli istanti di tempo in cui si sono verificati eventi notevoli quali quelli indicati in figura 2.

Concettualmente, la strumentazione necessaria alla misura dei parametri spazio-temporali si compone di un sen-

sore in grado di dare un segnale al verificarsi dell'evento considerato, collegato ad un orologio che misura l'istante di tempo in cui detto segnale viene rivelato. Se il sensore è fisso e collocato in posizione nota, la sua risposta consente di determinare, oltre che quando un evento si verifica, anche dove ciò avviene. È evidente che quest'ultimo risultato è praticamente ottenibile solo quando l'evento in questione si verifica in una posizione dello spazio nota, definita a priori o, comunque, prevedibile. Se tale posizione non gode di queste prerogative, allora è necessario distribuire nello spazio, sede del fenomeno, un gran numero di sensori



58 Fig. 1 - Parametri spaziali (a) e temporali (b) nel cammino umano.

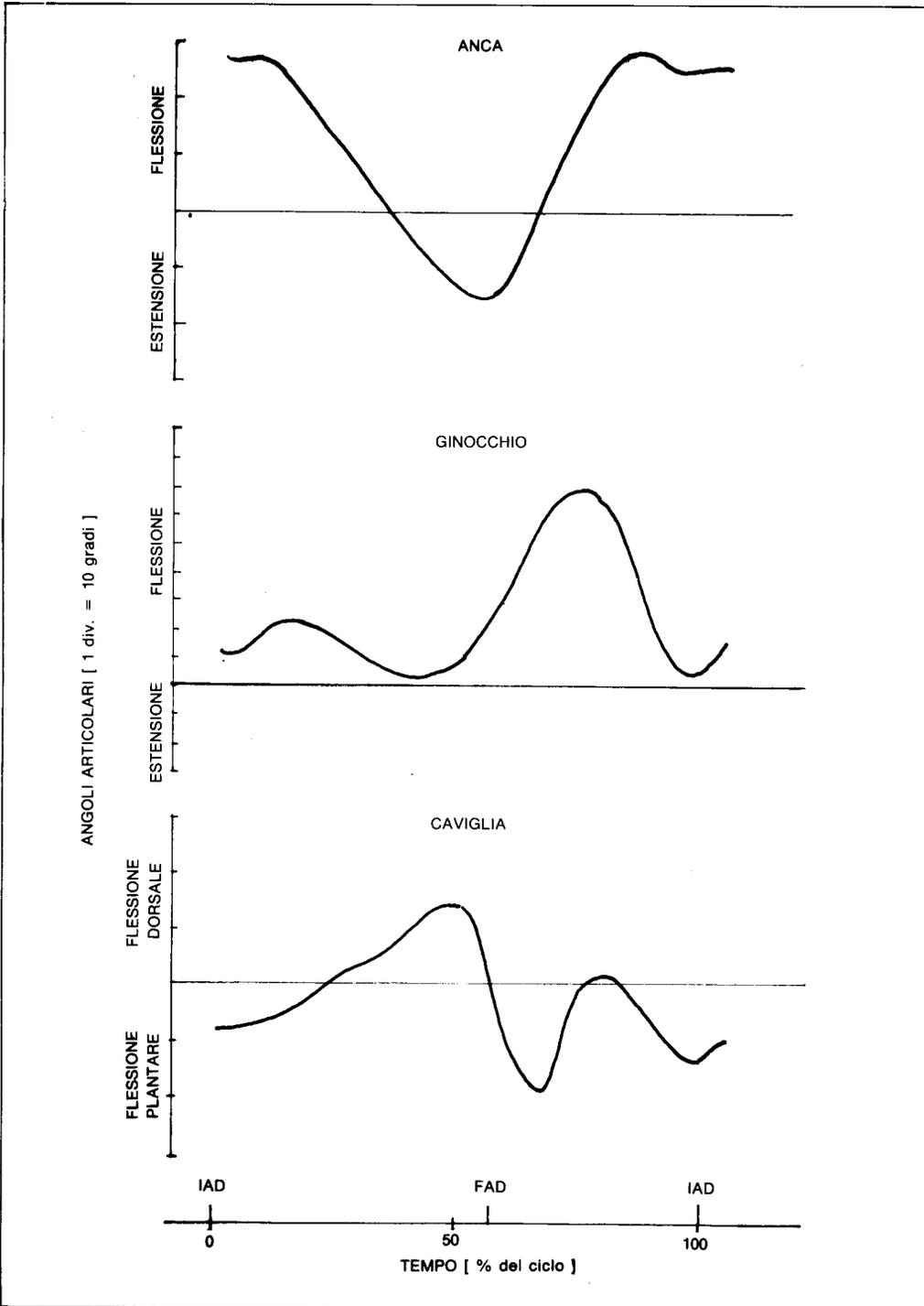


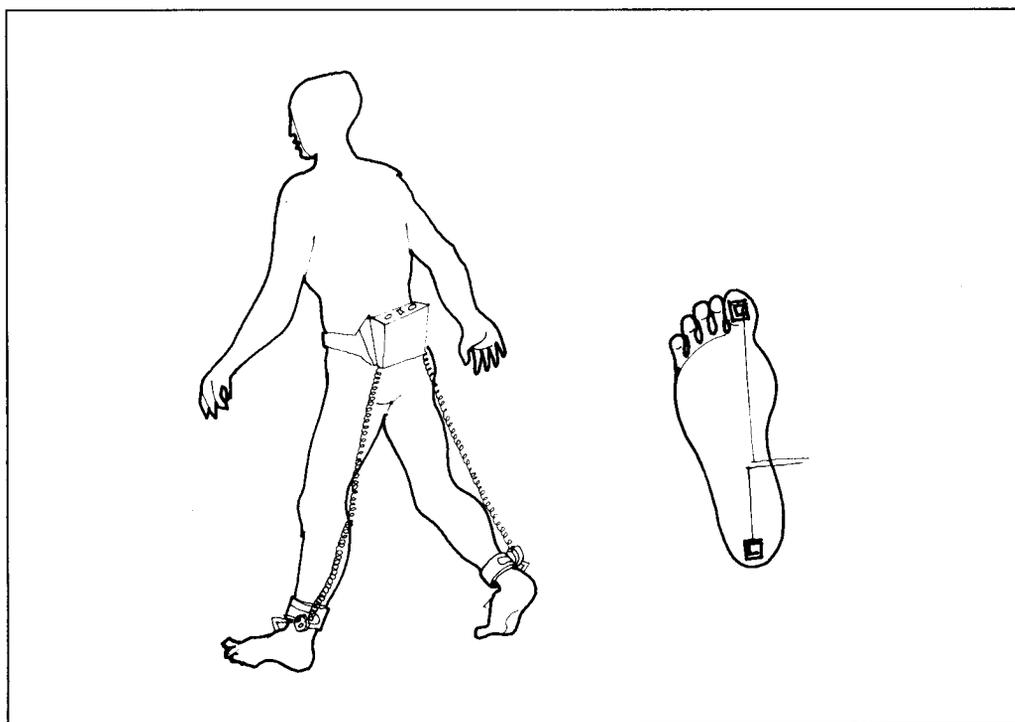
Fig. 2 - Angoli di flesso-estensione dell'anca, del ginocchio e della caviglia destre durante la deambulazione umana normale. IAD = inizio appoggio destro, FAD = fine appoggio destro.

in modo che, ovunque l'evento si verifichi, vi sia uno di questi pronto a rivelarlo.

Un esempio tipico di questa strumentazione è costituito dagli interruttori podalici particolarmente utili quando si analizzano atti locomotori (Fig.3). Sono questi gli stessi dispositivi usati dal Marey nei suoi pionieristici lavori e di cui si è già parlato in un precedente articolo. Nella loro versione più moderna, essi sono concepiti in modo tale da aprire o chiudere un contatto elettrico, o, più in generale, da modificare le proprietà elettriche di un circuito (resistenza o capacità) allorquando vengano sottoposti ad una pressione superiore ad una data soglia. Questi dispositivi vengono applicati al piede o alla calzatura del soggetto nella o nelle posizioni che meglio si addicono alla finalità della misura. Essi vengono poi collegati ad una circuiteria elettronica per il condizionamento e l'amplificazione del segnale, e quindi ad un registratore. Queste ultime apparecchiature possono es-

