

## **Forze compressive agenti sulla colonna lombare durante esercizi di allenamento con pesi**

**Aurelio Capozzo, Francesco Felici, Francesco Figura, Fabio Gazzani**

### **A. Capozzo**

*Laboratorio di Biomeccanica  
Istituto di Fisiologia Umana, Facoltà di  
Medicina e Chirurgia, Università degli  
Studi di Roma  
Membro del C.S.&R. Fidal*

### **F. Felici**

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

### **F. Figura**

*Laboratorio di Biomeccanica  
Istituto di Fisiologia Umana, Facoltà di  
Medicina e Chirurgia, Università degli  
Studi di Roma*

### **F. Gazzani**

*Laboratorio di Biomeccanica  
Istituto di Fisiologia Umana, Facoltà di  
Medicina e Chirurgia, Università degli  
Studi di Roma*

### **Introduzione**

Indagini epidemiologiche, svolte in ambito sportivo, hanno evidenziato una non trascurabile incidenza di danni dell'apparato osteo-articolare causati da programmi di allenamento con pesi. La maggior parte delle lesioni riguardano la regione lombare della colonna vertebrale e sono causate da sovraccarico (James et al., 1978; Brady et al., 1982). Ai fini di una prevenzione di tali danni, risulta pertanto evidente la necessità di disporre di informazioni concernenti l'entità dei carichi meccanici cui la colonna lombare viene sottoposta nel corso degli esercizi di sollevamento pesi più comunemente usati a scopo di allenamento.

Il carico meccanico agente sulla colonna lombare durante varie attività quotidiane è stato valutato mediante misura della pressione vigente nei dischi intervertebrali (Nachemson e Elfstrom, 1970), oppure associando la registrazione elettromiografica dei muscoli paravertebrali alla misura della pressione intra-addominale (Andersson et al., 1977; Ortengren et al., 1981). Tali tecniche, a causa della loro invasività, sono difficilmente utilizzabili per lo studio di esercizi fisici dinamici e pertanto, in alternativa a queste, sono stati sviluppati

**Nota** - Il presente lavoro è stato realizzato nell'ambito di un accordo di collaborazione esistente tra il Centro Studi & Ricerche della FIDAL ed il Dipartimento di Biomeccanica della Facoltà di Medicina e Chirurgia dell'Università degli Studi di Roma.

procedimenti tipicamente biomeccanici in grado di consentire una stima delle forze agenti sulla colonna vertebrale. Questi metodi richiedono la misura di grandezze riguardanti il movimento e i parametri inerziali (massa, momento di inerzia e collocazione del centro di gravità) dei segmenti corporei del soggetto che esegue l'esercizio. A partire da tali dati, il procedimento analitico consente il calcolo delle forze implicate nella attuazione del movimento osservato. Tale approccio biomeccanico impone, tuttavia, il ricorso a non trascurabili assunzioni semplificative circa la struttura e l'atteggiamento funzionale del sistema muscolo-scheletrico. Pertanto, la attendibilità dei risultati ottenuti con questo metodo dipende non solo dalla accuratezza con cui sono stati misurati i dati relativi al movimento e alle proprietà inerziali ma anche dalla validità delle assunzioni fatte. Al riguardo di quest'ultimo aspetto, una convalida si può ottenere confrontando, quando è possibile, i dati predetti dall'analisi matematica con quelli ottenuti da misure dirette della grandezza in studio (Schultz et al., 1982).

Il procedimento analitico è stato impiegato per il calcolo del carico agente sulla colonna vertebrale durante esercizi semi-statici (Schultz et al., 1982) o durante locomozione (Cappozzo, 1981; Cappozzo e Gazzani, 1982; Cappozzo e Berme, 1983), mentre mancano dati sperimentali concernenti i carichi meccanici sopportati dalla colonna vertebrale durante la esecuzione di esercizi di sollevamento pesi previsti dai programmi di allenamento per il potenziamento muscolare.

