

Il rapporto fra i parametri biomeccanici e neuromuscolari nelle esercitazioni di forza. Implicazioni pratiche

R. Pozzo *°, M. Jahn *, N. Selvaggi **, F. Mauro **, G. Alberti **, S. Roi **

* Institut für Biomechanik DSHS Köln

° Centro Studi e Ricerche FIDAL

** ISEF della Lombardia

Introduzione

Nell'ambito della prassi dell'allenamento è di comune accettazione l'assunzione che la cosiddetta capacità di forza sia allenabile «di per sé» e, altresì, «trasferibile» in determinati schemi motori riferentesi alla esecuzione del gesto sportivo. A tal fine vengono usati, sia per l'allenamento vero e proprio sia come tests di valutazione, esercitazioni con il bilanciere tipiche come l'accosciata o la distensione delle braccia dalla panchina (panchina).

D'altra parte, nella pratica moderna dell'allenamento, gli esercizi di forza vengono modulati nella loro struttura spazio-temporale nell'intento di aumentare la loro «specificità». Ciò evidenzia di per sé un latente paradosso.

In effetti, lo studio e l'analisi dei parametri (bio)meccanici, neuromuscolari e ormonali dell'attività fisica, quindi sportiva, evidenziando concetti come «specificità dei parametri cinematici e dinamici, ciclicità, fattori neurali e muscolari dell'adattamento, composizione delle fibre muscolari», dimostrano la criticità dell'assunto sopra esposto (BOSCO 1982, 1989, BUCHTHAL 1970, DESMEDT 1977, DUCHATEAU 1984, ENOKA 1988, HASAN 1985, HÄKKINEN 1981, 1985, KOMI 1986, JONES 1986, McDONAGH 1984, McDOUGALL 1984, MORITANI 1979, MÜLLER 1987, SALE 1980, 1981, STEIN 1982, WINTERS 1990).

Considerando problemi pratici dell'allenamento (apprendimento motorio) o i modelli teorico-sperimentali del controllo motorio, la relazione tra l'attività elettromiografica (EMG) e i parametri biomeccanici durante un'attivazione muscolare statica e dinamica (a carattere isometrico, concentrico o eccentrico) rappresenta un metodo essenziale nell'analisi della specificità del tipo di allenamento e/o delle caratteristiche individuali di regolazione motoria.

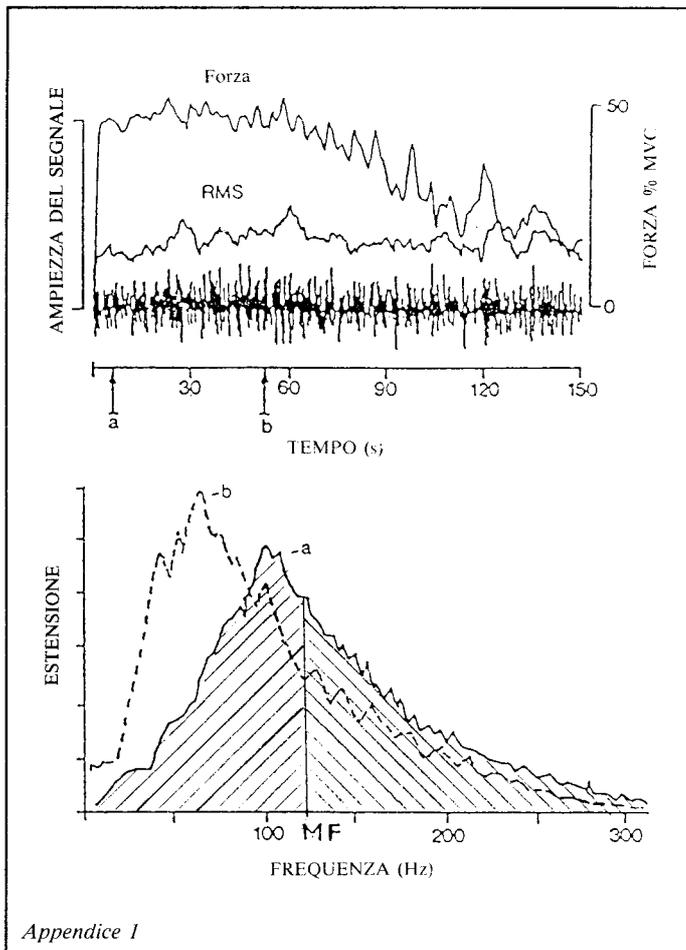
Fondamentalmente, nelle tecniche e metodologie moderne dei tests dinamometrici, si considerano i seguenti indicatori o parametri.

- valori massimi (picco) della forza, potenza e velocità osservabili dall'andamento temporale delle stesse dall'inizio dell'esecuzione motoria. Tempi di raggiungimento degli stessi valori.
- Gradienti della curva forza-tempo, cioè i valori della pendenza della curva definibili in funzione del lasso di tempo considerato (p. e. dopo 50 ms dall'inizio dello sviluppo di forza, dopo il raggiungimento del 50% del massimo valore di forza, etc.). Essi vengono associati alle caratteristiche di forza esplosiva, veloce ed iniziale (BÜHRLE 1985, MÜLLER 1987).
- I valori del momento torcente di un gruppo muscolare (rispetto ad una articolazione) agente come «motore» sul braccio di leva di un dinamometro (ALEXANDER 1990, NARICI 1991, TAYLOR 1991, SOLOMONOW 1991, THORSTENSSON 1985, WINTER 1979).