sere portate dal soggetto, dovendosi in questo caso porre particolare attenzione al loro peso e ingombro. In caso contrario, si avrà un cordone ombelicale con gli ovvi vincoli che questo può porre all'esecuzione dell'esercizio fisico. La realizzazione tecnica degli interruttori podalici pone seri problemi in ordine alla loro resistenza meccanica a carichi elevati e ripetuti, nonché alla leggerezza e minimo ingombro richiesti dalla esigenza irrinunciabile di non perturbare l'esecuzione dell'esercizio fisico. Per loro stessa natura questi dispositivi consentono la misura dei parametri temporali, ma non di quelli spaziali.

Allorquando le condizioni sperimentali lo consentono, è possibile superare parte degli svantaggi degli interruttori podalici strumentando il pavimento su cui viene eseguito l'esercizio fisico. Nelle figure 4 e 5 ne sono rappresentate due possibili realizzazioni utili nell'analisi di atti locomotori. La prima è costituita da strisce



60 Fig. 3 - Esempio di interruttori podalici.

conduttive disposte longitudinalmente rispetto alla direzione di progressione, alternativamente cortocircuitate e collegate rispettivamente al polo positivo e negativo di un generatore di tensione. Quando il piede del soggetto, anch'esso ricoperto con materiale conduttivo, entra in contatto con il terreno, il circuito si chiude e viene generato un segnale. Anche in questo caso l'unica informazione disponibile riguarda i fattori temporali. Nell'esempio di figura 5, le strisce conduttive vengono disposte trasversalmente rispetto alla direzione di progressione e, allorché queste vengono cortocircuitate, si genera un segnale proporzionale al valore della resistenza elettrica attraverso la quale passa corrente e perciò, data la disposizione dei resistori mostrata in figura, dipendente dalla posizione del sito di cortocircuito (1). In questo modo è possibile misurare sia i parametri temporali sia quelli spaziali.