In questo lavoro sono presentati alcuni risultati di un programma di ricerca inteso alla valutazione di metodiche di allenamento con pesi utilizzate da sportivi praticanti l'atletica leggera. Uno dei principali criteri di valutazione preso in considerazione è stato il carico meccanico cui viene sottoposta la spina dorsale durante gli esercizi. In particolare, in questo lavoro sono state determinate, con metodo biomeccanico, le forze compressive agenti sul segmento spinale L3-L4 durante esercizi di semi-accosciata eseguiti da atleti recanti sul-

le spalle un bilanciere. Una parziale conferma della validità dell'analisi condotta è stata ottenuta confrontando, per alcune grandezze, i dati ottenuti per via di calcolo con quelli direttamente misurati.

## Materiali e metodi

### *Soggetti e test esaminati*

Lo studio è stato condotto su tre atleti di livello nazionale, due maschi e una femmina, dediti a specialità sportive dell'atletica leggera per le quali è previsto un regolare allenamento di sollevamento pesi. Nella Tabella 1 sono presentate, per ciascun soggetto, la specialità sportiva praticata e le più salienti caratteristiche antropometriche.

Durante i test il soggetto in studio eseguiva una serie consecutiva di cinque esercizi di semi-accosciata recando sulle spalle un bilanciere. A seconda del grado di allenamento dell'atleta, il peso del bilanciere poteva variare tra il 100% e il 150% del peso corporeo. L'esercizio veniva eseguito con i talloni appoggiati su uno spessore alto 20 mm. Nella fase di massima flessione, l'angolo tra gamba e coscia assumeva il valore di circa 80 gradi. Nella esecuzione dell'esercizio sono state distinte due fasi: una di accoglimento, durante la quale la quota del bilanciere diminuisce, ed una di sollevamento identificata dall'aumento di quota di questo. Tale suddivisione verrà richiamata nella presentazione e nella discussione dei risultati.

### *Misure eseguite*

Durante l'esecuzione di almeno un intero ciclo dell'esercizio sono state effettuate le seguenti misure:

a) reazioni vincolari. Sono state misurate mediante una piattaforma di forza piezoelettrica (Kistler, mod. 9261A) collegata, tramite un convertitore A/D, ad un calcolatore (Hewlett-Packard mod. 9845A);

b) cinematica dei segmenti corporei nel piano sagittale. Per il rilevamento della posizione dei segmenti corporei è stato impiegato il sistema CoSTEL in configurazione bidimensionale. Questo

TABELLA 1

soggetto	sesso	età (aa)	statura (m)	peso corporeo (kg)	specialità
A.C.	F	21	1.64	58	velocità; ostacoli; salto in lungo
S.T.	M	24	1.90	84	velocità
G.P.	M	27	1.71	72	salto in lungo

è un apparato che, provvisto di sensori optoelettronici, fornisce ad un calcolatore le informazioni necessarie alla determinazione della posizione istantanea di appositi contrassegni costituiti da diodi emettitori di radiazioni infrarosse (Macellari, 1983). L'apparato di rilevamento era posto alla distanza di 5 m dalla piattaforma di forza sulla quale era eseguito l'esercizio. A tale distanza, la posizione dei contrassegni veniva ricostruita con un errore sistematico massimo di 2 mm; l'errore casuale, che presentava caratteristiche gaussiane, aveva una deviazione standard di 0,4 mm. La frequenza di campionamento della posizione dei diodi emettitori era di 100 al secondo. Ad una previa verifica sperimentale (vedi paragrafo successivo), tale frequenza si è dimostrata adeguata allo studio condotto.

I contrassegni erano collocati su un lato del soggetto in corrispondenza dei seguenti repere anatomici: processo zigomatico, tubercolo della cresta ilaca, spina iliaca anteriore-superiore, epicondilo omerale, due punti che approssimativamente indicavano il centro di rotazione del ginocchio e della caviglia. Inoltre, un contrassegno era posto ad una estremità del bilanciere (Fig. 1).

c) Misure antropometriche. Al fine di identificare i parametri inerziali dei segmenti corporei considerati su ogni soggetto sono state misurate statura e peso corporeo, nonché lunghezza, larghezza e circonferenza dei segmenti corporei considerati (vedi sezione successiva). Tali dati sono stati utilizzati per ottenere massa, posizione del baricentro e momenti di inerzia di ciascun segmento (Clauser et al., 1969; Zatsiorsky e Seluyanov, 1979; Liu e Wickstrom, 1973).

