

Biomeccanica della marcia atletica

Biomechanics of race-walking

Marco Marchetti, Aurelio Cappozzo, Francesco Felici, Francesco Figura

M. Marchetti

*Laboratory of Biomechanics
Institute of Human Physiology
Medicine Department
University of Rome*

A. Cappozzo

*Laboratory of Biomechanics
Institute of Human Physiology
Medicine Department
University of Rome*

F. Felici

*Laboratory of Biomechanics
Institute of Human Physiology
Medicine Department
University of Rome*

F. Figura

*Laboratory of Biomechanics
Institute of Human Physiology
Medicine Department
University of Rome*

M. Marchetti

Istituto di Fisiologia Umana
Facoltà di Medicina e Chirurgia
Università degli Studi di Roma

A. Cappozzo

Istituto di Fisiologia Umana
Facoltà di Medicina e Chirurgia
Università degli Studi di Roma

F. Felici

Istituto di Fisiologia Umana
Facoltà di Medicina e Chirurgia
Università degli Studi di Roma

F. Figura

Istituto di Fisiologia Umana
Facoltà di Medicina e Chirurgia
Università degli Studi di Roma

Walking is such an usual act in all healthy individuals of the human species that the common man can hardly realize that it represents one of the most qualifying aspects of the motor ability of our species. Learned in child-hood and completely authomatized, it seems such a simple act that many consider it banal. Nor do we realize that it engages, as far as the motor control is concerned, the most sophisticated nervous circuits that the living substance could produce, and that its execution invests almost the entire muscular-skeletal apparatus. Its apparent simplicity is the simplicity

Il camminare è atto così usuale in tutti gli individui sani della specie umana che difficilmente l'uomo comune può rendersi conto che esso rappresenta uno degli aspetti più qualificanti dell'abilità motoria della nostra specie. Appreso fin dall'infanzia e completamente automatizzato, sembra un atto così semplice da farlo apparire, ai più, banale. Né ci si rende conto che esso impegna, per quanto riguarda il controllo motorio, i più sofisticati circuiti nervosi che la materia vivente abbia potuto produrre e che la sua esecuzione investe la quasi totalità dell'apparato muscolare schele-

of the particularly brilliant and refined solutions.

The real reason of the existence of the biped and quadruped locomotion of the living machines, so much more energy expensive in comparison with the use of the wheel, lies in the fact that it is able to adjust itself to the most different grounds, proceeding also where artificial means are forced to halt. Consider then the efficiency of the locomotor solution used by man, who more than any other living creature is able to adjust himself to the most heterogeneous surroundings, overcoming routes which are inaccessible to most other species, meanwhile leaving the head with its sensors at the higher altitude, which is suitable for the exploration of the environment, and the arms free for manipulating things. It is our conviction that the qualifying aspects of the normal human ambulation is that of accomplishing these completely different motor tasks with remarkable reliability in keeping the balance and damping the shock-type impacts with the floor.

We wanted to begin with this introductory speech to enable the audience to understand what the cultural ground of biomechanical research on human ambulation is, the ultimate aim being not only describing the locomotor act but also interpreting it coherently with any other aspect of human Physiology. This is the objective we pursue in the Laboratory of Biomechanics of the Institute of Human Physiology of the University of Rome, and this aim also guided us in our researches on agonistic race-walking, to which we shall refer during this presentation.

As we said before, one characteristic of human ambulation is that of presenting a general pattern of realization so flexible that it adjusts itself to the most different requirements while keeping a high reliability as far as bodily integrity is concerned. Race-walking can be considered as a special adaptation of normal ambulation in which, while still having to respect some of the characteristic aspects of walking, such as the double stance phase, the maximum progression speed is pursued, respecting the con-

trico. La sua apparente semplicità è la semplicità delle soluzioni particolarmente brillanti e raffinate.

La vera ragion d'essere della locomozione bipede o quadrupede delle macchine viventi, così più dispendiosa di energia rispetto all'impiego della ruota, sta nel fatto che essa è in grado di adattarsi ai più diversi terreni procedendo anche là dove i mezzi artificiali sono costretti ad arrestarsi. Si consideri quanto dunque efficace è la soluzione locomotoria operata dall'uomo che più di ogni altro essere vivente è capace di adattarsi agli ambienti più fra loro eterogenei, superando percorsi impervi alla maggior parte delle altre specie e tutto ciò lasciando il capo con i suoi sensori alla quota più alta, come è conveniente per l'esplorazione dell'ambiente e le braccia libere e specializzate per poter manipolare cose. Noi siamo convinti che aspetto qualificante della locomozione umana normale sia quello di poter adempiere questi così disparati compiti motori con enorme affidabilità nel mantenere l'equilibrio e nell'ammortizzare gli urti che potrebbero prodursi nell'impatto con il terreno.

Tutto questo discorso introduttivo lo abbiamo voluto premettere per far comprendere all'uditorio quale sia il terreno culturale su cui si muove l'indagine biomeccanica della locomozione umana nell'intento di darne non solo descrizione ma interpretazione coerente con ogni altro aspetto della Fisiologia Umana. Tale è l'intento che perseguiamo nel Laboratorio di Biomeccanica dell'Istituto di Fisiologia Umana dell'Università di Roma e che ci ha guidati anche nelle ricerche sulla marcia agonistica di cui riferiremo nel corso di questa esposizione.

Si è detto prima che una caratteristica della locomozione umana è quella di presentare un quadro generale di attuazione così flessibile da adattarsi alle esigenze più disparate conservandosi in ogni caso l'elevata affidabilità per quanto concerne l'integrità corporea. La marcia atletica può essere considerata come speciale adattamento del normale programma deambulatorio laddove, pur dovendosi rispettare alcuni degli aspetti caratteristici del camminare, come la

straint that the power required by the muscles remains below its maximum. From a merely naturalistic point of view, race-walking represents somehow a strain or, at least, an improper use of a particular type of gait, which should be used with economy speeds of 4-5 km/h, while running represents the optimum choice for higher speeds. Of course the eminently entertaining finality of the sports activities makes it possible to grant the full dignity of an athletic event to such a sophisticated game as « race-walking ». From our point of view the study of this special motor activity has been seen as a means to point out the flexibility of the human ambulation program and to study which characteristics of the normal program can be given up or which of them have such prominent peculiarities that they must be maintained also in such forced conditions. We realize, however, that we are expounding our description to an audience which is more interested in the attaining of records than in general theoretical biological considerations, and since we believe that this professional interest is justified in this context, it is our intention not to disappoint it, and that is why we shall illustrate the possibilities of future researches.

A description of the special kinematics adopted by race-walkers was made by Elson (1967) on the ground of the analysis of the stroboscopic and cinematographic images obtained by taking the athlete from different visual angles. The author interprets the race-walker's kinematics as an adaptation of the six factors that Saunders, Inman and Eberhart (1953) called determinants of human gait on the ground of the following considerations. Man walks rhythmically raising and lowering his center of gravity. We could hypothesize that a rigid body proceeding on a level floor at a medium constant speed with a compass gait could proceed, in conditions of steady state, with minimum energetic expenditure, since the potential energy accumulated when the center of gravity is at the highest level changes into kinetic energy during its lowering and vice versa, similarly to what happens during the oscillation of a pendulum. Such a gait

fase di doppio appoggio, si voglia però spingere al massimo la velocità di progressione, rispettando il vincolo che la potenza richiesta ai muscoli resti al di sotto della massima aerobica. Da un punto di vista puramente naturalistico, la marcia atletica rappresenta in qualche modo una forzatura o quanto meno un impiego improprio di un particolare tipo di andatura che è chiaramente previsto per velocità di economia dell'ordine di 4-5 km/h, laddove la corsa rappresenta la scelta ottimale per alte velocità.

Naturalmente le finalità eminentemente ludiche delle attività sportive consentono di conferire piena dignità di atto atletico ad un gioco così sofisticato com'è quello di « camminare di corsa ». Dal nostro punto di vista, lo studio di questa speciale attività motoria è stato affrontato come un mezzo per porre in evidenza la flessibilità del programma deambulatorio umano e di studiare quali caratteristiche del normale programma siano rinunciabili o quali abbiano carattere così preminente da essere conservate anche in condizioni così forzate. Ci rendiamo conto, peraltro, di esporre la nostra descrizione ad un pubblico più interessato alla conquista di records che a generali e teoriche considerazioni biologiche, e poiché tale interesse professionale consideriamo in questa sede giustificatissimo, è nostra intenzione di non deluderlo almeno illustrando le possibilità di future ricerche.

Una descrizione della speciale cinematica adottata dagli atleti della marcia è stata effettuata da Elson (1967) sulla base dell'analisi di immagini stroboscopiche e cinematografiche ottenute riprendendo l'atleta da diverse visuali. L'autore interpreta la cinematica del marciatore come un adattamento dei sei fattori che Saunders, Inman e Eberhart (1953) hanno denominato determinanti del passo umano sulla base delle seguenti considerazioni. L'uomo cammina innalzando ed abbassando ritmicamente il suo baricentro. Si potrebbe ipotizzare che un corpo rigido che procedesse in piano a velocità media costante con un'andatura a compasso, possa procedere, in condizioni di regime, con minima spesa energetica trasformando-

would involve sharp variations of motion (high accelerations) that would make race-walking unendurable because of the heavy mechanical stresses brought to the skeletal structure, the viscera and the sense organs (mainly eyes and labyrinth), not to mention the difficulties of keeping balance. For this reason it is convenient that the trajectory of the center of gravity be made as smooth as possible by making it sinusoidal. This is accomplished by rotations of the pelvis in the frontal and horizontal planes, the accommodative knee flexion during the first stance phase of the leg, the rotation of the ankle and the lateral displacement of the pelvis. It should be noted that the avoidance of anelastic shocks is useful from an energy recovery point of view as well. This is because when shocks occur a certain quantity of mechanical energy is converted into heat. Energy recovery is particularly effective at a progression speed of 4-5 km/h (Ralston and Lukin, 1969; Cavagna, 1978). According to Elson, race-walking is characterized by the accentuation of all the aforementioned determinants, except for the accommodative knee flexion, which is in contrast with the rule which mandates that the leg be straightened during stance. At the same time the race-walker performs a series of movements of the upper limbs that have the purpose of:

- 1) producing inertial forces which apply to the trunk a movement opposed to that produced by the inertial forces due to the leg movements;

- 2) having the excursion of the arm movements increased in comparison with normal ambulation to counterbalance the increased accelerations of the lower part of the body, we need, however, to limit the vertical component of the inertial forces that would tend to lift the athlete from the ground (in short to make him run); this is accomplished by the raising movement of the shoulders that acts as a « filter » as regards to the aforementioned vertical components.