Dai tracciati elettromiografici (EMG) si considerano (v. Appendice 1):

- il tracciato del segnale *rettificato*, calcolato come i valori rettificati medi del segnale base (Average Rectified Value AVR) o anche come i valori della radice quadrata dei valori medi elevati al quadrato (Root Mean Square RMS). In breve, il segnale base, costituito da variazioni di voltaggio da valori positivi a negativi, viene convertito in una curva a contorno unico il cui andamento temporale avviene solo nel campo positivo e risulta più «addolcito» rispetto al segnale originale. Con questi parametri si ottiene una misura del numero di unità motorie reclutate, inoltre si possono stabilire le sequenze temporali di attivazione dei rispettivi muscoli. (BASMAJAN 1985, DeLUCA 1987, GOLLHOFER 1990, VIITASALO 1975).
- L'ampiezza del tracciato RMS, cioè «l'intensità» di attivazione muscolare, che viene messa in relazione diretta con l'andamento della forza sviluppata, laddove tale relazione può essere lineare e non lineare. Non sussiste comunque una biunivocità totale tra forza registrata e tracciato elettromiografico tale da ritenere quest'ultimo una misura esatta ed indiretta della forza prodotta (SOLOMONOW 1991, WOODS 1983).
- L'integrale in funzione del tempo (IEMG) della curva RMS; esso è un parametro riflettente il «volume» (quantità) totale o parziale /rispetto al tempo totale dell'esercizio) della attivazione muscolare.
- La spettro della densità di potenza del segnale base (Power Spectrum). Questo tipo di analisi, pur sembrando molto complicata, è tipica di ogni segnale di tipo oscillatorio (onde del suono, voltaggio) e ha lo scopo di descrivere e quantificare il campo (lo spettro) delle frequenze con cui il segnale si manifesta. Nel caso del segnale elettromiografico, queste frequenze sono collegate direttamente alle caratteristiche funzionali (di scarica) delle unità motorie le quali vengono reclutate secondo i due meccanismi fondamentali: reclutamento spaziale e modulazione di frequenza (HENNEMAN 1965). In generale, e con dovute assunzioni e precauzioni nelle tecniche di rilevamento e valutazione, le unità motorie grosse dimostrano una alta frequenza di scarica che aumenta velocemente e si satura altrettanto rapidamente (DeLUCA 1987, KNAFLIZ 1992, MASUDA 1989). Un parametro molto attendibile dello spettro elettromiografico è rappresentato dalla frequenza mediana (MF) che è direttamente proporzionale alla velocità di conduzione dello stimolo nervoso. A seconda del tipo di composizione delle fibre muscolari (cioè delle unità motorie) e delle modalità di esecuzione dello sforzo (p.e. contrazione isometrica), la variazione della MF è indice del tipo di reclutamento e/o di affaticamento locale delle unità motorie.

Alla luce di quanto detto, in questo studio si è cercato di analizzare la struttura biomeccanica e neuromuscolare di un gesto tipico nella prassi dell'allenamento (distensione delle braccia) nell'intento di individuare fattori sostanziali e caratteristiche individuali della struttura esecutiva e dell'adattamento.



Appendice 1

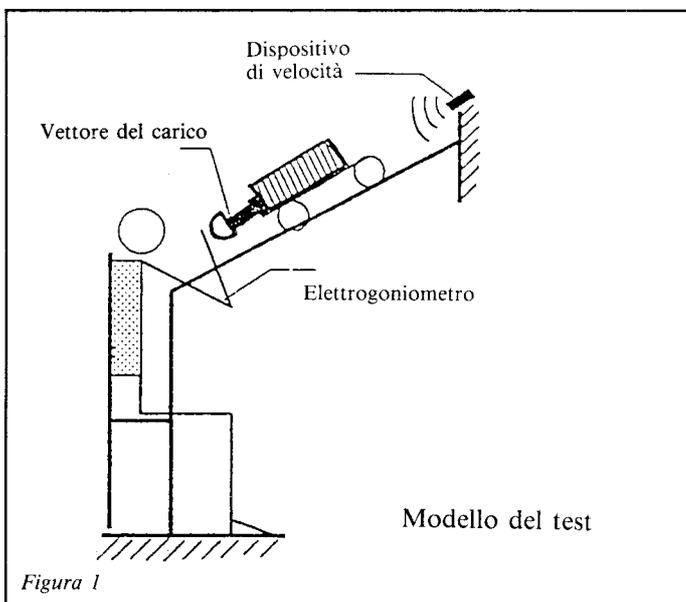


Figura 1

Metodi

Strumentazione

Un dinamometro a slitta (fig. 1) è stato usato per esercitazioni di allenamento e per le rilevazioni apposite. Per la rilevazione della forza è stata usata una cella di carico ad estensimetri (strain gauges) montata tra l'impugnatura e la slitta con carico. La velocità di scorrimento del carico veniva misurata tramite un rilevatore di velocità lineare ad ultrasuoni montato sulla slitta stessa. L'andamento temporale dell'angolo al gomito veniva monitorato tramite un elettrogoniometro.