d) Elettromiografia di superficie. E' stata esplorata bilateralmente l'attività elettrica dei seguenti muscoli del tronco: *erectores spinae*, mediante elettrodi posti sul dorso del soggetto a livello tra la terza e la quarta vertebra lombare e a circa 50 mm a lato della spina dorsale; *rectus abdominis*, mediante due coppie di elettrodi posti rispettivamente al livello dell'epigastrio e dell'ipogastrio a 50 mm dalla linea alba; *obliquus externus*, mediante elettrodi posti 20 mm sotto il margine costale a 160 mm al lato della linea alba.

Sono inoltre state condotte misure pneumotacografiche.

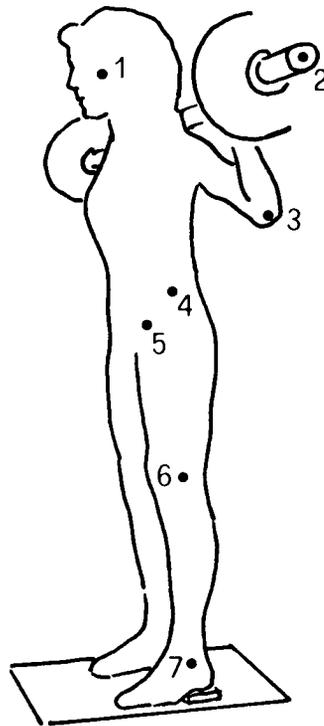


Fig. 1. — Posizione dei contrassegni

## Procedimento analitico

L'intero corpo è stato immaginato diviso in due parti da un piano trasversale passante per la quarta vertebra lombare. In tale condizione tutti i vincoli meccanici esistenti tra la parte superiore del corpo e quella inferiore possono essere rappresentati mediante una forza e una coppia dette intersegmentali. Queste rappresentano le risultanti delle seguenti forze e coppie (Fig. 2): 1) le forze di contrazione dei muscoli che attraversano il piano secante trasversale; 2) le forze e le coppie agenti attraverso la superficie di sezione trasversale della quarta vertebra lombare e dei tessuti legamentosi circostanti. Le forze trasmesse da altri tessuti e quelle dovute alla pressione intra-addominale non sono state considerate.

Il modello biomeccanico che consente di prevedere il valore di dette forze è basato sulla conoscenza delle forze gravitazionali ed inerziali agenti sulla parte superiore del corpo e su assunzioni semplificate concernenti l'anatomia del sistema muscolo-scheletrico della regione addominale e lombare.

Gli aspetti più significativi del modello impiegato sono i seguenti:

a) l'intero corpo è stato suddiviso nei segmenti: testa, arti superiori, tronco, bacino, cosce, gambe e piedi. Questi segmenti sono stati considerati corpi rigidi.

b) La forza e la coppia intersegmentali dovute all'azione del peso e dell'inerzia dei segmenti della parte superiore del corpo e del bilanciare sono state calcolate a partire dai dati relativi al movimento ed ai parametri inerziali dei segmenti corporei considerati ed alla posizione del centroide della quarta vertebra lombare. I dettagli di tale procedimento sono stati descritti precedentemente (Cappozzo, 1983a). L'analisi è stata estesa anche ai segmenti costituenti la parte inferiore del corpo. Ciò ha consentito il calcolo delle forze scambiate tra piedi e terreno (reazioni vincolari). Al fine di accertare la validità del modello impiegato, le forze calcolate sono state confrontate con quelle misurate mediante piattaforma di forza.