The description offered by Elson is doubtlessly very interesting, and his interpretation is ingenious; but it is sub-

si l'energia potenziale accumulata allorché il baricentro assume la quota più elevata in energia cinetica durante la ricaduta di questo e viceversa in modo analogo a quanto avviene durante le oscillazioni di un pendolo. Una siffatta andatura comporterebbe brusche variazioni di moto (elevate accelerazioni) che renderebbero la marcia insostenibile apportate alle strutture scheletriche, per le gravi sollecitazioni meccaniche apportate alle strutture scheletriche, di visceri ed agli organi di senso (principalmente occhi e labirinto), per non parlare delle difficoltà di mantenimento dell'equilibrio. Per questi motivi è opportuno che la traiettoria del baricentro sia resa quanto più possibile « smorzata » rendendola sinusoidale. A far ciò adempiono le rotazioni della pelvi sul piano frontale ed orizzontale, la flessione accoglitiva del ginocchio durante la prima fase di appoggio della gamba, la rotazione della caviglia e lo spostamento laterale della pelvi. E' da notare che il rendere le traiettorie del baricentro le più sinusoidali possibile serve anche ad evitare urti, certamente anelastici, e dunque trasformazioni di energia meccanica in calore. Il risparmio di energia si rende particolarmente efficace a velocità di progressione di 4-5 km/h per cui queste divengono velocità di economia (Ralston e Lukin, 1969; Cavagna, 1978). Secondo Elson la marcia atletica si caratterizza per un'accentuazione di tutti i determinanti sopra menzionati, eccezion fatta per la flessione accoglitiva del ginocchio che contrasta con la norma di regolamento che impone di mantenere la gamba in appoggio estesa. Simultaneamente il marciatore compie una serie di movimenti degli arti superiori che hanno il significato di:

- 1) generare forze d'inerzia che applicano sul tronco un momento opposto a quello prodotto dalle forze di inerzia dovute ai movimenti delle gambe;

- 2) essendo l'escursione dei movimenti delle braccia aumentata rispetto alla normale deambulazione, per controbilanciare le maggiori accelerazioni assunte dalla parte inferiore del corpo, bisogna tuttavia limitare la componente verso l'alto delle forze d'inerzia che tenderebbero a staccare l'atleta dal suo-

stantially qualitative and insufficient to the aims we pursue.

If, for example, we want to spot the characteristics of the style of a certain subject, whom we believe particularly able, we have to measure the most relevant mechanic quantities.

In the biomechanical study of human locomotion this can be accomplished if we consider that the human body is formed by rigid segments which are conveniently articulated with one another, as shown in Fig. 1. If we measure the displacement of some of the relevant points of this structure as a function of time, it is easy to calculate, applying the laws of mechanics, the trajectory of each segment, the forces that act on it, and the work that these forces do.

In our laboratory we measure the displacement of the relevant points by applying on them diodes that flash at regular intervals. The subject walks on a pathway conveniently equipped to measure the step phase duration. If we place four cameras as shown in Fig. 2, we are able to determine through a stereophotogrammetric technique the position in space of each diode during the emission of light. We obtain therefore a

lo (in definitiva a farlo correre); a ciò adempie il movimento di innalzamento delle spalle che funge da « filtro » rispetto alle suddette componenti verticali.

La descrizione presentata da Elson è indubbiamente molto interessante, come ingegnosa è la sua interpretazione; sono però considerazioni sostanzialmente qualitative e come tali insufficienti per i fini che ci proponiamo. Se, per esempio si vogliono individuare le caratteristiche dello stile di un determinato soggetto, che supponiamo particolarmente abile, bisogna procedere alla misura delle grandezze meccaniche di maggior rilievo. Nello studio biomeccanico della locomozione umana ciò viene attuato considerando il corpo umano come costituito da segmenti rigidi tra loro opportunamente articolati, come rappresentato nella Fig. 1. Misurando lo spostamento in funzione del tempo di alcuni punti rilevanti di questa struttura, è facile calcolare, applicando le leggi della meccanica, la legge di moto di ciascun segmento, le forze che su di esso agiscono ed il lavoro che quest'ultime compiono.

Nel nostro Laboratorio lo spostamento

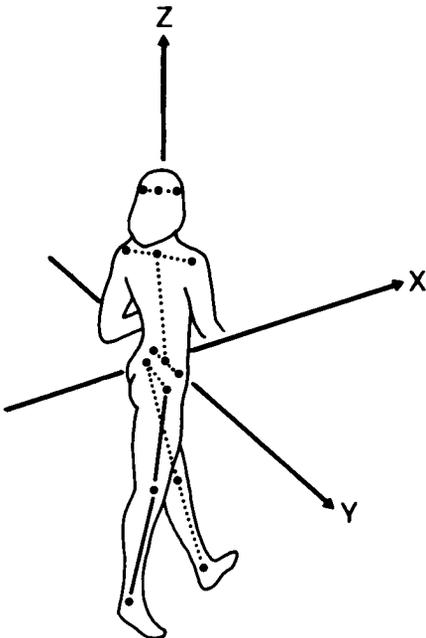


Fig. 1 - Modello meccanico del corpo. I contrassegni venivano applicati in corrispondenza delle seguenti strutture anatomiche: centro del processo zigomatico, acromion, spina iliaca anteriore superiore, grande trocantere, centro dell'epicondilo femorale esterno, malleolo esterno. In alcune prove sono stati applicati contrassegni anche al gomito ed al polso.

Fig. 1 - Mechanical model of the body. Markers were applied to the following anatomical landmarks: the zygomatic process center, the acromion process, the anterior superior spine of the ilium, the greater trochanter, the external femoral epicondylum center, the external malleolus. In some tests markers were also applied to the elbow and wrist.

measure, in the three dimensions of space, of the displacement of the examined body segments as a function of time. To this purpose the photograms of each camera are read through a Digitizer (HP 9874A) connected with a Desk Computer (HP 9845A) which calculates the examined mechanical quantities of which it gives a graphic description, being connected with a Plotter (HP 9872).

Recently the instrumentation has been completely automatized (see Fig. 3), since the position of the light-emitting diodes is read directly by convenient sensors, in accordance with a technique planned and set up by our research group (Leo and Macellari, 1981). Thus, we can save us the long and boring operation of reading the photograms on the Digitizer, and the whole procedure (from the execution of the locomotion test to the graphic description of the examined quantities does not take more than a few minutes.

The measurements techniques have a high precision. The error is less than 3 mm. in a measurement field of 3x2x2 m.

The force exchanged by the subject's foot with the floor is measured through a force platform.

The race-walkers on which the kinematic measurements were made (4 subjects: two males and two females) were repeatedly examined during level ambulation, running and race-walking at different speeds.

Both in ambulation and in race-walking the increase of speed of progression is obtained through an increase of step length and cadence. Grieve (1968) proposed the following formula that relates step length (L') and speed (V') both normalized with respect to the subject's stature

$$L' = 0.9 \times V'^{0.4}$$

The corresponding values of step length and speed noticed in our subjects during normal ambulation, race-walking and running are shown in Fig. 4. As we can see, both in ambulation and in race-walking the data agree with the equation proposed by Grieve (dotted line). During running, on the contrary, the data

dei punti rilevanti viene misurato applicando su questi diodi che lampeggiano a frequenza regolare. Il soggetto cammina su un percorso opportunamente attrezzato per rilevare le fasi del passo. Disponendo quattro camere fotografiche puntate come indicato in Fig. 2 si determina con metodo stereofotogrammetrico la posizione nello spazio di ciascun diodo al momento dell'emissione del tempo. Si ottiene pertanto una misura nelle tre dimensioni dello spazio degli spostamenti che i vari segmenti corporei considerati effettuano in funzione del tempo.

A tal fine i fotogrammi di ciascuna camera vengono letti con un Digitizer (HP 9874A) collegato con un Desk Computer (HP 9845A) che calcola le grandezze meccaniche considerate di cui dà rappresentazione grafica essendo collegato ad un Plotter (HP 9872).

Recentemente la strumentazione è stata completamente automatizzata (vedi Fig. 3), essendo la posizione dei diodi emettitori letta direttamente da opportuni sensori, secondo una tecnica ideata e messa a punto da alcuni del nostro gruppo di ricerca (Leo e Macellari, 1981). Si risparmia in tal modo la pur sempre lunga e tediosa operazione di lettura dei fotogrammi al Digitizer, e l'intera procedura (dall'esecuzione della prova di locomozione fino alla rappresentazione grafica delle grandezze in esame) non comporta più che pochi minuti.

Le tecniche di misura da noi messe a punto hanno elevata precisione (errore sulle misure spaziali di meno di 3 mm in un campo di misura di 3x2x2 m).

Le forze scambiate dal piede del soggetto con il terreno vengono misurate mediante piattaforma di forza. Gli atleti marciatori su cui abbiamo condotto le misure di cinematica (4 soggetti di cui 2 maschi e 2 femmine) sono stati esaminati reiteratamente durante l'esecuzione di prove di normale deambulazione o di corsa o di marcia atletica a varie velocità e in piano.

Sia nella deambulazione normale che nella marcia atletica l'aumento della velocità di progressione si ottiene per aumento della lunghezza del passo e della cadenza di questo. Al fine di confrontare soggetti aventi diverse stature

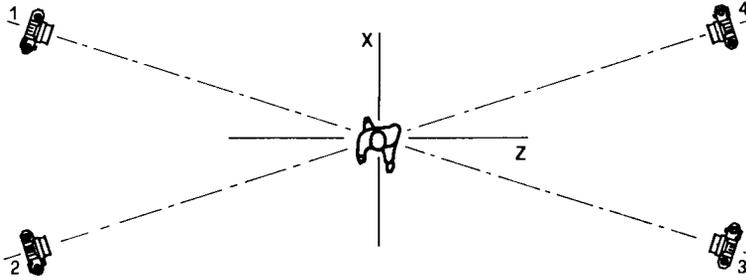


Fig. 2 - Apparato sperimentale per la misura stereofotogrammetrica della cinematica corporea.

Fig. 2 - Experimental set up for the stereophotogrammetric measurement of body kinematics.

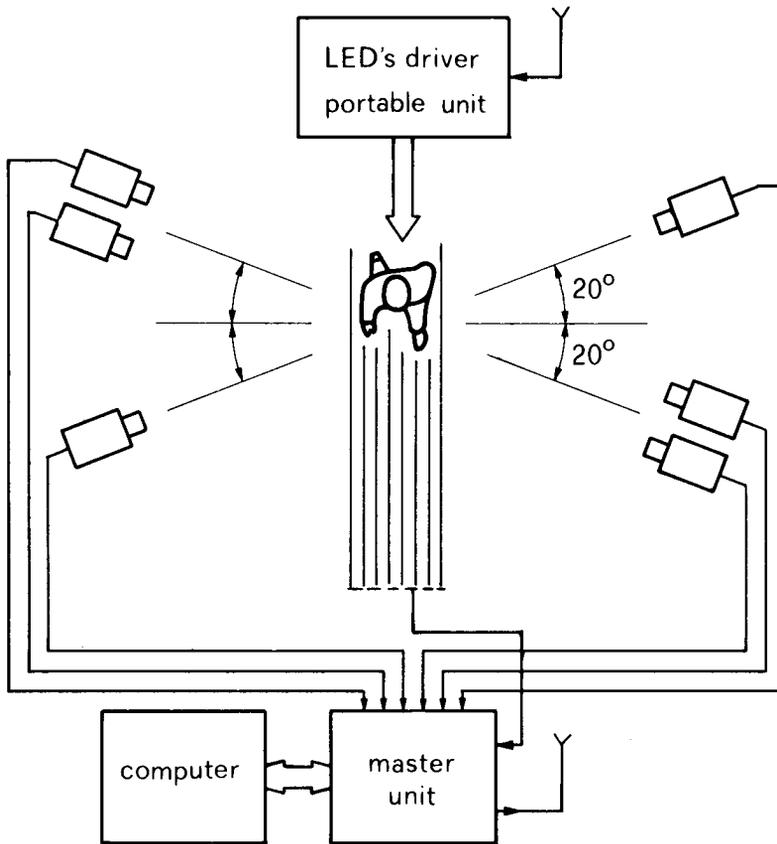


Fig. 3 - Sistema di acquisizione automatica di dati cinematici (CoSTEL). Sei sensori ottici sono opportunamente disposti nel campo di misura. Il soggetto che compie l'esercizio fisico porta, sui designati repere anatomici, diodi luminosi (LED). I sensori, eccitati dall'emissione dei diodi, forniscono una risposta che dipende dalla posizione di questi ultimi. Il computer, utilizzando le informazioni direttamente ricevute dai sei sensori ed un opportuno algoritmo di calcolo, fornisce le tre coordinate istantanee dei repere anatomici.