Un altro strumento della stessa specie è l'ichnografo. Esso consente di ottenere una rappresentazione grafica delle orme dei piedi durante un atto locomotorio e, perciò, la misura dei parametri spaziali caratteristici del medesimo. Nella sua versione più semplice esso è costituito da un supporto tale che la pressione del piede lascia su di esso una traccia visibile. È evidente che un tale dispositivo non

è proponibile per un lavoro di routine. Qualche anno fa, Nicol e Henning (2) hanno proposto un ichnografo elettronico costituito da una matrice di 256 celle sensibili alla pressione, ciascuna delle quali ha dimensioni $2,5 \times 1,2$ cm. L'area strumentata misura complessivamente 48×24 cm. Le celle altro non sono che condensatori con dielettrico elastico, in grado quindi di variare la propria capacità elettrica in funzione della pressione esercitata su di essi. Una opportuna elettronica misura la capacità dei 256 condensatori in istanti di tempo sequenziali e ne fornisce i valori alla memoria di un calcolatore. In questo modo è disponibile in macchina una mappa delle celle toccate dal piede in ciascun istante di tempo. Si comprende bene, dunque, che, disponendo di più d'uno di questi tappetini, in modo da raggiungere una superficie strumentata sufficiente, è possibile misurare contemporaneamente sia i fattori spaziali sia quelli temporali del passo. Grazie alla conoscenza dell'orma istantanea, sono anche disponibili informazioni circa le modalità con cui il piede prende contatto con il terreno. Il dispositivo di Nicol e Henning ha però un importante inconveniente: la sua risoluzione spaziale, legata alle dimensioni delle singole celle sensibili, è assai bassa (circa 2,5 cm). In questo senso è molto promettente l'ichnogra-

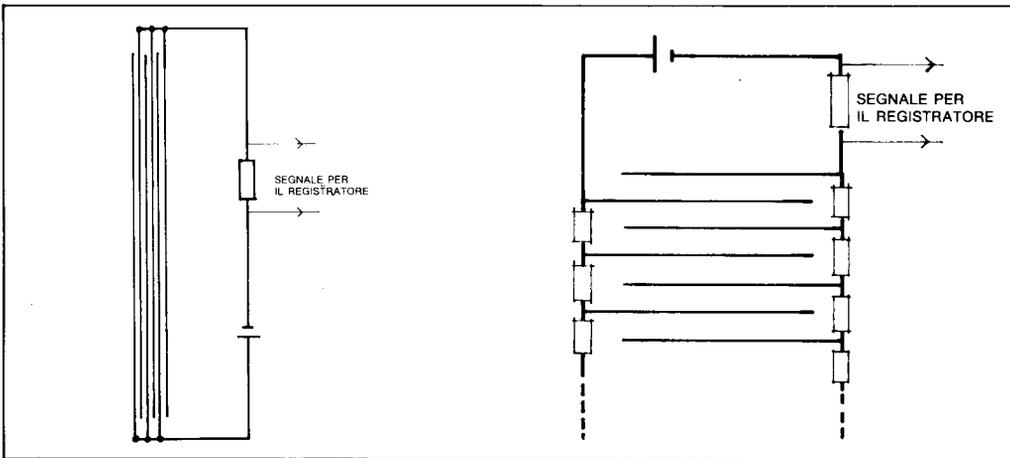


Fig. 4 - Pavimento strumentato per la registrazione dei parametri temporali del passo.

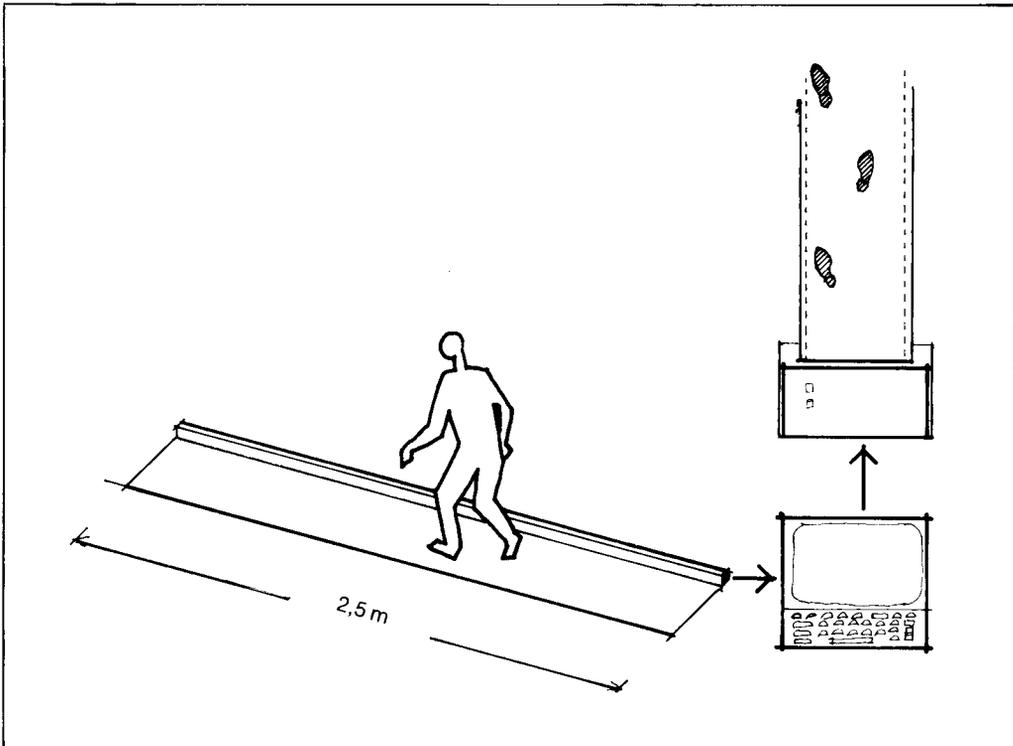
Fig. 5 - Pavimento strumentato per la registrazione dei parametri temporali e spaziali del passo.