c) Le forze muscolari sono state stimate mediante un modello nel quale la

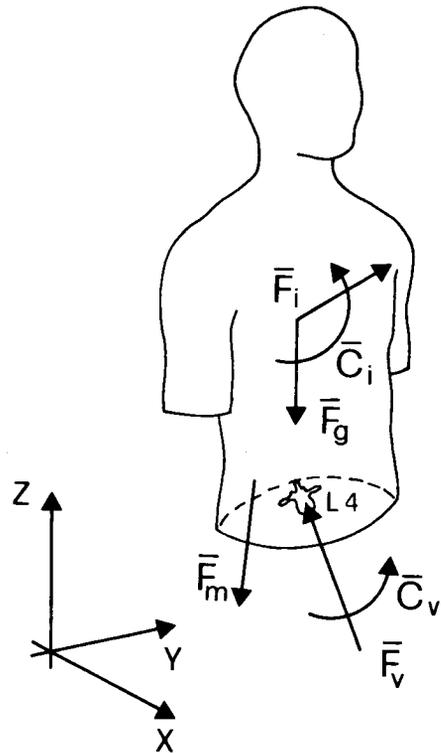


Fig. 2. — Schema della parte superiore del corpo.  $\bar{F}_g$  ed  $\bar{F}_i$  sono i vettori risultanti delle forze gravitazionali ed inerziali agenti su ciascun segmento corporeo. Essi sono applicati al centro di gravità di questa porzione del corpo.  $\bar{C}_i$  è il vettore risultante delle coppie di inerzia agenti su ciascun segmento.  $\bar{F}_m$  è il vettore risultante delle forze muscolari.  $\bar{F}_v$  e  $\bar{C}_v$  rappresentano le azioni interne a livello del segmento di movimento L3-L4. Per l'equilibrio dinamico della parte superiore del corpo, le somme rispettivamente di tutti i vettori forza e di tutti i vettori coppia devono essere uguali a zero.

muscolatura addominale e lombare, che attraversa il piano secante precedentemente citato, è stata semplificata e interamente rappresentata soltanto da quattro muscoli-equivalenti: due muscoli disposti bilateralmente nella regione lombare, ciascuno in grado di produrre simultaneamente una estensione e una inclinazione laterale del tronco e due muscoli disposti nella regione addominale, ciascuno in grado di produrre una flessione e una inclinazione laterale del tronco. Una dettagliata descrizione del modello è stata presentata in precedenti pubblicazioni (Cappozzo e Gazzani, 1982; Cappozzo, 1983b).

d) La forza compressiva sulla colonna lombare è stata calcolata come somma della forza muscolare e della componente cranio-caudale della forza intersegmentale. Il modello muscolo-scheletrico impiegato non consente il calcolo delle forze agenti trasversalmente sulla colonna vertebrale.

## Risultati e discussione

### Reazioni vincolari

Le reazioni vincolari misurate mediante piattaforma di forza hanno mostrato le seguenti caratteristiche: a) il valore della componente latero-laterale è risultato essere in ogni caso compreso in un ambito di variazione di  $\pm 30$  N; b) il punto di applicazione della reazione vincolare si allontanava dall'asse antero-posteriore di non più di 20 mm.

Questi risultati dimostrano che sia i movimenti del soggetto nella direzione latero-laterale, sia la rotazione del bilanciamento nel piano orizzontale sono trascurabili. Analoga considerazione può essere fatta per la rotazione del bilanciamento nel piano frontale. Infatti, si è potuta verificare la coerenza tra il valore della componente verticale della reazione vincolare e quello della accelerazione di un estremo del bilanciamento misurata mediante accelerometro.

Tali osservazioni ci hanno consentito di accertare la simmetria dell'esercizio rispetto al piano sagittale e analizzarlo, quindi, soltanto in questo piano.

La componente antero-posteriore della reazione vincolare ha mostrato una rapida evoluzione temporale soprattutto quando il soggetto assumeva la posizione eretta in corrispondenza del termine della fase di sollevamento. Il valore massimo di tale componente è stato di 130 N e non ha presentato caratteri di ripetibilità.

La componente verticale della reazione vincolare è stata sottoposta ad analisi di Fourier. Questa ha mostrato che il 95% della potenza del segnale è contenuto in componenti armoniche di frequenza inferiore ad 8 Hz. Tale risultato può essere ovviamente esteso alla accelerazione verticale dei segmenti corporei che è la maggiore responsabile

delle forze compressive esercitate sulla colonna vertebrale. Questa informazione, insieme alla conoscenza delle proprietà statistiche dell'errore casuale presente nei dati relativi alle traiettorie dei contrassegni, ci ha consentito di accertare l'adeguatezza della frequenza di campionamento usata per il rilevamento dei dati cinematici. A tale accertamento si è giunti utilizzando il procedimento descritto da Lanshammar (1982).