Fig. 3 - Automatic acquisition system for kinematic data (CoSTEL). Six optical sensors are suitably placed in the measurement field. The test subject carries on the designated anatomical landmarks light emitting diodes (LED). The sensors, excited by the diode light emission, give a response which depends on the position of this diode. The computer, using the information directly supplied to it by the sensors and a suitable mathematical algorithm, yields the three instantaneous coordinates in the laboratory space of the anatomical landmarks.

fit another regression curve. This means that from the point of view of the spacial temporal parameters of the step race-walking does not differ substantially from normal ambulation: increasing the speed the increase of frequency of the steps is greater than of their length. As it was to be expected running obeys a rather different strategy.

The lengthening of the stride in race-walking is obtained both by increasing the excursion of the rotational movements around the hip and the knee and by increasing the rotation of the pelvis in the horizontal plane. It must be noted though that in this connection remarkable individual differences due to style differences can be observed.

*As an example, the rotations that an athlete performs around the hip and the knee during ambulation and race-walking are shown in *ig. 5*: as we see, the increase of rotations in passing from the usual gait to athletic gait is modest (5° around the hip and 15° around the knee).*

*The accomodative knee flexion which follows the stance phase is considerably reduced during race-walking in comparison with ambulation. It seems reasonable to ascribe this phenomenon to the hyperextension that the athlete performs in order to lengthen the stride and to conform to the race-walking rules. But the lack of such a shock absorber is not without risks for the joints of the leg, owing to the greater forces transmitted to the floor during race-walking in comparison with ambulation. As *ig. 6* shows, the vertical and horizontal components fo the forces exchanged by the athlete with the floor during race-walking are not dissimilar to those engendered in running and are approximately doubled in comparison with ambulation.*

*The tactics adopted by the athlete is shown in *Fig. 7* by the stick diagrams drawn by the computer: the modest increase of thigh rotation conveniently combined with that of the leg accounts for about half of the stride legth incerase. The larger rotation of the pelvis in the horizontal plane (approximately quadruplicated in race-walking in comparison with ambulation) equally con-*

risulta conveniente rapportare la lunghezza del passo e la velocità a questo carattere antropometrico. Grieve (1968) ha individuato la relazione che lega le due grandezze così normalizzate nel corso della normale deambulazione

$$L' = 0.9 \times V^{0.4}$$

(dove L' è la lunghezza del passo normalizzata alla statura e V' la velocità di progressione normalizzata alla statura.

Nella *Fig. 4* sono riportati i corrispondenti valori della lunghezza del passo e della velocità riscontrate nei nostri soggetti durante deambulazione, marcia e corsa. Come si vede sia nel caso della deambulazione che in quello della marcia i dati sono in accordo con l'equazione proposta da Grieve (linea tratteggiata). Nella corsa, invece, i dati sono decisamente allineati su altra curva di regressione. Ciò significa che dal punto di vista dei parametri spaziali e temporali del passo la marcia atletica non si differenzia sostanzialmente dalla normale deambulazione: aumentando la velocità, l'incremento della frequenza dei passi è maggiore di quello della loro lunghezza. Com'era del resto prevedibile a priori, la corsa obbedisce ad una strategia alquanto diversa.

L'aumento di lunghezza del passo nella marcia atletica viene ottenuto sia incrementando l'escursione dei movimenti di rotazione all'anca e al ginocchio sia aumentando le rotazioni che il bacino compie nel piano orizzontale. Si deve far rilevare però che a questo riguardo si osservano notevoli differenze interindividuali dovute a differenze di stile.

Nella *Fig. 5* sono presentati a titolo esemplificativo le rotazioni che un atleta effettua all'anca e al ginocchio nella deambulazione e nella marcia: come si vede l'incremento delle rotazioni passando dalla usuale andatura a quella atletica è modesto (5° all'anca e 15° al ginocchio).

La flessione accoglitiva al ginocchio che segue l'appoggio del piede a terra risulta durante la marcia notevolmente ridotta rispetto alla deambulazione. E' ragionevole attribuire questo fenomeno all'iperestensione che l'atleta effettua al fine di allungare il passo e di conformarsi alle regole della marcia. Ma

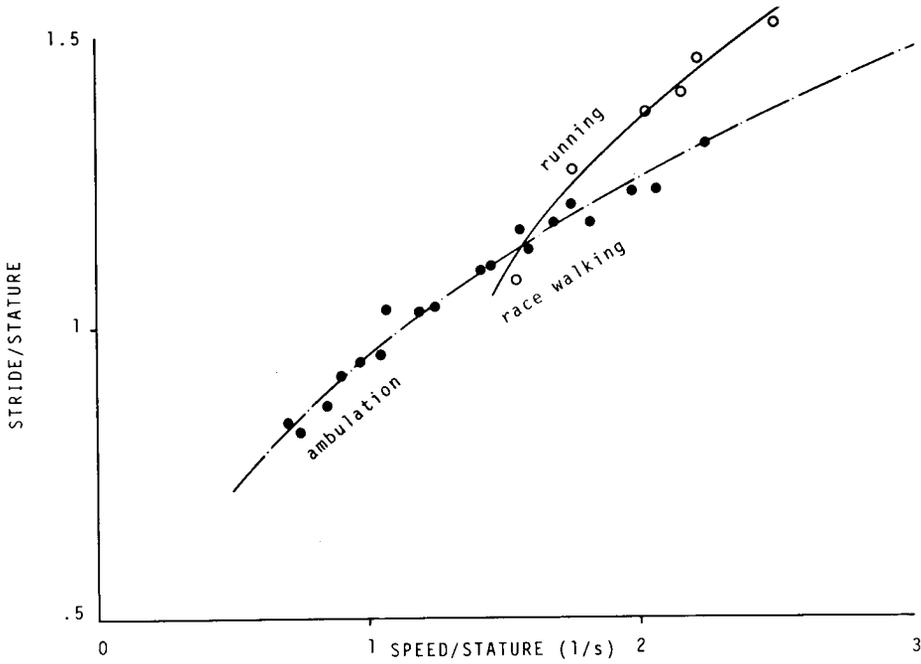


Fig. 4 - Rapporto tra lunghezza del doppio passo/statura e velocità di progressione/statura. Deambulazione e marcia atletica (cerchi pieni), corsa (cerchi vuoti).

Fig. 4 - Relationship between stride length/stature and progression speed/stature. Ambulation and race walking (full circle) running (empty circle).

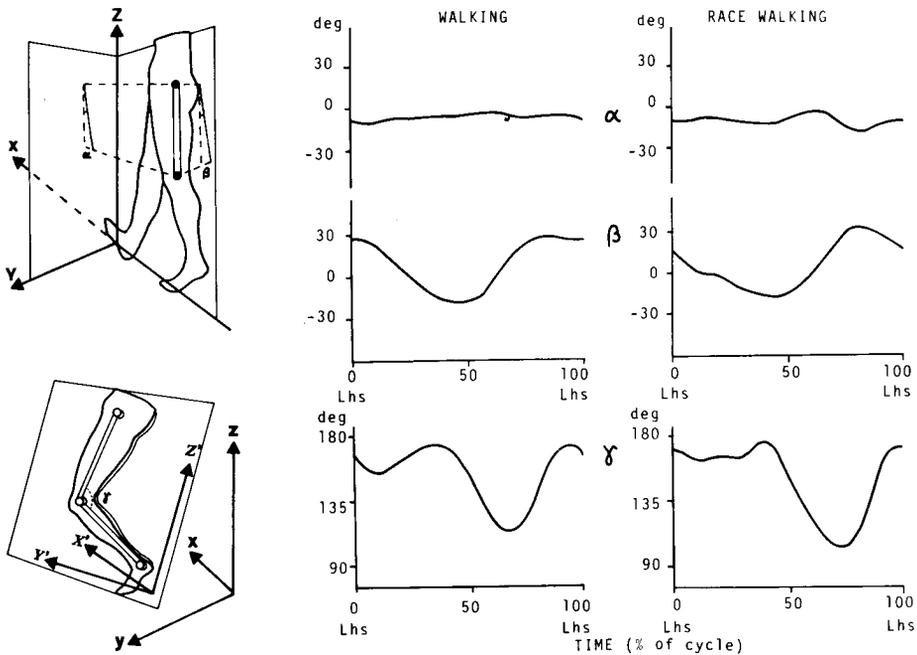


Fig. 5 - Sopra: Rotazione della coscia nei piani frontale (α) e sagittale (β); sotto: Flesso-estensione all'articolazione del ginocchio.

Fig. 5 - Top: Thigh rotations in frontal (α) and sagittal (β) plane; bottom: Flexion-extension at knee joint.

tributes to the lengthening of the stride: when the subject's foot touches the floor the leg is completely extended and the pelvis is rotated with the homolateral hip forwards; in the following phase the pelvis counterrotates bringing forward the hip of the tilting leg which in this way is sensibly more forward when it touches the floor than it would be without this pelvic move-

la mancanza di questo meccanismo di ammortizzamento degli shock non è esente da rischi per le articolazioni della gamba tenuto conto anche che nella marcia le forze trasmesse al suolo sono molto maggiori di quelle scambiate durante la deambulazione. Come risulta dalla Fig. 6 le componenti verticali ed orizzontali delle forze scambiate dall'atleta con il terreno sono nella marcia

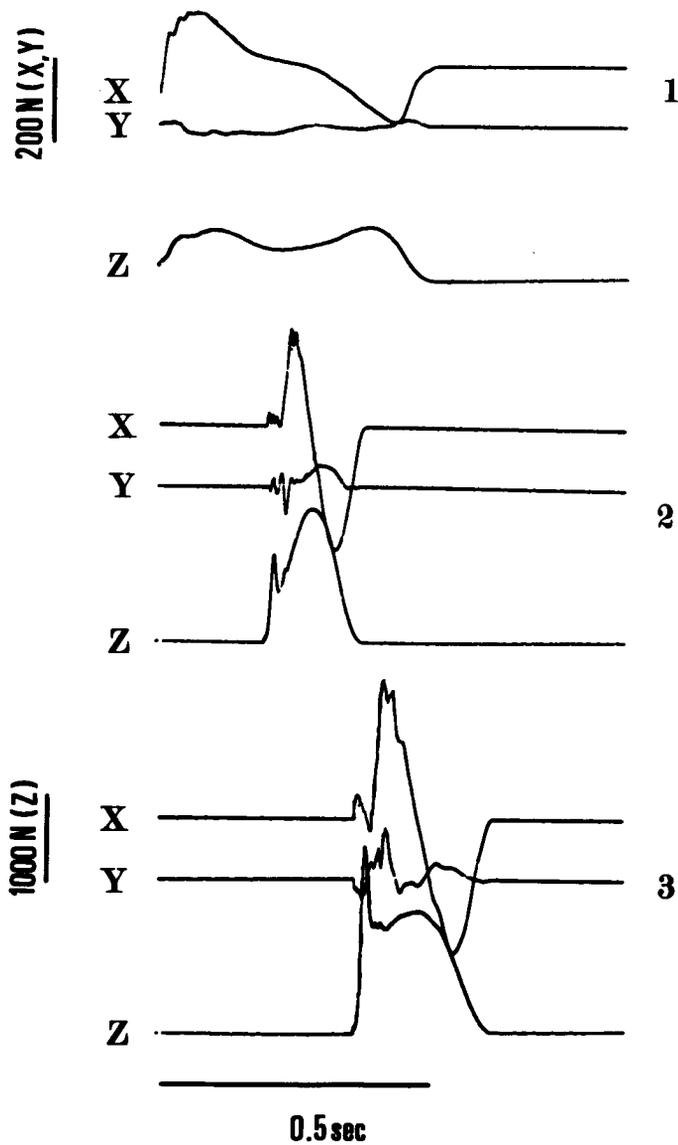


Fig. 6: Componenti della reazione vincolare nella direzione anteroposteriore (X), latero-laterale (Y) e verticale (Z) durante deambulazione (1), marcia atletica (2) e corsa (3).