Per l'analisi elettromiografica (EMG) gli elettrodi di superficie (5 mm in diametro, distanza interelettrodoica 40 mm) venivano situati sul ventre (parte centrale) dei seguenti muscoli: tricipite brachiale (TR), bicipite brachiale (BB), deltoideo anteriore (DA) e gran pettorale (PM). Le caratteristiche essenziali nel trattamento del segnale sono: pre-amplificazione e filtraggio banda-passo (CMRR \geq 70 db, BP = 10 Hz— 1 KHz; $Z_{in} = 1, 5 \text{ M}\Omega$, gain = 1000).

I segnali così registrabili venivano acquisiti da un computer tramite un convertitore analogico-digitale (14 bit) con una frequenza di 1KHz.

Parametri scelti

Nelle esercitazioni dinamiche, dagli andamenti temporali della forza, potenza e velocità sono stati calcolati i valori massimi e i tempi di raggiungimento rispettivi.

Nei tests isometrici di contrazione massimale (MVC), sempre dalla curva forza-tempo, si sono ricavati i seguenti parametri: gradiente assoluto di forza RFD (massima pendenza della curva di forza), gradiente di forza RFD50 (quoziente fra il valore di forza pari a metà della forza massima e il tempo necessario per raggiungerlo), gradiente di forza massima SFI (quoziente fra il valore di forza massima e il tempo relativo).

Per l'analisi della struttura temporale e dell'"intensità" del tracciato elettromiografico il segnale veniva rettificato e trattato con algoritmo RMS (valore quadratico medio).

Da queste curve quindi si può calcolare l'integrale in funzione del tempo (IEMG). Sono stati calcolati gli IEMG in funzione di 3 intervalli di tempo così definiti: 50 ms prima, 100 ms e 500 ms dopo l'inizio dello sviluppo di forza accertabile dalla curva forza-tempo (KIBELE 1989).

Per l'analisi spettrale del EMG, tramite l'algoritmo della FFT (Fast Fourier Transformation), è stata determinata la frequenza mediana (MF) quale indice attendibile rispetto ai processi di reclutamento delle unità motorie.

Soggetti e tipo di esercizi

I movimenti considerati consistevano in estensioni esplosive di entrambe le braccia partendo da un angolo inferiore a 90° e senza prestiramento. La massa spostata (carico) veniva au-

Appendice 1. Sopra: il segnale EMG base e rettificato (RMS) e la forza in funzione del tempo durante un esercizio isometrico a forza costante. Si noti che dopo circa 60 s la forza cala sensibilmente. Sotto: lo spettro di densità del segnale EMG calcolato in due istanti (a) e (b) diversi. Si noti che l'ascissa indica frequenze e non tempi. La frequenza mediana è definita come la frequenza che divide l'area totale in due parti equivalenti (da *Muscles Alive* 1985. Williams & Wilkins, modificato).

Fig. 1. Rappresentazione schematica delle condizioni sperimentali. Le mani erano in contatto con due superfici emisferiche come nel gesto del getto del peso. Il busto era fissato allo schienale garantendo una postura sicura e fissa. Load cell: cella di carico; velocity device: rilevatore di velocità.

mentata secondo congrue percentuali rispetto al massimo attuale.

Nelle esercitazioni a carattere isometrico l'angolo al gomito era di 90°. Lo stato iniziale della muscolatura prima dello sviluppo della forza, prevedeva due condizioni fondamentali:

- decontrazione (mani appoggiate all'impugnatura);
- pretensione (preload) a prestabiliti livelli percentuali rispetto alla forza massima registrata (F_{max}) in una contrazione volontaria massimale (MVC).

Fra ogni ripetizione veniva fornito un tempo di recupero di ca. 2-3 min.

Al programma di allenamento sperimentale hanno partecipato 2 gruppi ($n=8$, maschi, peso = 83 ± 13 Kg, altezza = 183 ± 4 cm, età = $22 \pm 1,5$) di studenti dell'ISEF. I soggetti si sono allenati per un periodo di 8 settimane (2 volte alla settimana) secondo le modalità seguenti:

- gruppo: solo al dinamometro, 5 serie X 8 ripetizioni
- gruppo: al dinamometro e alla panchina, 5S x 5R.

Il carico era pari al 75-85% del massimo attuale.

Per i soggetti era prevista inoltre una batteria di tests da campo: lancio del peso da seduto, da fermo in piedi, con traslocazione che non verranno discussi in questa sede.

Trattamento dei dati

Per ottenere valori medi, deviazioni standard e differenze fra i parametri considerati sono stati adoperati metodi statistici standard fra i quali lo Student t test per variabili dipendenti e indipendenti, con un livello di significanza $p < 0,05$.

Risultati

In questa presentazione si fa riferimento solo a una sessione di tests che ha avuto luogo 4 settimane dopo l'inizio del ciclo di allenamento e nella quale è stato possibile testificare solamente un numero ridotto di soggetti.