I valori misurati e quelli ottenuti per calcolo delle componenti verticale e antero-posteriore della reazione vincolare, e della posizione sull'asse antero-posteriore del punto di applicazione di questa, sono confrontate nella Figura 3. Le piccole differenze presenti tra le curve rappresentative di detti valori hanno confermato la validità della tecnica usata e del metodo di analisi adottato per la soluzione del problema inverso della dinamica.

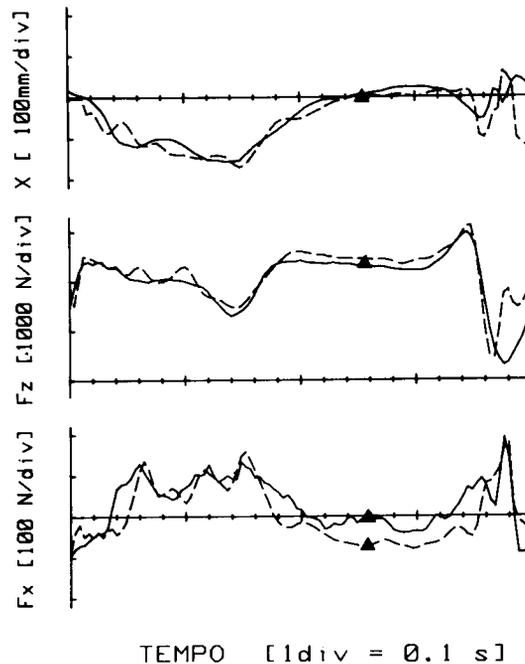


Fig. 3. — Componente verticale ( $F_z$ ) ed antero-posteriore ( $F_x$ ) della reazione vincolare e coordinata anteroposteriore ( $X$ ) del punto di applicazione di questa.

Linea continua: dati misurati  
Linea tratteggiata: dati calcolati  
(Test ST08)

*Attività elettromiografica e forze esercitate dai muscoli del tronco*

La registrazione elettromiografica ha mostrato un breve periodo di attività dei muscoli addominali in corrispondenza dell'inizio della fase di accoglimento. Un intervento più duraturo, ma di modesta entità, era presente nella seconda metà della fase di sollevamento. In tale periodo, inoltre, è stata rilevata una cospicua attività dei muscoli estensori del tronco.

Nella Figura 4, insieme all'attività elettrica dei muscoli esplorati, sono rappresentati i valori calcolati della forza che simultaneamente esercitano i muscoli equivalenti flessori ed estensori del modello muscolo-scheletrico descritto. Si può osservare come le forze muscolari calcolate siano in buono accordo con le registrazioni elettromiografiche, ad esclusione della fase di debole attività dei muscoli addominali in cui il nostro modello non è stato in grado di prevedere la forza da essi esercitata.