Fig. 6 - Ground reaction components in the anteroposterior (X), latero-lateral (Y) and vertical (Z) direction during ambulation (1), race walking (2) and running (3).

ment. At the same time the pelvis performs rotational movements in the frontal plane which are much more enhanced in race-walking than in ambulation. As Elson (*loc. cit.*) had pointed out, both these rotations have the purpose of making the trajectories of the mid-points of the pelvis softer and of reducing their amplitude of excursion.

During ambulation, owing to the movement of the legs, the pelvis is sub-

non dissimili da quelle generate durante la corsa e risultano circa raddoppiate rispetto alla deambulazione.

Nella Fig. 7 la tattica adottata dall'atleta è indicata dagli «stick diagrams» disegnati dal calcolatore: il pur modesto aumento di rotazione della coscia opportunamente associato a quello della gamba rende conto di circa metà dell'aumento di lunghezza del passo. L'incremento di rotazione del bacino nel

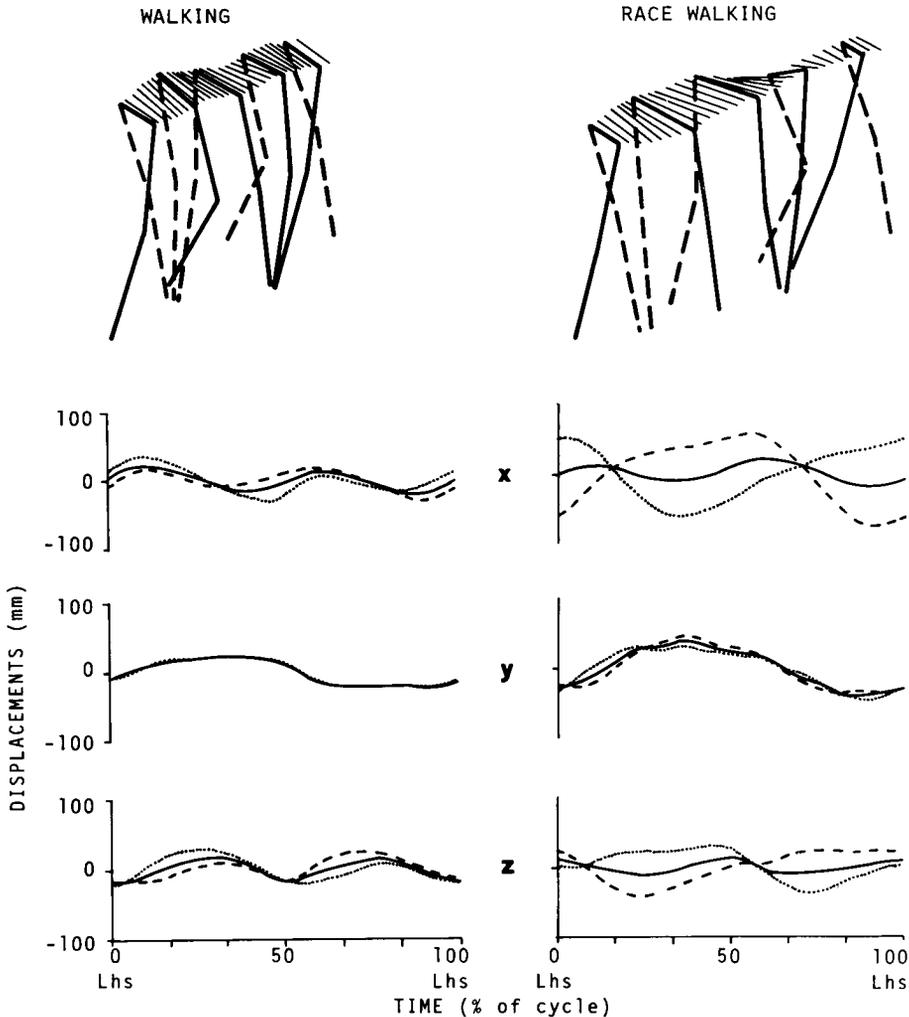


Fig. 7 - Sopra: « Stick diagrams » che illustrano la cinematica delle gambe e della pelvis durante un doppio passo; sotto: Spostamenti della spina iliaca anteriore superiore sinistra (punteggiata) e destra (tratteggiata) e del punto medio della pelvi (continua) nella direzione anteroposteriore (X), latero-laterale (Y) e verticale (Z) durante un ciclo di doppio passo.

Fig. 7 - Top: Stick diagrams illustrating the legs and pelvis kinematics during one stride; bottom: Displacements of left (dotted) and right (dashed) anterior superior spines of the ilium as well as of pelvic midpoint (solid) in anteroposterior (X), latero-lateral (Y) and vertical (Z) direction during one stride cycle.

mitted to cyclical displacements in the vertical and latero-lateral directions. In the antero-posterior direction similar movements are superimposed to a displacement at constant speed. Fig. 7 shows the movement of the hips and of the midpoint between them, always referring to the female race-walker that we chose as our example. As we can see, during ambulation the midpoint between the hips is submitted to practically sinusoidal movements, and this is exactly the effect worked by the 6 determinants of the step described by Saunders and others (loc. cit.).

In race-walking the scarce accommodative flexion during stance phase makes the gait more similar to the compass gait, which would imply larger vertical excursions. The athlete compensates for the lack of this mechanism by enhancing the lateral tilting of the supporting leg and the tilting of the pelvis in the frontal plane. Thus, the vertical excursions of the intertrochanteric center are even reduced in comparison with ambulation, just as the wide rotations of the pelvis in the horizontal plane limit the anteroposterior displacements of the intertrochanteric center and make them sinusoidal. On the other hand the oscillations of this point in the latero-lateral direction are enhanced. The description and interpretation of the movements of the upper part of the body have been the main purpose of the investigations carried out in our laboratory both on normal and disabled subjects (Cappozzo et al., 1978; Cappozzo, 1981). Incidentally this is a topic which is rather neglected in the literature. The upper part of the body is the most relevant part of the whole body mass and it contains viscera and delicate sense organs that must be protected from mechanical stress. We can consider the legs as vehicles that carry the upper part of the body, which, as far as it is concerned, must strive to keep its balance on the legs. If the trunk were a rigid structure tied to the pelvis, its trajectory would inevitably be that of the pelvis. But the trunk is not a rigid structure, either during normal ambulation or during race-walking. It performs tilting movements in the antero-posterior and in

piano orizzontale (circa quadruplicato nella marcia rispetto alla deambulazione) contribuisce in ugual misura all'allungamento del passo: quando il piede del soggetto prende contatto con il terreno, la gamba è completamente estesa e il bacino è ruotato con l'anca omolaterale in avanti; nella fase successiva il bacino ruota in senso contrario facendo avanzare l'anca della gamba in pendolazione che in tal modo tocca il terreno sensibilmente più avanti di quanto non sarebbe successo senza questo movimento della pelvi. Contemporaneamente il bacino compie movimenti di rotazione sul piano frontale, anche questi assai più accentuati nella marcia rispetto alla deambulazione. Come Elson aveva messo in evidenza, entrambe queste rotazioni hanno il significato di rendere più morbide le traiettorie dei punti medi della pelvi e di ridurre l'ampiezza di escursione.

Per effetto del movimento delle gambe, il bacino, durante la locomozione, viene sottoposto a spostamenti ciclici in direzione verticale e latero-laterale. In senso antero-posteriore analoghi movimenti ciclici si sovrappongono a quello di avanzamento con velocità costante. In Fig. 7 sono riportati i movimenti delle anche e del punto medio fra queste, sempre per la marciatrice che abbiamo scelto a titolo esemplificativo. Come si vede durante la deambulazione, il punto di mezzo fra le anche subisce movimenti praticamente sinusoidali e questo è appunto l'effetto che operano i sei determinanti del passo descritti da Saunders et al. (loc. cit.).

Nella marcia atletica la scarsa flessione accoglitiva durante l'appoggio rende il passo più simile a quello a compasso, il che tenderebbe ad aumentare le escursioni verticali. L'atleta compensa alla mancanza di questo meccanismo accentuando il pendolamento laterale della gamba in appoggio ed il pendolamento nel piano frontale del bacino. In tal modo le escursioni verticali del centro intertrocanterico vengono addirittura ridotte rispetto alla deambulazione, così come le ampie rotazioni del bacino sul piano orizzontale limitano e rendono sinusoidali gli spostamenti del centro intertrocanterico in senso antero-

the lateral directions, which are controlled by the muscles of the vertebral column and of the abdominal wall. The purpose of these movements is making the stresses transmitted by the pelvis to the trunk less sharp and smaller. This is an immense advantage in terms of both the mechanical work that the leg muscles must perform and the mechanical protection of the trunk skeletal and visceral structures. In addition to this, reducing the oscillations and, above all, making them less sharp, entails a further advantage as far as keeping balance is concerned.

We can describe these movements of the trunk by considering the line that passes through the midpoints of pelvis, shoulders and head, as in Fig. 8. As we can see, the trunk and the head are inclined in the sagittal and frontal planes in counterphase with respect to the oscillations of the pelvic midpoint. These movements are enhanced during race-walking; the upper part of the body swings in the sagittal and frontal plane like a pendulum constrained at head and shoulder level, respectively. Owing to these movements the displacements of the midpoints of shoulders and head are minimized. In the head, particularly along the progression axis, these movements reduce the cyclical displacements superimposed onto the mean progression speed to the extent that the movement in this direction results practically at constant speed.

This effect is particularly evident when we consider the accelerations of the points at issue. In Fig. 9 the values of the mean acceleration intensity (the root mean square), measured at head and pelvis level in the three spacial directions, are shown. As we can see, during ambulation the extent of the accelerations transmitted by the legs to the pelvis increases as a function of speed; at head level the extent of the accelerations in the progression direction is reduced, at all speeds, to minimum and almost constant values. This shows the effectiveness of the trunk movements as a mechanical filter. This is a further determinant of the human ambulation that we have observed in all subjects having a normal nervous

posteriore. Per contro, vengono accentuate le oscillazioni di questo punto in senso latero-laterale.

