

## 1. L'effetto del pre-stiramento sul comportamento del muscolo scheletrico

### 1.1 Introduzione

Durante i movimenti naturali, la lunghezza dei muscoli, l'estensione alla quale vengono attivati e la tensione che essi esercitano, cambiano continuamente. Il rapporto tra la lunghezza del muscolo, la velocità di stiramento e accorciamento e la frequenza dello stimolo che determina la tensione del muscolo provocano interazioni che raramente risultano di facile comprensione.

E' generalmente più facile capire il comportamento del muscolo quando l'intero corso del movimento è controllato come avviene nello studio dei preparati del muscolo di animali. Nei movimenti normali, tuttavia, il muscolo raramente si accorcia a velocità costante; inoltre, in stato di contrazione massimale volontaria, non tutte le unità motorie possono essere attivate simultaneamente, come avviene durante la stimolazione del muscolo isolato. E' alquanto complessa la comprensione del comportamento meccanico del muscolo scheletrico quando è controllato dal sistema nervoso, sulla base di conclusioni scaturite dalla ricerca diretta dei preparati di muscoli isolati. Ciononostante, la maggior parte delle conoscenze fondamentali, necessarie per interpretare e spiegare la funzione del muscolo e delle sue proprietà meccaniche, è stata acquisita studiando il muscolo « in vitro ».

Per confrontare le proprietà peculiari visco-elastiche del muscolo e

## 1. Stretch-shortening cycle in skeletal muscle function

### 1.1 Introduction

*In natural movements the lengths of muscles, the extent to which they are activated, and the tension they exert change continuously. The relationship between muscle length, velocity of lengthening or shortening, and the frequency of the stimulus which effects the muscle tension interact in ways that are seldom simple. The behaviour of the muscle is generally easier to understand when the whole course of a movement is controlled as in the study of animal muscle preparation. However, in normal motion the muscle seldom shortens at constant speed; further, in maximal voluntary contraction not all motor units may be active simultaneously, as occurs during stimulation of isolated muscle. To understand the mechanical behaviour of skeletal muscle, when controlled by the nervous system, from findings which arose from direct investigation of isolated muscle preparation is, therefore, rather complex. In spite of this, most of the basic knowledge, necessary for the interpretation and explanation of the function of muscle, and or its mechanical properties, has been reached by studying muscle in vitro.*

*To match the peculiar viscoelastic properties of the muscle, and to explain its mechanical activity, the muscle has been considered as a mechanical unit, consisting of a damped oscillator including viscoelastic ele-*

\* COPYRIGHT © 1982 by  
University of Jyväskylä

Jyväskylässä 1982

Sisä-Suomen kirjapaino ja Jyväskylän yliopiston monistuskeskus

per spiegare la sua attività meccanica, si è pensato di considerare il muscolo come una « unità meccanica » composta da un oscillatore ammortizzante dotato di elementi viscosi ed elastici (Levin et Wyman 1927, Hill 1938). Hill (1949) propose un modello per il muscolo scheletrico che attribuiva le proprietà meccaniche dei muscoli a 3 elementi: un elemento contrattile attivo che rappresentava i processi attraverso i quali il muscolo risponde allo stimolo, e due elementi elastici, elementi elastici in serie ed elementi elastici in parallelo (passivi). Si pensa che questi ultimi risiedano all'interno del sarcolemma e delle fasce (endosimio, perisimio, episimio) e che vengano posti sotto tensione quando il muscolo (non elettricamente attivo) viene stirato.

Gli elementi elastici in parallelo sono responsabili della forza misurata in un muscolo rilassato, quando è stirato oltre la sua lunghezza di riposo.

Si riteneva che gli elementi elastici in serie risiedessero principalmente nei tendini e nei fasci tendinei all'interno del muscolo.

Ma, A.V. Hill (1950) suggerì che le proprietà degli elementi elastici in serie potevano risiedere all'interno della materia contrattile stessa.

A questo proposito, Jewell e Wilkie (1958) scoprirono che circa metà delle proprietà elastiche in serie del sartorio di rana si trovava nel tendine pelvico, e che l'altra metà era distribuita lungo le fibre muscolari.

Soltanto recentemente, dopo che A.F. Huxley (1957) elaborò la teoria dello « scorrimento dei filamenti », Huxley e Simmons (1971) furono in grado di dimostrare che la maggior parte delle proprietà elastiche del muscolo si trovava all'interno dei ponti tra la actina e la miosina (cross-bridges).

Anche Rüegg (1971), Rack e Westbury (1974) e Flitney e Hirst (1978)

(Levin and Wyman 1927, Hill 1938). Hill (1949) proposed a model for the skeletal muscle, which referred the mechanical properties of the muscles to three elements: an active contractile element representing the processes by which the muscle responds to stimulation, and two passive elastic elements: a series elastic element, and a parallel elastic element. The last of these is thought to reside within the sarcolemma and fasciae (e.g. endomysium, perimysium, epimysium) and is put under tension by lengthening of the muscle. It is responsible for the force measured in a relaxed muscle when it is stretched beyond its resting length. The series elastic element was thought to reside mainly in the tendons and tendon bundles within the muscle. But A.V. Hill (1950) suggested that part of the « series » compliance could reside within the contractile component itself. In this connection, Jewel and Wilkie (1958) pointed out that about half of the series compliance of frog sartorius is located in the pelvic tendon and half is distributed along the muscle fibers. Only recently, after the sliding filament theory had been developed by A.F. Huxley (1957), Huxley and Simmons (1971) were able to show that most of the elastic compliance of muscle is located within the cross-bridges between actin and myosin. Evidence that part of the elastic compliance resides within the active component of the muscle was also found by Rüegg (1971), Rack and Westbury (1974), and Flitney and Hirst (1978).

The elastic properties of the muscles have recently received increased attention, because of their great role in determining the mechanical behavior of muscles. According to Hill (1950) the mechanical energy stored in the series elastic component can be used to produce a final velocity greater than that at which the contractile component itself can

dimostrarono che una parte delle proprietà elastiche si trovava nella componente contrattile del muscolo.

Negli ultimi tempi si è rivolta sempre maggiore attenzione alle proprietà elastiche dei muscoli, per l'importante ruolo che esse svolgono nel determinare il comportamento meccanico di quest'ultimi.

Secondo Hill (1950), l'energia meccanica immagazzinata nella componente elastica in serie, poteva essere utilizzata per produrre una velocità finale più elevata di quella sviluppata dalla materia contrattile stessa durante l'accorciamento; Cavagna et al. (1965) notarono che lo stiramento di un muscolo attivato conduceva allo sviluppo di una quantità maggiore di lavoro e ad una altrettanto maggiore estrinsecazione di potenza durante la successiva fase di accorciamento muscolare. Inoltre, Cavagna e Citterio (1974), analizzando un preparato di muscolo striato isolato di rana, arrivarono alla conclusione che lo stiramento di un muscolo attivo modificava temporaneamente le proprie caratteristiche elastiche, provocando, da parte del muscolo, un lavoro più efficace durante la fase successiva di lavoro positivo.

Quindi, sembrava che l'energia elastica venisse immagazzinata durante la fase di lavoro negativo (eccentrico) e poi parzialmente recuperata durante la fase seguente di lavoro positivo (concentrico).

Questa energia potenziale, tuttavia, poteva essere dispersa sottoforma di calore (Fenn e Marsh 1935) se alla concentrazione eccentrica non seguiva immediatamente quella concentrica (Hill 1961, Cavagna et al. 1968).

Ciò era dovuto al carattere di transitorietà delle variazioni dell'elasticità muscolare, e faceva sì che un movimento veloce fosse più vantaggioso di uno lento (Cavagna e Citterio 1974).

*shorten. Cavagna et al. (1965) have pointed out that stretching of an activated muscle leads to greater work and power output during a subsequent shortening phase of contraction. In addition Cavagna and Citterio (1974), working on isolated frog striated muscle, have concluded that stretching of an active muscle temporarily modifies its elastic characteristics, causing the muscle to work more efficiently during the subsequent positive work phase. Thus, it seems that elastic energy is stored during the negative (eccentric) work and recovered in part during the following positive (concentric) work phase. However, this potential energy can be wasted as heat (Fenn and Marsh 1935) if the eccentric contraction is not immediately followed by the concentric one (Hill 1961, Cavagna et al. 1968). This is due to the transient character of the muscle elasticity changes, and makes a quick movement more profitable than a slow one (Cavagna and Citterio 1974).*

*The potentiation of muscular performance, observed after an active muscle has been stretched, and which has been attributed to the storage and utilization of elastic energy, has been investigated not only in studies of isolated muscle preparation but also in man, e.g. in jumping exercises (Marey and Demeny 1885, Cavagna et al. 1971, Asmussen and Bonde-Petersen 1974a, Asmussen et al. 1976, Komi and Bosco 1978a). It has also been observed that both net mechanical efficiency and apparent mechanical efficiency, estimated in a large variety of exercises performed with a stretch-shortening cycle pattern, have been found to be greater than that expected from a maximal efficiency of transformation of chemical energy into mechanical work. Therefore, part of the positive work measured has been assumed to be delivered, free of cost, during the recoil of the previously stretched el-*

Il potenziamento della prestazione muscolare, osservato dopo il prestiramento attivo del muscolo, è stato attribuito all'immagazzinamento ed alla utilizzazione di energia elastica. Questo è stato analizzato non solo in studi condotti su preparati muscolari isolati, ma anche sull'uomo, durante esercizi di salto (Marey and Demeny 1885, Cavagna et al. 1971, Asmussen e Bonde-Petersen 1974 a, Asmussen et al. 1976, Komi e Bosco 1978 a).

E' stato anche osservato che sia l'efficienza meccanica netta sia l'efficienza meccanica apparente, calcolate su una larga varietà di esercizi effettuati seguendo il modello del ciclo di stiramento-accorciamento, sono risultate maggiori di quanto previsto dall'efficienza massima di trasformazione dell'energia chimica in lavoro meccanico, durante la fase positiva. Perciò, è stato assunto che parte del lavoro positivo misurato provenga dal riuso di energia elastica immagazzinata negli elementi elastici in serie precedentemente stirati senza il contributo di energia biochimica.

E' stato suggerito che ciò può avvenire durante la marcia normale (e.g. Cavagna e Kaneko 1977), la corsa (e.g. Cavagna et al. 1964, 1976; Cavagna e Kaneko 1977, Ito et al. 1983), durante l'esecuzione di salti con rimbalzo (Margaria et al. 1963, Thys et al. 1972, 1975, Asmussen e Bonde-Petersen 1974 b) e negli esercizi di corsa eseguiti con sovraccarichi (Pugh 1971, Lloyd e Zachs 1972, Zachs 1973, Asmussen e Bonde-Petersen 1974 b).

Negli studi condotti sui preparati di muscolo isolato le connessioni nervose sono interrotte, e perciò l'aumento, in termini di prestazione del muscolo scheletrico, attraverso un prestiramento, si può attribuire solamente all'immagazzinamento ed al riuso di energia elastica ed alla loro influenza sulla componente contrattile del muscolo.

*stic elements. It has been suggested that this occurs in walking (e.g. Cavagna and Kaneko 1977), running (e.g. Cavagna et al. 1964, 1976, Cavagna and Kaneko 1977, Ito et al. 1981), rebound experiments (e.g. Margaria et al. 1963, Thys et al. 1972, 1975, Asmussen and Bonde-Petersen 1974b) and in load running exercise (Pugh 1971, Lloyd and Zachs 1972, Zachs 1973, Asmussen and Bonde-Petersen 1974b).*

*In the studies with isolated muscle preparation, the nervous connections have not been intact, and therefore the increase in performance of the skeletal muscle through pre-stretch in these studies can be attributed solely to the storage and utilization of elastic energy and their influence on the contractile machinery. On the other hand, in human experiments when the nervous system is intact, part of this « potentiation of performance » through pre-stretching might as well be attributed to a reflex potentiation.*

*Evidence has been presented to show that fast stretch of an active muscle causes substantial stretch reflex potentiation via the afferent from muscle spindles (e.g. Prochazka et al. 1977, Gottlieb and Agarwal 1979). It is possible that stretching of active muscle in man also causes reflex potentiation via a cortical loop. There are indications that this reflex may reach the muscle within approximately 40-70 ms from the beginning of the stretch (e.g. Iles 1977, Gottlieb and Agarwal 1979, Chan et al. 1978). Thus, if a motion is performed with a large range amplitude, reflex action would effect the eccentric phase of the stretch-shortening cycle. On the other hand, if the range of movement is short and its motion fast, the myostatic reflex response might occur during the positive work phase. According to Nichols and Houk (1976) the reflex action would be enhanced by the fact that newly recruited mo-*

D'altra parte, negli esperimenti condotti sull'uomo, quando il sistema nervoso si presenta integro, parte di questo « potenziamento di prestazione », ottenibile attraverso il prestiramento, potrebbe essere attribuita ad un potenziamento da riflessi da stiramento. E' stato dimostrato che il prestiramento veloce di un muscolo attivato causa un forte potenziamento da riflessi da stiramento attraverso la afferente dei fusi muscolari (e.g. Prochazka et al. 1977, Gottlieb and Agarwal 1979).

E' possibile che lo stiramento del muscolo attivato nell'uomo causi anche il potenziamento da riflessi da stiramento attraverso l'arco corticale. Ci sono dei segni che indicano che questo riflesso possa attuarsi entro circa 40-70 ms dall'inizio dello stiramento (e.g. Iles 1977, Gottlieb e Agarwal 1979, Chan et al. 1978).

Quindi, se si esegue un gesto con un movimento molto ampio, l'azione del riflesso cadrebbe nella fase eccentrica del ciclo di stiramento-accorciamento. D'altra parte, se l'ampiezza del movimento è minima ed il suo realizzarsi veloce, la reazione miotatica riflessa potrebbe avvenire durante la fase di lavoro positivo. Secondo Nichols e Houk (1976), l'azione dei riflessi miotatici verrebbe aumentata dal fatto che le unità motorie neo reclutate svilupperebbero più forza trovandosi le fibre muscolari stirate ad una lunghezza maggiore di quella in cui si trovano in condizioni normali. Tutto ciò fa pensare che i contributi relativi all'azione dei riflessi miotatici sulle proprietà meccaniche del muscolo attivato possono essere differenti. Quindi, le proprietà visco-elastiche dei muscoli non sono soltanto capaci di affrontare le perturbazioni esterne (Grillner 1972), ma sembra che possano agire adeguatamente in collegamento con quella parte del sistema nervoso da cui dipende la modificazioni interna della produzione di forza muscolare. L'im-

*tor units would develop more force at the stretch length than at the initial length. Therefore, it seems that the relative contributions of reflex action upon the mechanical properties of active muscle may be different. Thus, the viscoelastic properties of the muscles are not only able to match the external perturbations and disturbances (Grillner 1972), but, it seems, to operate properly in connection with that part of the nervous system, which is responsible for the internal variation of muscle force output.*

*The storage of elastic energy and its utilization has been investigated earlier in our laboratory (Komi and Bosco 1978a, b) utilizing the technique of Asmussen and Bonde-Petersen (1974a). This consists of performing maximal vertical jumps on a force-platform with and without previous stretch of leg extensor muscles. In a previous investigation an attempt was made to study how subjects with different fiber composition in their m. vastus lateralis were able to utilize elastic energy. Furthermore, it was thought useful to study the possible differences in storage capacity and utilization of elastic energy between men and women of comparable physical condition. From this study, it was concluded that male subjects usually can sustain higher stretch loads than their female counterparts. On the other hand, females were able to utilize a greater proportion of the stored elastic energy. In general those findings were in good agreement with earlier results (e.g. Cavagna et al. 1971, Asmussen and Bonde-Petersen 1974 a); and in addition, the testing technique employed was shown to be very satisfactory. Therefore it was logical to examine how this method is applicable to and sensitive for the differentiation of performance characteristics in different age and sex groups (study I).*

*The problem of elasticity was studied further e.g. in connection with*

magazzinamento di energia elastica ed il suo ri-uso sono stati studiati precedentemente nel nostro laboratorio (Komi e Bosco 1978 a, b) applicando la metodica di Asmussen and Bonde-Petersen (1974 a). Si tratta di effettuare salti verticali massimali su una force-platform con o senza il previo stiramento dei muscoli estensori della gamba.

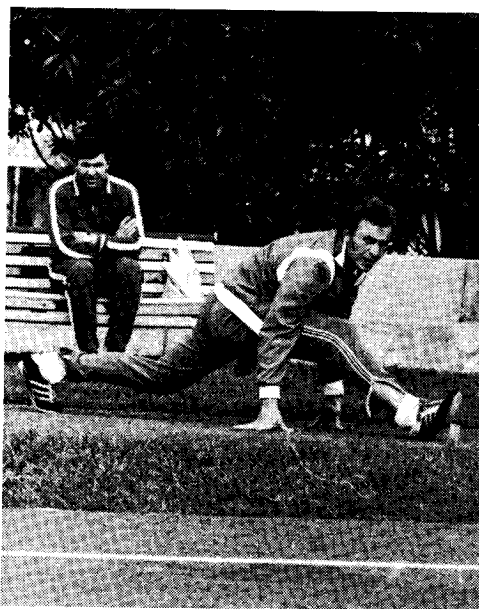
Nel corso di una ricerca fu fatto un tentativo per studiare in che modo soggetti con differenti composizioni di fibre nel muscolo vasto laterale erano in grado di utilizzare l'energia elastica. Inoltre, si ritenne utile studiare le possibili differenze nella capacità di immagazzinamento e di ri-uso di energia elastica da parte dei maschi e delle femmine con condizioni fisiche paragonabili. Da questo studio, si giunse alla conclusione che di soliti i maschi, meglio delle femmine, potevano sostenere carichi di stiramento più elevati. Le femmine, invece, erano in grado di utilizzare una quantità maggiore di energia elastica immagazzinata. Generalmente, questi dati concordavano con risultati precedentemente ottenuti (e.g. Cavagna et al. 1971, Asmussen e Bonde-Petersen 1974 a); inoltre, la metodologia di ricerca impiegata si rivelò molto soddisfacente. Considerando tali presupposti, divenne logico esaminare l'applicabilità di questo metodo e come fosse sensibile a differenziare le caratteristiche di prestazione eseguita da soggetti di diverse età ed appartenenti ai due sessi (Studio I). Il problema dell'elasticità fu anche studiato in connessione con il comportamento meccanico del muscolo scheletrico.

Fu analizzato, dunque, in che maniera i salti eseguiti con il ciclo di stiramento-accorciamento potessero modificare la relazione forza-velocità (F-V) e potenza-velocità (P-V) rispetto alla relazione fondamentale risultante dall'esecuzione di salti effettuati senza il prestiramento.

*the mechanical behaviour of skeletal muscle. Thus it was investigated how jumps performed with a stretch-shortening cycle could modify the force-velocity (F-V) and power-velocity (P-V) relationships as compared to the basic relationship which can be obtained utilizing jumps performed without prestretch. In addition, the basic interrelationships between the various mechanical parameters of the stretch-shortening cycle were examined (studies II and III).*

*It is also expected that the final performance obtained after a muscle has been actively stretched depends on the pattern of neural activation of the muscle. Therefore, the concomitant influence of elasticity and nervous potentiation on muscular performance was examined (study IV).*

*The practical meaning of elastic potentiation was evaluated for the work economy itself. This led to the study of mechanical efficiency and its dependence on elastic potentiation (study V).*



Ufficio Stampa FIDAL

Furono esaminate, inoltre, le interrelazioni fondamentali tra i diversi parametri meccanici del ciclo di stiramento-accorciamento (Studi II e III).

Si supponeva anche che la prestazione finale ottenuta dopo che un muscolo fosse stato stirato attivamente, dipendesse dal tipo di attivazione nervosa del muscolo stesso. Da qui lo studio dell'influenza concomitante dell'elasticità e del potenziamento nervoso sulla prestazione muscolare (Studio IV). Il significato pratico del potenziamento elastico fu valutato per i suoi effetti per la stessa economia del lavoro. Ciò condusse allo studio dell'efficienza meccanica e la sua dipendenza dal potenziamento elastico (Studio V).

## 1.2 Metodi di ricerca

### 1.2.1 Soggetti

Sono stati analizzati 249 soggetti sani. Tutti risiedevano in Jyväskylä (regione centrale della Finlandia).

113 maschi ed altrettante femmine, divisi in gruppi secondo l'età ed il sesso, sono stati classificati come non-allenati o moderatamente allenati (gruppi I-II, secondo Saltin e Grimby 1968). Gli altri 23 soggetti erano atleti ben allenati ed avevano familiarità con i test (Studi II, III, IV, V).

### 1.2.2 Metodi statistici

Sono stati impiegati metodi statistici convenzionali per calcolare la media ( $\bar{x}$ ), la deviazione standard (SD), l'errore standard della media (E) ed il coefficiente di correlazione lineare ( $r$ ). Quando utili, si sono studiate le differenze intra ed inter-individuali e le differenze tra le medie, utilizzando il test del « t di Student ». E' stata valutata la precisione dei metodi usati, compresi errori di misurazione.

La riproducibilità delle misurazioni è stata condotta su un'analisi duplice

## 1.2 Research methods

### 1.2.1 Subjects

*A total of 249 healthy subjects were studied. All the subjects were residents in the town of Jyväskylä (Middle Finland). One hundred and thirteen males and the same number of females, divided into groups according to age and sex, were classified as untrained or moderately trained (groups I-II according to Saltin and Grimby 1968) with respect to occupational and spare time physical activity (study I). The other twenty three subjects were well experienced athletes and were familiar with the test procedure (studies II, III, IV, V). Table 1 summarizes the number of subjects and the age, height and weight of each subject group.*

### 1.2.2 Statistical methods

*Conventional statistical methods were employed to calculate the mean ( $\bar{x}$ ), standard deviation (SD), standard error of the mean (SE) and linear correlation coefficient ( $r$ ). When useful, intra- and interindividual differences, and differences between means were tested for significance using Student's t-test. The accuracy of the methods used has been evaluated including error of measurement. The reproducibility of the measurements was conducted on duplicate analysis and expressed as a correlation coefficient.*

### 1.2.3 Testing procedures and data collection

#### 1.2.3.1 Jumping performances (I-V)

*Each subject performed maximal voluntary vertical jumps on the forceplatform (Komi et al. 1974), sensitive to the vertical ground reaction force and with a natural frequency of 100 Hz, in the following different ways:*

Tavola n. 1 - Caratteristiche antropometriche dei soggetti (media  $\pm$  SD)  
 Table 1 - Anthropometrical characteristics of the subjects (Mean  $\pm$  SD)

Gruppi di soggetti Subject groups	N°	Età (anni) Age (years)	Altezza (cm.) Height (cm.)	Peso (kg) Weight (kg)
<b>Studio I</b>				
Gruppo di età				
<i>Study I</i>				
<i>Age group</i>				
4—6 ♂	10	4.6 $\pm$ 1.2	110.3 $\pm$ 6.2	18.1 $\pm$ 2.2
4—6 ♀	11	4.9 $\pm$ 1.0	110.5 $\pm$ 9.0	18.6 $\pm$ 3.4
13—17 ♂	19	14.5 $\pm$ 1.1	170.3 $\pm$ 7.8	56.4 $\pm$ 8.7
9—12 ♀	15	10.8 $\pm$ 0.8	116.6 $\pm$ 9.8	35.3 $\pm$ 6.7
18—28 ♂	35	23.7 $\pm$ 2.2	178.2 $\pm$ 5.5	80.0 $\pm$ 10.0
18—26 ♀	41	21.7 $\pm$ 1.6	167.2 $\pm$ 5.2	58.8 $\pm$ 5.4
29—40 ♂	16	37.1 $\pm$ 3.7	176.9 $\pm$ 4.7	78.9 $\pm$ 7.4
34—40 ♀	16	26.9 $\pm$ 1.4	164.2 $\pm$ 4.7	64.4 $\pm$ 5.9
41—49 ♂	18	45.1 $\pm$ 3.2	173.8 $\pm$ 4.4	77.1 $\pm$ 12.1
41—48 ♀	15	43.4 $\pm$ 2.1	162.9 $\pm$ 4.6	68.3 $\pm$ 9.3
54—65 ♂	4	60.0 $\pm$ 4.5	168.8 $\pm$ 2.5	75.8 $\pm$ 11.9
51—64 ♀	11	61.2 $\pm$ 6.7	160.2 $\pm$ 5.2	62.2 $\pm$ 8.0
71—73 ♂	11	72.5 $\pm$ 0.5	166.2 $\pm$ 3.8	74.7 $\pm$ 7.6
71—73 ♀	14	72.3 $\pm$ 0.4	158.3 $\pm$ 4.75	66.3 $\pm$ 11.6
<b>Studio II</b>				
Giocatore di pallavolo ♂	1	27.0	187.0	84.0
<i>Study II</i>				
<i>Volleyball player</i>				
<b>Studio II</b>				
Atleti praticanti				
attività di potenza ♂	14	22.9 $\pm$ 3.5	181.6 $\pm$ 8.2	74.1 $\pm$ 7.0
<i>Study III</i>				
<i>Power athletes</i>				
<b>Studio III</b>				
Atleti praticanti				
attività di potenza ♂	3	26.0 $\pm$ 4.3	179.7 $\pm$ 5.8	73.0 $\pm$ 3.7
<i>Study IV</i>				
<i>Power athletes</i>				
<b>Studio IV</b>				
Studenti di Ed. Fis. ♂	5	28.8 $\pm$ 4.9	179.0 $\pm$ 6.0	77.9 $\pm$ 6.8
<i>Study V</i>				
<i>Phys. educ. students</i>				



ed espressa come coefficiente di correlazione.