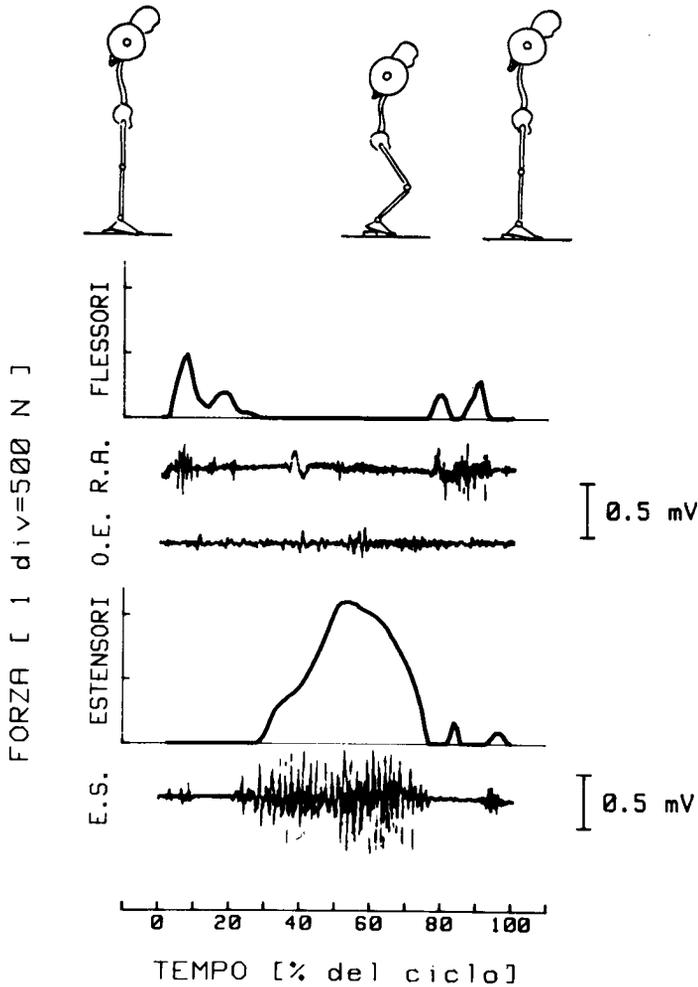


Fig. 4. — Tracciati elettromiografici dei muscoli addominali e paravertebrali e forza sviluppata dai muscoli equivalenti flessori ed estensori considerati nel modello (vedi testo).

R.A. = Rectus abdominus

O.E. = Obliquus externus

E.S. = Erectores spinae

(Test AC23)

### Forze compressive agenti sulla colonna lombare

Un esempio della evoluzione temporale della forza di compressione agente sul segmento lombare L3-L4 durante un ciclo completo dell'esercizio di semi-accosciata è presentato nella Figura 5. Nella Tavola 2 sono riportati i valori massimi e minimi del carico compressivo relativo a tutti i test analizzati. Nella stessa tabella è anche indicato il valore massimo della velocità di applicazione del carico in corrispondenza della fase dell'esercizio in cui la forza compressiva assume i valori più elevati. Tutti questi dati sono espressi in rapporto al peso corporeo.

Come si è detto in precedenza (vedi paragrafo Materiali e Metodi), il modello impiegato per giungere ai risultati sopra riportati non tiene conto di una

possibile influenza della pressione intra-addominale sulla forza compressiva totale agente sulla colonna vertebrale. Tale modello, tuttavia, conserva la sua validità tenendo presenti i risultati sperimentali ottenuti dalle registrazioni pneumotacografiche e elettromiografiche. E' stata infatti rilevata l'assenza di fasi di apnea durante l'esecuzione dell'esercizio ed è pertanto da escludere la attuazione della manovra di Valsalva indispensabile per ottenere cospicui aumenti della pressione intra-addominale. I soggetti hanno presentato una ritmica attività respiratoria consistente in una espirazione durante la fase di accoglimento ed in una inspirazione durante il sollevamento. Poiché l'esame elettromiografico ha messo in evidenza una attività dei muscoli addominali, è possibile prevedere un aumento della pressione intra-addominale durante l'eserci-