Gli studi compiuti nel nostro Laboratorio sia su soggetti normali che su handicappati hanno avuto come scopo preminente quello di descrivere ed interpretare i movimenti che si compiono nella parte superiore del corpo durante la locomozione, un argomento piuttosto trascurato da altri autori (Cappozzo et al., 1978; Cappozzo, 1981). La parte superiore del corpo rappresenta la porzione più rilevante dell'intera massa corporea e quella che contiene visceri ed organi di senso delicati che devono essere protetti nei confronti delle sollecitazioni meccaniche. Possiamo considerare le gambe come dei veicoli che si muovono per trasportare la parte superiore del corpo la quale, per conto suo, deve adoperarsi per mantenersi in equilibrio sulle gambe. Se il tronco fosse una struttura rigida ancorata al bacino, la legge di moto di questo sarebbe inevitabilmente quella del punto di mezzo fra le anche. Ma il tronco non è una struttura rigida né durante la normale locomozione né tanto meno durante la marcia. Esso compie dei movimenti di pendolazione in senso antero-posteriore ed in senso laterale che sono controllati dai muscoli della colonna vertebrale e dalla parete addominale. Il significato di questi movimenti è quello di rendere meno brusche e meno ampie le sollecitazioni trasmesse dal bacino, il che è di enorme vantaggio sia per quanto riguarda il lavoro meccanico che i muscoli delle gambe sono chiamati a compiere, sia per quanto riguarda la protezione meccanica delle strutture scheletriche e viscerali che fanno parte della porzione superiore. E' indubbio che, anche per quanto riguarda il mantenimento dell'equilibrio, ridurre queste oscillazioni e soprattutto renderle meno brusche sia ulteriormente vantaggioso.

Possiamo descrivere questi movimenti del tronco considerando la linea passante per i punti di mezzo di pelvi, spalle e testa come indicato in Fig. 8. Come si vede il tronco e la testa si inclinano nei piani sagittale e frontale in opposizione di fase rispetto alle oscillazioni del punto medio del bacino. Tali movimen-

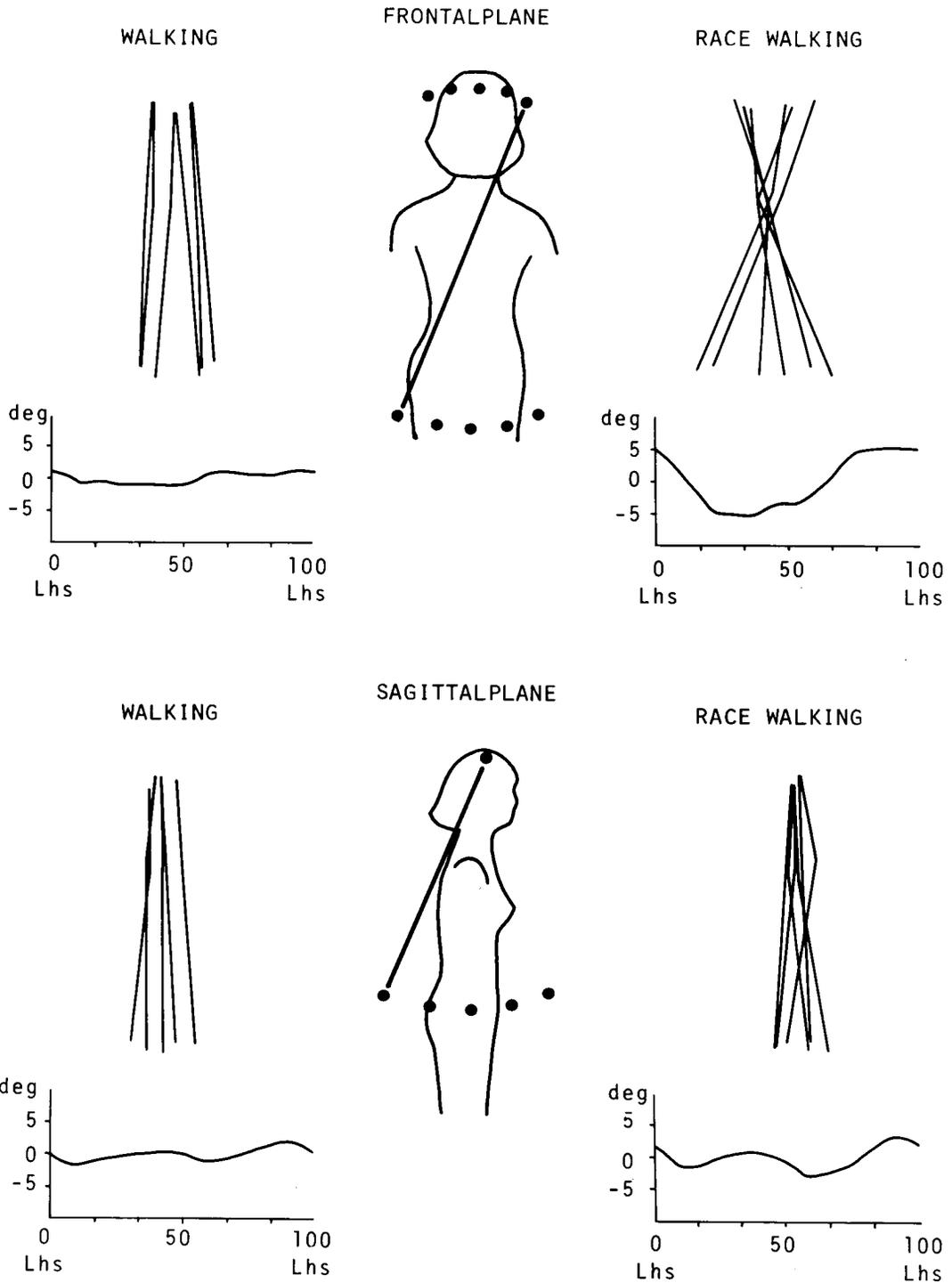


Fig. 8 - Rotazione del tronco nei piani frontale e sagittale: gli « stick diagrams » fanno riferimento alla linea congiungente i punti di mezzo della testa, delle spalle e della pelvi. Le rotazioni del segmento tronco in funzione del tempo (% del ciclo sono anch'esse rappresentate).

Fig. 8 - Trunk rotations in frontal and sagittal plane: stick diagrams refer to a line joining head, shoulders and pelvic midpoint. The rotations of the trunk segment vs time are also shown.

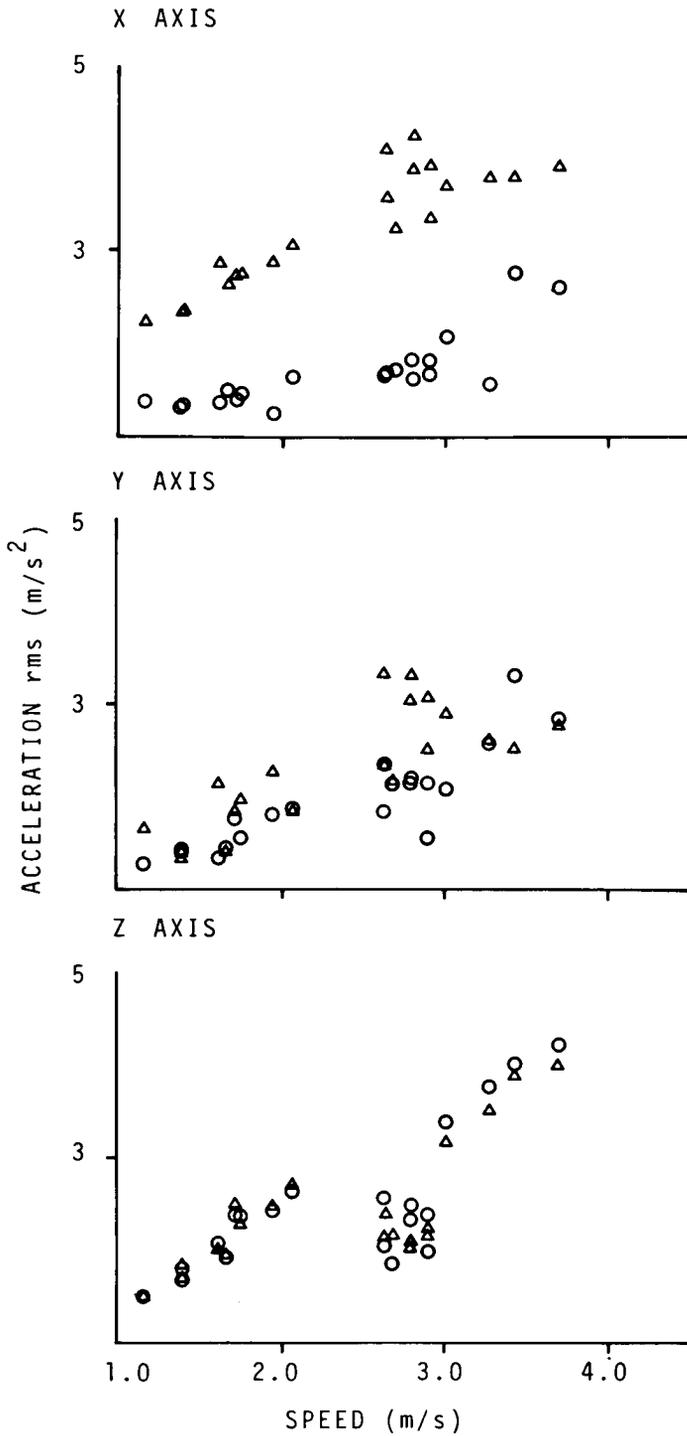


Fig. 9 - Rapporto tra l'intensità media delle accelerazioni dei segmenti testa (cerchi) e pelvi (triangoli) e velocità di progressione nella direzione anteroposteriore (X), latero-laterale (Y) e verticale (Z).

Fig. 9 - Relationship between the mean acceleration intensity of the midpoint of the head (circle) and pelvic (triangle) segments and walking speed in anteroposterior (X), latero-lateral (Y) and vertical (Z) direction.

system. In our opinion this corresponds to a strategy of the nervous locomotory centers in order to: 1) minimize the mechanical energy variations of the center of gravity of the upper body; 2) minimize the shock transmitted by the legs to the skeleton and viscera of trunk and head; 3) minimize the accelerations at the ocular and vestibular receptors.

These mechanisms operate in race-walking as well. The previously discussed special motor pattern of the legs is able to reduce, even more effectively than in ambulation, the vertical displacement of the trunk and consequently the acceleration that operates in this direction. In the antero-posterior direction the head acceleration is well controlled despite the large acceleration at the pelvis.

With regard to the labyrinthic proprioceptors the utility of keeping these sensors unperturbed (close to their zero point) in order to enable the apparatus to work in the most sensitive area and to appreciate every slightest balance disturbance is evident.

This interpretation is consistent with the point of view discussed before that the reliability of maintaining the balance is one of the most impressive features of the normal motor control program.

It is important to note, in the light of this interpretation, that such a mechanism is unconsciously operated by the subjects who have otherwise altered their normal locomotion pattern in order to obtain maximum progression speed.