Parametri meccanici nei test dinamici

Nella fig. 2 sono rappresentate le relazioni fra i valori di picco della forza (F_{max}), della potenza (P_{max}) e della velocità (V_{max}) in funzione del carico (massa spostata). Come previsto, con l'incrementare del carico, la velocità diminuisce, tuttavia, i picchi di forza e di potenza mostrano variazioni inferiori nell'ambito dei carichi considerati. Anche omogeneizzando i parametri, normalizzando in percentuale i valori di picco rispetto al massimo individuale, solamente pochi soggetti evidenziano decrementi consistenti per un livello di carico pari al 60% del massimo.

Si potrebbe affermare che i valori di picco sono molto sensibili agli errori di misurazione e di valutazione, ciononostante, se si considerano i valori medi della potenza (AP), riferita cioè al lavoro totale compiuto nel tempo di esecuzione, an-

ch'essi denotano un livellamento rispetto alla variazione dei carichi (fig. 3).

Per quanto riguarda i picchi di forza si possono identificare tre tendenze fondamentali:

- un incremento lineare rispetto al carico, fino a valori prossimi alla forza massima MVC
- un incremento lineare fino a valori $\leq 80\%$ della MVC
- un livellamento pari a ca. 85% della MVC in coincidenza di un livello di carico pari al 50% del massimo.

Il tempo impiegato per raggiungere i valori di picco della velocità (V_{max}) mostra un andamento lineare per tutti i soggetti (fig. 4). Per i picchi di forza, i valori di tempo sono quasi costanti ad eccezione di alcuni soggetti che presentano un andamento non lineare a partire da un carico pari al 70% del massimo. Una stabilità consistente dei tempi per i picchi di F_{max} e di P_{max} , 160 ms e 350 ms rispettivamente, caratterizza il soggetto S.D. essendo questi stessi i valori minimi rilevati in tutto il gruppo.

Parametri meccanici nei tests isometrici

La forza massima (F_{max}) diminuisce all'aumentare del livello di pretensione, tuttavia in alcuni casi questo decremento non risulta molto consistente (fig. 5).

Considerando i gradienti di forza come sopra definiti, si constata che, per livelli di pretensione da 20% a 50% della F_{max} , ad elevati decrementi del gradiente assoluto di forza RFD corrispondono limitate variazioni della F_{max} (fig. 5).

Normificando i parametri dei gradienti di forza, esprimendo cioè i valori ottenuti come percentuale del massimo valore individuale osservabile, RFD e RFD50 si sono dimostrati molto coerenti nel senso che le loro variazioni risultano simili in tutti i soggetti.

EMG nei tests isometrici

Considerando le variazioni dell'IEMG, cioè della "quantità" (volume) di attivazione muscolare, i valori tendono generalmente ad aumentare con l'incremento della pretensione, ciò per tutti i muscoli e soggetti. In generale per il muscolo DA, la variazione del IEMG rispetto al livello di pretensione, sembra essere più lineare. Per il muscolo PM si osserva un aumento considerevole per un livello di pretensione del 20% diventando lo stesso meno evidente per i successivi livelli di pretensione.

Tuttavia, soggetti meno abituati all'esercizio con il dinamometro dimostrano una tendenza inversa specialmente in riferimento ai muscoli tricipite brachiale (TR) e deltoideo anteriore (DA) (cfr. M.R. in fig. 6).

Considerando i grafici in fig. 6 (soggetti C.A. e P.S. parte sinistra isom.) è interessante osservare come il rapporto fra i valori di IEMG per il TB e il DA si inverte in prossimità di alti livelli di pretensione, come cioè il DA venga attivato più estensivamente.