### 1.2.3. Test e raccolta di dati

#### 1.2.3.1 Salti (I-V)

Ogni soggetto ha effettuato salti verticali massimali volontari sulla force-platform (Komi et al. 1974) sensibile alla forza di reazione verticale del terreno e con una frequenza naturale di 100 Hz, nei differenti modi seguenti:

a) da una posizione di  $\frac{1}{2}$  squat senza effettuare un contro-movimento preparatorio. Tale condizione è chiamata salto da posizione di accosciata (*Squatting Jump*, SJ). Prima di iniziare salti verticali, l'angolo del ginocchio era posto a circa  $90^\circ$  (Studi II, IV). Nello Studio I, il ginocchio del soggetto era fissato nella posizione più comoda per il soggetto stesso ( $\approx 90^\circ$ ). Nello Studio III lo spostamento angolare del ginocchio variava da  $27^\circ$  a  $105^\circ$  in tutti i soggetti. Nello Studio V le prestazioni si effettuavano partendo da 2 angoli al ginocchio differenti ( $90^\circ$ - $135^\circ$ ). L'angolo di partenza veniva fissato in corrispondenza dei valori delle registrazioni elettrogoniometriche rilevate durante esecuzioni di salti con contro-movimento (Studi II, III, IV) e di salti con rimbalzo (Studio V).

b) Con un contro-movimento preparatorio. In questo salto con contro-movimento (*Counter-Movement Jump*, CMJ) il soggetto partiva dalla posizione eretta sulla force-platform; la fine della fase di contro-movimento corrispondeva alla posizione iniziale nello SJ.

In condizioni di SJ e di CMJ, parecchi salti venivano eseguiti con carichi, aumentati e diminuiti, gravanti sui muscoli estensori della gamba. Ciò è stato possibile eseguendo i salti con bilancieri avendo carichi diversi posti sulle spalle, i carichi va-

*(a) From a semisquatting position with no allowance for preparatory counter-movement. This condition is called the squatting jump (SJ). Before to begin the vertical jumps, the subject's knee angle was preset at about  $90^\circ$  (studies II, IV). In study I the subject's knee angle was fixed on the position they felt as the most comfortable ( $\approx 90^\circ$ ). In study III the knee angular displacement ranged from  $27^\circ$  to  $105^\circ$  in all subjects. In study V performances were carried out starting from two different knee angle ( $90^\circ$ - $135^\circ$ ). The starting angle was obtained from electrogoniometer records of counter-movement jump conditions (studies II, III, IV), and rebound conditions (study V).*

*(b) With a preparatory counter-movement. In this counter-movement jump (CMJ) the subject started from the erect standing position on the force-platform, and the end of the counter-movement phase corresponded to the starting position in SJ. In SJ and CMJ conditions, several jumps were also performed with increased or decreased loads held by the leg extensor muscles. This was possible by performing the jumps with different barbell weights on the shoulders, ranging in weight from 15 to 220 percent of body weight (studies II, IV). To decrease the load of the body weight during the performances, several jumps were executed using assisting elastic ropes fixed between a belt around the waist of the subject and the ceiling of the laboratory. The lifting action of the elastic ropes on the body ranged between 49-314 N (study IV).*

*(c) Jumping after different stretch loads had been given to the active leg extensor muscle. This was achieved by letting the subjects drop down onto the force-platform from different heights (20-100 cm). This condition is called drop jump (DJ). In study I the children were tested only in DJs*

riavano da 15 a 220% del peso corporeo (Studi II, IV). Per diminuire il carico del peso corporeo durante le prestazioni, sono stati eseguiti parecchi salti utilizzando corde elastiche fissate con una estremità ad una cintura posta intorno alla vita del soggetto e con l'altra al soffitto del laboratorio. L'azione di sollevamento da parte delle corde elastiche sul corpo variava tra 49-214 N (9,81 N = 1 Kg) (Studio IV).

c) Esecuzione di un salto dopo aver sottoposto il muscolo estensore della gamba a carichi di stiramento differenti.

from 20-30 cm for safety reasons, because they were not able to tolerate higher stretch loads. The oldest subjects (71-73 yrs) were not tested in DJs. When all the drop jumps had been performed, the best drop jump (BDJ) was selected for each subject. BDJ refers to the highest rise of the center of gravity, which was attained from the various dropping heights. Examples of the vertical force-time curves are shown in Figure 1.

The total body vertical jump is a multi-joint movement, which is some function of the combined impulses of alla muscles participating in the mo-

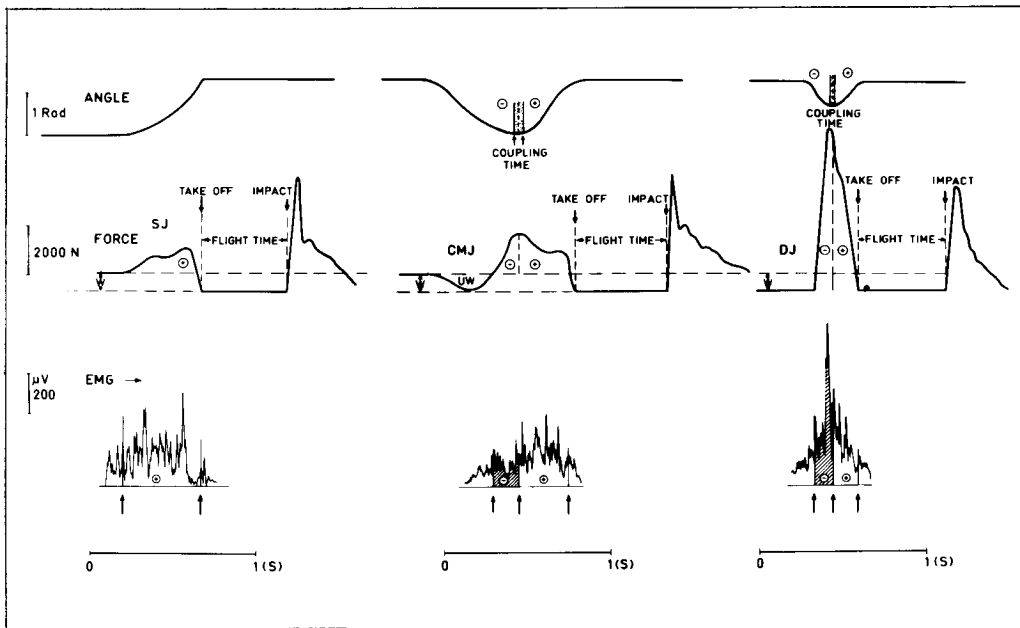


Figure 1. - Example of knee angular displacement (above), vertical force-time curves (middle) and rectified EMG of *m. vastus lateralis* (below) in the different jumping conditions: Squatting Jump (SJ), Counter-Movement Jump (CMJ) and Dropping Jump (DJ). Symbols: UW, the unweighing phase of CMJ; W, weight of the subject; —, deceleration phase in eccentric (negative) work; +, concentric (positive) work phase;  $t_{air}$ , the phase when the subject is in the air. The coupling time in the angular displacement record indicates the transition period between eccentric and concentric phases.

Fig. 1 - Esempio di spostamento angolare del ginocchio (in alto), curve verticali della relazione forza-tempo (al centro) e EMG rettificato del vasto laterale (in basso) nei tre tipi di salto: salto da posizione di accosciata (SJ), salto con contro-movimento (CMJ) e salto con caduta (DJ). Simboli: UW, fase di alleggerimento del CMJ; W, peso del soggetto; —, fase di decelerazione durante il lavoro eccentrico (negativo); +, fase di lavoro concentrico (positivo);  $t_{air}$ , fase di volo. Il tempo di accoppiamento, registrato durante lo spostamento angolare, indica il periodo di transizione dalla fase eccentrica alla fase concentrica.

I soggetti dovevano saltare sulla force-platform cadendo da diverse altezze (20-100 cm). Tale condizione è chiamata caduta dall'alto con rimbalzo (Drop Jump, DJ). Nello Studio I sono state fatte prove di DJ da 20-30 cm di altezza per ragioni di sicurezza, trattandosi di ragazzi giovani, per cui i soggetti non erano in grado di tollerare carichi di stiramento più elevati. Non sono stati condotti test di DJ su soggetti più vecchi (71-73 anni). A conclusione della serie di salti con caduta, veniva scelta la migliore prestazione di ciascun soggetto (Best Drop Jump, BDJ). Il BDJ è quel salto che sfrutta l'altezza di caduta che permette, nel rimbalzo, l'elevazione massima del centro di gravità: esso si ottiene sperimentando diverse altezze di caduta. Esempi di registrazioni temporali della relazione forza-tempo sono spiegate nella Fig. 1.

Il salto verticale completo costituisce un movimento che coinvolge il lavoro di più articolazioni, provocato da una serie di impulsi coordinati di tutti i muscoli interessati.

Quindi, per far sì che i salti fossero eseguiti principalmente dai muscoli estensori della gamba, i soggetti dovevano tenere le mani sui fianchi per tutto il salto, riducendo al minimo lo spostamento laterale ed orizzontale durante la prestazione. Inoltre, dovevano « atterrare » e « staccarsi » sulla force-platform conservando lo stesso posto di partenza. Quindi, era logico supporre che la registrazione della relazione forza-tempo fosse proporzionale alla forza sviluppata dai muscoli quadricipiti. Tale premessa è sostenuta dallo studio di Luthanen e Komi (1978), i quali hanno dimostrato che, anche se l'estensione del tronco, l'oscillazione della testa e delle braccia venivano effettuate liberamente durante un salto verticale, il contributo dei muscoli estensori equivaleva a più di metà della produzione totale della forza verticale (56%).

*vement. Therefore, to ensure that the test jumps were performed primarily by the leg extensor muscles, the subjects were instructed to keep their hands on their hips throughout the entire jump and to minimize the lateral and horizontal displacement during the performance. The subjects were also instructed to land and take-off on the force-platform in the same position and place. Thus it was reasonable to assume that the ground reaction force time curve was proportional to the quadriceps muscle group forces. This assumption is supported by the work of Luhtanen and Komi (1978), who demonstrated that even if the trunk extension, head swing and arm swing were freely used during vertical jump performance, the contribution of the leg extensors was more than half of the total vertical force production (56%).*

#### 1.2.3.2 Rhythmical vertical jumps (V)

*The subjects performed rhythmical vertical jumps on the force-platform of a frequency and height chosen by each subject so that the performance could be carried out for a period of one minute. The jumps were performed in five separate one-minute series, and four of them were performed under rebound conditions. This means that the extension movement (concentric phase) took place immediately after the stretching phase (eccentric phase). The first and the second series were performed with small knee angle amplitudes 42-58 and 46-63 degrees, respectively). The third and the fourth series were performed with large knee angle amplitudes (77-105 and 91-108 degrees, respectively).*

*The first and the third series were carried out without, and the second and the fourth series with an additional barbell load of 20 kg on the shoulders. The fifth series was performed with no rebound condition, so*

## 1.2.3.2 Salti verticali con rimbalzo (V)

I soggetti eseguivano salti verticali ritmici con rimbalzo sulla force-platforme ad una frequenza e ad una altezza scelte da ciascun soggetto in maniera che l'intera prestazione non superasse 1 minuto.

Furono eseguite 5 diverse serie di salti di 1 minuto ciascuna, 4 delle quali con rimbalzo. Questo significa che il movimento di estensione (fase concentrica) seguiva immediatamente lo stiramento (fase eccentrica).

La prima e seconda serie di salti è stata eseguita con modeste escursioni angolari del ginocchio (rispettivamente 42°-58° e 46°-63°).

La terza e la quarta serie, invece, sono state eseguite con una maggiore escursione articolare (77°-105° e 91°-108°, rispettivamente).

La seconda e la quarta serie di salti sono state effettuate con un sovraccarico di 20 kg (bilanciere posto sulle spalle). La quinta serie non prevedeva il rimbalzo; in questo modo i soggetti mantenevano la posizione di accosciata per circa un secondo tra la fase eccentrica e quella concentrica.

Ogni serie di salti è stata filmata con un sistema di videocassette Sanyo VTC 7100 formato da una macchina fotografica VC 500 e da un timer ( $\pm 0.01$  s) del Magnasonic VTF 100. E' stato possibile vedere il filmato, fotogramma per fotogramma.

## 1.2.3.3 Forza isometrica massimale (II, IV)

Sulla force-platform è stata anche misurata la forza isometrica massimale con velocità angolare zero in tutte le articolazioni. In questo test, il soggetto si trovava nella stessa posizione di partenza dello SJ (90°). La barra sulle spalle era fissata alle due estremità, impedendo, così, qualsiasi movimento delle articolazioni.

*that the subjects maintained a one-second isometric squatting period between the eccentric and concentric phases. Each series of jumps was also filmed using the Sanyo VTC 7100 video cassette system including a camera VC 500 and the timer ( $\pm 0.01$  s) of Magnasonic VTF 100. In playback the film could be stopped at any frame.*

## 1.2.3.3 Maximal isometric force (II, IV)

*Maximal isometric force with zero angular velocity at all joints was also measured on the force-platform. In this test the subject was in the same position as when starting the SJ (90°). The bar on the shoulders, was fixed at both ends, thus allowing no movement in the joints.*

## 1.2.3.4 Recording of angular displacement (II, III, IV, V)

*Movement amplitude of the knee joint during each jumping performance was recorded with an electrogoniometer (Elgon) attached to the lateral side of the subject's knee joint. Elgon was also used to obtain the maximum speed of knee extension. In this test the subject lies in a supine position with the knee flexed to a starting position of 90°, while both the hips and the heels were kept on the ground.*

## 1.2.3.5 Electromyographic (EMG) recordings (IV, V)

*Bipolar surface EMG recording (Beckman miniature-size skin electrodes) was performed from mm. vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris and gastrocnemius. The electrodes were fixed on to the middle part of the muscle bellies and they were kept in these constant positions during the whole course of the experiment. After amplification with Brookdeal 9432 preamplifiers (60*

#### 1.2.3.4 Registrazione dello spostamento angolare (II, III, IV, V)

Durante ogni prestazione di salto, l'ampiezza del movimento dell'articolazione del ginocchio è stata registrata con un elettrogoniometro (Elgon) posto a lato dell'articolazione del soggetto. Questo apparecchio è stato anche utilizzato per ottenere 'la velocità massima dell'estensione del ginocchio. Per questa prova, il soggetto giaceva supino con il ginocchio flesso nella posizione iniziale (90°), con il bacino ed i talloni a terra.

#### 1.2.3.5 RegISTRAZIONI Elettromiografiche (EMG) (Studi IV, V)

La registrazione elettromiografica superficiale bipolare (EMG) (elettrodi cutanei miniaturizzati Beckman) è stata eseguita nei muscoli vasto-laterale, vasto mediale, retto-femorale e gastrocnemio. Gli elettrodi sono stati applicati sul ventre muscolare e mantenuti in questa posizione per l'intera durata dell'esperimento.

Dopo l'amplificazione ottenuta con pre-amplificatori Brookdeal 9432 (60 dB, 1 Hz - 1kHz), queste registrazioni dell'EMG sono state memorizzate simultaneamente con i segnali della forza e dell'angolo in forma analogica su un nastro magnetico. (Racal Store 7).

L'EMG è stata integrata per ciascun muscolo separatamente mediante il sistema di elaborazione computerizzata HP 21 - MX.

L'EMG integrata (IEMG) è stata espressa per un periodo di un secondo.

La frequenza di campionatura nella conversione da analogica a digitale fu di 1 KHz.

Nello Studio IV è stato calcolato il numero dei punti di inversione partendo dai valori dell'EMG rettificata, e questo valore è stato adottato come misura per quantizzare l'attività

*dB, 1 Hz - 1 kHz) these EMGs were stored simultaneously with the force and angle signals in analog form on magnetic tape (Racal Store 7). EMG was integrated for each muscle separately using HP 21-MX computer system. Integrated EMG (IEMG, was expressed for one second period. The sampling frequency in the analog to digital conversion was 1 kHz. In study IV the number of turning points were calculated from the rectified EMG records and that value was used as a measure of quantity of EMG activity.*

*The sampling time for EMG was extended to the whole period of the eccentric and concentric phases of each jump separately as shown in Figure 1. The length of this period was much higher (100-500 ms) than the minimum sampling time (50 ms) suggested by Norman et al. (1978). In study V the first five and the last five jumps were averaged for each subject and for each of the four rebound series of jumps. In addition, to compare the myoelectrical activity of the selected muscles during the stretch-shortening cycle with exercises involving similar mechanical conditions but performed solely by the contractile machinery of the muscles, a series of vertical jumps (SJ) performed from different starting position (see 2.3.1) were also monitored. In study IV similar EMG recording techniques were utilized. However, m. gastrocnemius was not monitored; and m. rectus femoris was found to behave differently from vasti muscles during the eccentric phase in CMJ and DJ (see discussion paper IV). Therefore, only the vasti muscles were averaged because of the great similarity in their activity patterns, and for each jumping condition the value of three trials were averaged.*

*Assuming that the quadriceps femoris was the greatest contributor to the vertical jump performances, and because the EMG electrodes were not removed between the series*

elettromiografica (EMG). Il tempo di campionatura per l'EMG è stato esteso all'intero periodo delle fasi eccentrica e concentrica di ogni salto separatamente, come mostrato nella Fig. 1. La durata di questo periodo è di gran lunga maggiore (100-500 ms) del tempo minimo di campionatura (50 ms) proposto da Norman et al. (1978).

Nello Studio V, per ciascun soggetto e per ognuna delle 4 serie di salti con rimbalzo è stata calcolata la media dei primi 5 e degli ultimi 5 salti. Inoltre, è stata anche analizzata una serie di salti verticali (SJ) eseguiti da differenti posizioni di partenza (ved. 2.3.1) al fine di confrontare l'attività mioelettrica di determinati muscoli durante il ciclo di stiramento-accorciamento con esercizi implicanti condizioni meccaniche simili ma eseguiti solo dalla componente contrattile dei muscoli.

Nello Studio IV sono state utilizzate simili tecniche di registrazione EMG.

Tuttavia, il muscolo gastrocnemio non è stato analizzato; si è visto che il muscolo retto-femorale si comporta diversamente dai muscoli vasti durante la fase eccentrica nel CMJ e nel DJ (ved. discussione sullo Studio IV). Perciò, dato che i muscoli vasti presentavano una forte somiglianza nei modelli di attività, è stata effettuata la media dei valori, estendendola alle tre prove di ogni tipo di salto.

Assumendo che il muscolo quadricipite femorale contribuiva in maniera determinante alle prestazioni di salto verticale, mantenendo gli elettrodi EMG durante le serie di salti, i valori IEMG risultanti sono stati considerati simili nel soggetto stesso. Da qui, negli Studi IV e V è stato presentato il valore assoluto dell'IEMG, relativo alla forza media calcolata per la fase eccentrica (CMJ, DJ e per i salti con rimbalzo) e per il lavoro concentrico (SJ, CMJ, DJ e salti con rimbalzo). La riproducibilità

*of jumps, IEMG values were considered comparable within subjects. Therefore, in studies IV and V the absolute value of the IEMG is presented, and related to the average force calculated for the eccentric phase (CMJ, DJ and rebound jumps) and for the concentric work (SJ, CMJ, DJ and rebound jumps). The reproducibility of IEMG and IEMG/average force estimated from analysis of duplicate measurements for different jump conditions showed to have satisfactory high values ( $r = .94$ ,  $r = .97$ , respectively,  $n = 6$ ).*

#### 1.2.3.6 Oxygen uptake (V)

*The oxygen uptake ( $\dot{V}_{O_2}$ ) was recorded for a ten minutes' rest period in sitting position to measure the basal metabolic cost.  $\dot{V}_{O_2}$  during each jumping series and during the following 10 minutes recovery period in sitting position was also recorded to calculate the energetic cost of the exercise performed. A semi-automated system was used to measure lung ventilation and  $O_2$  and  $CO_2$ -concentrations in the expired air (Rusko et al. 1980) for every 1 min time period. The net oxygen cost of each jumping series (net  $\dot{V}_{O_2}$ ) was calculated by adding the oxygen uptake during the 1 min jumping exercise to that of the ten minutes' recovery period. The resting oxygen consumption was subtracted from this eleven-minute period. The respiratory exchange ratios during the jumping exercises were  $> 1.0$ . Therefore according to this the energetic equivalent of 20.93 for  $O_2$  was chosen.*

#### 1.2.3.7 Blood analysis (V)

*Blood samples from the fingertip were drawn to determine lactate concentration (Biochemica Boehringer) before, 0.5 minutes and 2.5 minutes after each jumping period.*

dell'IEMG e dell'EMG/forza media, valutata dall'analisi delle misurazioni ripetute per le diverse condizioni di salto, ha mostrato valori elevati molto soddisfacenti (rispettivamente:  $r = .94$ ,  $r = .97$ ,  $n = 6$ ).