The metabolic energy expenditure during human locomotor activities has been measured by several authors (see for reference Zarrugh et al., 1974). We ourselves have measured it by indirect calorimetry on different subjects, both race-walkers and non-athletes, during ambulation, race-walking and running at different speeds on a tread-mill. Fig. 10 shows our experimental data and the curves reconstructed on the ground of the equations proposed by Zarrugh et al. (loc. cit.) for ambulation and race-walking, and proposed by Menier and Pugh (1968) for running, in order to calculate the energetic expenditure as a function of speed. As we can see, there

ti vengono accentuati durante la marcia atletica; la parte superiore del corpo oscilla nel piano sagittale ed in quello frontale come un pendolo che abbia il vincolo rispettivamente a livello della testa e delle spalle. Per effetto di questi movimenti gli spostamenti subiti dal punto di mezzo delle spalle e del capo vengono minimizzati. Nel capo, in particolare lungo l'asse di progressione, tali movimenti riducono a tal punto gli spostamenti ciclici sovrainposti alla velocità media di avanzamento che il moto in questa direzione risulta praticamente a velocità costante.

Questo effetto risulta particolarmente evidente quando si considerino le accelerazioni dei punti in questione. Nella Fig. 9 sono riportati in grafico i valori della intensità media delle accelerazioni (valore quadratico medio) misurate a livello della testa e del bacino secondo le tre direzioni dello spazio. Come si vede, nel corso della deambulazione l'entità delle accelerazioni trasmesse dalle gambe al bacino aumenta in funzione della velocità; a livello della testa l'entità delle accelerazioni nella direzione di progressione risulta a tutte le velocità ridotta e con valore minimo e pressoché costante, segno dell'efficacia dei movimenti del tronco quale filtro meccanico. E' questo un ulteriore determinante della locomozione umana che noi abbiamo osservato in tutti i soggetti a sistema nervoso integro. E' nostra opinione che ciò corrisponda ad una strategia attuata dai centri nervosi locomotori al fine di:

1) minimizzare la variazione di energia meccanica del centro di gravità della parte superiore del corpo;

2) minimizzare gli urti trasmessi dalle gambe allo scheletro e ai visceri del tronco e del corpo;

3) minimizzare le accelerazioni applicate ai recettori oculari e vestibolari.

Tale meccanismo risulta operante anche nella marcia atletica in cui l'effetto diviene ancor più evidente dato l'elevato valore che assume la componente antero-posteriore dell'accelerazione applicata al bacino. Lo speciale atto motorio operato dalle gambe e precedentemente discusso è tale da ridurre in modo ancor più efficace che nella deam-

is a remarkable agreement between the data we obtained and the data derived from literature. Therefore, we feel authorized to adopt the prevision formulas proposed by the aforementioned authors.

As these authors have pointed out, there is not a sharp expenditure difference in passing from ambulation to race-walking, as there is, on the contrary, with running. Also from this energy point of view race-walking and ambulation are more similar to each other than they are with respect to running.

The problem of the efficiency of human locomotion was studied by a number of researchers (see for reference Pierrynowski et al., 1980). Two mechanisms of energy recovery act during ambulation (Cavagna, 1978): the first refers to the transformation of kinetic

bulazione lo spostamento verticale del bacino e, conseguentemente, l'accelerazione agente in tal senso. Questo, peraltro, viene trasmesso quasi integralmente al capo.

Per quanto riguarda i propriocettori labirintici è evidente l'utilità di mantenere questi sensori imperturbati (in prossimità del loro punto di zero) al fine di consentire all'apparato di lavorare nella zona di maggior sensibilità e di poter quindi apprezzare ogni minimo attentato all'equilibrio.

Questa interpretazione è coerente con il punto di vista precedentemente esposto che l'affidabilità del mantenimento dell'equilibrio sia uno degli aspetti più importanti del programma di controllo motorio.

E' importante notare, alla luce di questa interpretazione, come tale meccani-

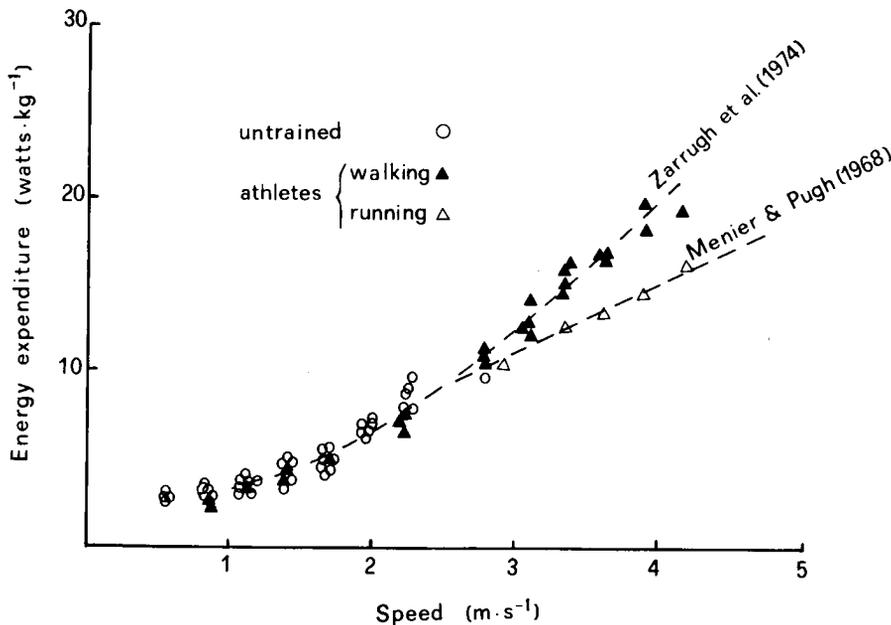


Fig. 10 - Portata metabolica per unità di massa corporea durante deambulazione, marcia e corsa a varie velocità. Una linea tratteggiata fa riferimento alla formula di previsione proposta da Zarrugh et al. (loc. cit.) per la deambulazione e la marcia. Portata metabolica = $2.23 - 1.43 + 1.26V^2$ dove 1.43 rappresenta la portata metabolica a riposo. L'altra linea, valida per la corsa, è stata ottenuta dai dati di Menier e Pugh (loc. cit.). La sua espressione analitica è: Portata metabolica = $3.3V$. I cerchi ed i triangoli si riferiscono ai dati sperimentali ottenuti nella presente indagine.

Fig. 10 - Metabolic energy expenditure rate per unit body mass in ambulation, race walking and running at different speeds. One dashed line refers to the prevision formula for walking and race walking provided by Zarrugh et al. (loc. cit.) Energy rate = $2.23 - 1.43 + 1.26V^2$ where 1.43 represents the rest metabolic rate. The other line, valid for running, is from the data of Menier and Pugh (loc. cit.). Its analytical expression is: Energy rate = $3.3V$. Circles and triangles refer to experimental data obtained within the present investigation.

energy into potential energy and vice versa, which we already mentioned before; the second refers to the recovery of part of the work done on the elastic component of the stretched muscles. The muscle accumulates energy while it is stretched, and this energy is returned during the following shortening. This second mechanism predominates in running as Cavagna and Kaneko (1977) showed, thereby accounting for the high efficiency of this locomotion act.

Recently Cavagna and Franzetti (1981) carried out a study on the efficiency of race-walking. From their results the following conclusions can be drawn. The first recovery mechanism is partially inoperative at speeds higher than 10 km/h, while the efficiency of the muscular work increases with speed. Therefore in race-walking as well as in running, a phenomenon of elastic energy recovery must take place.

The aforementioned authors calculated the work done by the muscles by adding the work done to raise and accelerate the center of gravity of the body (external work) to the work done to accelerate the limbs around the center of gravity of the body (internal work).

During a locomotor cycle, the translational (E_t) and rotational (E_r) kinetic energy variation was added to the potential energy (E_p) variation for each body segment (j)

$$\Delta E_{tot} = \Delta \left(\sum_{j=1}^n (E_{pj} + E_{rj} + E_{tj}) \right)$$

The power produced by the muscles W was calculated by adding the positive increments of E_{tot} . Our results differ a little from those produced by Cavagna and Franzetti. This is an only apparent disagreement due to a different definition of efficiency, which, with regard to locomotion, is in any case arbitrary. If we consider this, the agreement between our data and those of the other authors is rather good, in spite of the considerable differences in the measurement technique.

Fig. 11 shows the values of the mechanical power necessary to accelerate

simo sia reso inconsciamente operante da soggetti che hanno alterato sotto altri aspetti il loro normale quadro locomotorio al fine di raggiungere la massima velocità di progressione.

La spesa di energia metabolica durante le attività locomotorie umane è stata misurata da parecchi autori (si confronti per la bibliografia Zarrugh et al., 1974). Noi stessi l'abbiamo misurata per calorimetria indiretta su diversi soggetti sia atleti marciatori che non atleti durante deambulazione, marcia e corsa a varie velocità sul nastro trasportatore. Nella Fig. 10 sono riportati i dati delle nostre misure nonché le curve ricostruite in base alla equazione che Zarrugh et al. (loc. cit.) hanno proposto per la deambulazione e marcia e che Menier e Pugh (1968) hanno proposto per la corsa al fine di calcolare la spesa energetica come funzione della velocità. Come si vede, l'accordo tra i dati da noi ottenuti e quelli ricavati dalla letteratura è notevole per cui ci sentiamo autorizzati ad adottare le formule di previsione proposte dagli autori sopra citati.

Come tali autori hanno messo in evidenza, non esiste una netta differenza di consumo passando dalla deambulazione alla marcia come risulta invece per la corsa. Anche sotto questo aspetto marcia e deambulazione sono fra di loro molto più simili di quanto non lo siano rispetto alla corsa.

Il problema del rendimento della locomozione umana è stato affrontato da parecchi ricercatori (si confronti per la bibliografia Pierrynowski et al., 1980). Due sono i meccanismi di recupero di energia che agiscono durante la locomozione (Cavagna, 1978): il primo riguarda le trasformazioni di energia cinetica in potenziale e viceversa, di cui si è già fatto precedentemente cenno; il secondo riguarda il recupero di parte del lavoro fatto sulla componente elastica dei muscoli stirati. Il muscolo accumula energia durante la sua distensione, energia che viene restituita durante il successivo accorciamento. Questo secondo meccanismo predomina durante la corsa com'è stato dimostrato da Cavagna e Kaneko (1977), spiegandosi in tal modo l'elevato rendimento del la-

the different body segments (positive variations of kinetic energy per second) and to work against gravity (positive variations of potential energy per second) during ambulation and race-walking at different speeds (all the corresponding values at speed higher than 2 m/s concern race-walking). As we can see, while the variation of potential energy during ambulation approximately equals that of kinetic energy, during race-walking the variation of potential energy is reduced (between 2 and 3 m/s) and that of kinetic energy increases progressively with speed. The reduction of potential energy is due to the smaller vertical excursion of the upper part of the body, which is a consequence of the special kinematics that we discussed before. The increase of kinetic energy is due to the increase of speed of progression. In Fig. 12 the contribution of the kinetic and potential

voro muscolare riscontrato in tale forma di locomozione.

Recentemente Cavagna e Franzetti (1981) hanno condotto una ricerca sul rendimento del lavoro meccanico durante marcia atletica. Dai risultati del loro studio gli autori giungono alla conclusione che essendo il primo meccanismo di recupero pressoché inoperante a velocità superiori a 10 km/h ed essendo invece il rendimento del lavoro muscolare progressivamente crescente con l'aumentare della velocità, si deve ammettere che anche nella marcia atletica, come nella corsa, intervenga un fenomeno di recupero di energia elastica analogo a quello che si attua durante la corsa.