In fig. 7 sono riportati i risultati più significativi dell'analisi

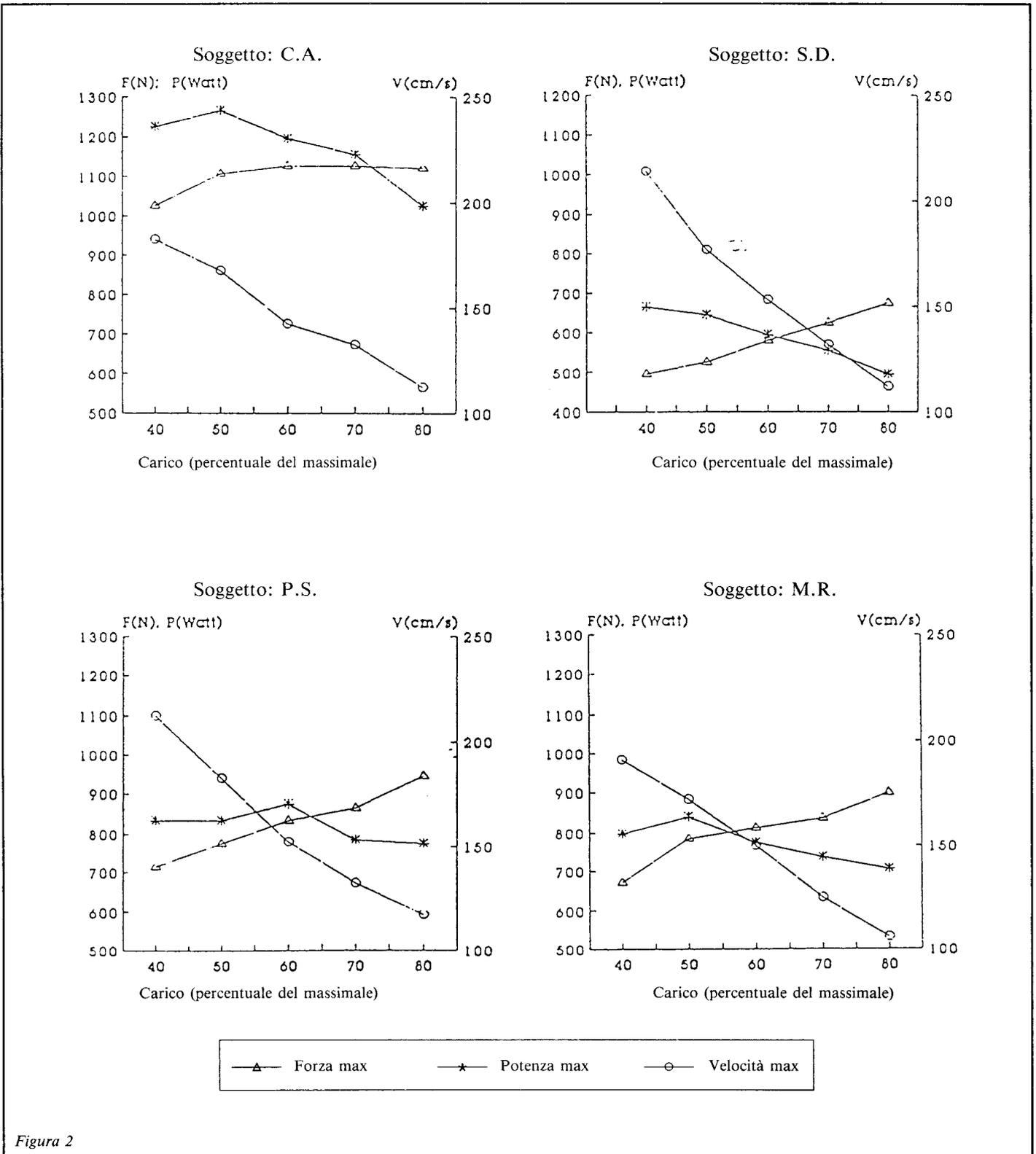


Figura 2

Fig. 2. Andamento dei picchi di forza (force), potenza (power) e velocità (velocity) in funzione della percentuale del carico rispetto al massimo attuale durante le prove dinamiche.

Fig. 3. Valori medi della potenza in funzione del carico. A sinistra: rispetto al massimo individuale registrato; a destra: valori assoluti.