### 1.2.3.6 Consumo di ossigeno

Per misurare il metabolismo basale è stato registrato il consumo di ossigeno ( $\dot{V}_{O_2}$ ) per un periodo di inattività di 10' dalla posizione seduta; il  $\dot{V}_{O_2}$  è stato registrato anche nel corso di ciascuna serie di salti e durante il periodo di recupero successivo di 10' da seduto per calcolare il costo energetico dell'esercizio effettuato. È stato utilizzato un sistema semi-automatico per misurare la ventilazione polmonare e le concentrazioni di  $O_2$  e  $CO_2$  nell'aria espirata per ogni minuto di tempo (Rusko et al. 1980).

Il consumo netto di ossigeno di ciascuna serie di salti ( $\dot{V}_{O_2}$  netto) è stato calcolato aggiungendo la quantità di ossigeno consumata durante la serie di salti di 1' a quella relativa dei 10' di recupero.

La quantità di ossigeno consumata a riposo è stata sottratta da quella di questo periodo di 11'. I quozienti dello scambio respiratorio durante la serie di salti erano  $> 1.0$ . Da qui, si è trovato l'equivalente energetico per l' $O_2$  di 20.93.

### 1.2.3.7 Analisi del sangue

Sono stati prelevati campioni di sangue (dai polpastrelli delle dita) per determinare la concentrazione di lattato (Biochemica Boehringer) prima, 0.5 minuti e 2.5 minuti dopo ciascuna serie di salti.

## 1.2.4 Calcolo meccanico e formule

### 1.2.4.1 Force-platform ed elaborazione dei dati (I-V)

La forza di reazione verticale sul terreno sviluppata durante il salto,

## 1.2.4 Mechanical calculation and formulas

### 1.2.4.1 Force-platform and data processing (I-V)

*The vertical ground-reaction force developed during the jump performance, as recorded by the force-platform (Figure 1), and the flight time ( $t_{air}$ ), gave the basis for the calculation of the following mechanical parameters: vertical velocity at take-off ( $V_v$ ), height of rise of center of gravity ( $h$ ), net impulse ( $NI$ ), average force ( $\bar{F}$ ), instantaneous force developed at end of the eccentric work ( $F_i$ ), and average mechanical power ( $\bar{W}$ ).*

*The vertical velocity at take-off was obtained from the formula:*

$$V_v = 1/2 \times t_{air} \times g \quad (1)$$

*in which  $g$  = acceleration due to gravity ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ).*

*The height of rise ( $h$ ) of the center of gravity over that obtaining at take-off can then be computed*

$$h = \frac{V_v^2}{2 \times g} \quad (2)$$

*The final vertical velocity at take-off was also computed by integration of the acceleration from the force-time curve. The value of this computation was similar ( $\pm 0.001 \text{ m/s}$ ) to the  $V_v$  calculated from formula (1).*

*Net impulse was obtained as follows:*

$$NI = \int (F(t) - W) dt = m \times V_v \quad (3)$$

*where  $F$  = force,  $W$  = weight of the subject,  $m$  = mass,  $V_v$  = vertical velocity at take-off.*

*Average force ( $\bar{F}$ ) was computed using the following formula:*

$$\bar{F} = \frac{m \times V_v}{t} \quad (4)$$

come registrata dalla force-platform (Fig. 1) ed il tempo di volo ( $t_{air}$ ), hanno fornito la base per calcolare i parametri meccanici seguenti: velocità verticale al momento dello stacco ( $V_v$ ), altezza dell'elevazione del Centro di Gravità ( $h$ ), impulso netto (NI), forza media ( $F$ ), forza istantanea sviluppata alla fine del lavoro eccentrico ( $F_i$ ) e la potenza meccanica media ( $W$ ).

La velocità verticale al momento dello stacco è stata ottenuta dalla formula seguente:

$$V_v = 1/2 \times t_{air} \times g \quad (1)$$

dove  $g$  = accelerazione dovuta alla gravità ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ).

L'altezza dell'elevazione ( $h$ ) del Centro di Gravità, ottenuta dopo lo stacco, può quindi essere calcolata:

$$h = \frac{V_v^2}{2 \times g} \quad (2)$$

Si è potuto calcolare anche la velocità verticale finale al momento dello stacco integrando l'accelerazione della curva forza-tempo. Il valore di tale calcolo era simile ( $\pm 0.001 \text{ m/s}$ ) al valore di  $V_v$  calcolato dalla formula (1).

Il valore dell'impulso netto è stato ottenuto come segue:

$$NI = \int (F(t) - W) dt = m \times V_v \quad (3)$$

dove:  $F$  = forza,  $W$  = peso del soggetto,  $m$  = massa,  $V_v$  = velocità verticale al momento dello stacco.

La forza media ( $\bar{F}$ ) è stata calcolata con la formula seguente:

$$\bar{F} = \frac{m \times V_v}{t} \quad (4)$$

In questo caso,  $t$  è il tempo di contatto con la pedana durante la prestazione.

L'accelerazione verticale, la velocità e lo spostamento sono stati cal-

*Hehe it is the time of contact with the platform during the work performance.*

*Vertical acceleration, velocity and displacement were calculated through integration from force-time curve on the Hewlett-Packard Model 9810 A desk computer. The average mechanical power ( $\bar{W}$ ) was then computed through the change of mechanical energy (translatory and potential), which was assumed to represent the total mechanical work ( $W$ ). To calculate mechanical power for both eccentric and concentric phases the total work was divided for the respective contact time.*

*In study IV the net force of leg extensors was calculated subtracting the elastic force of the ropes from the total force. In calculations of mechanical work and power, the role of the elastic ropes was separated.*

*In DJ condition a positive value for ground reaction force is obtained at the moment of touchdown on the force-platform, although the work is negative (eccentric phase), as denoted in Figure 1. In order to estimate the periods of negative and positive phases from the total contact period, the negative contact time was first calculated by using the formula of Asmusen and Bonde-Petersen (1974a) as follows:*

*Negative contact time*

$$(t_{neg}) = \frac{V_d \times t_{tot}}{V_v + V_d} \quad (5)$$

*in which  $V_v$  = vertical take-off velocity,  $t_{tot}$  = total contact time,  $V_d$  = downward vertical velocity.*

*$V_d$  can be obtained from the formula:*

$$V_d = \sqrt{2gh} \quad (6)$$

*in which  $h$  = dropping height,  $g$  = acceleration of gravity ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ).*

*To calculate the average force during the eccentric work in CMJ and*



colati attraverso l'integrazione della curva forza-tempo con il computer Hewlett-Packard Model 9810 A.

La potenza meccanica media ( $\bar{W}$ ) è stata poi calcolata tramite la trasformazione dell'energia meccanica (traslatoria e potenziale) che si ritiene rappresenti il lavoro meccanico totale ( $W$ ).

Per calcolare la potenza meccanica sia per la fase eccentrica sia per la fase concentrica, il lavoro totale è stato diviso per i rispettivi tempi di contatto.

Nello Studio IV è stata calcolata la forza netta degli estensori della gamba, sottraendo alla forza totale il contributo della forza prodotta dalle corde elastiche utilizzate nel test. Nel calcolare il lavoro meccanico e la potenza non si è tenuto conto dell'incidenza delle corde elastiche.

Nel salto con caduta (DJ), il valore positivo della forza di reazione del terreno è stato registrato al momento del contatto con la force-platform, sebbene si sia trattato di lavoro negativo (fase eccentrica) come osservato nella Fig. 1.

Per valutare i periodi della fase negativa e di quella positiva dal periodo totale di contatto, in primo luogo è stato calcolato il tempo di contatto negativo applicando la formula di Asmussen e Bonde-Petersen (1974 a) come segue:

$$(t_{neg}) = \frac{V_d \times t_{tot}}{V_v + V_d} \quad (5)$$

dove  $V_v$  = velocità verticale dello stacco;

$t_{tot}$  = tempo totale di contatto;

$V_d$  = velocità verticale di caduta.

$V_d$  si può ottenere applicando la formula seguente:

$$V_d = \sqrt{2gh} \quad (6)$$

DJ, the formula (4) was employed, where  $V_v$  was substituted by the downward vertical velocity, which was computed by integration of the acceleration from the force-time curve in CMJ and by the formula (6) for DJ.

#### 1.2.4.2 Elgon data processing (II, III, IV, V)

*Angular displacement of the knee joint as recorded with Elgon which was calibrated to read zero when the subject was standing erect. In jumping performance where the stretch-shortening cycle occurred, both negative and positive phases could be computed for the knee joint (Figure 1). The transition period which links the negative phase with the positive phase was called « coupling time ». This period is represented by the shaded area of Figure 1, and shows the position of the Elgon record where the knee angle stays the same, and supposedly no change of length occurs in the knee extensor muscles. The length of this phase was measured manually using the tangent of the knee angular displacement curves. The accuracy of these measurements were  $\pm 2$  ms and  $\pm 3$  ms, respectively, for small and large-amplitude jumps.*

#### 1.2.4.3 Mechanical efficiency (V)

*The mechanical efficiency of positive work was assumed to be represented by the ratio of mechanical work performed during the positive phase ( $W_{pos}$ ) and the respective energetic cost ( $E_{pos}$ ) calculated from formula (8). The total mechanical work performed by the subjects was calculated from video film analysis through change of potential energy using the formula:*

$$W = \sum_{i=1}^n |\Delta mgh_i| \quad (7)$$

dove  $h$  = altezza di caduta;  
 $g$  = accelerazione di gravità  
 (9.81 m/s<sup>2</sup>).

Per calcolare la forza media durante il lavoro eccentrico nel CMJ e nel DJ è stata applicata la formula (4), dove  $V_v$  è stata sostituita con  $V_d$  calcolata dall'integrazione dell'accelerazione partendo dalla curva forza-tempo nel CMJ e dalla formula (6) per il DJ.

#### 1.2.4.2 Elaborazione dei dati Elgon (II, III, IV, V)

Lo spostamento angolare dell'articolazione del ginocchio è stato registrato con l'apparecchio Elgon che segnava zero quando il soggetto si trovava nella stazione eretta.

Durante la prestazione di salto effettuato con il ciclo di stiramento-accorciamento, si è potuto calcolare, per l'articolazione del ginocchio, sia la fase negativa sia la fase positiva (Fig. 1). Il periodo di transizione che lega la fase negativa con quella positiva è stato denominato « tempo di accoppiamento ». Questo periodo è rappresentato dall'area ombreggiata della Fig. 1, e mostra la posizione, rilevata con l'Elgon, in cui l'angolo del ginocchio rimane invariato e si suppone non si verifichi alcun cambiamento di lunghezza della muscolatura estensoria del ginocchio. La durata di questa fase è stata misurata manualmente utilizzando la tangente delle curve dello spostamento angolare del ginocchio. L'esattezza di queste misurazioni è di  $\pm 2$  ms e  $\pm 3$  ms rispettivamente per salti eseguiti con piccola e grande ampiezza.

#### 1.2.4.3 Efficienza meccanica (V)

Si assume che l'efficienza del lavoro meccanico sia rappresentata dal rapporto lavoro meccanico sviluppato durante la fase positiva ( $W_{pos}$ ) e rispettivo costo energetico ( $E_{pos}$ ) calcolato con la formula (8).

where  $W$  = total mechanical work in one minute,  $n$  = number of jumps in one minute,  $m$  = mass of subject with or without extra load,  $g = 9.81$  m/s<sup>2</sup> and  $h_i$  = change in the height of the center of gravity (C.G.) between the highest and lowest point in jump  $i$  (estimated from the movements of the head, which was assumed to reflect the parallel changes in C.G.).

A difference of  $\pm 3.7\%$  was found between the displacement of the head and the displacement of the C. of G. calculated by integration of the acceleration from the force-time curve recorded from the force-platform.

The work from the lowest point during contact to the highest point during flight time was assumed to be positive ( $W_{pos}$ ). The negative work ( $W_{neg}$ ) was assumed to be numerically equal to  $W_{pos}$  and to have the energetic efficiency of  $-1.2$  (e.g. Margaria 1938, 1968, Asmussen 1952, Davies and Barnes 1972). Therefore the energetic cost of positive work ( $E_{pos}$ ) was calculated according to the following formula:

$$E_{pos} (kJ) = \text{Net } \bar{V}_{O_2} \times 20.93 - \frac{W_{neg}}{1.2} \quad (8)$$

where 20.93 is the energetic equivalent of  $V_{O_2}$  ( $1 \times \text{min}^{-1}$ ) into  $\text{kJ} \times \text{min}^{-1}$ .

### 1.3 Results

The findings presented below represent the most significant conclusions which can be drawn from the total information gathered. For more details the original work should be consulted.

Il lavoro meccanico totale prodotto dai soggetti è stato calcolato partendo dall'analisi dal video film attraverso la variazione dell'energia potenziale applicando la seguente formula:

$$W = \sum_{i=1}^n |\Delta mgh_i| \quad (7)$$

dove: W = lavoro meccanico totale in 1';  
 n = numero di salti eseguiti in 1';  
 m = massa del soggetto con o senza sovraccarichi;  
 g = 9.81 m/s<sup>2</sup>;  
 h<sub>i</sub> = variazione dell'altezza del Centro di Gravità (C.G.) tra il punto più alto e quello più basso durante il balzo « i » (valutata attraverso lo spostamento della testa che dovrebbe riflettere le variazioni parallele del C.G.).

E' stata riscontrata una differenza del ± 3.7% tra lo spostamento della testa e lo spostamento del Centro di Gravità calcolato dall'integrazione dell'accelerazione utilizzando la curva forza-tempo registrata dalla force-platform. Il lavoro dal punto più basso durante il contatto al punto più alto durante la fase di volo è stato definito lavoro positivo (W<sub>pos</sub>).

E' stato assunto che il lavoro negativo (W<sub>neg</sub>) sia quantitativamente uguale al W<sub>pos</sub> e che abbia avuto efficienza energetica di — 1.2 (e.g. Margaria 1938 1968, Asmussen 1952, Davies e Barnes 1972). Per questo motivo, il costo energetico del lavoro positivo (E<sub>pos</sub>) è stato calcolato con la formula seguente:

$$E_{pos} \text{ (kJ)} = \text{Net } V_{O_2} \times 20.93 - \frac{W_{neg}}{1.2} \quad (8)$$

dove 20.93 è l'equivalente energetico di V<sub>O<sub>2</sub></sub> (1 × min<sup>-1</sup>) in KJ × min<sup>-1</sup>.

### 1.3.1 Prestretch potentiation related to age (1)

*The results of the present study clearly demonstrated that male subjects had much better performance than the female subjects (Table 2, study 1). In both SJ and CMJ the peak performance in the height of rise of center of gravity occurred at a younger age in females (9-12 yrs) than in males (18-28 yrs) (Figures 2 and 3, study 1). These performances were for females about 30% lower, in both SJ and CMJ conditions, than for their male counterparts. However, in the other mechanical parameters both male and female groups reached peak values in the 20-30 years age group; and thereafter a nearly linear decrease in performance was observed as the age increased. Assuming that the performance difference between CMJ and SJ gives reliable information about the effect caused by previous stretching of the muscle, we can observe that this potentiation effect was not very marked in children (Figure 2) and accounted for about 50% of the maximal reached at the age of 20-30 yrs; after which an almost linear decrease with age was noted, until at the age 60-70 yrs only 30-35% of the maximal was reached.*

### 1.3.2 Effect of dropping height on the aging process (1)

*The variation of stretch potentiation with age can also be studied by changing the magnitude of stretching loads. This was obtained by asking the subjects to execute a vertical jump immediately after dropping from different heights (20-100 cm). In Figure 3 it is shown that the « breaking points », indicating the maximum tolerance of stretch load, increased up to the age of 20-25 years and then decreased. Both children (4-6 yrs)*

### 1.3 Risultati

#### 1.3.1 Potenziamento dovuto al pre-stiramento relativo all'età (I)

I risultati di questa ricerca hanno dimostrato chiaramente che i soggetti maschi ottengono prestazioni di gran lunga migliori che non le femmine (Tav. 2, Studio I).

Sia nel salto da posizione di accosciata, sia nel salto con contro-movimento, la prestazione massima relativa all'elevazione del Centro di Gravità si è verificata nelle femmine in una fascia d'età (8-12 anni) più bassa di quella dei maschi (18-28 anni) (Figura 2 e 3, Studio I).

E' stato osservato che tali prestazioni sono risultate, nelle femmine, un 30% inferiori a quelle dei maschi. Tuttavia, per quanto riguarda gli altri parametri meccanici, sia le femmine sia i maschi hanno raggiunto valori massimi nella fascia d'età di 20-30 anni, evidenziando poi, con l'avanzare dell'età, una diminuzione lineare della prestazione.

Presupponendo che la differenza della prestazione tra il salto con contro-movimento ed il salto da posizione di accosciata fornisca dati attendibili circa l'effetto provocato dal pre-stiramento del muscolo, possiamo osservare che tale effetto del potenziamento non è molto evidente nei bambini (Fig. 2) e raggiunge il 50% circa del massimale ottenuto all'età di 20-30 anni, dopo di che si nota una diminuzione quasi lineare, parallela all'aumento dell'età, fino poi ad ottenere solo un 30-35% del massimale verso i 60-70 anni.

#### 1.3.2 Differenti effetti dell'altezza di caduta nelle diverse fasce di età (I)

Si può anche studiare la variazione del potenziamento dovuto allo stiramento, in funzione dell'età, utilizzando differenti carichi di stiramento.

and the oldest age group tested (50-60 yrs) were not able to reach higher value than 50% of the maximal noted at age of 20-25 yrs.

#### 1.3.3 Effect of prestretch on force-velocity relationship (II)

*The enhancement of the total mechanical performance after stretching of leg extensor muscle, in jumping exercise, can also be demonstrated by increasing the subject's body weight. In this part of the study, when the force-velocity (F-V) relationship of concentric work was examined in both SJ and CMJ conditions, a substantial displacement of F-V curve to the right was observed in CMJ (Figure 3, study II). For example, in conditions where no extra load was used on the shoulders, the force in squatting jump (knee angular velocity  $4.5 \text{ rad} \times \text{s}^{-1}$ ) was 603 N. In counter-movement jump the corresponding value was 879, performed with the knee angular velocity of  $7.0 \text{ rad} \times \text{s}^{-1}$ .*

*This change in force indicated an average potentiation of 46%. When*

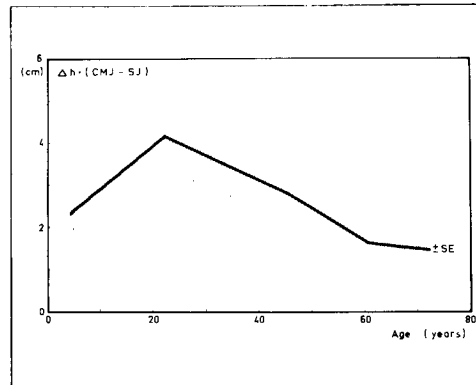


Fig. 2 - Performance differences between counter-movement jump and squatting jump for all the age groups studied. Values are means  $\pm$  SE.

Fig. 2 - Differenze tra le prestazioni di salto con contro-movimento e di salto da posizione di accosciata rispetto alle fasce di età. Valori: medie  $\pm$  SE.

E' stato chiesto ai soggetti di eseguire un balzo verticale subito dopo essere caduti da diverse altezze (20-100 cm).

La Fig. 3 mostra che i « punti di rottura » indicanti la tolleranza massima del carico di stiramento, aumentano fino all'età di 20-25 anni e poi diminuiscono.

Sia i bambini (4-6 anni), sia la fascia d'età più vecchia (50-60 anni) che hanno partecipato al test, non sono stati capaci di ottenere un valore maggiore del 50% del massimale osservato, invece, nella fascia d'età di 20-25 anni.

### 1.3.3 Effetto del pre-stiramento sulla relazione forza-velocità (II)

Il miglioramento della prestazione meccanica, ottenuta in risposta allo

*the analysis was extended to the power-velocity (P-V) relationship between squatting jump and dropping jump conditions, the magnitude of potentiation effects observed in DJ was much greater (100-450%) than that noted in CMJ condition (Figure 4, study II).*

### 1.3.4 Mechanical parameters an stretch potentiation (III)

*The role of external loads (e.g. gravitational pull) in stretch-shortening exercise seems to be of primary importance in regulating the mechanical behaviour of the muscle. This can be represented by e.g. movement amplitude, stretching speed, average force during eccentric work, force reached at end of the stretch, and coupling time. Some of these mechanical para-*

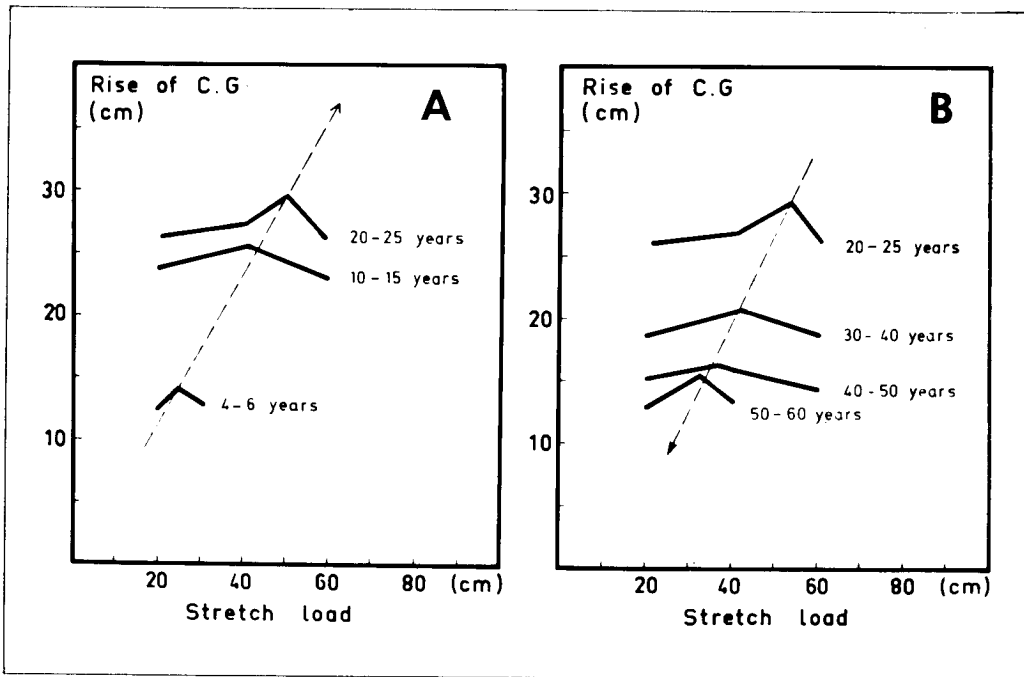


Figure 3 - A & B. Variation of the rise of center of gravity of jump performance in relation to the dropping height. Each age group represents the mean value of both sexes.

Fig. 3 - A + B: Variazione dell'elevazione del Centro di Gravità del balzo in relazione all'altezza di caduta (esercitazioni pliometriche). Ciascuna fascia di età rappresenta il valore medio di entrambi i sessi.

stiramento dei muscoli estensori della gamba durante esercizi di salti, può essere anche dimostrato aumentando il carico di lavoro.

Esaminando la relazione forza-velocità (F-V) del lavoro concentrico nel salto da posizione di accosciata e nel salto con contro-movimento, è stato osservato, proprio in quest'ultimo, un marcato spostamento verso destra della curva F-V (Fig. 3, Studio II).