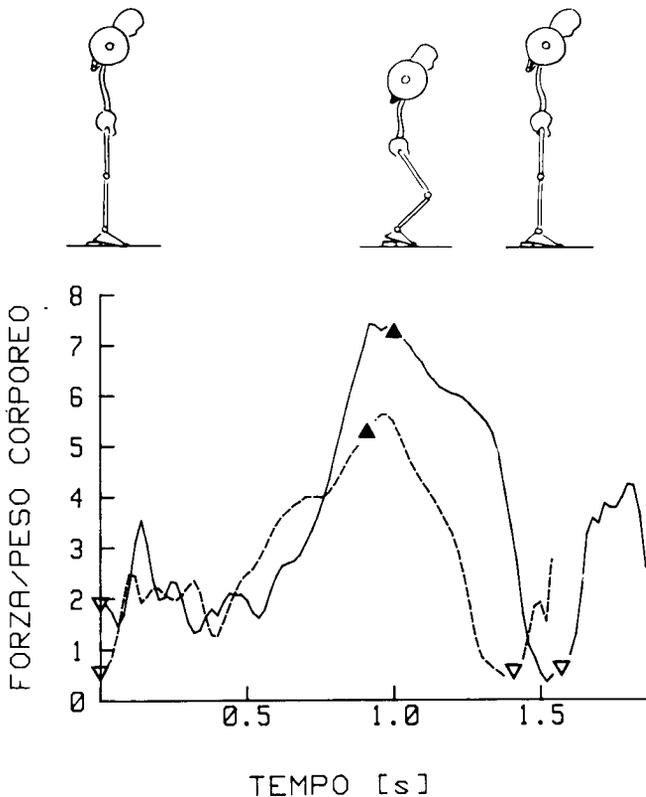


Fig. 5. — Forza compressiva agente sulla porzione lombare della colonna vertebrale durante l'esercizio di mezza accosciata.

Linea continua: test AC23

Linea tratteggiata: test AC20

TABELLA 2

test	durata esercizio (s)	peso bilanciante (N)	flessione ginocchio max (gradi)	flessione tronco max (gradi)	carico/peso corporeo		rateo applicazione carico/peso corporeo max (1/s)
					min	max	
AC20	1.46	538	91	12	0.44	5.60	12.3
AC22	1.38	538	97	15	0.38	6.40	23.3
ST04	1.80	832	84	10	0.40	5.84	20.8
ST03	1.48	832	85	8	0.20	5.40	11.0
AC23	1.56	832	86	13	0.36	7.40	23.4
AC25	1.40	832	96	9	0.60	6.30	17.9
GP02	1.40	832	100	14	0.89	6.60	17.8
GP04	1.36	832	101	14	0.58	6.50	19.0
GP06	1.24	832	103	14	0.41	8.00	42.0
GP08	1.02	832	97	20	0.61	9.50	42.0
ST07	1.94	1322	75	6	1.02	5.92	20.6
ST08	2.00	1322	78	8	1.17	8.90	29.1

zio e, in particolare, in coincidenza con la fase di massima sollecitazione della colonna lombare. Tuttavia, data la modesta entità del segnale elettromiografico di tali muscoli, che è risultato di ampiezza circa 10 volte inferiore rispetto a quello rilevabile durante la manovra di Valsalva, ci sembra legittimo supporre che l'aumento della pressione intra-addominale sia di entità relativamente modesta, e quindi che un suo possibile effetto sulla forza compressiva totale sia da ritenere trascurabile. E' tuttavia auspicabile un approfondimento di questo aspetto.

I dati presentati nella Tavola 2 mostrano una chiara correlazione tra il valore massimo della forza compressiva ed il grado di flessione del tronco rispetto alla verticale: ad una minore flessione corrisponde un minor carico. Si può inoltre notare che, all'aumentare del peso del bilanciante, l'atleta tende a ridurre spontaneamente il grado di flessione del tronco.

Il confronto tra i valori massimi del carico compressivo da noi calcolati con quelli riscontrati durante la corsa alla velocità di circa 3 m/s (Cappozzo e Berme, 1983), o nel salto a terra dall'altezza di 0,33 m (Berme et al., 1983), indica che la sollecitazione meccanica cui

viene sottoposta la colonna lombare durante l'esercizio da noi studiato è superiore di circa il 20%. Tuttavia, considerando la velocità di applicazione del carico, risulta che nella semi-accosciata tale grandezza assume valori massimi inferiori rispetto agli esercizi sopra ricordati.

### Conclusioni

Le informazioni reperibili in letteratura circa gli effetti dei carichi meccanici sulla struttura della colonna vertebrale sono assai scarse. Esse si riferiscono principalmente ai carichi di rottura per compressione applicati ai segmenti isolati della colonna lombare. Esistono tuttavia fondati dubbi sulla trasferibilità di questi risultati alla situazione *in vivo* sia per la prevedibile alterazione delle proprietà meccaniche del reperto anatomico rispetto ai tessuti viventi, sia per la difficoltà di riprodurre le modalità di carico effettivamente vigenti *in vivo*. Per queste ragioni riteniamo impossibile giungere, utilizzando i dati presentati in questo lavoro, a precise conclusioni circa gli effetti della tecnica di allenamento analizzata sulla colonna lombare. A tal fine la epidemiologia rimane ancora

la più importante fonte di informazione. Tuttavia, la possibilità di prevedere l'entità dei carichi agenti sulla colonna vertebrale può consentire di individuare quegli esercizi che comportano il minimo rischio per la integrità di tale struttura a parità di potere allenante.