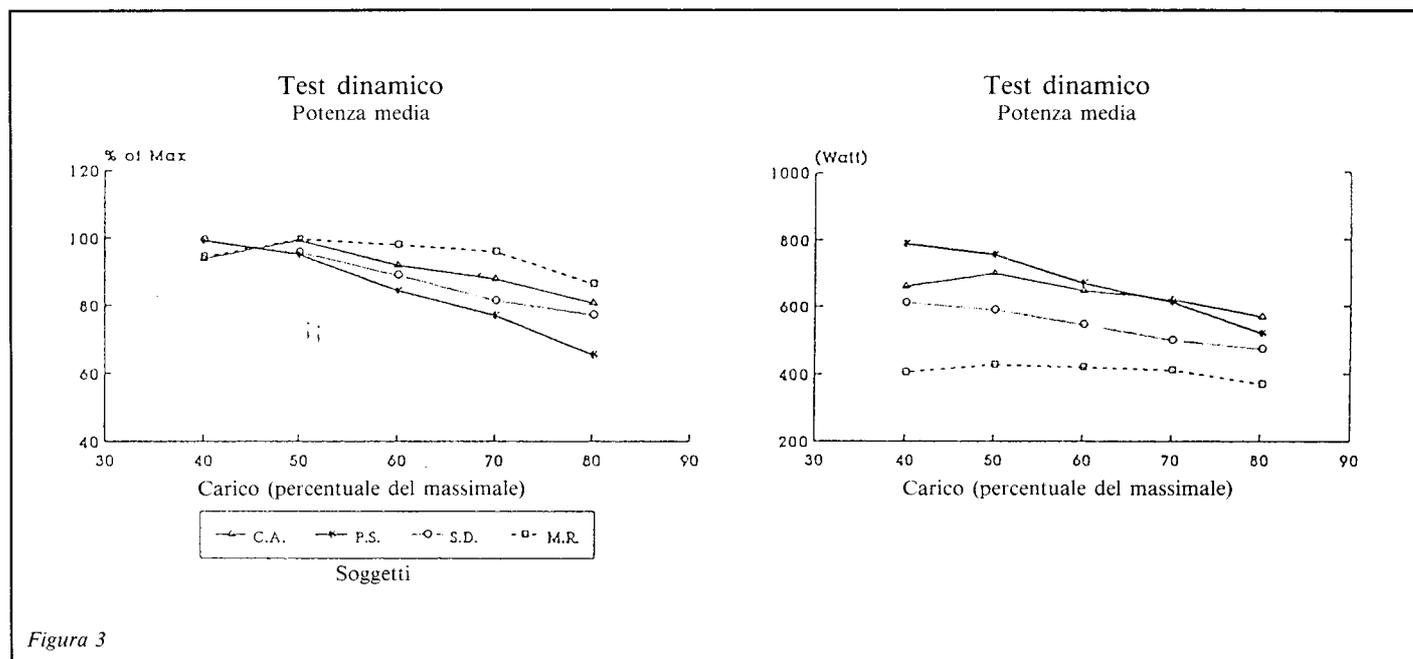


Figura 3

spettrale, precisamente il parametro della frequenza mediana (MF). Le differenze più evidenti e significative riguardano il muscolo TB. Soggetti con elevati valori di MF per il TB dimostravano altresì elevati valori assoluti del gradiente assoluto di forza RFD, peraltro, valori discreti di RFD sono stati osservati anche in soggetti con valori relativamente bassi di MF. Una elevata MF per il muscolo DA sembra correlare direttamente con l'andamento (incremento progressivo) della quantità di attivazione (IEMG) in funzione del livello di pretensione (cfr. soggetto C.A. fig. 6 e 7).

EMG nei tests dinamici

La sequenza temporale di attivazione dei muscoli considerati (coordinazione intermuscolare) rivela il pattern tipico di estensione di un arto con concomitante attivazione dei muscoli TB, DA e PM in qualità di sinergisti, mentre il bicipite brachiale BB viene attivato saltuariamente e verso la fine del movimento (cfr. curve dei tracciati EMG rettificati in fig. 8).

Sostanzialmente si sono identificate le seguenti strategie coordinative:

- attivazione massimale (ampiezza della curva RMS) del TB e del DA dall'inizio dello sviluppo di forza e mantenimento di un considerevole livello di attivazione per gran parte dell'intera durata del movimento (fig. 8 S.D.).
- Un decremento significativo di attivazione del TB e/o del DA dopo un elevato picco iniziale seguito da un possibile picco di attivazione nella fase conclusiva (fig. 8 C.A.).
- L'attivazione massimale è ottenuta già a partire da carichi relativamente leggeri (40% del massimo, fig. 8 P.S.).

Considerando i valori dell'elettromiografia integrata (IEMG in fig. 6 parte concentrica) i valori ottenuti per gli intervalli di 100 ms e 500 ms (dopo l'inizio dello sviluppo della forza) risultano generalmente inferiori o uguali a quelli riscontrabili nei tests isometrici senza pretensione. Peraltro, in alcuni soggetti si riscontra una tendenza inversa (fig. 6 C.A.). La variazione dei valori di IEMG sembra correlare direttamente con l'incremento del carico solo considerando una durata di 500 ms. Questo tipo di variazione comunque non sembra essere proporzionale a quello riscontrato nei tests isometrici.

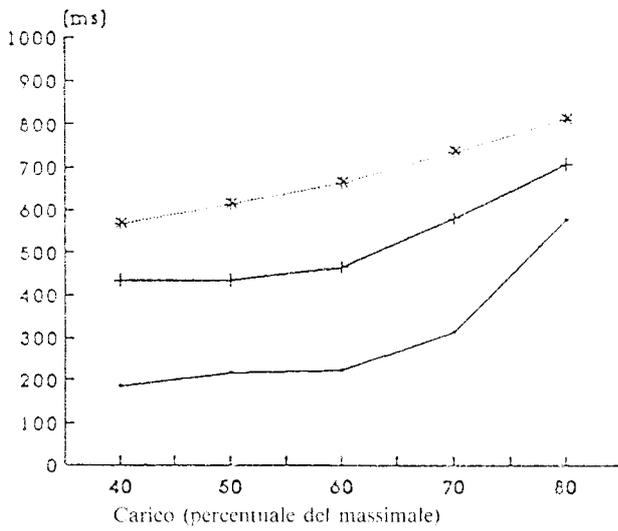
Il rapporto intermuscolare dei valori di IEMG, cioè la differenza dei valori, sembra rimanere costante nell'ambito dei livelli di carico considerati e per entrambi gli intervalli di integrazione (100 ms e 500 ms). Tuttavia, è interessante notare che, in alcuni casi, specialmente in soggetti con poca esperienza al dinamometro, il rapporto si inverte per valori critici di carico e/o in funzione dell'intervallo di tempo considerato (fig. 8 M.R.).

Esiste quindi una certa "dominanza" nella quantità di attivazione di un muscolo rispetto agli altri, ma questa può invertirsi rispetto all'intensità del carico e al tempo di esecuzione considerato. Ciò è altresì riscontrabile nei tests isometrici come sopra esposto.