Per esempio, non mettendo sovraccarichi sulle spalle, la forza, durante il salto da posizione di accosciata (velocità angolare del ginocchio  $4,5 \text{ rad} \times \text{s}^{-1}$ ) era di 603 N, mentre durante il salto con contro-movimento il valore corrispondente era di 879 N, ottenuto con una velocità angolare del ginocchio di  $7.0 \text{ rad} \times \text{s}^{-1}$ . Tale variazione nella forza indicava un potenziamento medio del 46%.

Estendendo questa analisi alla relazione potenza-velocità (P-V) tra il salto da posizione di accosciata ed il salto con caduta, è risultato che gli effetti del potenziamento osservati nel salto con caduta (esercizi pliometrici) erano maggiori (100-450%) di quelli osservati nel salto con contro-movimento (Fig. 4, Studio II).

#### 1.3.4 Parametri meccanici e potenziamento dovuto allo stiramento (III)

Negli esercizi di stiramento-accorciamento, i carichi esterni (e.g. accelerazione gravitazionale) sembrano giocare un ruolo di primaria importanza nel regolare il comportamento meccanico del muscolo. Questo fenomeno può essere rappresentato, per esempio, dall'ampiezza del movimento, dalla velocità di stiramento, dalla forza media sviluppata durante il lavoro eccentrico, dalla forza ottenuta alla fine dello stiramento e dal tempo di accoppiamento. Alcuni di questi parametri meccanici si sono dimostrati strettamente correlati tra loro (Tav. 2); per esempio, più lungo è il tempo

*meters were closely intercorrelated (Table 2). For example, the coupling time was longer, the larger the movement amplitude ( $r = .46; p < .001$ ). In addition, correlation analysis with the « potentiation » variable expressed as average force difference ( $\Delta\bar{F}$ ) and average power difference ( $\Delta\bar{W}$ ) between CMJ and SJ. The value of  $\Delta\bar{F}$  was correlated, for example, positively with prestretching speed ( $r = .53; p < .001$ ), negatively with coupling time ( $r = -.35; p < .01$ ) and positively with instantaneous force at the end of the stretch ( $r = .51; p < .001$ ).*

#### 1.3.5 The concomitant influence of elastic energy and nervous activation in potentiating work performance (IV)

*As was stated in the introduction, nervous activation was expected to interfere with elastic potentiation. In Figures 4 and 5, below, the effect of stretch on force-velocity relationship and force-power curves are presented. The mechanical behaviour of leg extensor muscle of the subjects studied was, under all the conditions investigated, similar to that observed in study II. However, slight differences were observed among the three subjects studied, in the IEMG activities of the vasti muscles. In CMJ, for example, the subject A.I. (Figure 4) had an enhancement of IEMG activity as compared to SJ ( $p < .001$ ). On the other hand, in the other two subjects no difference was noted (Figure 5). Differences among the three subjects studied were also observed in IEMG activity during the positive work phase in dropping jump conditions. For the subject A.I. this IEMG activity was, on the average, slight but not significantly higher than in SJ; while for the other two subjects it was much lower ( $p < .001$ ) than in squatting jump.*

Prestiramento

di accoppiamento, maggiore è l'ampiezza del movimento ( $r = .46$ ,  $p < .001$ ). Inoltre, l'analisi statistica ha rivelato che parecchi parametri meccanici erano correlati con la variabile di « potenziamento » espressa come differenza della forza media ( $\Delta \bar{F}$ ) e differenza della potenza media ( $\Delta \bar{W}$ ) tra il salto con contromovimento ed il salto con partenza da fermo. Il valore di  $\Delta \bar{F}$ , per esempio, è correlato positivamente con la velocità del pre-stiramento ( $r = .53$ ,  $p < .001$ ), negativamente con il tempo di accoppiamento ( $r = -.35$ ,  $p < .01$ ) e positivamente con la forza istantanea ottenuta alla fine dello stiramento ( $r = .51$ ,  $p < .001$ ).

*The comparison of IEMG activity in the eccentric phases of DJ and CMJ are presented for all subjects in Figure 6. As this figure shows, IEMG activity in the drop jump condition was much higher in subjects A.I. and O.A. than it was in any other conditions analyzed. When the drop jumps and counter-movement jumps were treated together in these subjects, IEMG increased linearly with the stretching speed. In subject J.M., the separation of the IEMG activity for counter-movement and drop jumps demonstrated, for CMJ and DJ, respectively, linear increase and decrease of IEMG activity with stretching speed.*

Tavola 2 - Matrice di correlazione per i vari parametri calcolati dalla curva forza-tempo e dai valori elettrogoniometrici risultanti da 59 osservazioni

Table 2 - Correlation matrix for the various parameters calculated from the force-time curve and elgon records of 59 observations

	1	2	3	4	5	6	7	8	
Ampiezza dell'angolo del ginocchio ( $\alpha$ ) <i>Knee angle amplitude (<math>\alpha</math>)</i>	1								
Ampiezza del prestiramento ( $\alpha_{ps}$ ) <i>Prestretch range (<math>\alpha_{ps}</math>)</i>	2	39							
Velocità del prestiramento ( $p_{ss}$ ) <i>Prestretch speed (<math>P_{ss}</math>)</i>	3	57	17						
Tempo del prestiramento ( $T_{ps}$ ) <i>Prestretch time (<math>T_{ps}</math>)</i>	4	75	50	-68					
Tempo di accoppiamento ( $T_c$ ) <i>Coupling time (<math>T_c</math>)</i>	5	46	29	-21	52				
Forza alla fine dello stiramento ( $-F_i$ ) <i>Force at end of stretch (<math>-F_i</math>)</i>	6	-67	-35	61	-74	-47			
Forza media del prestiramento ( $-F$ ) <i>Average prestretch force (<math>-F</math>)</i>	7	-53	-47	49	-76	-47	76		
Potenziamento della forza media ( $\Delta \bar{F}$ ) <i>Potentialiation of average force (<math>\Delta \bar{F}</math>)</i>	8	-61	-13	53	-62	-35	51	43	
Potenziamento della potenza media ( $\Delta \bar{W}$ ) <i>Potentialiation of average power (<math>\Delta \bar{W}</math>)</i>	9	-47	-23	33	-54	-41	48	37	81

### 1.3.5 L'effetto concomitante dell'energia elastica e dell'attivazione nervosa sul miglioramento della prestazione (IV)

Come detto nell'introduzione, si pensa che l'attivazione nervosa inter-

*In Figure 7 the IEMG activity is related to the average force of the positive and negative work phases of the jumping conditions examined. In the concentric phase, the IEMG/force ratio was always highest in the squatting jump and lowest in drop jumps.*

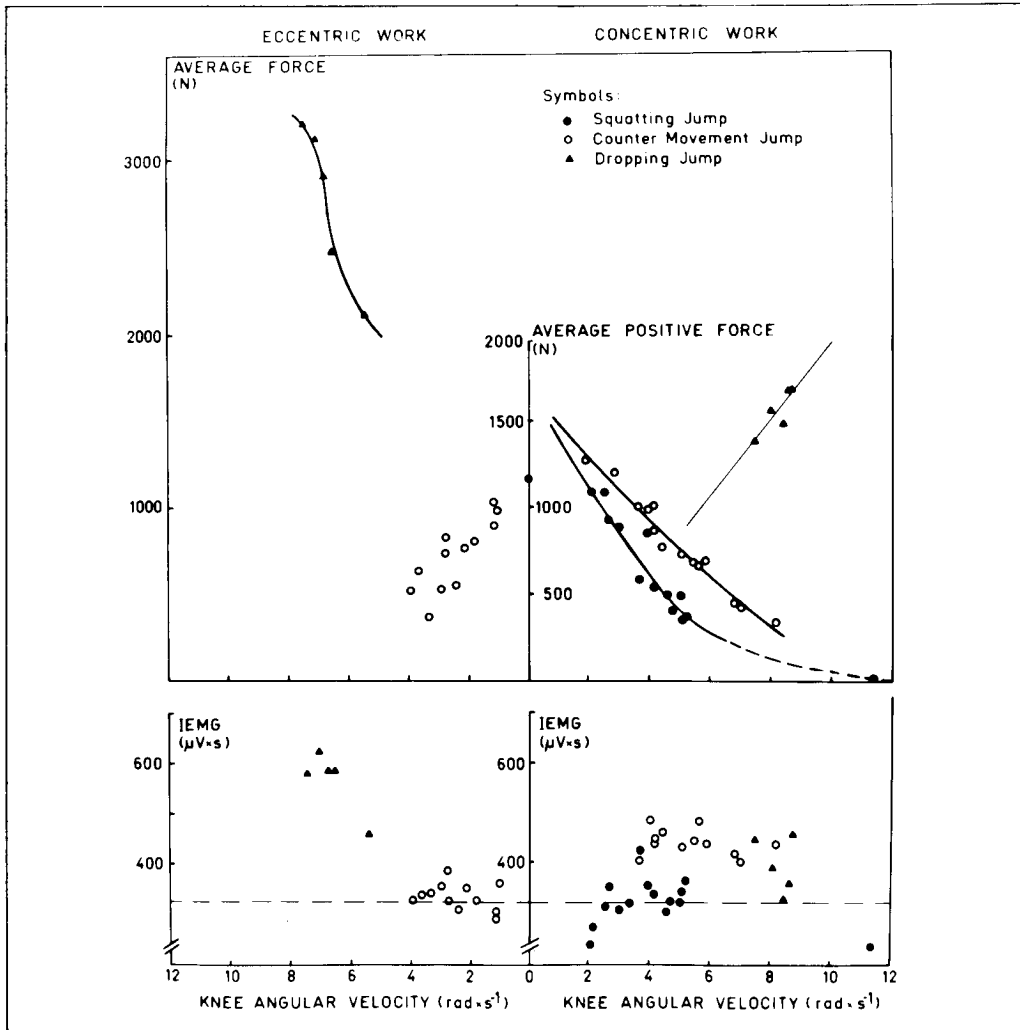


Figure 4 - Average force (above) and integrated electromyography (IEMG) (below) at different knee angular velocities during eccentric (left) and concentric (right) phases for the subject A.I. measured in three different jumping conditions. The dashed line in the lower part of the figure indicates the maximal level of rectified EMG activity for SJ condition.

Fig. 4 - Forza media (in alto) ed elettromiografia integrata (in basso) registrate a differenti velocità angolari del ginocchio durante le fasi eccentrica (a sinistra) e concentrica (a destra) per il soggetto A.I. sottoposto al test dei tre salti.

La linea tratteggiata (in basso) indica il livello massimo dell'attività EMG rettificata registrata durante il salto da posizione di accosciata.



ferisca con il potenziamento elastico. Nelle figure 4 e 5 viene presentato l'effetto dello stiramento sulle curve forza-velocità e potenza-velocità. Il comportamento meccanico dei muscoli estensori della gamba dei soggetti sottoposti al test era sotto tutte

*The differences between the slopes of these regression lines were also significant ( $p < .001$ ) in all cases. In the eccentric phase, the IEMG/force ratio increased with stretching speed in counter-movement jumps, but was constant in drop jumps.*

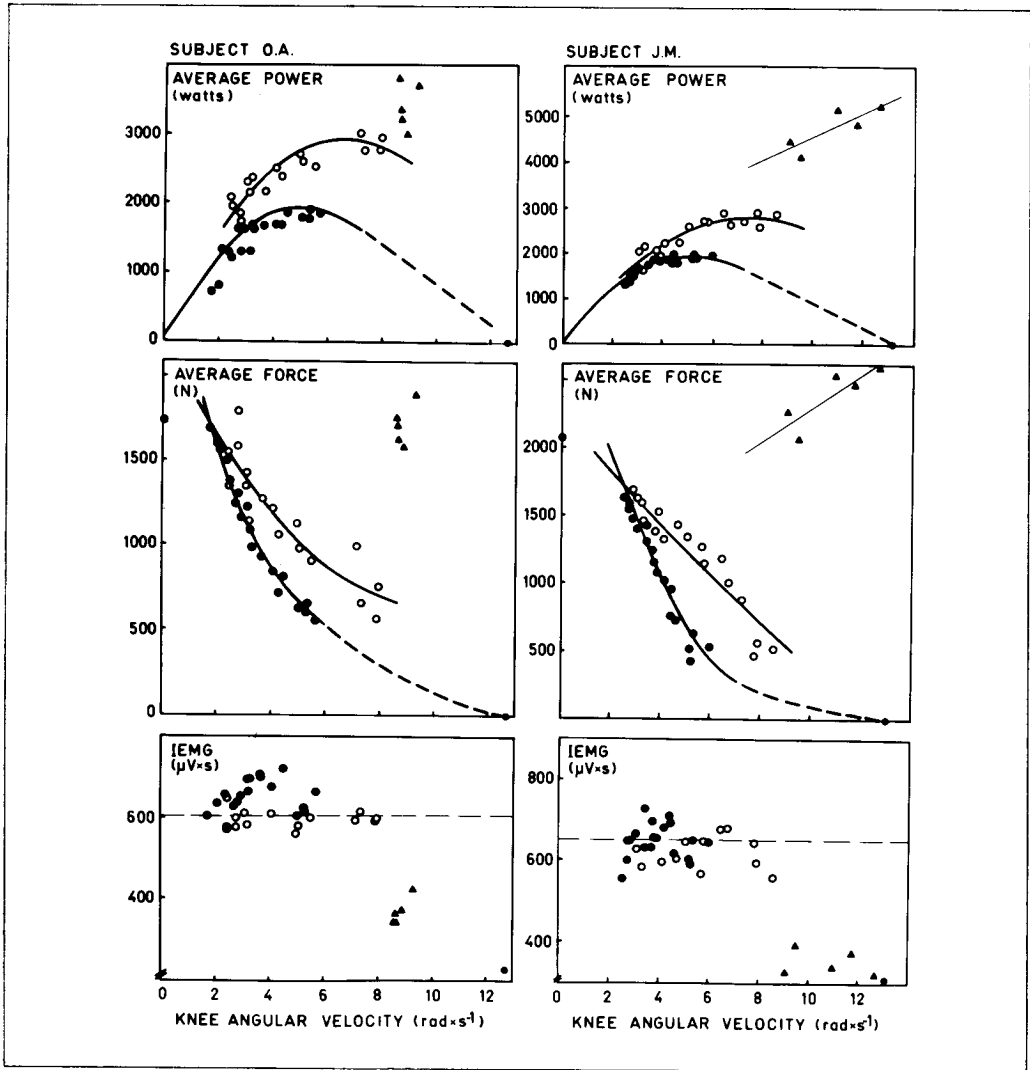


Figure 5 - Power-velocity, force-velocity and IEMG-velocity curves for subjects O.A. and J.M. The curves were plotted for the concentric work and measured in the three jumping conditions of the study. For symbols see Figure 4.

Fig. 5 - Curve di potenza-velocità, forza-velocità e IEMG-velocità per i soggetti O.A. e J.M. Le curve sono state tracciate per il lavoro concentrico e si riferiscono ai 3 tipi di salto. Per i simboli vedasi Fig. 4.

le condizioni analizzate, simile a quello osservato nello Studio II. Sono state notate, tuttavia, leggere differenze tra i tre soggetti esaminati per quanto riguarda l'attività dell'IEMG sui muscoli vasti. Nel salto con contro-movimento, per esempio, il soggetto A.I. (Fig. 4) ha ottenuto un miglioramento dell'attività elettromiografica integrata rispetto al salto da posizione di accosciata ( $p < .001$ ); non è stata registrata, invece, alcuna differenza negli altri due soggetti (Figura 5).

Sono state osservate differenze tra i tre soggetti anche nell'attività IEMG durante la fase di lavoro positivo nel salto con caduta. Per il soggetto A.I., l'attività IEMG è stata, in media, leggera ma non significativamente maggiore che durante il salto da posizione di accosciata; mentre, per gli altri due soggetti, è risultata molto inferiore ( $p > .001$ ) a quella ottenuta nello SJ.

Nella Fig. 6 è presentato, per tutti i soggetti, il confronto dell'attività elettromiografica integrata nelle fasi eccentriche del salto con caduta e del salto con contro-movimento. Come mostra la figura, l'IEMG era di gran lunga maggiore nei soggetti A.I. e A.O. durante il salto con caduta che non negli altri salti esaminati.

Quando i salti con caduta ed i salti con contro-movimento venivano statisticamente trattati insieme, in questi soggetti si osservava un aumento lineare dell'attività elettromiografica integrata, alla velocità di stiramento.

Nel soggetto J.M., la separazione dell'attività IEMG per i salti con contro-movimento e per i salti con caduta ha evidenziato, rispettivamente per il CMJ, un incremento lineare dell'attività elettromiografica integrata, e per il DJ una diminuzione dell'IEMG in relazione alla velocità di stiramento.

Nella Fig. 7 l'attività elettromiografica integrata è collegata con valori di forza media delle fasi di lavoro

positivo e negativo dei tre tipi di salti esaminati.

Nella fase concentrica, la relazione IEMG/forza ha raggiunto il valore massimo nel salto da posizione di accosciata e quello minimo, invece, nei salti con caduta.

Le differenze statistiche tra queste correlazioni sono anche significative ( $p < .001$ ) in tutti i casi.

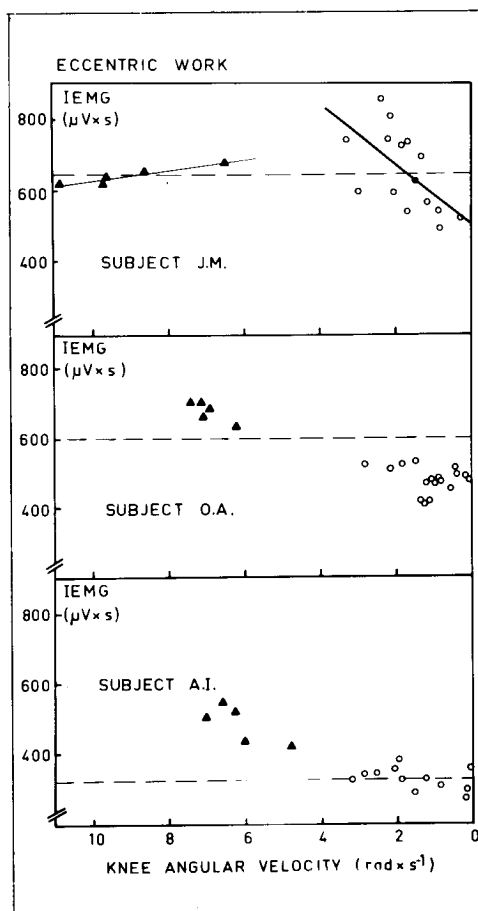


Fig. 6 - Integrated electromyography (IEMG) of the three subjects as a function of the knee angular velocity during eccentric work of drop jumps ( $\blacktriangle$ ) and countermovement jumps (O).

Fig. 6 - Elettromiografia integrata (IEMG) dei tre soggetti visti come funzione della velocità angolare del ginocchio durante il lavoro eccentrico nei salti con caduta ( $\blacktriangle$ ) e nei salti con contro-movimento (O).

Nella fase eccentrica dei salti con contro-movimento, la relazione IEMG/forza è aumentata con la velocità di stiramento, rimanendo invece costante durante la fase eccentrica dei salti con caduta.

1.3.6 L'influenza dell'energia elastica e dell'attivazione nervosa sull'efficienza meccanica del muscolo scheletrico umano (V)

E' stato osservato che, come previsto, il potenziamento elastico descritto influisce sostanzialmente sul-

1.3.6 The contribution of elastic energy and nervous activation to the mechanical efficiency of human skeletal muscle (V)

The elastic potentiation shown was, as expected, observed to have a substantial influence on the mechanical efficiency of the positive work phase. Table 3 shows the net mechanical efficiency of the four series of jumps performed in rebound conditions, and the values for selected mechanical parameters. For example, the highest efficiency of  $W_{pos}$  was observed in

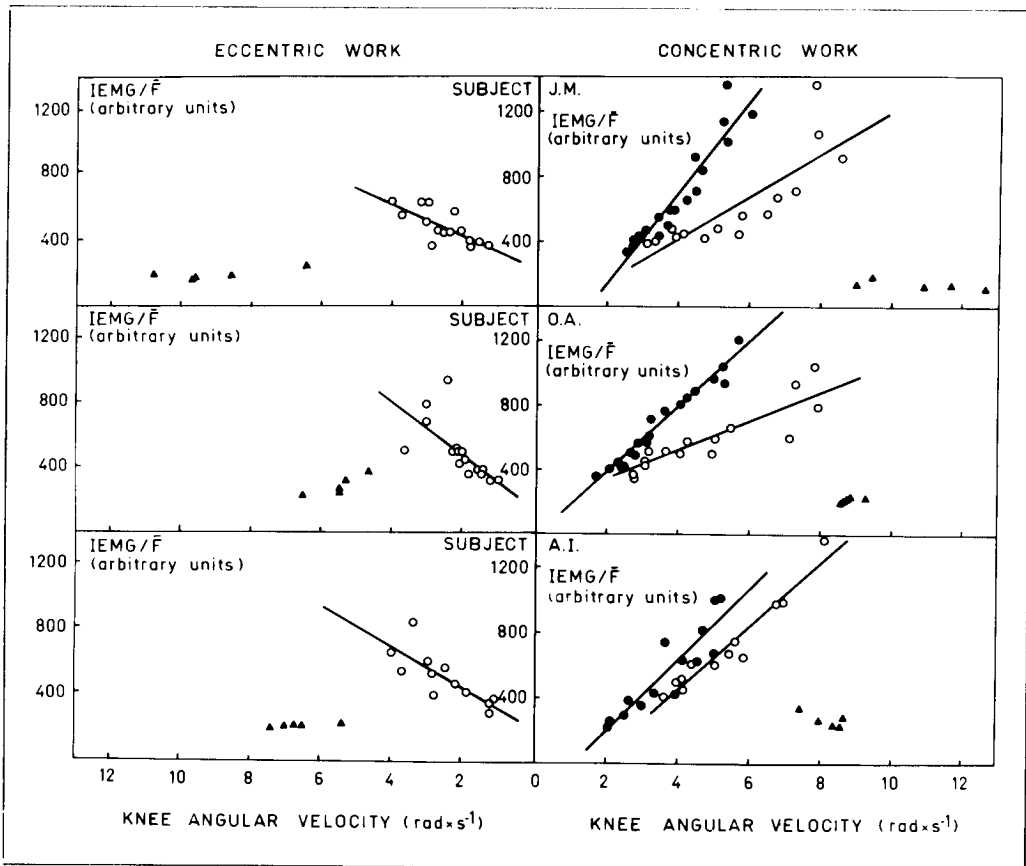


Figure 7 - IEMG expressed per average force (IEMG/F) at different knee angular velocities in eccentric and concentric work. For symbols and conditions see Figure 4.

Fig. 7 - Il rapporto IEMG/forza media (IEMG/F) calcolato a differenti velocità angolari del ginocchio durante il lavoro eccentrico e concentrico. I simboli e le condizioni sono gli stessi della Fig. 4.

l'efficienza meccanica della fase di lavoro positivo.

La Tav. 3 evidenzia l'efficienza meccanica netta delle quattro serie di salti eseguiti con rimbalzo ed i valori dei parametri meccanici selezionati. Per esempio, è stata osservata l'efficienza massima del  $W_{\text{pos}}$  di  $38.7 \pm 5.3\%$  nella serie di rimbalzi effettuati con piccole ampiezze e senza sovraccarichi, questa era associata ad un breve tempo di accoppiamento ( $16 \pm 3$  ms), ad una maggiore forza eccentrica media e a una rilevante forza istantanea sviluppata al termine del lavoro negativo (queste ultime erano rispettivamente  $1086 \pm 392$  N e  $2628 \pm 755$  N).