Le metodologie sperimentali ed analitiche descritte consentono anche la

valutazione in termini quantitativi della dinamica muscolare durante l'esecuzione dell'esercizio di allenamento, cioè del potere allenante dell'esercizio stesso. Questo aspetto dello studio è in corso di svolgimento presso il nostro laboratorio e sarà oggetto di una comunicazione su questa rivista in un prossimo futuro.

### Indirizzo degli Autori:

Ing. Aurelio Cappozzo  
Università degli Studi  
Piazzale Aldo Moro, Roma

### BIBLIOGRAFIA

- (1) Andersson G.B.J., Ortengren R., e Nachemson A.L. (1977): *Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading*. Clin. Orthop., 129: 156-164.
- (2) Berme N., Cappozzo A. e Figura F. (1983): *Loading of the spine during dynamical physical exercises*. Fourth European Conference on Biomaterials. Leuven, Belgium.
- (3) Brady T.A., Bernard R.C. e Bodnar L.M. (1982): *Weight training related injuries in the high school athlete*. Am. J. Sports Med., 10: 1-5.
- (4) Cappozzo A. (1981): *Forces and couples in the lumbar vertebral column during level walking at different speeds*. In: Mechanical Factors and the Skeleton, I.A.F. Stokes ed., pp. 15-22. John Libbey and Co. Ltd., London.
- (5) Cappozzo A. e Gazzani F. (1982): *Spinal loading during abnormal walking*. In: Biomechanics: Principles and Applications, R. Huiskes et al., ed. s, pp. 141-148, Martinus Nijhoff Pub., The Hague.
- (6) Cappozzo A. (1983a): *The forces and couples in the human trunk during level walking*. J. Biomechanics, 16: 265-277.
- (7) Cappozzo A. (1983b): *Compressive loads in the lumbar vertebral column during normal level walking*. J. of Orthop. Res. (in stampa).
- (8) Cappozzo A. e Berme N. (1983): *Loads on the lumbar spine during running*. In: Biomechanics IX, D. Winter ed., Human Kinetics Pub., (in Press).
- (9) Clauser C.E., McConville J.T. e Young J.W. (1969): *Weight, volume, and centre of mass of segments of the human body*. Report No. AMRL-TR-69-70, Wright Patterson AFB, Ohio.
- (10) James S.L., Bates B.T. e Osterning L.R. (1978): *Injuries to runners*. Am. J. Sports Med., 6: 40-50.
- (11) Macellari V. (1983) *Costel: a computer peripheral remote sensing device for 3-dimensional monitoring of human motion*. Med. & Biol. Eng. & Comput., 21: 311-318.
- (12) Lanshammar H. (1982): *On precision limits for derivatives numerically calculated from noisy data*. J. Biomechanics, 15: 459-470.
- (13) Liu Y.K., Wickstrom J.K. (1973): *Estimation of the inertia property distribution of the human torso from segmented cadaveric data*. In: Perspectives in Biomedical Engineering, R.M. Kenedi ed., pp. 203-213, The MacMillan Press, London.
- (14) Nachemson A.L. e Elfstrom G. (1970): *Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs*. Scad. J. Rehab. Med. (Supplement), 1.
- (15) Ortengren R., Andersson G.B.J. e Nachemson A.L. (1981): *Studies of relationships between lumbar disc pressure, myoelectric back muscle activity, and intra-abdominal (intra-gastric) pressure*. Spine, 6: 98-103.
- (16) Shultz A., Andersson G.B.J., Ortengren R., Haderspeck K e Nachemson A.L. (1982): *Loads on the lumbar spine*. J. Bone Joint Surg., 64-A: 713-720.
- (17) Zatsiorsky V. e Seluyanov V. (1979): *Investigation of mass and inertia characteristics of man's body segments by radioisotope (gamma-scanner) methods*. International Symposium on Sport Biology, Virumaki, October 17-19, 1979.