Gli autori sopracitati hanno calcolato il lavoro effettuato dai muscoli come somma del lavoro effettuato per innalzare ed accelerare il baricentro del corpo (lavoro esterno) e di quello effettuato

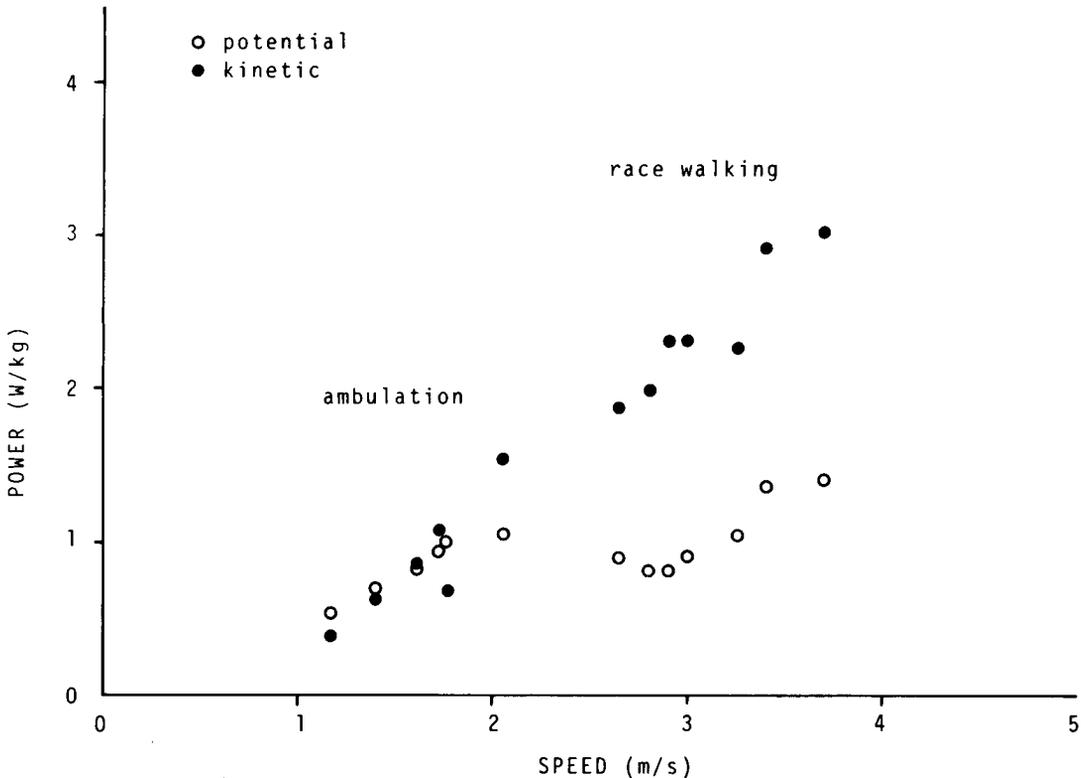


Fig. 11 - Variazione di energia cinetica (cerchi pieni) e potenziale (cerchi vuoti) al secondo (potenza media) in funzione della velocità media di progressione.

Fig. 11 - Kinetic (full circle) and potential (empty circle) energy variation per second (mean power) vs mean progression speed.

energy variation concerning the movements of the lower limbs is compared to that of the relevant total. The importance that the rapid excursions of the lower limbs assume is evident: the contribution of the upper limbs in race-walking and running is limited to 15% of the total.

In Fig. 13 the values of the whole muscular work are shown as a function of speed. The dotted lines represent the regression curves that fit best the experimental values. For ambulation and race-walking the prediction equation is:

$$W = 0.3 V^2$$

where W is the power measured in watts and V is the progression speed in m/s.

For running, with regard to the examined speeds, the following simple linear relationship applies

$$W = 0.31 + 0.95 V$$

If we use for energy expenditure the aforementioned equations, the agreement of which with our experimental data is shown in Fig. 10, we obtain the efficiency values shown in Fig. 14. The efficiency values reported by Cavagna and Franzetti amount to about the double in comparison with those that we found. This is due to the above mentioned different convention adopted in calculating the muscular work. With the due corrections the correspondence would be numerically respected. But the most important aspect, which makes our researches agree substantially, is: whatever method you employ to evaluate efficiency, this increases with speed. Therefore we must suppose that a mechanism of energy recovery as the one proposed by Cavagna, which is now universally accepted for running, operates, even though with a much lesser efficiency, in race-walking.

In summary, on the ground of our personal experience and comparing it with the experience offered by other authors, we believe we can propose the following conclusions:

per accelerare gli arti attorno al baricentro del corpo (lavoro interno).

Noi abbiamo calcolato il lavoro meccanico in modo alquanto diverso e cioè sommando, durante un ciclo locomotorio, le variazioni di energia cinetica inerenti ai movimenti di traslazione (E_t) e di rotazione (E_r) alle variazioni di energia potenziale (E_p) per ciascuno dei segmenti corporei considerati (J)

$$\Delta E_{tot} = \Delta \left(\sum_{j=1}^n (E_{pj} + E_{tj} + E_{rj}) \right)$$

La potenza erogata dai muscoli W è stata calcolata sommando gli incrementi positivi ΔE_{tot} e dividendo per la durata del ciclo. I nostri risultati si discostano alquanto da quelli presentati da Cavagna e Franzetti. Si tratta però di un disaccordo soltanto apparente dovuto alla diversa definizione adottata nel calcolare il lavoro muscolare. Si noti che, per quanto riguarda la locomozione, tale definizione è in ogni caso arbitraria. (Pierzynowski et al., 1980). Se si tiene conto di ciò, l'accordo tra i nostri dati e quelli degli autori citati è assai buono malgrado le notevoli differenze di tecnica di misura.

Nella Fig. 11 sono riportati i valori della potenza meccanica necessaria per accelerare le varie parti del corpo (variazioni positive di energia cinetica per secondo) e per effettuare lavoro contro la gravità (variazioni positive di energia potenziale per secondo) durante deambulazione e marcia a varie velocità (i valori corrispondenti a velocità superiori ai 2 m/s sono tutti inerenti la marcia atletica). Come si vede, durante la deambulazione la variazione di energia potenziale è praticamente corrispondente a quella di energia cinetica. Durante la marcia mentre la variazione di energia potenziale si riduce (tra 2 e 3 m/s), quella di energia cinetica aumenta progressivamente con l'aumentare della velocità. La riduzione di energia potenziale è dovuta alla minor escursione verticale della parte superiore del corpo durante la marcia, conseguenza della speciale cinematica che abbiamo precedentemente discusso. L'incremento di variazione di energia cinetica riflette ovviamente

1) *There is no evident discontinuity in passing from ambulation to race-walking, either from the point of view of kinematics or from that of energetics. Race-walking can thus be looked upon as an adjustment of the motor program operating in ambulation which takes place in order to make the progression as fast as possible. The same strategy can be found in both forms of locomotion, and the same tactic mechanisms operate, although qualitatively modified. From our point of view race-walking appears to be less unnatural than we could have judged in advance.*

2) *The need to maximize speed makes the locomotor act the more expensive, the higher the speed is. Any-*

il grosso contributo che in tal senso esercita la velocità media di progressione (V). Nella Fig. 12 il contributo delle variazioni di energia cinetica e potenziale inerenti al movimento degli arti inferiori viene raffrontato a quello della somma totale. E' evidente l'importanza che le veloci escursioni degli arti inferiori assumono: il contributo degli arti superiori è nella marcia e nella corsa confinato ad un 15% del totale.

Nella Fig. 13 i valori della potenza del lavoro muscolare complessivo vengono posti in grafico come funzione della velocità. Le linee tratteggiate rappresentano le curve di regressione che meglio si adattano ai valori sperimentali. Per la deambulazione e la marcia atletica la

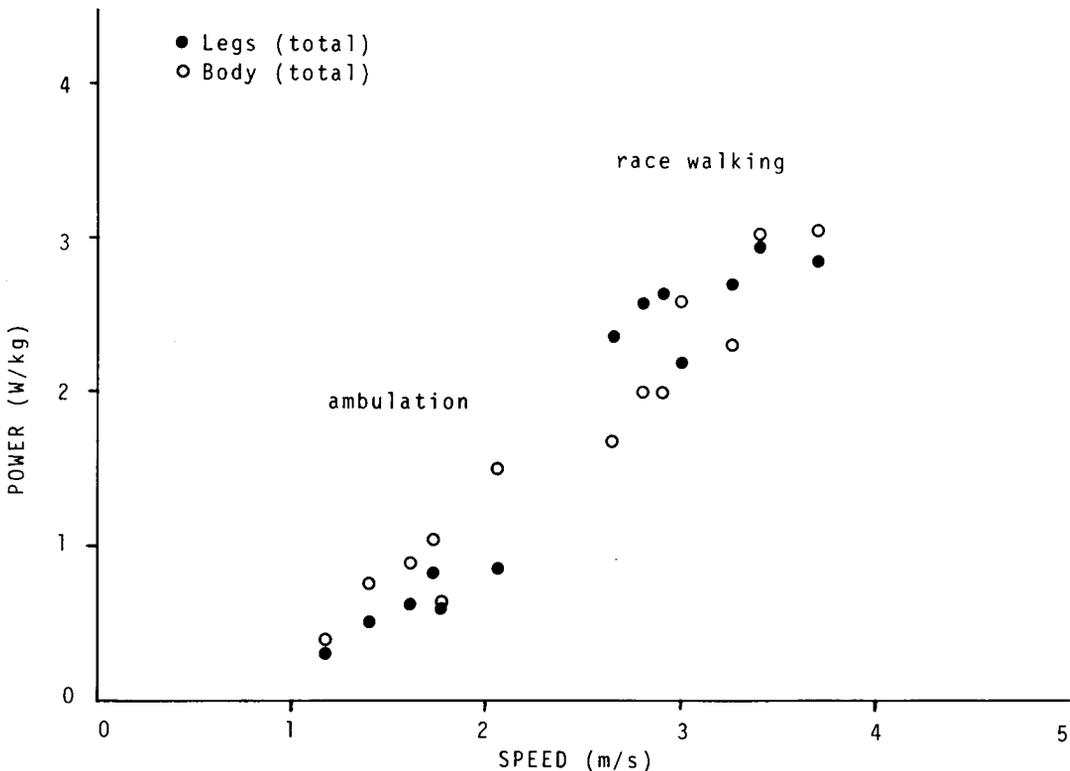


Fig. 12 - Variazioni di energia totale (cinetica + potenziale) al secondo di entrambe le gambe (cerchi pieni) e dell'intero corpo (cerchi vuoti) in funzione della velocità media di progressione.

Fig. 12 - Total energy variations (kinetic + potential) per second of both legs (full circle) and of whole body (empty circle) vs mean progression speed.

way, recovery mechanisms of elastic energy, which is stored in the muscles, allow to keep the use of metabolic energy confined within acceptable limits.

To identify these mechanisms and to make them as effective as possible could be the fundamental contribution that researches of applied biomechanics might bring to the improvement of an athlete's style. This is exactly the topic we are dealing with at the moment. We are trying to combine the electromyographic study with the kinematic study, with the aim of identifying the phases during which the contrac-

equazione di predizione è la seguente:

$$W = 0.3 V^2$$

dove W è la potenza misurata in watts e V velocità di progressione in m/s.