Contrariamente a ciò, i salti eseguiti con rimbalzo con una elevata ampiezza del ginocchio e senza carichi, erano caratterizzati da una minore efficienza meccanica del  $30.1 \pm 4.8\%$ , associata con un tempo di accoppiamento più lungo ( $53 \pm 9$  ms), con una minore forza eccentrica media ( $432 \pm 103$  N) e con una altrettanto minore forza istantanea sviluppata alla fine del lavoro eccentrico ( $697 \pm 200$  N).

La Fig. 8 evidenzia l'attività elettromiografica monitorizzata nei muscoli estensori della gamba, stimata per le rispettive fasi di lavoro negativo e di lavoro positivo nei salti con rimbalzo eseguiti con piccola e grande ampiezza e senza sovraccarichi.

Quando si calcola il rapporto eccentrico/concentrico per l'attività elettromiografica integrata emerge una grande differenza tra i salti con piccola ampiezza ed i salti eseguiti con grande ampiezza, con valori, rispettivamente di 0.31 e di 1.27.

Tuttavia, si dovrebbe sottolineare che l'attività IEMG, durante la fase negativa e la fase positiva nei salti con rimbalzi, risulta sempre inferiore a quella osservata in un singolo salto da posizione di accosciata, nonostante il lavoro meccanico eseguito rimanga invariato ( $\pm 4\%$ ).

Tavola 3 - Medie ( $\pm$  SD) dei parametri meccanici selezionati, analizzati nelle prime quattro serie di salti  
Table 3 - Mean ( $\pm$  SD) of selected mechanical parameters investigated in the first four series of jumps

Condizioni di salto (ampiezza dell'angolo del ginocchio)	efficienza netta del lavoro positivo (%)	tempo di accoppiamento (ms)	F <sub>ecc</sub> (N)	F <sub>conc</sub> (N)	F <sub>i</sub> (N)	spostamento angolare (in gradi)	velocità di stiramento (rad x s <sup>-1</sup> )	velocità angolare del ginocchio durante il lavoro positivo (rad x s <sup>-1</sup> )
	Net efficiency of positive work (%)	Coupling time (ms)	F <sub>ecc</sub> (N)	F <sub>conc</sub> (N)	F <sub>i</sub> (N)	Angular displacement (degrees)	Stretching speed (rad x s <sup>-1</sup> )	Knee angular velocity during positive work (rad x s <sup>-1</sup> )
Minima senza carico Small no load	38.7 $\pm$ 5.3	16 $\pm$ 3	1086 $\pm$ 392	1004 $\pm$ 228	2628 $\pm$ 755	49.3 $\pm$ 4.0	4.8 $\pm$ 0.6	6.58 $\pm$ 0.51
Minima con carico Small + load	38.5 $\pm$ 4.6	23 $\pm$ 10	1009 $\pm$ 412	964 $\pm$ 374	2592 $\pm$ 838	51.9 $\pm$ 6.1	4.5 $\pm$ 0.6	5.93 $\pm$ 0.76
Massima senza carico Large no load	30.1 $\pm$ 4.8	53 $\pm$ 9	432 $\pm$ 103	421 $\pm$ 142	697 $\pm$ 200	99.3 $\pm$ 11.8	4.4 $\pm$ 0.4	5.01 $\pm$ 0.63
Massima con carico Large + load	26.3 $\pm$ 5.6	116 $\pm$ 53	345 $\pm$ 16	368 $\pm$ 84	552 $\pm$ 201	98.8 $\pm$ 5.4	3.6 $\pm$ 0.3	4.51 $\pm$ 0.75

1.4 Discussione

Lo stiramento di un muscolo elettricamente attivo ne modifica lo stato interno con il conseguente miglioramento della forza risultante nel lavoro positivo successivo. E' questo il fenomeno analizzato nel presente studio che non delude le aspettative ed i cui risultati collimano con quelli ottenuti in studi precedenti (e.g. Cavagna et al. 1971, Asmussen e Bonde-Petersen 1974 a, b; Komi e Bosco 1978 a, b).

*small amplitude jumps performed without extra load  $38.7 \pm 5.3\%$ ; this was associated with short coupling time ( $16 \pm 3$  ms), higher average eccentric force, and instantaneous force developed at the end of the negative work (these last were  $1086 \pm 392$  N and  $2628 \pm 755$  N, respectively). In contrast to this, the rebound jumps performed with large knee amplitude and without load were characterized by a lower mechanical efficiency of  $30.1 \pm 4.8\%$ , which was associated with the longer coupling time*

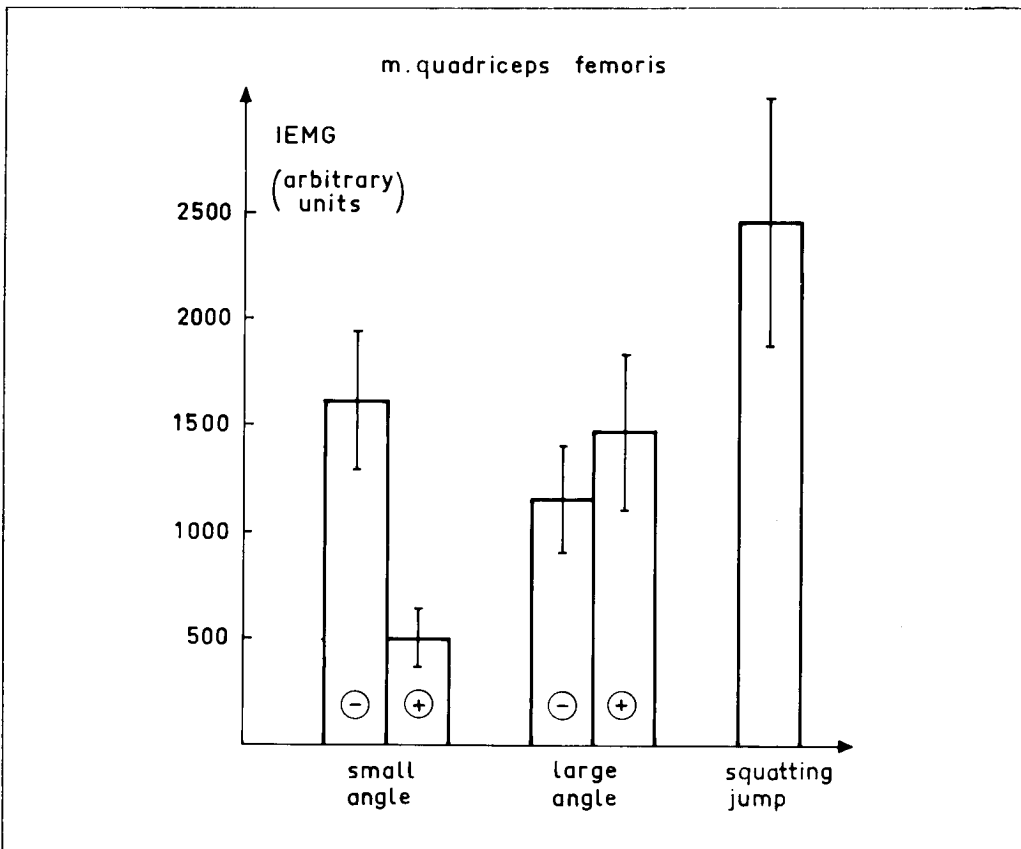


Figure 8 - Integral EMG (arbitrary units) recorded from m. quadriceps femoris on negative and positive phases of small and large knee angular displacement rebound jumps performed without extra load; and for squatting jump (mean  $\pm$  SD).

Fig. 8 - Attività EMG integrata (unità arbitrarie) registrata sul muscolo quadricipite femorale sia durante la fase negativa e positiva dei salti con rimbalzo eseguiti senza sovraccarichi e con spostamento angolare minimo e massimo, sia durante i salti da posizione di accosciata (media  $\pm$  SD).

Si è osservato il fenomeno anche attraverso il confronto delle variabili delle prestazioni in condizioni di salto con contro-movimento e di salto da posizione di accosciata (Fig. 2). La Figura mostra come la differenza tra le due prestazioni vari con l'età (questo ci indica il potenziamento elastico presente nei muscoli estensori della gamba); va sottolineato che il potenziamento massimo è stato raggiunto verso i 20-25 anni, per poi diminuire gradatamente con l'avanzare degli anni.

Il miglioramento della prestazione che avviene con lo stiramento può essere attribuito alla combinazione dell'utilizzazione dell'energia elastica e del potenziamento dovuto al riflesso miotatico.

Nella I parte di questo Studio, i ruoli esatti dei due meccanismi non sono stati separati per l'esperimento poiché non è stata eseguita l'elettromiografia.

E' importante notare, tuttavia, che l'effetto del potenziamento della prestazione muscolare ha evidenziato la stessa variazione biologica dovuta all'età così come avviene per l'estrazione della forza massimale (per i dettagli vedasi Studio I, Fig. 2) che, come è stato suggerito, raggiunge l'espressione massima nei 20-30 anni (Asmussen 1962). Queste conclusioni, quindi, hanno rivelato che tale miglioramento nella prestazione era collegato con la tensione sviluppata dalla componente contrattile del muscolo durante la fase di accorciamento. Questo fenomeno può suggerire che il fattore che più contribuisce a migliorare la prestazione sia di natura elastica, poiché è stato dimostrato che gran parte delle proprietà elastiche del muscolo risiedono nei ponti (*crossbridges*) actomiosinici (e.g. Huxley e Simmons 1971, Rack e Westbury 1974).

Ciononostante, deve essere sottolineato che il grado di potenziamento dipende dall'abilità dei soggetti ad

*of  $53 \pm 9$  ms, a lower average eccentric force  $432 \pm 103$  N, and instantaneous force developed at end of the eccentric work  $697 \pm 200$  N. The electromyographic activity monitored from selected leg extensor muscles estimated or respective negative and positive work phase in both small and large amplitude rebound jumps performed without load, is shown in Figure 8. When the ratio concentric/eccentric for IEMG is calculated, a great difference is seen between small and large amplitude jumps, showing values of 0.31 and 1.27, respectively. However, it should be emphasized that IEMG activity during either the negative or the positive phase in the rebound jumps was always lower than that observed in a single squatting jump, in spite of the fact that the mechanical work performed was almost the same ( $\pm 4\%$ ).*

#### 1.4 Discussion

*The stretching of an activated muscle modifies its internal state, and the resulting force output in subsequent positive work may be enhanced. This phenomenon was observed to occur in the present study, in accordance with expectations; the results being in line with those of previous studies (e.g. Cavagna et al. 1971, Asmussen and Bonde-Petersen 1974a, b, Komi and Bosco 1978a, b). The phenomenon was also observed when the performance variables (e.g. rise of the Center of Gravity, C.G.) of CMJ and SJ were compared (Figure 2). The figure shows how this performance difference changes with age; it will be noted that the highest potentiation was reached at 20-25 years. Thereafter an almost linear decrease was observed as aging progressed.*

*The enhancement of performance which occurs with stretching can be attributed to a combination of utilization of elastic energy, and stretch*

eseguire prestazioni ottimali di salto con contro-movimento. In questa particolare condizione di salto, sono necessarie massima coordinazione e notevole abilità nel controllo motorio, poiché si tratta di un movimento pluriarticolare, cioè funzione di impulsi combinati partecipanti al movimento attraverso il ciclo di stiramento-accorciamento.

Perciò, il basso potenziamento osservato nei soggetti anziani potrebbe riflettere anche un sistema di controllo neuromuscolare alterato, che si deteriora con l'età (Gutmann e Hanzlikova 1922).

Quando è stata analizzata l'abilità a tollerare grossi carichi di stiramento in rapporto all'età dei soggetti, sono state osservate variazioni simili a quelle notate nel salto da posizione di accosciata e nel salto con contro-movimento. La capacità di tollerare altezze di caduta sempre maggiori (ammortizzazione di energia cinetica), che inizia dall'infanzia, aumenta fino ai 20-25 anni e poi diminuisce (Fig. 3). La spiegazione di questo fenomeno risiede nel fatto che, probabilmente, la quantità di forza sviluppata durante il lavoro eccentrico nel salto con caduta era così elevata da poter danneggiare i soggetti i quali, di conseguenza, non si impegnavano al massimo. Non si è potuto stabilire con certezza se i punti di rottura erano dovuti a inibizione cosciente o riflessa.

È, tuttavia, rilevante notare che i bambini non sono stati in grado di sopportare nemmeno carichi di stiramento moderati, sebbene fossero capaci di sviluppare una potenza meccanica relativamente alta dal salto da posizione di accosciata che riflette un intervento prevalentemente di tipo concentrico (per i dettagli ved. Studio II, Fig. 2).

Questi risultati avvalorano le conclusioni di Komi et al. (1973) secondo cui, nella fase di lavoro eccentrico, i soggetti molto giovani non erano in

*reflex potentiation. In this investigation (study I) the exact roles of the two mechanisms were not separated experimentally, because electromyography was not performed. However, it is worth noting that the effect of potentiation on muscular behaviour showed the same biological variation with age, as maximal muscular performance (for details see study I, Figure 2), which, it has been suggested, begins between the ages of twenty to thirty years (Asmussen 1962). Thus, the present findings revealed that this enhancement in performance was related to the tension developed by the contractile machinery of the muscle during shortening contraction. This may suggest that the major contributor to the observed enhancement of performance might be of elastic nature, since the elastic compliance of muscle has been shown to be located within the cross-bridges (e.g. Huxley and Simmons 1971, Rack and Westbury 1974).*

*Nevertheless, it must be pointed out that the magnitude of potentiation depends on the ability of the subjects to execute optimal CMJ performances. In this particular jumping condition, a high level of coordination, and considerable ability in motor control are needed, because it is a multijoint movement, a function of the combined impulses of muscles participating in the movement through the stretch-shortening cycle. Therefore, the low potentiation observed in old subjects might also reflect an altered neuromuscular control system, which comes into being as aging progresses (Gutmann and Hanzlikova 1972). When the ability to tolerate high stretch loads was investigated in relation to the age of the subjects, similar changes were noted as those observed in SJ and CMJ. The tolerance to progressive dropping height increases from childhood up to the age of 20-25 years, and thereafter it decreases (Figure 3). The reason for*

grado di raggiungere valori simili rispetto alla propria forza isometrica massimale, come, invece, riusciva agli adulti.

In alcuni casi, infatti, la forza eccentrica massimale era minore della forza isometrica massimale. Tuttavia, le attuali conclusioni potrebbero essere spiegate dal fatto che il Sistema Nervoso Centrale (CNS) a quell'età non è ancora sviluppato, e la soglia per l'attivazione dei corpuscoli tendinei del Golgi (*Golgi Tendon Organs*, GTO) è bassa. Quindi, il meccanismo di « feedback » propriocettivo può essere assunto ad operare efficacemente in modo da proteggere il corpo da carichi di stiramento elevati specialmente in un'età in cui i muscoli ed in particolare le ossa non hanno ancora raggiunto lo sviluppo completo, così come i processi di ossificazione che continuano durante la pubertà.

La diminuita capacità da parte dei soggetti anziani a tollerare carichi di stiramento elevati potrebbe essere dovuta a variazioni tipiche che avvengono nel muscolo scheletrico con il passare degli anni, come la perdita di massa muscolare (Tzankoff e Norris 1977) ed un aumento di grasso e di tessuto connettivo (Bakermann 1969, Gutmann 1977). Ciò significa che, parallelamente all'aumento d'età, c'è una considerevole diminuzione di forza, poiché è stato stabilito che la forza muscolare dipende dal tipo e/o dalla sezione trasversale del muscolo stesso, e non dal sesso o dallo « status » dell'allenamento (Ikai e Fukunaga 1968).

E' stato dimostrato che i corpuscoli tendinei del Golgi sono recettori sensibili alla tensione, particolarmente in risposta ad un buon numero di unità motorie le cui fibre muscolari si inseriscono direttamente nei tendini (Houk e Henneman 1967, Houk e Simon 1967, Stuart et al. 1972, Reiking et al. 1975, Jami e Petit 1976 a, b; Binder et al. 1977). Ciò significa

*this is probably that the forces developed during the eccentric work in DJ were so great that they might endanger the subjects, who consequently did not exert themselves maximally. Whether the breaking points were due to a conscious or to reflex inhibition could not be decided. It is, however, relevant to note that children were not able to tolerate even moderate stretch loads, although they were able to develop relatively high mechanical power from the SJ condition (for details see study II, Figure 2). These results support the findings of Komi et al. (1973) that in eccentric work children were unable to achieve similar values as related to their maximal isometric force as were adults. In fact, in some cases the maximal eccentric force was less than the maximal isometric force. However, the present findings might be explained by the fact that the Central Nervous System (CNS) at that age is not yet mature; and the threshold for Golgi Tendon Organs (GTO) activation is low. Thus, the proprioceptive feedback mechanism may be assumed to operate powerfully in order to protect the body against high stretch loads, especially at that age, when the muscles and particularly the bones have not yet reached maturity, and when ossification processes continue during puberty.*

*The decreased capacity of old subjects to stand high stretch loads might be explained as being due to the typical changes in skeletal muscle which occur with age, involving loss of muscle mass (Tzankoff and Norris 1977) and an increase of fat and connective tissue (Bakermann 1969, Gutmann 1977). This means that as age progresses there is a considerable decrease of force, since it is well established that muscle strength depends on size or transectional area of muscle, regardless of sex or training status (Ikai and Fukunaga 1968).*

*It has been shown that GTO is a*



che, forse, i corpuscoli tendinei del Golgi sono più sensibili alla contrazione attiva del muscolo che al suo stiramento passivo. In questo caso, sarebbe ragionevole assumere che, con l'avanzare degli anni e con la diminuzione della forza e dell'attività muscolare, i corpuscoli tendinei del Golgi dovrebbero adattare la loro soglia di eccitazione e la loro sensibilità ad un livello di tensione più basso.

Quindi, il comportamento neuromuscolare di soggetti anziani in risposta a carichi di stiramento elevati potrebbero riflettere un adattamento funzionale. Bisognerebbe ricordarsi, tuttavia, che un cambiamento della sensibilità tendinea dei corpuscoli (GTO) dovuto all'età potrebbe riflettere il tipico effetto « per sé » della senilità, considerato come un deterioramento di funzioni biologiche.

E' stato anche suggerito che il miglioramento della prestazione di quegli esercizi che prevedono il ciclo di stiramento-accorciamento potrebbe essere dovuto, oltre che all'utilizzazione dell'energia elastica previamente immagazzinata, anche ad un aumento simultaneo dell'attività mioelettrica. Sembra che l'effetto combinato dei due meccanismi operi efficacemente durante il pre-stiramento.

Esaminando le curve forza-velocità della prestazione effettuata con il pre-stiramento (CMJ e DJ), si nota un loro spostamento verso destra, se confrontate con la relazione forza-velocità ottenuta quando la forza veniva o viene sviluppata solamente dalla componente contrattile del muscolo, come avviene nel salto da posizione di accosciata (Figg. 4 e 5).

Tuttavia, è assai pertinente l'osservazione secondo cui sia l'energia elastica sia il potenziamento mioelettrico possono operare diversamente a seconda dei soggetti.

Nella fase positiva del salto con contro-movimento, per esempio, il potenziamento della prestazione nel sog-

*sensitive tension receptor, particularly in response to a discrete number of motor units whose muscle fibers directly insert into tendon organs (Houk and Henneman 1967, Houk and Simon 1967, Stuart et al. 1972, Reiking et al. 1975, Jami and Petit 1976a, b, Binder et al. 1977). This means that GTOs are perhaps more sensitive to active contraction than to the passive stretching of muscle. In that case it would be reasonable to assume that, as age progresses and both force and muscular activity decrease, GTOs might adapt their firing threshold and sensibility to a lower level of tension. Thus, the neuromuscular behaviour of old subjects in response to high stretch loads could reflect such a functional adaptation. However, it should be remembered that a change with age in GTO sensibility might reflect the typical effect of senility « per se », as an impairment of biological functions.*

*It has already been suggested that, in addition to the utilization of the elastic energy in the muscle, the enhancement of performance in exercise involving the stretch-shortening cycle might also be due to a simultaneous increase in myoelectrical activity. The combined effect of the two mechanisms seems to operate effectively during stretch-shortening activity. Examining the force-velocity curves from performance which utilized the stretch-shortening (CMJ and DJ) it is evident that they shifted to the right when compared to those which relied only on the shortening-type contraction (squatting jump) (Figures 4 and 5). However, it is pertinent to note that both elastic energy and myoelectrical potentiation may operate differently with different individuals. For example, the performance potentiation in the positive phase of CMJ in subject A.I. can be attributed mainly to an increase of IEMG activity (Figure 4). In this case, there was an increase in motor unit activa-*

getto A.I. può essere attribuito soprattutto ad un aumento dell'attività mioelettrica (Fig. 4). In questo caso, si è verificato un incremento dell'attivazione delle unità motorie nel salto con contro-movimento (CMJ) rispetto al salto da posizione di accosciata (SJ).

I soggetti O.A. e J.M., d'altra parte, non hanno mostrato alcuna differenza dell'attività IEMG tra lo SJ ed il CMJ (Fig. 5).

In questi casi, quindi, la migliorata prestazione nella fase positiva del salto con contro-movimento può essere spiegata soprattutto con la liberazione dell'energia elastica immagazzinata nel muscolo durante la fase eccentrica del ciclo di stiramento-accorciamento. Il meccanismo fondamentale che conferma questo concetto fu introdotto da Cavagna et al. (1965) e successivamente applicato per interpretare i risultati di numerose ricerche sia su preparati di muscolo isolato sia su studi sul muscolo scheletrico dell'uomo « in situ » (e.g. Cavagna et al. 1968, Asmussen e Bonde-Petersen 1974 a, Komi e Bosco 1979 a). A tutt'oggi non è possibile spiegare la differenza del comportamento tra diversi individui.

In questo ambito, vale la pena notare che, per i soggetti O.A. e J.M., gli andamenti delle curve forza-velocità riferite al salto da posizione di accosciata ed al salto con contro-movimento si incrociano nell'area in cui la velocità di accorciamento è bassa mentre la forza è massima.

La scarsa differenza notata tra il salto con contro-movimento ed il salto da posizione di accosciata può riflettere il modesto contributo di elasticità durante il potenziamento della prestazione nella fase di lavoro positivo nel CMJ. Ciò può essere dovuto al fatto che il salto con contro-movimento, eseguito con carichi pesanti, era caratterizzato da una fase di stiramento molto lunga ( $\approx 500$  ms). Successivamente, questa fase,

*tion in CMJ as compared to SJ. Subjects O.A. and J.M., on the other hand, showed no difference in IEMG activity between SJ and CMJ (Figure 5). Therefore in their cases, the increased performance in the positive phase of CMJ can be explained primarily through the effective release of the elastic energy stored in the muscle during the eccentric phase of the stretch-shortening cycle. The basic mechanism underlying this concept was introduced by Cavagna et al. (1965) and has subsequently been invoked to interpret the results of a number of studies, both of isolated muscle preparation and of intact human muscle (e.g. Cavagna et al. 1968, Asmussen and Bonde-Petersen 1974a, Komi and Bosco 1978a). At the present stage of these studies in progress, it is not possible to explain the difference of neuromuscular behaviour among individuals which has been observed.*

*In this connection, it is of interest to note that for the subjects O.A. and J.M. in the study, the force-velocity curves of SJ and CMJ come closer together at the low velocities and the highest force. The low difference noted between CMJ and SJ may reflect the modest contribution of elasticity in potentiating the performance of the positive work phase in CMJ. This may be due to the fact that CMJ, performed with heavy loads, was characterized by a very long stretching phase ( $\approx 500$  ms). This in turn, as demonstrated in Table 2, is associated with a long coupling time, reflecting the transient period between eccentric and concentric work. If this phase is too long the stored elastic energy is lost (e.g. Cavagna et al. 1968). On the other hand, when low or no loads were used, the stretching phase was reduced in time, and the coupling time became shorter. A short coupling time is associated with high reutilization of elastic energy (see Table 2).*

come dimostrato nella Tav. 2, viene associata con un lungo tempo di accoppiamento che riflette il periodo transitorio tra il lavoro eccentrico ed il lavoro concentrico. Se tale fase dura troppo, si perde l'energia elastica immagazzinata (e.g. Cavagna et al. 1968).