fo in fase di avanzata realizzazione ad opera del gruppo dell'Ing. V. Macellari, presso l'Istituto Superiore di Sanità di Roma. Questo strumento vanta un'area sensibile globale di $0,5 \times 2,5$ m ed è perciò in grado di permettere la registrazione di un doppio passo nel cammino o di un semplice passo nella corsa (Fig.6). Le celle sensibili, che sono di tipo resistivo, hanno dimensioni $0,5 \times 0,5$ cm e garantiscono, in questo modo, una risoluzione di gran lunga superiore a quella dello strumento presentato in precedenza e decisamente sufficiente nella maggior parte delle applicazioni pratiche. Particolarmente interessante, in questo progetto, è l'interfaccia trasduttore-calcolatore che è in grado di trasmettere a quest'ultimo l'informazione relativa allo stato delle circa 50000 celle sensibili ogni 20 millisecondi.

È fin troppo evidente che queste pavimentazioni strumentate possono essere utilizzate solo in laboratorio e che l'even-

tuale uso di scarpe chiodate, quali quelle utilizzate nell'atletica leggera, porrebbe seri problemi alla loro realizzazione pratica.

Un'altra possibile soluzione del problema sperimentale in discussione è costituita dall'uso di piattaforme dinamometriche. Questi strumenti sono di grande importanza e di uso universale nella biomeccanica del movimento; per questa ragione sarà dedicato ad esse un successivo articolo. Qui accenniamo solo al fatto che una piattaforma dinamometrica può essere incassata nel pavimento e portata a livello con il medesimo e che consente, fra l'altro, la misura della posizione istantanea del centro di pressione del piede sul suolo e, naturalmente, degli istanti di tempo in cui inizia e finisce il contatto. Si tratta di strumenti la cui dimensione maggiore difficilmente può superare il metro e mezzo; in alcuni casi sarà perciò necessario giustapporre più di una piattaforma per ottenere aree stru-



62 Fig. 6 - Ichnografo.

mentate di ampiezza adeguata (Fig.7).

Molto spesso i parametri spazio-temporali sono stati misurati ricorrendo a metodi fotografici o televisivi (metodo fotogrammetrico). In questo caso, al vantaggio di poter effettuare i rilievi anche sul campo e di non arrecare alcun disturbo al soggetto si associa però lo svantaggio di una procedura per la riduzione dei dati assai costosa in termini di tempo e di una modesta precisione dei risultati. Quest'ultima è prima di tutto associata alla difficoltà di identificare l'esatto fotogramma corrispondente all'evento analizzato. Un'altra fonte di errore è la discretizzazione temporale intrinseca nel metodo. Ad esempio, una velocità di ripresa di 50 fotogrammi al secondo può comportare un errore di 2 centesimi di secondo. La precisione con cui viene rilevata la posizione in cui si verifica l'evento dipende dalla perizia con cui si utilizza il metodo fotogrammetrico. Ma anche di questo ci occuperemo ampiamente in un successivo articolo.

Da quanto si è fin qui detto si evince che la misura dei parametri spazio-temporali, seppure concettualmente semplice, non è priva di difficoltà pratiche, includendo eventualmente fra queste anche quelle economiche.

2.3 Misure di velocità lineare

Un'altra variabile adatta a dare una descrizione di tipo globale di un esercizio fisico è la velocità. Prima, però, di entrare nel merito è opportuno fornire qualche precisazione sulla definizione di questa grandezza fisica.

Rigorosamente parlando, il concetto di velocità lineare (non ci occupiamo, per il momento, di velocità angolare) si applica ad un punto. La velocità media è il rapporto fra la misura dello spazio percorso dal punto per andare da una posizione iniziale A ad una posizione finale B nello spazio e la misura dell'intervallo di tempo impiegato a percorrerlo. La velocità istantanea la si ottiene utilizzando lo stesso rapporto ma con un passaggio al limite: cioè considerando le due posizioni A e B estremamente vicine, tali così da

poter essere considerate coincidenti a ogni fine pratico. La velocità istantanea è suscettibile di rappresentazione con notazione vettoriale sintetizzando, così, nella stessa grandezza fisica, il rateo con cui il punto modifica la propria posizione rispetto al tempo, la direzione e il verso del movimento, naturalmente tutto riferito ad un dato istante di tempo.