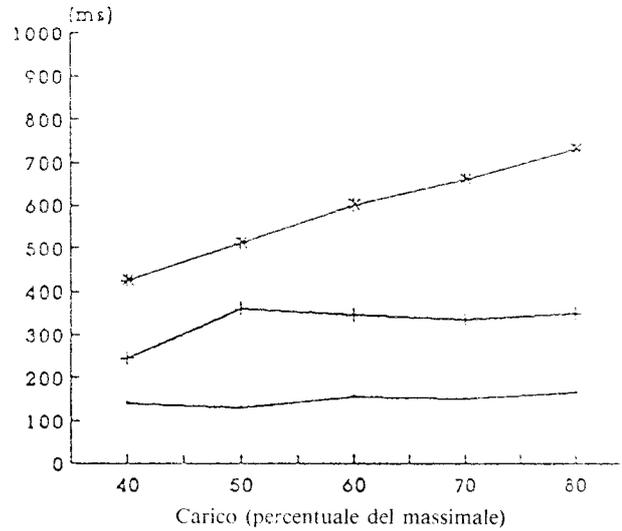
In generale si può affermare che, per soggetti abituati all'esercizio al dinamometro:

- il muscolo DA, per un intervallo di tempo di 100 ms, mostra un livello di attivazione pari a quello osservabile nel test isometrico senza pretensione. Per i 500 ms di tempo di esecuzione si osserva un incremento lineare con il carico;

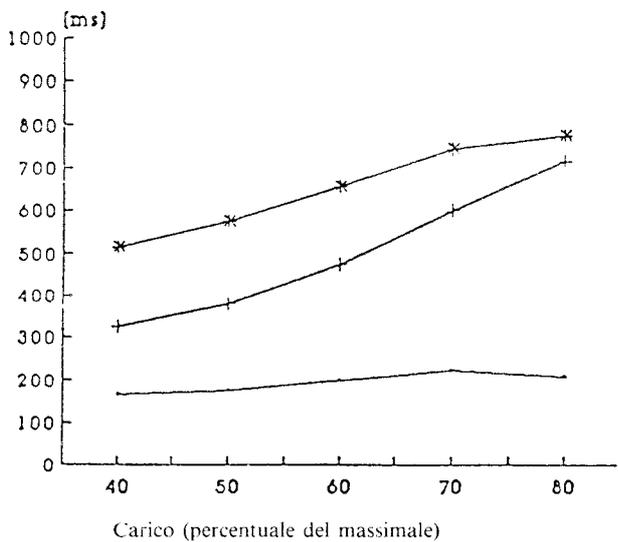
Tempo per raggiungere il valore di picco
Soggetto: C.A.



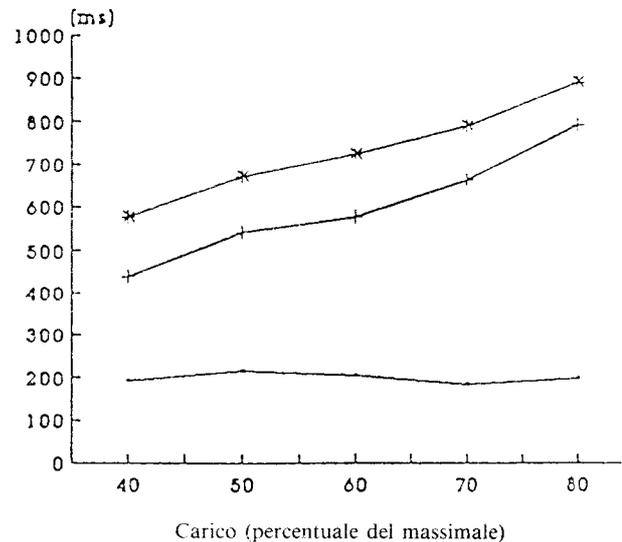
Tempo per raggiungere il valore di picco
Soggetto: S.D.



Tempo per raggiungere il valore di picco
Soggetto: P.S.



Tempo per raggiungere il valore di picco
Soggetto: M.R.