D'altra parte, se si utilizzano carichi minimi o se vengono addirittura eliminati, si riduce la durata della fase di stiramento ed automaticamente si abbrevia il tempo di accoppiamento.

Un tempo di accoppiamento breve è associato con una utilizzazione ottimale dell'energia elastica (Tav. 2).

Tuttavia, esaminando le curve forza-velocità del salto da posizione di accosciata e del salto con contromovimento per il soggetto A.I. (Fig. 4), si può notare che, a basse velocità, esse non sono così vicine come avviene per gli altri due soggetti. Ciò significa che la diminuzione del potenziamento nel salto con contromovimento, in questo caso, risultava modesta se confrontata con il potenziamento osservato nell'area della velocità. Se il miglioramento della prestazione nel salto con contromovimento dipende sostanzialmente dalla utilizzazione dell'energia elastica, si potrebbe prevedere che l'influenza negativa di un tempo di accoppiamento lungo sia molto più rilevante. Perciò tale osservazione avvalorava anche il suggerimento secondo cui il miglioramento della prestazione nel CMJ per il soggetto A.I. può essere attribuito più al potenziamento dell'attività mioelettrica che all'utilizzazione dell'energia elastica. D'altra parte, analizzando il lavoro positivo prodotto durante il salto con caduta, sembra che il miglioramento sostanziale della prestazione provenga in massima parte dall'effetto dello stiramento. Per questa ragione, è importante sottolineare che la fase negativa del salto con caduta era caratterizzata da una forza molto elevata, che au-

*However, when the force-velocity curves for SJ and CMJ or the subjects A.I. are examined (Figure 4), it can be seen that at the low velocities they are not so close together as was the case for the other two subjects. This means that the decrease of potentiation in CMJ here was of modest magnitude when compared to the higher velocity side of the curves. If the enhancement of performance in CMJ relied mainly on the use of elastic energy, the deleterious influence of long coupling time might be expected to have been much more noticeable. Therefore, this observation also supports the suggestion that the enhancement of performance in CMJ for the subject A.I. can be attributed more to a potentiation of myoelectrical activity than to release of elastic energy. On the other hand, when the positive work produced under DJ conditions is examined, the substantial enhancement of the performance seems to originate mainly from the effect of the stretching. Therefore, it is relevant to point out that the negative phase of DJ was characterized by very high force, which increased when the dropping height was increased. This was correlated to an increase in average stretch (eccentric) velocity. Electromyographic activity was also very high, substantially greater than the maximum IEMG recorded from the SJ conditions. High motor unit activation with a simultaneous increase in force of the eccentric contraction increases the stiffness of the muscle (e.g. Matthews 1959, Houk et al. 1970, Rosenthal et al. 1970, Roberts et al. 1971, Nichols 1973, Nichols and Houk 1973) and thus should favor the conditions for good potentiation of muscular performance in the subsequent concentric phase. An excessive increase in the dropping heights may, however, mean that the potentiation of the force reaches a breaking point at a certain stretch load (Figure 9). This is*

mentava parimenti all'altezza di caduta.

Ciò è stato collegato ad un aumento della velocità dello stiramento (fase eccentrica).

Anche l'attività elettromiografica aveva raggiunto livelli molto elevati ed era sostanzialmente maggiore dell'EMG massima registrata durante il salto da posizione di accosciata.

L'alta attivazione delle unità motorie, con un incremento simultaneo della forza della contrazione eccentrica, migliora il tono muscolare (e.g. Matthews 1959, Houk et al. 1970, Rosenthal et al. 1970, Roberts et al. 1971, Nichols 1973, Nichols e Houk 1973) e, quindi, creerebbe le condizioni favorevoli per un buon potenziamento della prestazione muscolare nella successiva fase concentrica.

Un aumento eccessivo delle altezze di caduta può, tuttavia, significare che il potenziamento della forza raggiunge il punto di rottura ad un determinato carico di stiramento (Fig. 9) (per osservazione simile vedasi in Fig. 3, Komi e Bosco 1979 a).

Il tracciato del potenziamento dell'attività elettromiografica integrata nello stesso grafico (Fig. 9) può suggerire che i riflessi inibitori per mezzo dei corpuscoli tendinei del Golgi superino gli effetti, dovuti a riflessi miotatici, del potenziamento di origine corticale o miotatica. Tale conclusione avvalorava l'ipotesi di Newsom (1970) secondo cui i GTO hanno un ruolo funzionale nel regolare il riflesso miotatico.

Questo appare come uno degli aspetti più affascinanti delle proprietà fisiologiche dei GTO e, infatti, è ragionevole assumere che i corpuscoli tendinei del Golgi, oltre ad informare il Sistema Nervoso Centrale circa il « reclutamento » di unità motorie su una larga gradazione di tensione (Gregory e Proske 1979), collaborino con altri meccanismi propriocettori (e.g. il riflesso miotatico per regolare anche il tono muscolare).

*a similar observation as the one made earlier (see Figure 3 in Komi and Bosco 1978a). Plotting of the potentiation of IEMG activity in the same graph (Figure 9) may suggest that inhibitory reflexes via e.g. Golgi tendon organs surpass the facilitatory « potentiating » effects of cortical or muscle spindle origin. This finding supports the hypothesis of Newsom (1970), that GTO has a functional role in regulating the stretch reflex. This seems to be a very fascinating aspect of the physiological properties of GTO; because besides informing the CNS concerning the recruitment of motor units over a wide range of tension (Gregory and Proske 1979), it is reasonable to assume that GTO cooperates with other proprioceptor mechanisms (e.g. the stretch reflex) to regulate muscle stiffness as well. Therefore, GTO might play an interesting role in the working economy of the muscle as well as in its mechanical behaviour. If these assumptions are correct, the present findings might suggest some practical implication, e.g. training purpose. In this connection it has been hypothesized that training with high stretch loads may increase the threshold of firing for GTO. This would then increase the possibility of storing a great amount of elastic energy into the muscle without interference from inhibitory influence of GTO (Komi and Bosco 1978b, Bosco et al. 1979). At this point one might argue whether these findings can be generalized as a biological phenomenon or if the limited number of the subjects might restrict the interpretation of the results. However, although the present observations could be considered with these limitations in mind, it is relevant to point out that further studies (Bosco and Viitasalo 1982, Viitasalo and Bosco 1982), in which six subjects were examined with the same techniques, confirmed and supported the present results.*

Per questo motivo, i GTO potrebbero giocare un ruolo interessante nell'economia del lavoro del muscolo così come nel suo comportamento meccanico. Se queste assunzioni sono corrette, i risultati attuali potrebbero suggerire alcune implicazioni pratiche, come l'allenamento.

In questo ambito, è stato ipotizzato che l'allenamento effettuato con carichi di stiramento elevati può aumentare la soglia di eccitazione per i GTO. Questo aumenterebbe, a sua volta, la possibilità di immagazzinare una grossa quantità di energia elastica nel muscolo senza che i GTO interferiscano con la propria influenza inibitoria (Komi e Bosco 1978 b, Bosco et al. 1979).

Figure 7 summarizes the relationship between average IEMG and the average force for the various jumping conditions of the study (V). The slope of this IEMG/force ratio, when examined in the eccentric phase of DJ and CMJ, suggests that a lesser amount of EMG activity is needed per unit of force than in SJ. This agrees well with observations on constant speed or force movements, that fewer motor units are activated during eccentric than during concentric contraction to produce the same force (e.g. Abbott et al 1952, Bigland and Lippold 1954, Asmussen 1971, Komi 1973). These findings can be explained by a recent study made by Flitney and Hirst (1978), in which it was

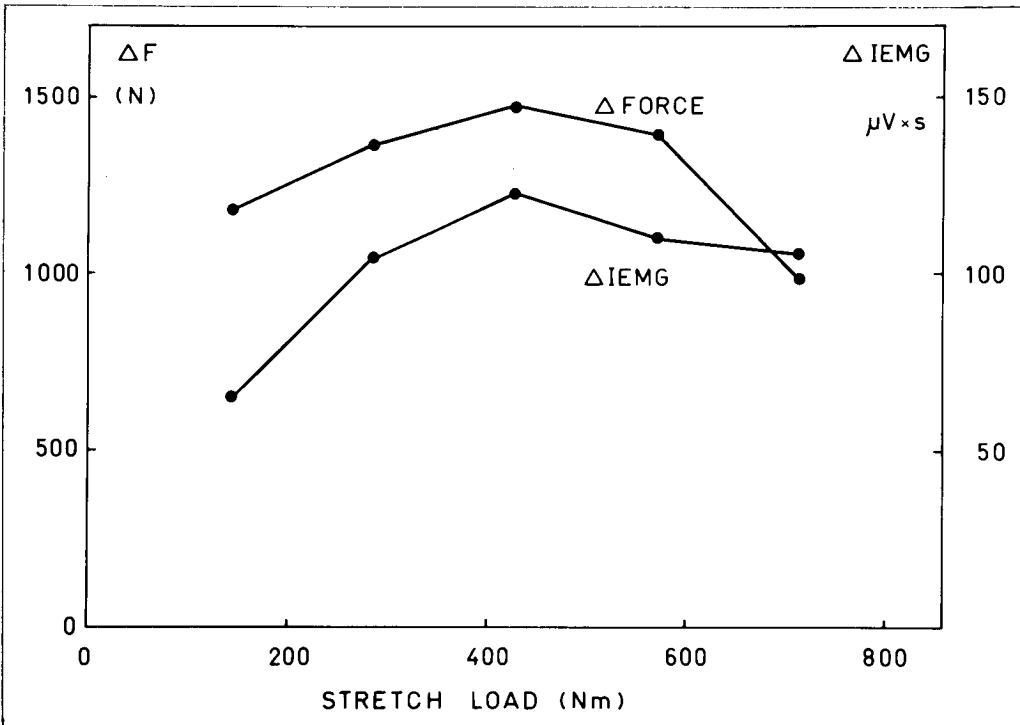


Figure 9 - The differences in average force ( $\Delta F$ ) and integrated EMG ( $\Delta IEMG$ ) between the concentric phase of the drop jumps and squatting jumps, measured at different drop jumps stretch loads.

Fig. 9 - Differenze della forza media ( $\Delta F$ ) e dell'EMG integrato ( $\Delta IEMG$ ) rilevate, tra la fase concentrica dei salti con caduta e dei salti da posizione di accosciata, a differenti carichi di stiramento.

A questo punto, si può arguire che tali conclusioni o possono essere generalizzate come fenomeno biologico o che il numero limitato dei soggetti consenta solo un'interpretazione riduttiva dei risultati stessi.

Tuttavia, sebbene si possano tenere in conto tali osservazioni, è rilevante sottolineare che studi successivi (Bosco e Viitasalo 1982, Viitasalo e Bosco 1982) in cui sono stati esaminati sei soggetti utilizzando stesse tecniche sperimentali, hanno confermato ed avvalorato gli attuali risultati.

La Fig. 7, riassume la relazione tra l'attività elettromiografica integrata e la forza media per i vari salti analizzati (Studio V).

La relazione IEMG/forza, se esaminata nel corso della fase eccentrica del DJ e del CMJ, suggerisce che per questi due tipi di salto, è necessaria una quantità minore dell'attività mioelettrica per unità di forza che non nello SJ. Questo concorda con le osservazioni fatte sui movimenti eseguiti a velocità o forza costante, cioè che per produrre la stessa tensione durante la contrazione eccentrica vengono attivate meno unità motorie che non nella contrazione concentrica (e.g. Abbott et al. 1952, Bigland e Lippold 1954, Asmussen 1971, Komi 1973).

Questi risultati possono essere spiegati grazie ad uno studio recente condotto da Flitney e Hirst (1978), in cui si sottolinea che, durante lo stiramento, una parte della tensione sviluppata viene immagazzinata negli elementi elastici disposti in serie con i sarcomeri.

Inoltre, Flitney e Hirst (1975), utilizzando il modello proposto da Huxley e Simmons (1971), hanno suggerito che un muscolo stirato fortemente può modificare i crossbridges actomiosinici ruotando le teste delle estroflessioni miosiniche all'indietro contro la loro tendenza naturale, in una posizione, cioè, di maggiore energia potenziale; infatti, ciò significa im-

*pointed out that during the stretching phase, part of the tension is taken up by the elastic elements being arranged in series with the sarcomeres. In addition, Flitney and Hirst (1975), utilizing the model proposed of Huxley and Simmons (1971), have suggested that a forcibly stretched muscle can modify the cross-bridges by rotating the myosin heads backwards against their natural tendency to a position of higher potential energy. In fact, this means storage of mechanical energy in the internal structure of the muscle. This can be recovered during the following concentric phase if the muscles are allowed to shorten immediately after the stretching (Cavagna et al. 1965). The effect of the recovery of elastic mechanical energy was confirmed in the present study, and can be deduced from the right side of Figure 7. It is evident that in the positive work phase of both CMJ and DJ, a lesser amount of EMG activity is needed per unit of force when compared to SJ conditions. Furthermore it is worth noting that the potentiation effect in the case of DJ was more of elastic nature than was true for CMJ. The explanation for this must be sought, as already suggested, in the high myoelectrical activity which characterized the eccentric work of DJ. This increased mechanical activity modifies the viscoelastic properties of the muscle with added stiffness, and therefore the possibility of the muscle with added stiffness, and therefore the possibility of storing elastic energy within the muscle increases.*

*In addition, the increased stiffness makes the transition from the eccentric to the concentric phase take place more quickly. This hypothesis is suggested by the negative correlation ( $p < .001$ ) between the force developed at end of the stretch ( $F_i$ ) and the coupling time; this is shown in Table 2. Furthermore, the present findings support the hypothesis of*

magazzinamento di energia meccanica nella struttura interna del muscolo. Essa può essere recuperata durante la fase concentrica successiva se si permette ai muscoli di accorciarsi immediatamente dopo lo stiramento (Cavagna et al. 1965).

L'effetto del recupero dell'energia meccanica elastica è stato confermato in questo studio e può essere dedotto guardando a destra della Figura 7.

E' evidente che nella fase di lavoro positivo sia del salto con contro-movimento sia del salto con caduta, è necessaria una quantità minore dell'attività mioelettrica per unità di forza rispetto al salto da posizione di accosciata. Inoltre, vale la pena notare che l'effetto del potenziamento nel caso del salto con caduta, a differenza del salto con contro-movimento, è più di natura elastica. La spiegazione di questo fenomeno deve essere ricercata, come già detto, nell'elevata attività mioelettrica che ha caratterizzato il lavoro eccentrico del salto con caduta.

Lo sviluppo repentino dell'attività meccanica modifica le proprietà visco-elastiche del muscolo aumentando il tono e, quindi, incrementa la possibilità di immagazzinare energia elastica nel muscolo. Inoltre, un maggior tono muscolare permette che la transizione dalla fase eccentrica a quella concentrica avvenga più velocemente. Tale ipotesi è suggerita dalla correlazione negativa ( $p < .001$ ) tra la forza sviluppata alla fine dello stiramento ( $F_i$ ) e del tempo di accoppiamento, come mostrato nella Tav. 2. Inoltre, le attuali conclusioni avvalorano l'ipotesi di Houk (1972) e Nichols e Houk (1976), che hanno suggerito che la funzione dei riflessi da stiramento sia quella di compensare la variazioni delle proprietà muscolari, e che una conseguenza di tale regolazione potrebbe essere il tono muscolare. Anche il Sistema Nervoso

*Houk (1972) and Nichols and Houk (1976), who suggested that the function of the stretch reflex is to compensate for variation of muscle properties, and that one by-product of such regulation might be stiffness.*

*Besides, also CNS operates to regulate muscle contraction. It should be made clear that myotatic reflex, especially in ballistic movement, may operate with great efficiency to match the viscoelastic properties of the muscle so that movement can be accomplished in an economical way.*

*In counter-movement jump the average eccentric force, as it was measured in the present study, did not behave in the same way as in the drop jump conditions. In fact, this force decreased with increase in stretching speed. Simultaneously, the IEMG activity of the muscles investigated (vastus lateralis and medialis) stayed at high level.*

*The stretching speed increased because the loads were decreased, and it is likely that the effects of decreasing extra loads might shift the performance from a « smooth ramp motion » to a « ballistic type ». However, despite the low eccentric force, the potentiation effect in the subsequent positive work phase was substantial, and in agreement with Cavagna's (1977) suggestions. Because IEMG activity was high in the eccentric phase, one would have expected higher force values as well. However, the present data is not sufficient to explain the possible reason for the observed high level EMG activity and simultaneously recorded low average force value during the eccentric phase of CMJ. Whether the observed phenomenon can be related to possible differences in motor units recruitment patterns between the different kind of CMJ (with and without loads) cannot be answered as well.*

*Table 2 shows that the efficiency of positive work in stretch-shortening cycle performance was affected by*

Centrale lavora per regolare la contrazione muscolare.

Bisognerebbe chiarire che i riflessi miotatici, specialmente nel movimento balistico possono operare con grande efficienza per adattarsi alle proprietà visco-elastiche del muscolo in maniera che il movimento possa venire effettuato con minor consumo di energia.

Durante il salto con contro-movimento, lo sviluppo della forza media durante il lavoro eccentrico, come è stato misurato in questo studio, non ha avuto un andamento diverso da quello del salto con caduta. Infatti, questa forza diminuiva parallelamente all'incremento della velocità di stiramento. Allo stesso tempo, l'attività elettromiografica integrata dei muscoli analizzati (vasto-laterale e vasto-mediale) rimaneva elevata. La velocità di stiramento aumentò perché i carichi vennero diminuiti, ed è probabile che gli effetti della diminuzione di sovraccarichi abbiano modificato la prestazione da un « movimento eseguito gradatamente » ad un « movimento di tipo balistico ».

Tuttavia, nonostante la modesta forza eccentrica, l'effetto del potenziamento nella successiva fase di lavoro positivo risultava sostanziale e concorde con le tesi di Cavagna (1977).

Essendo l'attività elettromiografica integrata elevata durante la fase eccentrica, ci si sarebbe potuto aspettare che anche i valori della forza fossero elevati, anche se, tuttavia, i dati attuali non sono sufficienti a fornire un motivo plausibile che giustifichi un'attività IEMG così elevata e che allo stesso tempo faccia registrare un valore basso della forza media durante la fase eccentrica del salto con contro-movimento.

Non si possono dare risposte esaurienti neanche per spiegare se il fenomeno osservato possa essere collegato a possibili differenze nei mo-

*movement amplitude. This observation is in good agreement with the findings of Thys et al. (1972, 1975) and Asmussen and Bonde-Petersen (1974b). They suggested that the better efficiency observed in small amplitude exercises is due to the recoil of elastic elements, which affect mainly the first part of the positive phase. However, it should be remembered that even in large amplitude jump, the observed mechanical efficiency was greater than that calculated for the jumping condition without rebound; the figures being 26-30% and 19.6%, respectively. On the other hand, it should be pointed out that the increased efficiency in rebound jumps is, as suggested by Cavagna (1977), also due to the fact that previous stretching decreases the time in which positive work is done during the subsequent shortening. It follows that, to perform a given amount of work, the muscle remains active for a shorter time; and consequently less chemical energy is set free. In Figure 8 it is demonstrated that IEMG activity during either negative or positive phase of rebound jump was always lower than that observed in squatting jump. This means that motor unit activation of leg extensor muscles in rebound jumps was working at a submaximal level, regardless of the tension developed. In spite of this, in rebound jumps motor unit activation was much lower than observed in the eccentric work phase of DJ and CMJ, where it in some cases was potentiated over the « maximal ». It seems that storage and utilization of elastic energy operates with the same mechanism in all conditions. Therefore, if on one hand the absolute amount of elastic energy stored is smaller during the stretching of a muscle in submaximal contraction, and on the other hand, the absolute amount of chemical energy utilized by the muscle is also decreased in submaximal contrac-*



delli di reclutamento delle unità motorie tra i due diversi momenti del salto con contro-movimento (con e senza carichi).

La Tav. 3 mostra che l'ampiezza del movimento influiva sull'efficienza del lavoro positivo nella prestazione in cui il movimento veniva eseguito attraverso il ciclo di stiramento-accorciamento del muscolo.

Tale conclusione concorda con le tesi di Thys et al. (1972, 1975) e di Asmussen e Bonde-Petersen (1974 b). Essi hanno suggerito che l'efficienza migliore osservata negli esercizi eseguiti con piccola ampiezza è dovuta all'utilizzazione di energia elastica che influisce soprattutto sulla prima parte del lavoro positivo. Bisognerebbe ricordarsi, tuttavia, che perfino nel salto eseguito con grande ampiezza, l'efficienza meccanica osservata è maggiore di quella calcolata per i salti senza rimbalzo, rispettivamente 26-30% e 19,6%.

D'altra parte, si dovrebbe tener presente che la maggiore efficienza nei salti con rimbalzo è, come suggerito da Cavagna (1977), dovuta anche al fatto che il prestiramento faceva diminuire il tempo durante il lavoro positivo. Da qui, il muscolo, per realizzare una data quantità di lavoro, rimane attivo per un tempo minore (più breve) e, di conseguenza, viene utilizzata meno energia chimica.

Nella Fig. 8 si evidenzia che l'attività elettromiografica integrata, sia durante la fase negativa sia durante quella positiva dei salti con rimbalzo risultava sempre minore di quella osservata nel salto da posizione di accosciata. Ciò significa che, nei salti con rimbalzo, l'attivazione delle unità motorie dei muscoli estensori della gamba si verificava ad un livello sub-massimale, non tenendo conto della tensione sviluppata. Ciononostante, in questo tipo di salto l'attivazione delle unità motorie era molto più bassa di quella osservata nella fase

*tion (Cavagna 1977), then it is likely that the ratio between the chemical energy used and the elastic energy reutilized may not change much with the number of motor units activated (Cavagna 1977). Thus, the present findings support Cavagna's (1977) suggestions that an active stretch-shortening mechanism can indeed operate for each active fiber at all levels of motor units recruitment. It is obvious that the total amount of mechanical energy stored can be greater, the more extensive the activation of motor units, and consequently the increase in muscle stiffness during eccentric work. This can explain why high efficiency was associated with the rebound jump conditions, in which high muscular stiffness was observed in eccentric work, as well as shorter coupling time and higher stretching speed. Perhaps the most relevant finding might be that low efficiency was associated with greater IEMG activity during concentric work. This suggests that a large amount of the positive work was performed by greater recruitment of contractile machinery of the muscle, with a consequent utilization of a larger amount of chemical energy. In addition, the low IEMG activity noted in the concentric work phase of small amplitude jumps, as well as that observed in the concentric work phase of DJ (Figures 4 and 5) makes these conditions the most favorable under which to benefit from the recoil of elastic structure. The exact mechanism which operates to decrease myoelectrical activity during concentric work in those conditions is not yet clear. However, in both rebound jumps and under DJ conditions, high acceleration is developed at the beginning of concentric work. In this connection, Angel (1974) suggested that the sudden unloading of muscle spindle might decrease the proprioceptive feedback. However, this suggestion could be questioned, because probably the ti-*

di lavoro eccentrico dei salti con caduta e dei salti con contro-movimento, dove, in alcuni casi, essa veniva potenziata oltre il « massimale ».