In generale, ogni punto del corpo di un atleta che compie un esercizio fisico è dotato di velocità (istantanea) diversa. Anche le velocità medie saranno in generale diverse. Dunque, per parlare correttamente di velocità nel presente contesto, occorre prendere qualche precau-

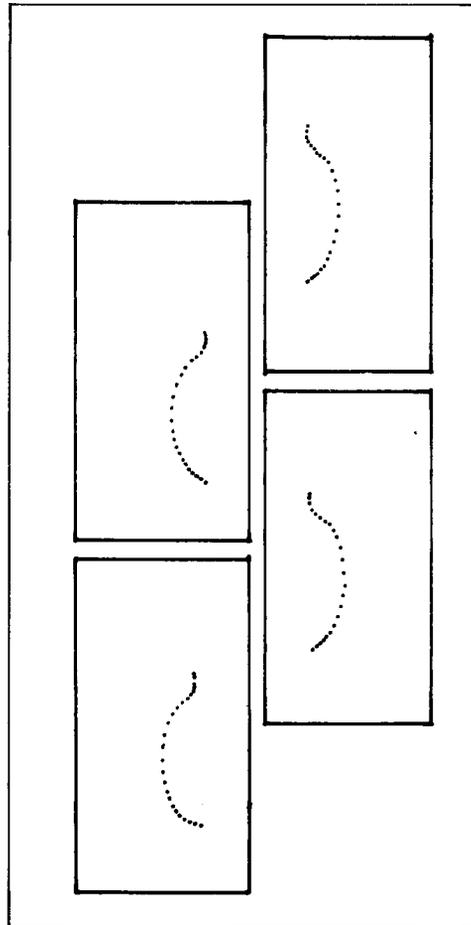


Fig. 7 - Piattaforme dinamiche con rappresentazione dei centri di pressione così come si collocano durante la deambulazione.

zione o comunque aver chiaro in che modo e in che misura si deroga dalle rigorose definizioni della fisica.

Spesso si pone la esigenza di misurare la velocità media con la quale un corridore copre una data distanza. Questa velocità è correttamente misurata se, sfruttando la periodicità del movimento, i rilievi spazio-temporali vengono fatti ad una distanza che sia un multiplo intero della lunghezza e del periodo di doppio passo, rispettivamente. Così facendo, la velocità media ottenuta è quella comune a tutti i punti del corpo dell'atleta e, come tale, significativa e ripetibile. Le misure effettuate con le barriere ottiche di universale impiego, non assolvendo a questa condizione, sono perciò suscettibili di errore.

La conoscenza dei parametri spazio-temporali di cui si è discusso nel paragrafo precedente consente in alcuni casi il calcolo di velocità medie significative. Un esempio tipico è rappresentato dal rapporto fra la lunghezza e la durata del doppio passo durante la deambulazione o la corsa.

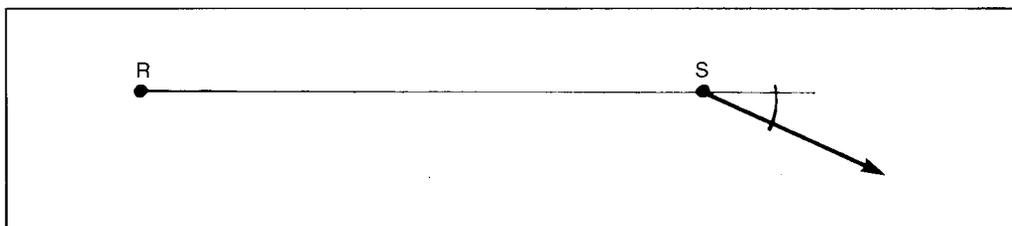
Vi sono applicazioni in cui può avere interesse la determinazione della velocità istantanea di un punto definito sulla superficie corporea di un atleta o di un attrezzo. La metodologia elettivamente più adeguata a tal fine è la fotogrammetria. Essa consente la misura della posizione istantanea di un punto nelle tre dimensioni dello spazio. Da questa, per via di calcolo, è possibile valutare la relativa velocità ed, eventualmente, accelerazione. Si tratta di tecniche tanto complesse quanto fondamentali nella analisi biomeccanica del movimento; ad esse sarà, come già detto, dedicato uno dei prossimi articoli.

Se l'obiettivo sperimentale è unicamente la determinazione della velocità istantanea di un punto e la traiettoria di questo si scosta relativamente poco da una linea retta, vi sono altre tecniche disponibili di più immediato e semplice impiego. Esse sfruttano il cosiddetto effetto Doppler nelle onde acustiche o in quelle elettromagnetiche.

Quando una sorgente, che emette un'onda sonora o elettromagnetica di frequenza f_s , si muove rispetto ad un ricevitore stazionario, quest'ultimo rivela un'onda la cui frequenza f_r dipende dalla velocità della sorgente secondo la relazione

$$f_r = f_s / (1 + v \cos \vartheta / c) \quad (1)$$

dove c è la velocità di propagazione dell'onda, v il modulo della velocità della sorgente rispetto al ricevitore e ϑ l'angolo formato dalla direzione del moto della sorgente e la retta che congiunge questa al ricevitore (Fig.8). Nell'ipotesi che l'angolo subisca piccole variazioni, cioè la direzione del moto della sorgente si discosti di poco dalla retta RS indicata in figura 8, la misura di f_r e la conoscenza a priori di f_s e c consentono il calcolo della velocità v in ogni istante di tempo (eq.1) e quindi la soluzione del nostro problema. Henning e Nicol (3) hanno descritto una apparecchiatura ad effetto Doppler che utilizza un emettitore di ultrasuoni a 25 kHz, dal peso di 50 g, incluse le batterie, e quindi portato dal soggetto senza difficoltà. La distanza massima consentita tra ricevitore e trasmettitore è piuttosto ridotta e varia fra i 20 e i 50 m a seconda delle condizioni ambientali (temperatura e umidità dell'aria). Va sottolineato che ciò rappresenta un serio limite in molte



applicazioni, superabile in parte utilizzando una batteria di ricevitori distribuita lungo il percorso dell'atleta.