Per la corsa nell'ambito di velocità da noi studiate vale la semplice relazione lineare.

$$W = 0.31 + 0.95 V$$

Assumendo per la spesa energetica le equazioni sopra riferite ed il cui accordo con i nostri dati sperimentali è indicato in Fig. 12, si ottengono i valori del rendimento riportati in Fig. 14. I valori

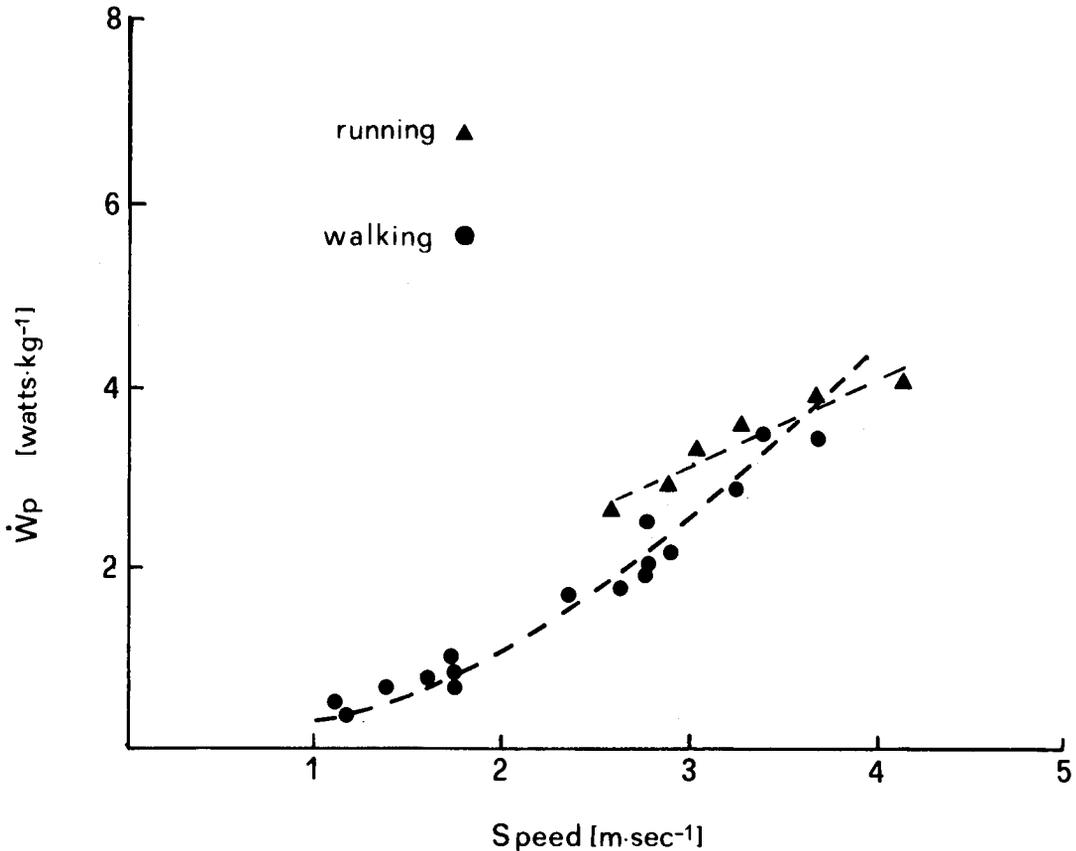


Fig. 13 - Rapporto tra potenza muscolare (Wp) per unità di massa corporea e velocità della deambulazione, della marcia e della corsa.

Fig. 13 - Relationship between muscular power (Wp) per unit body mass and walking and running speed.

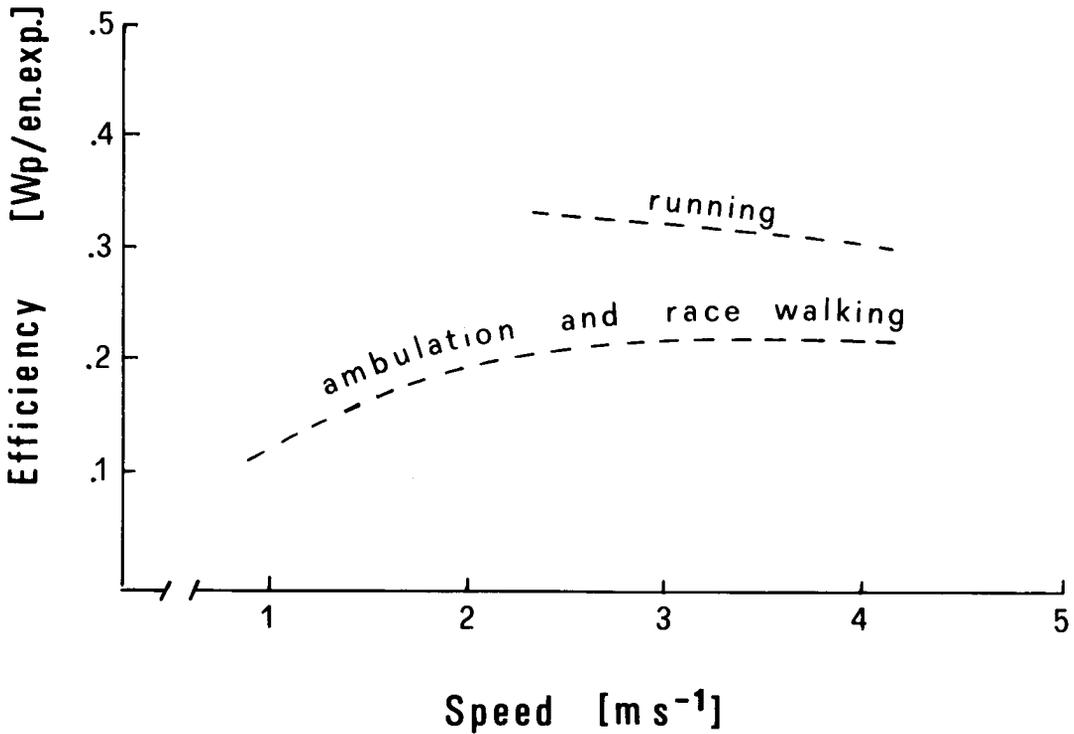


Fig. 14 - Efficienza della deambulazione, della marcia atletica e della corsa in funzione della velocità.

Fig. 14 - Efficiency in ambulation, race walking and runnings as a function of the speed.

ted muscle stretches and the amount of the elastic energy that can thus be stored.

di rendimento riportati da Cavagna e Franzetti (loc. cit.) ammontano a circa il doppio rispetto a quelli da noi indicati a causa della differente assunzione effettuata nel calcolare il lavoro muscolare: fatte le debite correzioni la corrispondenza sarebbe anche numericamente rispettata. Ma l'aspetto più importante, quello che rende le nostre ricerche sostanzialmente concordi è il seguente: qualunque modo si voglia assumere per indicare il rendimento, questo aumenta con l'aumentare della velocità. Pertanto, si deve supporre che un meccanismo di recupero di energia qual'è quello proposto da Cavagna, e oramai universalmente accettato per la corsa, operi, seppure con efficacia alquanto minore, nella marcia atletica.

Riassumendo, sulla base della nostra personale esperienza e dal confronto di questa con quella offerta da altri autori, ci sentiamo di proporre i seguenti enunciati:

BIBLIOGRAFIA

REFERENCES

- Cappozzo A., Figura F., Leo T. and Marchetti M. (1978). Movements and mechanical energy changes in the upper part of the human body during walking. In: Biomechanics VI-A, (E. Asmussen and K. Jorgensen eds), pp. 272. University Park Press, Baltimore.
- Cappozzo A. 1981. Analysis of the linear displacements of the head and trunk during walking at different speeds. J. Biomechanics, Vol. 14, n. 6, pp. 411-425.
- Cavagna G.A. and M. Kaneko. 1977. Mechanical work and efficiency in level walking and running. J. Physiol. (London), 268: 467-481.
- Cavagna G.A., 1978. Aspects of efficiency and inefficiency of terrestrial locomotion. In: Biomechanics VI-A, (E. Asmussen and K. Jorgensen eds), pp. 3-22, University Park Press, Baltimore.
- Cavagna G.A. and P. Franzetti. 1981. Mechanics of competition walking. J. Physiol., 315: pp. 243-251.
- Elson R. 1967. Race walking. The London Hospital Gazette, 70: Supplement IX-XVI.
- Grieve D.V. 1968. Gait patterns and the speed of walking. Bio-Med. Eng. 3, 119-122.
- Leo T. e V. Macellari. 1981. On line microcomputer system for gait analysis data acquisition, based on commercially available optoelectronic devices. In: Biomechanics VII B (E. Asmussen and K. Jergensen eds), pp. 163-169.
- Menier D.R. and L.G.C.E. Pugh. 1968. The relation of oxygen intake and velocity of walking and running in competition walkers. J. Physiol. (London), 197: 717-721.
- Pierrynowski M.R., D.A. Winter and R.W. Norman. 1980. Transfer of mechanical energy within the total body and mechanical efficiency during treadmill walking. Ergonomics 23: 147-156.
- Ralston H.J. and L. Lukin. 1969. Energy levels of human body segments during level walking. Ergonomics 12: 39-46.
- Saunders J.B., V.T. Inman and H.D. Eberhart. 1953. The major determinants in normal and pathological gait. J. Bone Int. Surg. 35 A, 543-558.
- Zarrough M.Y., F.N. Todd and H.J. Ralston. 1974. Optimisation of energy expenditure during level walking. Europ. J. Appl. Physiol. 33: 293-306.

1) non esiste manifesta soluzione di continuità passando dalla deambulazione alla marcia atletica, né dal punto di vista della cinematica né da quello dell'energetica. Si può dunque considerare la marcia atletica come un adattamento del programma motorio operante nella deambulazione effettuato al fine di rendere la progressione più veloce possibile. Una stessa strategia è identificabile in entrambe le forme di andatura e gli stessi meccanismi tattici sono operanti, seppure qualitativamente modificati. Dal punto di vista la marcia atletica risulta dunque assai meno una « forzatura » di quanto non si sarebbe potuto giudicare a priori.

2) La necessità di massimizzare la velocità rende l'atto locomotorio sempre più dispendioso quanto più cresce la velocità. Tuttavia, meccanismi di recupero di energia elastica, immagazzinata nei muscoli, consentono di mantenere l'impegno di energia metabolica confinato entro limiti accettabili.

Identificare questi meccanismi e renderli quanto più possibile efficaci potrebbe essere il contributo fondamentale che ricerche di biomeccanica applicata potrebbero apporre a beneficio del miglioramento dello stile di un atleta. Questo è appunto l'argomento di cui il nostro gruppo di ricerca si sta attualmente occupando, associando lo studio elettromiografico a quello cinematico nel tentativo di identificare le fasi durante le quali il muscolo contratto si allunga e l'entità dell'energia elastica così immagazzinabile nel muscolo.

Indirizzo degli Autori:

*Prof. Marco Marchetti
Laboratorio di Biomeccanica
dell'Istituto di Fisiologia Umana
Facoltà di Medicina e Chirurgia
Università degli Studi di Roma*