Sembra che l'immagazzinamento e l'utilizzazione di energia elastica operino con lo stesso meccanismo in tutti e quattro i tipi di salto. Perciò, se da un lato, la quantità assoluta di energia elastica immagazzinata diminuisce durante lo stiramento di un muscolo in contrazione submassimale, e se d'altro canto, ciò avviene anche per la quantità assoluta di energia chimica utilizzata dal muscolo stesso (Cavagna 1977), è probabile che la variazione del rapporto tra l'energia chimica usata e l'energia elastica riutilizzata non dipenda molto dal numero delle unità motorie attivate (Cavagna 1977).

Quindi, le attuali conclusioni avvalorano i suggerimenti di Cavagna (1977) secondo cui un meccanismo di stiramento-accorciamento attivo può operare efficacemente per ciascuna fibra attiva ad ogni stadio del reclutamento delle unità motorie.

E' ovvio che la quantità totale di energia meccanica immagazzinata può essere maggiore quanto più ampia è l'attivazione delle unità motorie e ne consegue l'aumento del tono muscolare durante il lavoro eccentrico.

Questo fenomeno può spiegare perché un'alta efficienza era stata associata ai salti con rimbalzo in cui è stato osservato un tono muscolare elevato durante il lavoro eccentrico, insieme con un tempo di accoppiamento più breve ed una maggiore velocità di stiramento.

Forse la scoperta più rilevante potrebbe essere che la bassa efficienza era associata ad una maggiore attività mioelettrica durante il lavoro concentrico. Ciò suggerisce che una gran quantità del lavoro positivo è stata effettuata attraverso un reclutamento maggiore delle componenti contrattili del muscolo, con la conseguente

*me is too short to enable this mechanism to operate properly. On the other hand, this explanation is by no means fanciful, and therefore should be kept also in mind.*

*Inhibition from GTO might be an other mechanism, because of the high tension developed at the end of the eccentric phase (Angel 1974). Perhaps this seems more likely to be true, at least on the basis of the present results for DJ conditions. However, the possibility remains that the effect derives from a combined effect of both mechanisms, or from a deactivation of the voluntary drive of motor units.*

*To estimate the proportion of extra work done due to the reutilization of elastic energy during the positive work in rebound jumps, the formula of Alexander and Vernon (1975) can be used:*

$$E_{pos} \times 0.2 = W_{pos} - W_{el} \rightarrow$$

$$W_{el} = W_{pos} - 0.197 \times E_{pos}$$

*where  $W_{pos}$  is the positive work,  $E_{pos}$  is the energetic cost of positive work,  $W_{el}$  is the work due to the re-use of elastic energy and 0.197 is the efficiency of the contractile machinery of the muscles measured in the series V of jumps.*

*The contribution of  $W_{el}$  to the total positive work in the average jump amounted to about 50% in small amplitude jumps and 30% in large amplitude exercise (Figure 10). However, it can be seen that in absolute value,  $W_{el}$  was higher in large amplitude jumps. It is interesting to note that, if the elastic energy were stored only in the tendons, higher  $W_{el}$  should have been observed in small amplitude jumps. This exercise favours the storage of a greater amount of potential energy in connective tissue, because of the high average force ( $\bar{F}$ ) and instantaneous force developed at end of the stretch ( $F_i$ ) (Table 3).*

utilizzo di una quantità maggiore di energia chimica.

Inoltre, una bassa attività EMG, osservata nella fase di lavoro concentrico dei salti eseguiti con piccole ampiezze, così come quella osservata nella fase di lavoro concentrico del salto con caduta (Figg. 4 e 5) fa sì che queste condizioni siano le più favorevoli per trarre vantaggio dall'utilizzazione di energia elastica.

Non è però ancora ben chiaro l'esatto meccanismo che fa diminuire l'attività mioelettrica durante il lavoro concentrico nelle condizioni sopracitate. Tuttavia, sia nei salti con rimbalzo sia nei salti con caduta le alte accelerazioni vengono prodotte all'inizio del lavoro concentrico.

In questo ambito, Angel (1974) ha suggerito che lo « scarico » improvviso del fuso neuro-muscolare potrebbe diminuire il feedback propriocettivo. Questa tesi potrebbe, però, essere messa in discussione, perché, probabilmente, il tempo è troppo breve per permettere al meccanismo di operare correttamente.

D'altra parte, questa spiegazione non è affatto fantasiosa e, quindi, dovrebbe essere tenuta in giusta considerazione.

Un altro meccanismo potrebbe essere l'inibizione prodotta dai corpuscoli tendinei del Golgi, dovuta all'alta tensione sviluppata alla fine della fase eccentrica (Angel 1974). Forse quest'ultimo meccanismo sembra essere più attendibile, almeno sulla base degli attuali risultati riguardanti il salto con caduta.

Rimane la possibilità, tuttavia, che l'effetto derivi da un lavoro combinato dei due meccanismi o da una disattivazione volontaria delle unità motorie.

Per valutare la proporzione del lavoro extra dovuto all'utilizzazione di energia elastica durante il lavoro positivo nei salti con rimbalzo, si può

*Thus, our results support the findings of Huxley and Simmons (1971) and Cavagna and Citterio (1974) that elastic energy is mainly stored in the contractile machinery of the muscles.*

*It should be remembered that Cavagna and Citterio (1974) have suggested that modification of muscle elastic elements, induced by previous stretching, is a transient phenomenon and tends to disappear shortly after stretch. This transient character has been assumed to be estimated by the coupling time (Table 2). In order to utilize the stored elastic energy, the coupling time should be shorter than the cross-bridges' life time. Curtin et al. (1974) estimated the mean cycle times of cross-bridges during work and isometric contraction to 120 ms and 340 ms, respectively. Shorter cross-bridge life time has been suggested by Stienen et al. (1978); they suggested that the average duration of cross-bridge attachment is about 15 ms. Therefore, in view of these findings, it is somewhat surprising to note how in large amplitude jumps, high  $W_{el}$  was observed in some subjects in spite of a long coupling time ( $\approx 150$  ms).*

*To try to explain this phenomenon it should be remembered that the minimum duration of coupling time to allow the re-use of elastic energy might be connected to the types of the whole fibers activated. Human skeletal muscles are composed of fast and slow fiber types, and they differ e.g. in respect of their twitch mechanograms (Eberstein and Goodgod 1968, Lännergren 1974) so that fast twitch fibers (FT) can produce their force faster and relax quicker than slow twitch fibers (ST). In the present study, large amplitude jumps were characterized by low knee angular velocity as well as low average force in both eccentric and concentric work (Table 3). In this connection it should be mentioned that it has been suggested that in slow, not powerful*

adottare la seguente formula di Alexander e Vernon (1975):

$$E_{\text{pos}} \times 0.2 = W_{\text{pos}} - W_{\text{el}} \rightarrow$$

$$W_{\text{el}} = W_{\text{pos}} - 0.197 \times E_{\text{pos}}$$

dove  $W_{\text{pos}}$  = lavoro positivo;

$E_{\text{pos}}$  = costo energetico del lavoro positivo;

$W_{\text{el}}$  = lavoro dovuto alla utilizzazione di energia elastica;

0.197 = efficienza della componente contrattile dei muscoli calcolata nella V serie di salti.

Il contributo di  $W_{\text{el}}$  al lavoro positivo totale durante un balzo medio raggiungeva il 50% circa in salti eseguiti con piccola ampiezza ed il 30% negli esercizi di salti eseguiti con ampiezze maggiori (Fig. 10). Tuttavia, si può osservare che, nel suo valore assoluto,  $W_{\text{el}}$  era più elevato nei salti eseguiti con grandi ampiezze.

E' interessante notare che, se l'energia elastica fosse stata immagazzinata solo nei tendini, si sarebbe dovuto osservare un  $W_{\text{el}}$  più alto nei salti con piccole ampiezze. Questo esercizio favorisce l'immagazzinamento di una gran quantità di energia potenziale nel tessuto connettivo grazie alla forza media elevata ( $\bar{F}$ ) ed alla forza istantanea sviluppata alla fine dello stiramento ( $F_i$ ) (Tav. 3).

Quindi, i nostri risultati avvalorano le tesi di Huxley e Simmons (1971) e di Cavagna e Citterio (1974), secondo cui l'energia elastica viene immagazzinata soprattutto nelle componenti contrattili del muscolo.

Bisognerebbe tener presente che Cavagna e Citterio (1974) hanno affermato che la modificazione degli elementi elastici del muscolo, indotta dal previo stiramento, è un fenomeno transitorio e tende a scomparire subito dopo lo stiramento; si pensa che sia possibile stimare questa caratte-

*contractions, it is mainly ST fibers that are recruited (e.g. Henneman et al. 1965, Gydikov and Kosarov 1974, Tanji and Kato 1973). Therefore it is possible that in large amplitude jumps, the contribution of ST fibers to the performance could be predominant. This suggestion is not in disagreement with the study of Komi and Bosco (1978b) where the effect of elasticity, and its association with muscle fiber composition, was influ-*

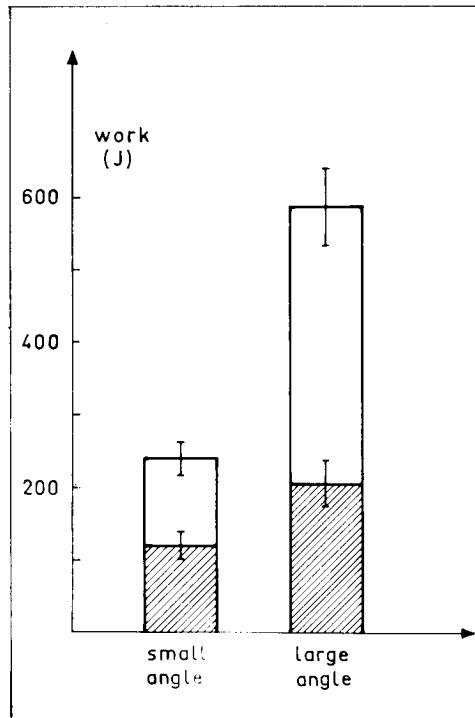


Fig. 10 - Positive mechanical work calculated for the average jump of small and large knee angular displacement rebound conditions, performed without extra load (mean  $\pm$  SD). The hatched area denotes the estimated work done by the restitution of stored elastic energy (mean  $\pm$  SD).

Fig. 10 - Lavoro meccanico positivo calcolato per il salto medio eseguito con rimbalzo, senza sovraccarichi e con spostamento angolare del ginocchio minimo e massimo. L'area ombreggiata evidenzia il lavoro stimato prodotto dalla utilizzazione dell'energia elastica previamente immagazzinata (media  $\pm$  SD).

ristica di transitorietà attraverso il calcolo del tempo di accoppiamento (Tav. 2).

Per utilizzare l'energia elastica immagazzinata, il tempo di accoppiamento dovrebbe avere durata minore di quella dei ponti actomiosinici. Curtin et al. (1974) hanno analizzato i tempi dei ponti actomiosinici durante la contrazione dinamica ed isometrica che erano rispettivamente di 120 e 340 ms.

Steinen et al. (1978) hanno affermato, per contro, che il ponte actomiosinico ha una durata più breve, per cui, la sua durata media non supera i 15 ms. Perciò, in base a questi risultati, è abbastanza sorprendente notare come, nei salti eseguiti con grandi ampiezze, si sia osservato in alcuni soggetti una quantità elevata di lavoro ( $W_{el}$ ) scaturito dall'utilizzazione di energia elastica nonostante un lungo tempo di accoppiamento ( $\approx 150$  ms).

Per cercare di spiegare questo fenomeno si dovrebbe tener presente che la durata minima del tempo di accoppiamento per permettere il riuso dell'energia elastica potrebbe essere collegata ai tipi di fibre attivate.

I muscoli scheletrici umani sono composti da fibre veloci e fibre lente e si differiscono, per esempio, rispetto ai loro meccanogrammi semplici (Eberstain e Goodgod 1968, Lännergren 1974) per cui le fibre veloci possono produrre forza più rapidamente ed altrettanto velocemente rilasciarsi che non le fibre lente.

In questo studio, i salti eseguiti con grandi ampiezze sono stati caratterizzati da una bassa velocità e da una modesta forza media sia nel lavoro concentrico sia in quello eccentrico (Tav. 3). In questo ambito, si dovrebbe tener presente che nelle contrazioni lente e deboli vengono reclutate soprattutto le fibre lente (e.g. Henneman et al. 1965, Gydirov e Kosarov 1974, Tanji e Kato 1973).

*enced by the mechanical movement pattern during the vertical jump. Now considering that it has been demonstrated that ST fibers have a long cross-bridge engagement time (e.g. Goldspink et al. 1970, Goldspink 1978), it can be suggested that in spite of the long coupling time, store and utilization of elastic energy have occurred in ST fibers because of their slow dynamic characteristics. On the other hand, probably the coupling time was too long to allow the stored elastic energy in FT fibers to be fully utilized, taking into consideration that the crossbridge life of FT is very short (Barany 1967, Goldspink et al. 1970, Goldspink 1978). The longer life time of the crossbridges in ST muscles have been explained also by the slower initial decay of the active state (Wells 1965). This would then favour the slow fibers to maintain longer the potential elastic energy, when the muscle is stretched during the eccentric work. Figure 11 attempts to explain this mechanism schematically, when ST and FT fibers are examined in different combinations of contraction. In this connection, it is relevant to note that Asmussen et al. (1976) found that the potentiation effect of the stretch-shortening cycle, during vertical jump performance, was enhanced when the temperature of human leg extensor muscles was lowered to about 32°C. This result was attributed mainly to the fact that at low temperatures, the cross-bridge life is lengthened. Therefore, this allows a great amount of elastic energy stored during the stretching phase, to be reutilized during concentric work.*

*In the present study, in contrast to the large jumps, small amplitude jumps were characterized by higher knee angular velocity as well as greater force in both eccentric and concentric phases (Table 3). Therefore, it is reasonable to assume that different patterns of fiber recruitment*

Perciò, è possibile che nei salti eseguiti con grande ampiezza, il contributo delle fibre lente alla riuscita della prestazione sia determinante.

Questa tesi non è in disaccordo con gli studi di Komi e Bosco (1978 b) secondo cui l'effetto dell'elasticità e la sua relazione con la composizione delle fibre muscolari è stato influenzato dal modello di movimento meccanico durante il balzo verticale.

Considerando che è stato dimostrato che le fibre veloci hanno un lungo tempo di accoppiamento dei ponti actomiosinici (e.g. Goldspink et al. 1970, Goldspink 1978), si può dire che, nonostante un lungo tempo di accoppiamento, il fenomeno dell'immagazzinamento e di utilizzazione dell'energia elastica è avvenuto nelle fibre lente grazie alle loro ridotte caratteristiche dinamiche.

D'altra parte, probabilmente, il tempo di accoppiamento era troppo lungo per permettere di utilizzare in pieno l'energia elastica immagazzinata nelle fibre veloci, tenendo presente che la vita di un ponte actomiosinico delle fibre veloci è molto breve (Barany 1967, Goldspink et al. 1970, Goldspink 1978). È stato spiegato che la lunga durata dei ponti actomiosinici nelle fibre lente dipende anche da una lenta diminuzione iniziale del loro stato attivo (Wells 1965).

Ciò permetterebbe, quindi, alle fibre lente di ritenere più a lungo l'energia elastica potenziale quando il muscolo viene stirato durante il lavoro eccentrico. La Fig. 11 mostra un tentativo di spiegare schematicamente tale meccanismo, in cui le fibre veloci e le fibre lente vengono analizzate in differenti combinazioni di contrazioni.

A questo proposito, è rilevante notare che Asmussen et al. (1976) hanno scoperto che l'effetto del potenziamento del ciclo di stiramento-accorciamento, durante la prestazione di balzo verticale, migliorava se la tem-

*might have occurred from those characterizing large amplitude jumps; and FT fibers could have played a primary role in contributing to the performance (Gillespie et al. 1974). In this connection, Bosco and Komi (1979) have shown a positive relationship between percentage of FT fibers and maximal vertical jump performance. Nevertheless, as we discuss above, even though the life time of cross-bridges in FT is short, a great amount of  $W_{el}$  was observed in small rebound jumps. This finding, obviously, can be explained by the fact that the fast stretch-shortening cycle is characterized by a short coupling time, which allows the stored elastic energy to be utilized during positive work.*

*In conclusion, assuming that  $W_{el}$  is related to both the square of the stretching length and to muscle stiffness, it is interesting to note, how the viscoelastic properties of the skeletal muscle can benefit from stretch-shortening. Thus if, on one hand, in small amplitude jumps the muscle stiffness is higher, the change in muscle length is small. On the other hand, if the stretching length is increased (large amplitude jumps) the stiffness decreases. Therefore, the present findings suggest that the mechanical behaviour of human skeletal muscle has evolved during phylogeny to meet the requirements for natural movement and one of these seems to be the ability to benefit from the stretch-shortening cycle which is generally determined by environmental conditions (such as gravitational pull).*

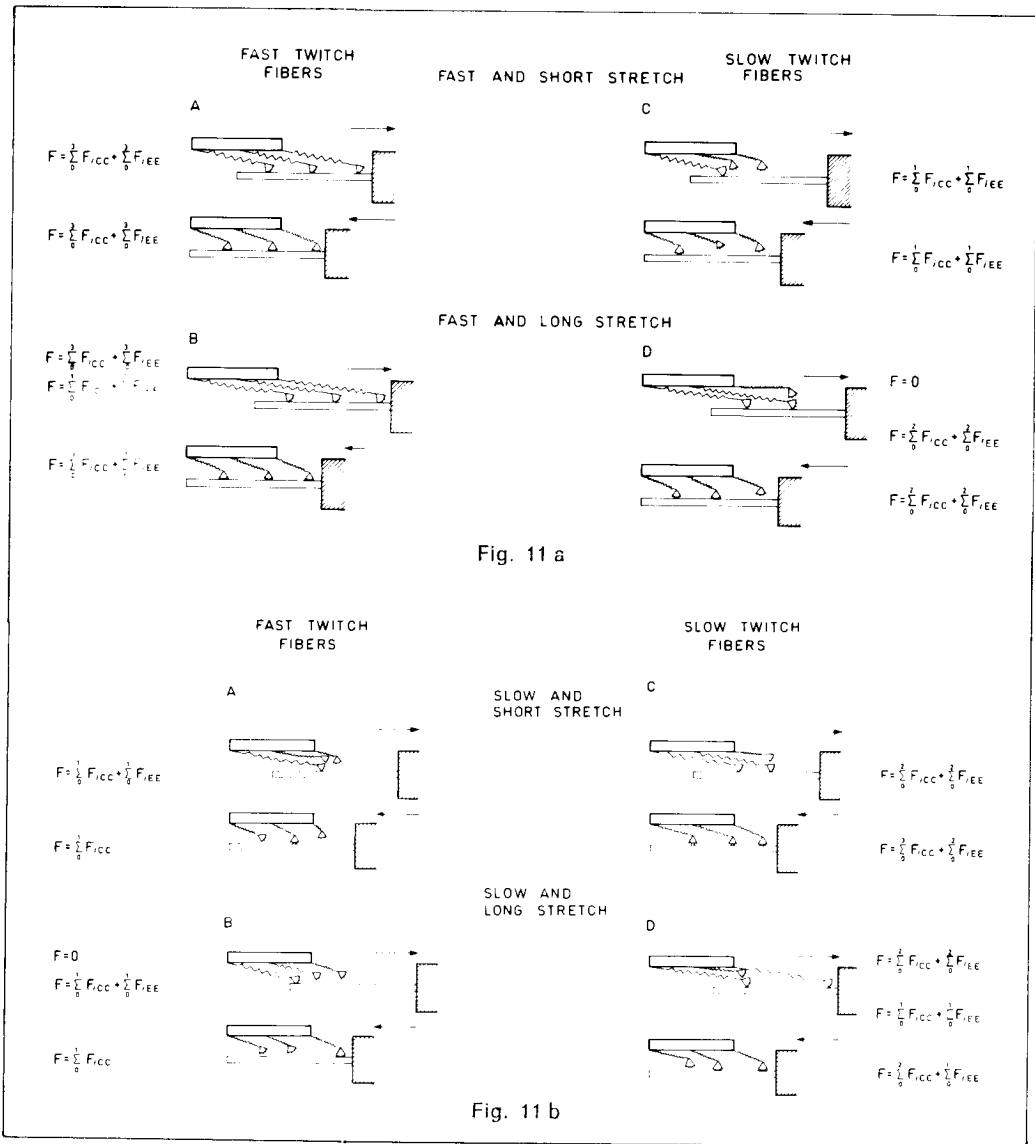


Fig. 11 a

Fig. 11 b

Fig. 11 a, b - A schematic model to suggest the attachment and detachment of actomyosin cross-bridges cycle in fast twitch (left) and slow twitch (right) fibers, working at different speeds and with different lengths of stretch. The calculations treat the cross-bridges working in parallel with each other. In conditions B and D, two equations are shown for the stretching phase. The upper equation refers to the cross-bridge status at the beginning of the stretch and the lower to that at the end. This model, too, is based on the hypothesis of Huxley and Simmons (1971) and Cavagna and Citterio (1974).

Fig. 11 a, b - Modello schematico che mostra l'attacco ed il distacco dei crossbridges actomiosinici nelle fibre veloci (a sinistra) e nelle fibre lente (a destra), a differenti velocità e con differenti lunghezze di stiramento. Per i calcoli, sono stati analizzati i crossbridges in parallelo tra loro. Le condizioni A e B rappresentano due equazioni della fase di stiramento. La condizione A si riferisce allo « status » del crossbridge all'inizio dello stiramento, la condizione B, la fine. Anche questo modello si basa sull'ipotesi di Huxley e Simmons (1971) e Cavagna e Citterio (1974).

peratura dei muscoli estensori della gamba veniva abbassata fino a 32°C. Questo risultato è stato attribuito soprattutto al fatto che, a basse temperature, il ponte actomiosinico dura di più.

Per cui, diventa possibile riutilizzare durante il lavoro concentrico una grossa quantità di energia elastica immagazzinata nel corso dello stiramento.