Un gruppo giapponese ha presentato un sistema a microonde (4). In questo caso funge da trasmettitore passivo il corpo stesso dell'atleta che riflette le onde provenienti da un trasmettitore attivo stazionario. I vantaggi di questa apparecchiatura rispetto a quella descritta precedentemente consistono in un campo di misura superiore ai 100 m e nel fatto che l'atleta non deve portare su di sé nessuna apparecchiatura. Gli svantaggi sono: la utilizzazione di una tecnologia più complessa e costosa, interferenze da parte di altri corpi riflettenti in movimento nel campo di irradiazione della microonda ed un segnale rumoroso dovuto alle diverse risposte evocate dai segmenti corporei che si muovono con velocità istantanee diverse.

2.4 Misure dirette dei movimenti articolari

L'analisi del movimento relativo fra segmenti corporei adiacenti, cioè della cinematica articolare, è uno dei problemi centrali della biomeccanica del movimento. Ad una sua considerevole importanza applicativa si associano non poche difficoltà sia di carattere concettuale sia sperimentale ed analitico. Ma di questo ci occuperemo in altra occasione. Per il momento e, coerentemente con l'obiettivo di questo articolo, desideriamo descrivere metodi semplici e di applicazione immediata.

Secondo l'anatomia funzionale, i movimenti articolari essenziali sono tre rotazioni sui piani anatomici: flessione-estensione (piano sagittale), adduzione-abduzione (piano frontale), rotazione esterna-interna (piano trasversale). Questa nomenclatura subisce qualche modifica con riferimento a specifiche articolazioni. La misura diretta di queste rotazioni si ottiene tramite sistemi goniometrici. Fra quelli già descritti in letteratura se ne possono distinguere due categorie:

- 1) gli elettrogoniometri, e
- 2) i goniometri a ultrasuoni.

Gli elettrogoniometri sono costituiti da una struttura di aste incernierate con caratteristiche cinematiche simili a quelle dell'articolazione in esame. Le aste vengono rese solidali ai due segmenti corporei adiacenti in modo che il loro movimento relativo riproduca quello degli stessi segmenti e perciò la cinematica articolare. A livello delle cerniere vengono montati uno o più potenziometri rotazionali la cui resistenza elettrica varia in funzione dell'angolo formato fra le aste che comandano, rispettivamente, il corpo e l'asse del potenziometro stesso. Sono stati costruiti elettrogoniometri che misurano uno, due o tutti e tre i movimenti angolari dell'articolazione. Se si desidera misurare la cinematica articolare di più articolazioni, oltre ad usare più elettrogoniometri del tipo appena descritto, è possibile fare ricorso ai cosiddetti esoscheletri. Si tratta di strutture meccaniche aventi caratteristiche cinematiche simili a quelle di un intero arto (Fig.9).

La progettazione di queste apparecchiature deve soddisfare le seguenti esigenze fondamentali:

- a) il cinematismo meccanico deve avere gli stessi gradi di libertà dell'articolazione analizzata al fine di non costringere in nessun modo il movimento di quest'ultima. Ciò si ottiene attraverso l'inserimento nella struttura di giunti elastici, accoppiamenti telescopici, ecc. Non deve, inoltre, essere sede di attriti significativi.
- b) L'apparecchiatura deve essere sufficientemente leggera.
- c) Gli angoli misurati devono essere il più possibile rappresentativi degli angoli anatomici.
- d) L'ancoraggio della struttura meccanica ai segmenti corporei deve essere sufficientemente rigido ed, al tempo stesso, tale da non compromettere significativamente la funzione muscolare.

I potenziometri forniscono dunque segnali analogici proporzionali agli spostamenti angolari. Cavi flessibili portano il segnale alle opportune apparecchiature elettroniche di amplificazione e registrazione. Quando il soggetto si sposta in spazi relativamente grandi è auspicabile l'uso della telemetria, cioè della trasmis-

sione del segnale elettrogoniometrico alla stazione di registrazione per mezzo di onde radio.

I sistemi elettrogoniometrici permettono di ottenere informazioni inerenti ai movimenti articolari in modo semplice ed immediato e consentono la raccolta di una grande quantità di dati. In atti motori periodici, questi sistemi permettono l'analisi di un numero elevato di cicli successivi e perciò la rappresentazione degli stessi in termini statistici.

La precisione degli elettrogoniometri è condizionata dai seguenti fattori:

- 1) gli assi di rotazione dei potenziometri non coincidono esattamente con gli assi di rotazione dell'articolazione in esame;
- 2) l'interposizione dei tessuti molli fra meccanismo elettrogoniometrico ed il

sottostante sistema scheletrico comporta movimenti relativi fra questi che introducono artefatti nella misura. Lo stesso effetto è generato dalla contrazione muscolare.

Gli elettrogoniometri in grado di misurare tre angoli per ogni articolazione sono troppo pesanti per poter essere utilizzati durante esercizi fisici che comportano movimenti ad alta velocità. Nell'analisi biomeccanica di gesti sportivi la misura di un solo singolo articolare, quello prevalente, è molto spesso sufficiente. Uno strumento che si presta bene a questo tipo di applicazione è quello realizzato presso il Politecnico di Torino (6). Esso è applicabile a qualunque articolazione dell'arto superiore o inferiore e pesa solo 51 grammi. L'ancoraggio ai segmenti

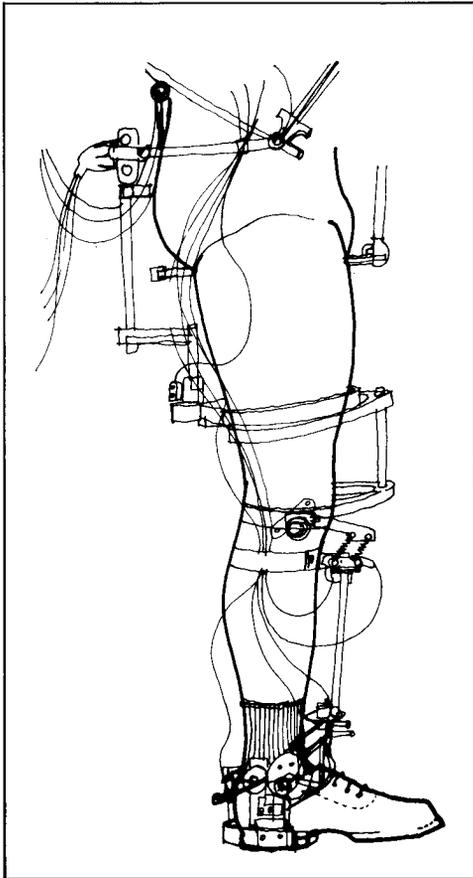


Fig. 9 - Esoscheletro per la registrazione della cinematica dell'arto inferiore. Modificato da (5).

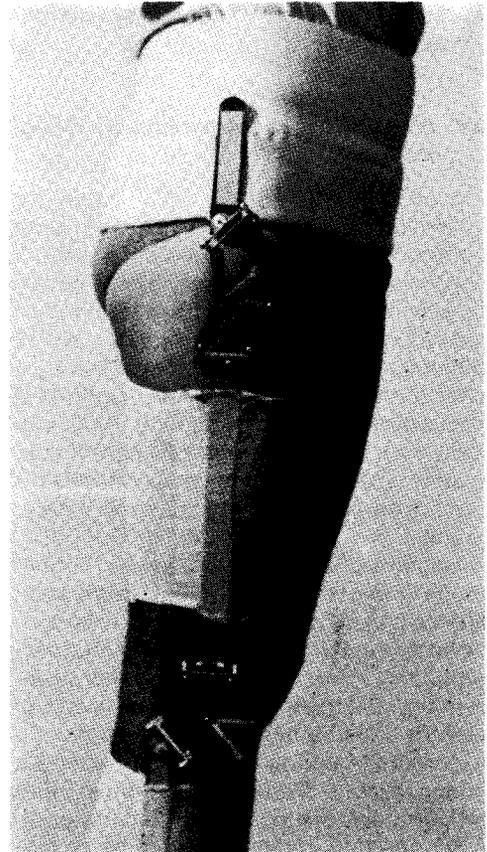


Fig. 10 - Elettrogoniometro del Politecnico di Torino (6) per la misura dell'angolo di flessione-estensione dell'anca e del ginocchio.

corporei, aspetto critico, come si è già detto, in questo tipo di metodica, è realizzato tramite una guaina elastica recante una tasca longitudinale nella quale è infilata una striscia di gomma magnetica; quest'ultima si accoppia per semplice contatto con una delle due lamine flessibili dell'elettrogoniometro (Fig.10). Questo sistema garantisce una elevata superficie di contatto con la cute e perciò una forza di accoppiamento alta associata a basse pressioni. Grazie a ciò, al peso ridotto ed alla elasticità dei collegamenti arto-strumento, il disturbo arrecato al soggetto nel compiere il movimento è minimo. Associando a questo elettrogoniometro un sistema di teletrasmissione dei dati, si ottiene uno strumento assai valido nella valutazione di gesti sportivi. Se questi ultimi sono ciclici, l'elettrogoniometro permette di misurarne il periodo. Nella corsa, per esempio, è possibile ottenere il periodo di doppio passo essen-

do questo uguale al periodo di ricorrenza dei valori angolari di una qualunque articolazione dell'arto inferiore o superiore.