In questo studio, i salti effettuati con piccole ampiezze, a differenza dei salti eseguiti con grandi ampiezze, sono stati caratterizzati da una maggiore velocità angolare del ginocchio e da un maggiore sviluppo di forza sia nella fase concentrica sia in quella eccentrica (Tav. 3). Per questo motivo, è ragionevole assumere che siano occorse modalità differenti del « reclutamento » delle fibre rispetto a quelle che caratterizzano i salti eseguiti con grandi ampiezze, e che, quindi, le fibre veloci potrebbero aver giocato un ruolo di primaria importanza nella riuscita della prestazione (Gillespie et al. 1974). In questo ambito, Bosco e Komi (1979) hanno dimostrato che esiste una relazione positiva tra la percentuale delle fibre veloci e la prestazione massimale del salto verticale. Ciononostante, è stata osservata una grossa quantità di  $W_{el}$  nei salti effettuati con piccole ampiezze, sebbene il ponte actomiosinico delle fibre veloci duri poco. Queste conclusioni possono essere dedotte dal fatto che il ciclo veloce di stiramento-accorciamento è caratterizzato da un breve tempo di accoppiamento che fornisce una migliore utilizzazione dell'energia elastica immagazzinata durante il lavoro positivo.

In conclusione, assumendo che la quantità di  $W_{el}$  dipende sia dal quadrato della lunghezza dello stiramento sia dal tono muscolare, è interessante notare come le proprietà viscoelastiche del muscolo scheletrico pos-





sono ottenere benefici dal ciclo di stiramento-accorciamento.

Quindi, si verifica che, se da un lato nei salti con piccole ampiezze il tono muscolare è più elevato mentre la variazione nella lunghezza del muscolo è minima, dall'altro, nei salti con grandi ampiezze, se la lunghezza dello stiramento aumenta, diminuisce il tono muscolare.

Queste conclusioni suggeriscono che il comportamento del muscolo scheletrico umano è andato evolvendosi nel corso del processo filogenetico per rispondere alle esigenze dei movimenti naturali; ed una di queste sembra essere l'abilità a trarre dei benefici dal ciclo di stiramento-accorciamento, fenomeno che è generalmente determinato dalle condizioni ambientali (e.g. la forza di gravità).



Ufficio Stampa FIDAL

### *Ringraziamenti*

La ricerca è stata condotta nella sede del Department of Biology of Physical Activity, Università di Jyväskylä (Finlandia), negli anni 1975-1981, con la collaborazione di numerose persone a cui gradirei esprimere la mia più sincera gratitudine:

Prof. Esko Karvinen, ex Direttore del Department of Biology of Physical Activity, per la sua gentilezza nel mettere a mia disposizione le attrezzature del laboratorio;

Prof. Paavo V. Komi, attuale Direttore del Department of Biology of Physical Activity che, come tutore, mi ha introdotto nel campo della fisiologia applicata e della biomeccanica, per la sua critica costruttiva, fattiva collaborazione e valido appoggio per la ricerca;

Prof. Erling Asmussen e Prof. Simon Bouisset, per i preziosi suggerimenti.

### *Acknowledgments*

*The studies were carried out at the Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Finland, during the years 1975-1981, with collaboration of several persons to whom I wish to express my sincere gratitude:*

*Professor Esko Karvinen, the late head of the Department of Biology of Physical Activity for his kindness in placing the laboratory facilities of the department at my disposal;*

*Professor Paavo V. Komi, the current head of the Department of Biology of Physical Activity, who, as my thesis adviser, introduced me to the field of exercise physiology and biomechanics, for his valuable criticism, fruitful collaboration and unfailing support throughout the investigation;*

*Professor Erling Asmussen and Professor Simon Bouisset for their va-*

rimenti e critica al manoscritto;

i miei colleghi Akira Ito, B.Sc.; Pekka Luhtanen, Ph.D.; Paavo Rahkila, M.Sc.; Heikki Rusko, Ph.D.; per aver introdotto utili discussioni e una atmosfera stimolante;

la mia gratitudine va anche al Prof. Giovanni A. Cavagna, dell'Università di Milano, per i suoi preziosi consigli ed il suo importante contributo critico;

a tutto lo staff del Laboratorio del Department of Biology of Physical Activity, ed in modo particolare, a Mrs. Hellevi Gruner, Miss Pirkko Puttonen, Mrs. Irmeli Puustinen, Mrs. Marja-Leena Romppanen, Mrs. Ursula Salonen, Mr. Teuro Ylikoski e Keijo Käkkinen, M.Sc., per la loro superba assistenza nella raccolta ed elaborazione dei dati, e per aver contribuito a rendere così piacevole l'atmosfera lavorativa; allo staff tecnico addetto ai computers, della Faculty of Physical and Health Education, ed in modo particolare Mrs. Sinikka Häkkinen, Mr. Olli Ahonen, Mr. Veli-Juhani Aho, Mr. Markku Tervakari e Mr. Kari Viljamaa per i loro consigli ed assistenza continua;

a Mrs. Tuula Niemistö ed a Taina Laakso per le figure, a Mrs. Raili Jokinen e Mr. Matti Salmi, B.Sc., per le fotografie;

a Mr. Michael Peacock, M.Sc., per la revisione del testo in inglese.

La mia gratitudine va, inoltre, a tutti coloro che volontariamente si sono sottoposti ai test della ricerca.

Questo lavoro è stato finanziato, negli anni 1975-1980, dal Ministero dell'Istruzione finlandese, atti nn. 11304/79/75, 9536/78/76, 8828/78/77, 8318/78/78 e 8976/78/79, e dalle Federazioni Italiane di Atletica Leggera (FIDAL) e di Pallavolo (FIPAV).

Infine, i miei ringraziamenti all'Università di Jyväskylä, per aver accettato di pubblicare la mia tesi nella Collana edita dall'Università « Studies in Sport, Physical Education and Health ».

*valuable comments and criticism on the manuscript;*

*My colleagues Akira Ito, B. Sc., Pekka Luhtanen, Ph.D., Paavo Rahkila, M. Sc., Heikki Rusko, Ph.D., Ina Tarkka, M. Sc., and Jukka T. Viitasalo, Ph.D. for useful discussions and stimulating atmosphere;*

*I am also grateful to Professor Giovanni A. Cavagna for valuable advice and constructive criticism;*

*the whole laboratory staff of the Department of Biology of Physical Activity, especially Mrs. Hellevi Gruner, Miss Pirkko Puttonen, Mrs. Irmeli Puustinen, Mrs. Marja-Leena Romppanen, Miss Ursula Salonen, Mr. Teuvo Ylikoski and Keijo Häkkinen, M. Sc., for their excellent assistance in collecting and analyzing the data and for contribution to a pleasurable working atmosphere;*

*the computing and technical staff of the Faculty of Physical and Health Education, especially Mrs. Sinikka Häkkinen, Mr. Olli Ahonen, Mr. Veli-Juhani Aho, Mr. Markku Tervakari, and the late Mr. Kari Viljamaa for their continuous advice and assistance;*

*Mrs. Tuula Niemistö and Taina Laakso for drawing the figures, and Mrs. Raili Jokinen and Mr. Matti Salmi, B. Sc., for taking the photographs;*

*Mr. Michael Peacock, M. Sc., for revising the English of the manuscripts.*

*I would also like to express my gratitude to the subjects who volunteered for studies.*

*This work was financially supported during years 1975-1980 by the Finnish Ministry of Education, grants Nos. 11304/79/75, 9536/78/76, 8828/78/77, 8318/78/78, and 8976/78/79, and by Italian Track and Field Federation and Italian Volleyball Federation.*

*Finally I wish to thank the University of Jyväskylä for accepting this report for publication in its series « Studies in Sport, Physical Education and Health ».*

**References**

**Bibliografia**

- Abbott B.C., B. Bigland, and J.M. Ritchie: *The physiological cost of negative work*. J. Physiol. 117: 380-390, 1952.
- Alexander R.M., and A. Vernon: *The mechanics of hopping by kangaroos*. J. Zool. Lond. 177: 265-303, 1975.
- Angel R.W.: *Electromyography during voluntary movement: the two-burst pattern*. Electroen. Neurophysiol. 36: 493-498, 1974.
- Asmussen E.: *Positive and negative muscular work*. Acta Physiol. Scand. 28: 364-382, 1952.
- Asmussen E.: *Muscular performance*. In: Muscle as a tissue, edited by K. Rodahl and S.M. Horvath. New York: McGraw-Hill, 1962, p. 161-175.
- Asmussen E., and F. Bonde-Petersen: *Storage of elastic energy in skeletal muscles in man*. Acta Physiol. Scand. 91: 385-392 1974a.
- Asmussen E., and F. Bonde-Petersen: *Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise*. Acta Physiol. Scand. 92: 537-545, 1974b.
- Asmussen E., F. Bonde-Petersen, and K. Jørgensen: *Mechano-elastic properties of human muscles at different temperature*. Acta Physiol. Scand. 96: 83-93, 1976.
- Asmussen E., and N. Sorensen: *The «wind-up» movement in athletics*. Le Travail Humain 34, 1: 147-156, 1971.
- Bakerman S.: *Aging life processes*. Springfield II: Charles C. Thomas, 1969.
- Barany M.: *ATPase activity and myosin correlated with speed of muscle shortening*. J. Gen. Physiol. 50 Suppl. 2: 197-218, 1967.
- Bigland B., and O.C.J. Lippold: *The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles*. J. Physiol. Lond. 123: 214-224, 1954.
- Binder M.D., J.S. Kroin, G.P. Moore, and D.G. Stuart: *The response of Golgi tendon organs to single motor unit contractions*. J. Physiol. 271: 337-349, 1977.
- Bosco C., and P.V. Komi: *Mechanical characteristics and the fiber composition of human leg extensor muscles*. Eur. J. Appl. Physiol. 41: 275-284, 1979.
- Bosco C., P.V. Komi, and E. Locatelli: *Physiologische Betrachtungen zum Tiefsprungtraining*. Leistungssport 6: 434-439, 1979.
- Bosco C., and J.T. Viitasalo: *Potentialiation of myoelectrical activity of human muscles in vertical jumps*. Electromyography Clin. Neurophysiol. 22, 7: 549-562, 1982.
- Cavagna G.A.: *Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle*. In: Exercise and Sport Sciences Reviews, edited by R.S. Hutton. Santa Barbara: Journal Publ., 1977, p. 89-129.
- Cavagna G.A., and G. Citterio: *Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle*. J. Physiol. Lond. 239: 1-14, 1974.
- Cavagna G.A., B. Dusman, and R. Margaria: *Positive work done by a previously stretched muscle*. J. Appl. Physiol. 24: 21-32, 1968.
- Cavagna G.A., and M. Kaneko: *Mechanical work and efficiency in level walking and running*. J. Physiol. Lond. 268: 467-481, 1977.
- Cavagna G.A., L. Komarek, G. Citterio, and R. Margaria: *Power output of the previously stretched muscle*. Medicine and Sport 6: 159-167, 1971.
- Cavagna G.A., F.B. Saibene, and R. Margaria: *Mechanical work in running*. J. Appl. Physiol. 19: 249-252, 1964.
- Cavagna G.A., F.P. Saibene, and R. Margaria: *Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle*. J. Appl. Physiol. 20: 157-158, 1965.
- Cavagna G.A., H. Thys, and A. Zamboni: *The sources of external work in level walking and running*. J. Physiol. Lond. 262: 639-657, 1976.
- Chan C.W.Y., R.E. Kearney, and G. Melville-Jones: *Electromyographic responses to sudden ankle displacement in normal and parkinsonian subjects*. Soc. Neurosci. Abstr. 4: 292, 1978.
- Curtin N., C. Gilbert, K.M. Kretschmar, and D.R. Wilkie: *The effect of the performance of work on total energy output and metabolism during muscular contraction*. J. Physiol. 238: 455-472, 1974.
- Davies C.T.M., and C. Barnes: *Negative (eccentric) work*. II. Physiological responses to walking uphill and downhill on a motor-driven treadmill. Ergonomics 15, 2: 121-131, 1972.
- Erbestein A., and J. Goodgold: *Slow and fast twitch fibres in human skeletal muscle*. Amer. J. Physiol. 215, 3: 535-541, 1968.
- Fenn W.O., and B.S. Marsh: *Muscular forces at different speeds of shortening*. J. Physiol. Lond. 85: 277-297, 1935.

- Flitney F.W., and D.G. Hirst: *Cross-bridge detachment and sarcomere give during stretch of active frog's muscle*. J. Physiol. Lond. 276: 449-465, 1978.
- Flitney F.W., and D.G. Hirst: *Tension responses and sarcomere movements during length changes applied to contracting frogs muscle*. J. Physiol. (London), 251: 66-68 P, 1975.
- Gillespie C.A., D.R. Simpson and V. Reggie Edgerton: *Motor unit recruitment as reflected by muscle fibre glycogen loss in a prosimian (bushbaby) after running and jumping*. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 37: 817-824, 1974.
- Goldspink G.: *Energy turnover during contraction of different types of muscle*. In: Biomechanics VI A, edited by E. Asmussen and K. Jorgensen. Baltimore: University Park Press, 1978, p. 27-39.
- Goldspink G., R.E. Larson, and R.E. Davies: *The immediate energy supply and the cost of maintenance of isometric tension for different muscles in the hamster*. Z. vergl. Physiologie 66: 339-337, 1970.
- Gottlieb G.L., and G.C. Agarwal: *Response to sudden torques about ankle in man: myotatic reflex*. J. Neurophysiol. 42: 91-106, 1979.
- Gregory J.E., and B. Proske: *The response of Golgi Tendon Organs to stimulation of different combinations of motor units*. J. Physiol. 295: 251-262, 1979.
- Grillner S.: *The role of muscle stiffness in meeting the changing postural and locomotor requirements for force development by the ankle extensors*. Acta Physiol. Scand. 86: 92-108, 1972.
- Gutmann E.: *Muscle*. In: Handbook of the biology of aging, edited by C.E. Finch and L. Hayflick. New York: Von Nostrand Company, 1977, p. 445-469.
- Gutmann E., and V. Hanzlikova: *Age changes in the neuromuscular system*. Bristol Scientechica (Publishers) Ltd, 1972, p. 98.
- Gydikov A., and D. Kosarov: *Some features of different motor units in human biceps brachii*. Pflüg. Arch. 347: 75-88, 1974.
- Henneman E., G. Somjen, and D.O. Carpenter: *Functional significance of cell size in spinal motoneurons*. J. Neurophysiol. 28: 560-580, 1965.
- Hill A.V.: *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*. Proc. Roy. Soc. B 126: 136-195, 1938.
- Hill A.V.: *The abrupt transition from rest to activity in muscle*. Proc. Roy. Soc. B 136: 399-419, 1949.
- Hill A.V.: *The series elastic component of muscle*. Proc. Roy. Soc. B 137: 273-280, 1950.
- Hill A.V.: *The heat produced by a muscle after the last shock of a tetanus*. J. Physiol. Lond. 159: 518-545, 1961.
- Houk J.C.: *The phylogeny of muscular control configurations*. In: Biocybernetics, edited by H. Drischel and P. Dettmar. Jena: Fischer, Vol. 4, 1972, p. 125-144.
- Houk J.C., and E. Henneman: *Responses to Golgi tendon organs to active contractions of the soleus muscle of the cat*. J. Neurophysiol. 30: 466-481, 1967.
- Houk J.C., and W. Simon: *Responses to Golgi endon organ to forces applied to muscle tendon*. J. Neurophysiol. 30: 1466-1481, 1967.
- Houk J.C., J. Singer, and M. Goldman: *An evaluation of length and force feedback to soleus muscles of decerebrate cats*. J. Neurophysiol. 33: 784-811, 1970.
- Huxley A.F.: *Muscle structure and theories of contraction*. Prog. Biophys. Chem. 7: 255-318, 1957.
- Huxley A.F., and R.M. Simmons: *Mechanical properties of the cross-bridges of frog striated muscle*. J. Physiol. Lond. 218: 59-60P, 1971.
- Ikai M., and T. Fukunaga: *Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement*. Int. Z. angew. Physiol. 26: 26-32, 1968.
- Iles J.F.: *Responses in human pretibial muscles to sudden stretch and to nerve stimulation*. Exp. Brain Res. 30: 451-470, 1977.
- Ito A., P.V. Komi, B. Sjödin, C. Bosco, and J. Karlsson: *Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds*. Med. Sci. Sports 15, 4: 299-308, 1983.
- Jami J., and J Petit: *Heterogeneity of motor units activating single Golgi tendon organs in cat leg muscles*. Ecp. Brain Res. 24: 485-493, 1976a.
- Jami J., and J. Petit: *Frequency of tendon organ discharges elicited by the contraction of motor units in cat leg muscles*. J. Physiol. 261: 633-645, 1976b.
- Jewell B.R., and D.R. Wilkie: *An analysis of the mechanical components in frog's striated muscle*. J. Physiol. Lond. 143: 515-540, 1958.

- Komi P.V.: *Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work*. New Developments in EMG and Clin. Neurophysiol., edited by J.E. Desmedt. Basel: Karger, Vol. 1, 1973, p. 596-605.
- Komi P.V. and C. Bosco: *Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women*. Med. Sci. Sports 10, 4: 261-265, 1978a.
- Komi P.V., and C. Bosco: *Utilization of elastic energy in jumping and its relation to skeletal muscle fiber composition*. In: E. Asmussen and K. Jorgensen (eds.) Biomechanics VI a, pp. 79-85. University Park Press, Baltimore 1978b.
- Komi P.V., P. Luhtanen, and K. Viljamaa: *Measurement of instantaneous contact forces on the force-platform*. Research reports from the department of biology of physical activity No. 4, University of Jyväskylä, Finland, 1974.
- Komi P.V., V. Klissouras, and E. Karvinen: *Genetic variation in Neuromuscular Performance*. Int. Z. angew. Physiol. 31: 289-304, 1973.
- Levin A., and J. Wyman: *The viscous elastic properties of muscle*. Proc. Roy. Soc. B 101: 218-243, 1927.
- Lloyd B.B., and R.M. Zacks: *The mechanical efficiency of treadmill running against a horizontal impeding force*. J. Physiol. Lond. 223: 355-373, 1972.
- Luhtanen P., and P.V. Komi: *Segmental contribution to forces in vertical jump*. Eur. J. Appl. Physiol. 38, 181-188, 1978.
- Lännergren A.: *Force-velocity relation of isolated twitch and slow muscle fibres* (XV Scandinavian Congress of Physiology and Pharmacology, Aarhus 1976) Acta Physiol. Scand. Supl. 404, p. 87, 1976.
- Marey M., and M.G. Demeny: *Locomotion humaine, mecanisme du saut*. Compt. Rendus Hebdomadaires des Séances de l'Académie des Sciences (Paris), 101: 489-494, 1885.
- Margaria S.: *Sulla fisiologia e specialmente il consumo energetico della marcia della corsa a varia velocità ed inclinazione del terreno*. Atti della R. Accademia Nazionale dei Lincei (Rendiconti), 7: 299-368, 1938.
- Margaria R.: *Positive and negative work performances and their efficiencies in human locomotion*. Int. Z. angew. Physiol. einschliesslich Arbeitsphysiol. 25: 339-351, 1968.
- Margaria R., G.A. Cavagna, and F.P. Saibene: *Possibilità di sfruttamento dell'elasticità del muscolo contratto durante l'esercizio muscolare*. Bollettino della Società Italiana di Biologia Sperimentale 39: 1815-1816, 1963.
- Matthews P.B.C.: *The dependence of tension upon extension in the stretch reflex of the soleus muscle of the decerebrate cat*. J. Physiol. Lond. 147: 521-546, 1959.
- Newsom Davis J., and T.A. Sears: *The proprioceptive reflex control of the intercostal muscles during their voluntary activation*. J. Physiol. 209: 711-738, 1970.
- Nichols T.R.: *Reflex and non-reflex stiffness of soleus muscle in the cat*. In: Control of posture and locomotion, edited by R.B. Stein, K.B. Pearson, R.S. Smith and J.B. Reford. New York: Plenum, 1973, p. 407-410.
- Nichols T.R., and J.C. Houk: *Reflex compensation of variation in the mechanical properties of a muscle*. Science 181: 182-184, 1973.
- Nichols T.R., and J.C. Houk: *Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from actions of stretch reflex*. J. Neurophysiol. 39: 119-142, 1976.
- Norman R.W., R.C. Nelson, and P.R. Cavanagh: *Minimum sampling time required to extract stable information from digitized EMGs*. In: Biomechanics VI A, edited by E. Asmussen and K. Jorgensen. Baltimore: University Park Press, 1978, p. 237-243.
- Prochazka A., R.A. Westerman, and S.P. Ziccone: *Ia afferent activity during a variety of voluntary movements in the cat*. J. Physiol. 268: 423-448, 1977.
- Pugh G.C.E.: *The influence of wind resistance in running and walking and the mechanical efficiency of work against horizontal or vertical forces*. J. Physiol. Lond. 213: 255-276, 1971.
- Rack P.M.H., and D.R. Westbury: *The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties*. J. Physiol. Lond. 240: 331-350, 1974.
- Reinking R.M., J.A. Stephens, and D. Stuart: *The tendon organs of cat medial gastrocnemius: significance of motor unit type and size for the activation of Ia afferents*. J. Physiol. 250: 491-512, 1975.
- Rosenthal N.P., T.A. McKean, W.J. Roberts, and C.A. Terzuolo: *Frequency analysis of stretch reflex and its main subsystem in triceps surae muscles of the cat*. J. Neurophysiol. 33: 713-749, 1970.

- Roberts W.J., N.P. Rosenthal, and C.A. Terzuolo: *A control model of stretch reflex*. J. Neurophysiol. 34: 620-634, 1971.
- Rüegg R.E.: *Mechanochemical energy coupling*. In: Limiting factors of physical performance, edited by K. Keul. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1971.
- Rusko H., P. Rahkila, and E. Karvinen: *Anaerobic threshold, skeletal muscle enzymes and fiber composition in young female cross-country skiers*. Acta Physiol. Scand. 108: 263-268, 1980.
- Saltin B., and G. Grimby: *Physiological analysis of middle-aged and old former athletes*. Circulation 38: 1104-1115, 1968.
- Stienen G.J.M., T. Blange and M. Schneer: *Tension response of frog sartorius muscle to quick ramp-shaped and some effects of metabolic inhibition*. Pflügers Arch. Erup. J. Physiol. 376: 97-104, 1978.
- Stuart D.G., C.G. Mosher, and R.L. Gerlach: *Properties and central connections of Golgi tendon organs with special reference to locomotion*. In: Research in muscle development and the muscle spindle, edited by B.O. Banker et al. Amsterdam: Excerpta Medica, 1972, p. 437-462.
- Tanji J., and M. Kato: *Recruitment of motor units in voluntary contraction of finger muscle in man*. Exp. Neurol. 40: 759-770, 1973.
- Thys H., G.A. Cavagna, and R. Margaria: *The role played by elasticity in an exercise involving movements of small amplitude*. Pflüg. Arch. 354: 281-286, 1975.
- Thys H., T. Faraggiana, and R. Margaria: *Utilization of muscle elasticity in exercise*. J. Appl. Physiol. 32: 491-494, 1972.
- Tzankoff S.P., and A.H. Norris: *Effect of muscle mass decrease on aged-related BMR changes*. J. Appl. Physiol. 43(6): 1001-1006, 1977.
- Wells J.B.: *Comparison of mechanical properties between slow and fast mammalian muscles*. J. Physiol. 178, pp. 252-260, 1960.
- Viitasalo J.T., and C. Bosco: *Electromechanical behaviour of human muscles in vertical jumps*. Eur. J. Appl. Physiol. 46: 253-261, 1982.
- Zachs R.M.: *The mechanical efficiencies of running and bicycling against a horizontal impeding force*. Int. Z. angew. Physiol. 31: 249-258, 1973.