Henning et al. (7) hanno proposto un goniometro ad ultrasuoni (Fig.11). Una sorgente (S) ed un ricevitore di ultrasuoni (R) vengono montati rispettivamente sul segmento prossimale e su quello distale della articolazione analizzata. La differenza fra la fase dell'onda emessa e quella dell'onda ricevuta è proporzionale alla distanza fra S ed R. Conoscendo la posizione di S ed R rispetto al centro articolare C è possibile calcolare l'angolo formato dai segmenti SC ed RC. Avendo preso le opportune precauzioni, questo angolo può essere rappresentativo di un angolo articolare. Si tratta di una apparecchiatura abbastanza economica e di semplice utilizzazione, seppure rimane il problema del trasferimento del segnale alla stazione di registrazione. Gli svantaggi consistono in una elevata sensibili-

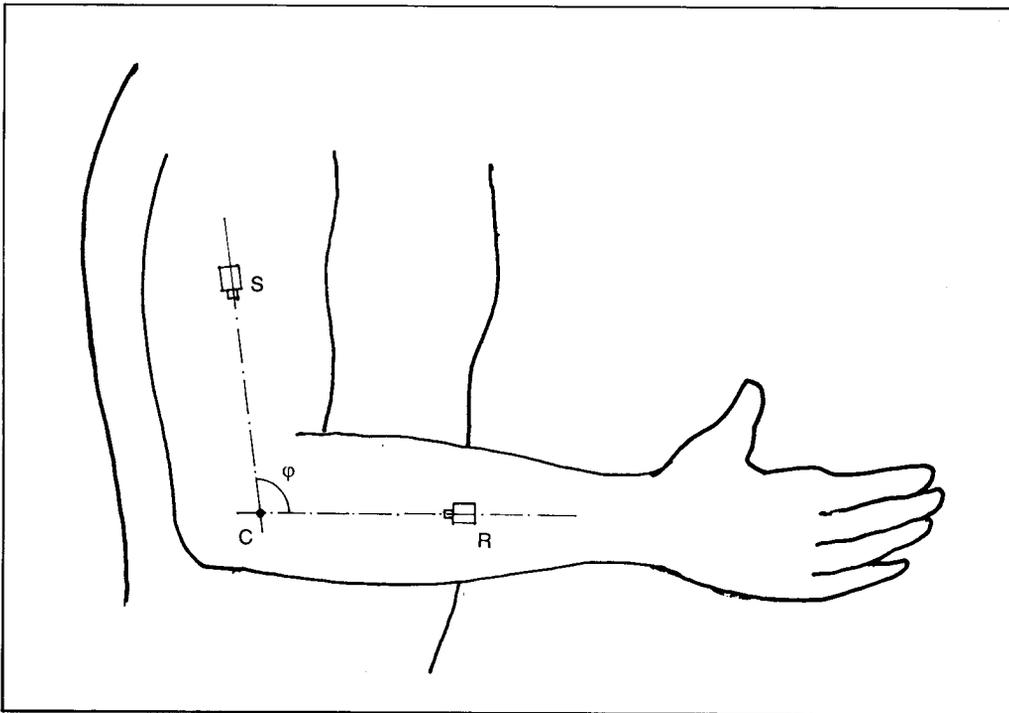


Fig. 11 - Goniometro a ultrasuoni. S = sorgente sonora, R = ricevitore, C = centro articolare, φ = angolo misurato.

tà al movimento dei tessuti molli rispetto al sistema scheletrico e nella impossibilità di separare gli effetti sulla misura dei tre possibili spostamenti angolari articolari. La utilizzazione di questo metodo è

da considerarsi limitata ad articolazioni con un grado di libertà prevalente rispetto agli altri, quali le articolazioni del ginocchio e del gomito.

Indirizzo dell'Autore:

Ing. Aurelio Cappozzo
Laboratorio di Biomeccanica
Ist. Fisiologia Umana
Università degli Studi "La Sapienza"
Piazzale Aldo Moro
Roma

Bibliografia

1. Wall J.C., Dhanendran M. e Klenerman L.: *A method of measuring the temporal/distance factors of gait*. Biomedical engineering, 12 : 409-412, 1976.
2. Nicol K. e Henning E.M.: *Time-dependent method for measuring force distribution using a flexible mat as a capacitor*. In: Biomechanics VB, edited by P.V.Komi, Baltimore, University Park Press, 1976, p.433.
3. Henning E.M. e Nicol K.: *Velocity measurement without contact on body surface points by means of acoustical Doppler effect*. In: Biomechanics VB, edited by P.V. Komi, Baltimore, University Park Press, 1976, p.449.
4. Inoue Y., Shimada M., Tsujino A. e Goto Y.: *Application of microwaves to continuous measurement of the velocity during sprint running*. In: Biomechanics VIII B, edited by Matsui e K. Kobayashi, Champaign: Human Kinetics Pub., 1983, p. 1097.
5. Lamoreaux L.W.: *Kinematic measurements in the study of human walking*. Bull. Prosthetic Res., BPR 10-15: 3-84, 1971.
6. Gola M.M., Gugliotta A. e Tomaselli L.: *Strumenti per l'analisi semplificata dell'andatura umana*. Tecnica Ospedaliera (10): 92-96, 1983.
7. Henning E.M., Hellmann H.J. e Binker K.: *Ultrasonic devices for kinematic movement analysis*. In Biomechanics VIIA, edited by A. Morecki et al., Baltimore, University Park Press, 1981, p. 483.