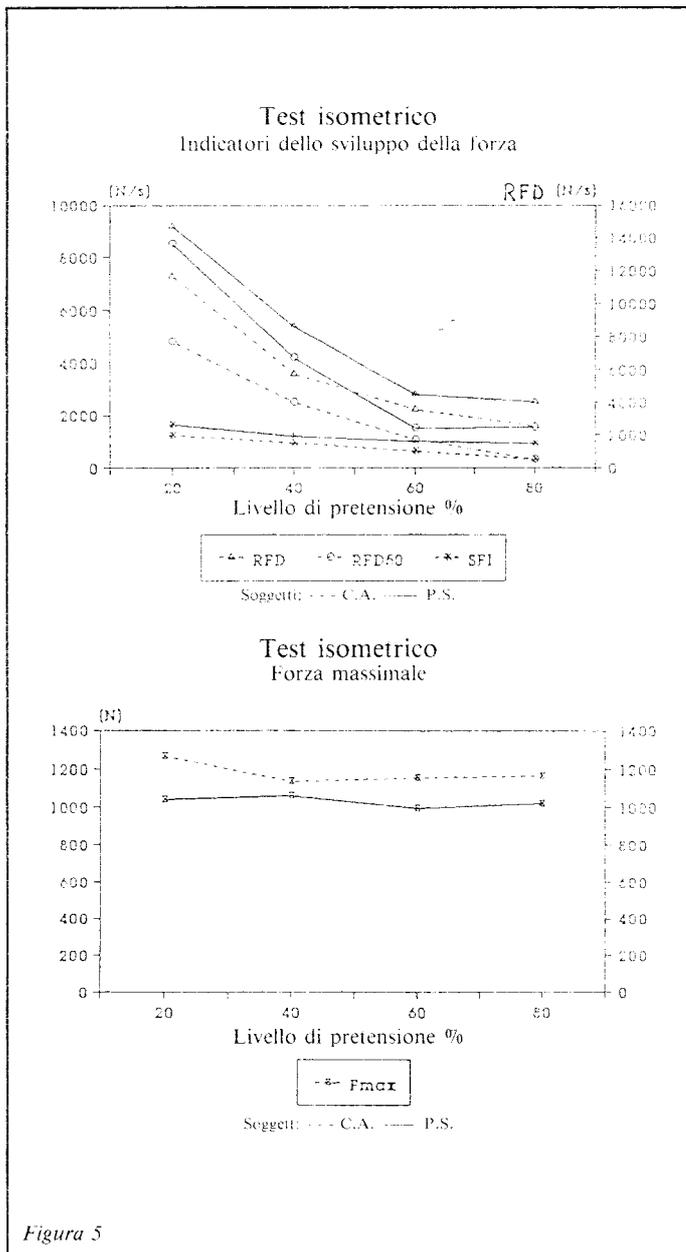


— Fmax + Pmax * Vmax

Figura 4

Fig. 4. Valori del tempo impiegato per raggiungere il corrispondente picco di forza, potenza e velocità (della massa) in funzione del carico.

Fig. 5. Sotto: valori della forza massimale isometrica in funzione della pre-tensione per due soggetti. Sopra: andamento dei gradienti di forza (v. testo) corrispondenti alle prove isometriche.



Conclusioni

Nei test isometrici, i gradienti di forza RFD e RFD50 diminuiscono con l'aumentare del livello di pre-tensione. Questo fatto può essere riferito a una differente composizione delle fibre muscolari (veloci FT o lente ST) come già documentato in precedenti studi (VIITASALO 1982). Precisamente, nei soggetti ricchi di fibre veloci il decremento del gradiente di forza è maggiore perlomeno in certi ambiti di pre-tensione (fino a circa 20-30%).

In altri studi (BILODEAU 1991, De LUCA 1982, SOLOMONOW 1990) è stato dimostrato che elevati valori della frequenza mediana (MF) dello spettro elettromiografico sono direttamente correlati al reclutamento progressivo di unità motorie grosse quindi con maggiore velocità di conduzione dello stimolo nervoso, e alle variazioni della forza massima.

I nostri risultati non sempre sono concordi con quelli della letteratura, ma nel nostro caso il numero limitato di soggetti non permette generalizzazioni assolute.

D'altra parte, sembra ragionevole l'assunzione che alcuni soggetti con elevata MF nelle contrazioni di tipo isometrico non siano in grado di attivare completamente la muscolatura in tutti i tipi di contrazione volontaria (WESTING 1991). Nel caso del muscolo DA, i valori relativamente bassi della MF dello spettro EMG sembrano correlare con la percentuale generalmente alta di fibre lente (ST) di questo muscolo (SCHMITBLEICHER 1981).

Il fatto che la potenza meccanica tenda ad un livellamento rispetto alla variazione del carico può essere spiegato come segue: innanzitutto in questo studio non sono stati considerati le condizioni estreme di carico (carico oltre l'80% e sotto il 40% del massimo realizzabile). In secondo luogo, a causa della pendenza della slitta (40°) rispetto al suolo l'effetto della gravità è ridotto e i soggetti quindi, attivano il sistema neuromuscolare in condizioni di carico inerziale non usuali. Infine problemi tecnici nel collegamento cella di carico-carrello possono non essere stati identificati. In effetti, l'andamento temporale della forza (fig. 8) non risulta a forma di campana classica come abitualmente si riscontra in esercizi esplosivi antigravitazionali degli arti inferiori o superiori. Inoltre, per soggetti non abituati ad esercitazioni con espressione esplosiva di forza massima, possono subentrare problemi consistenti di coordinazione intra e intermuscolare (SALE 1980, WESTING 1991).

Confrontando i soggetti fra loro, è interessante notare che le variazioni dei picchi di forza non sono necessariamente collegate ad analoghe variazioni della potenza. Con ciò si evidenzia ulteriormente il fatto che estrarre un elevato livello di forza non comporta necessariamente un altro valore di potenza analogo. Inoltre, a livelli di potenza paragonabili, le variazioni dei valori della forza possono essere considerevoli. Queste constatazioni non possono non essere rilevanti per la prassi.

Si consideri per esempio, il soggetto S.D. (fig. 2, 3 e 4), pur risultando i valori di picco e quelli medi della potenza non

Figura 5

- il muscolo TB dimostra un comportamento analogo al DA rispetto ai 500 ms, mentre per i 100 ms di esecuzione, si osserva un decremento o incremento rispetto al valore nel test isometrico senza precarico;
- il muscolo PM mostra un aumento lineare del IEMG in funzione del carico e rispetto ai 500 ms di tempo di esecuzione, mentre per i 100 ms si osserva un livellamento o persino un leggero decremento.

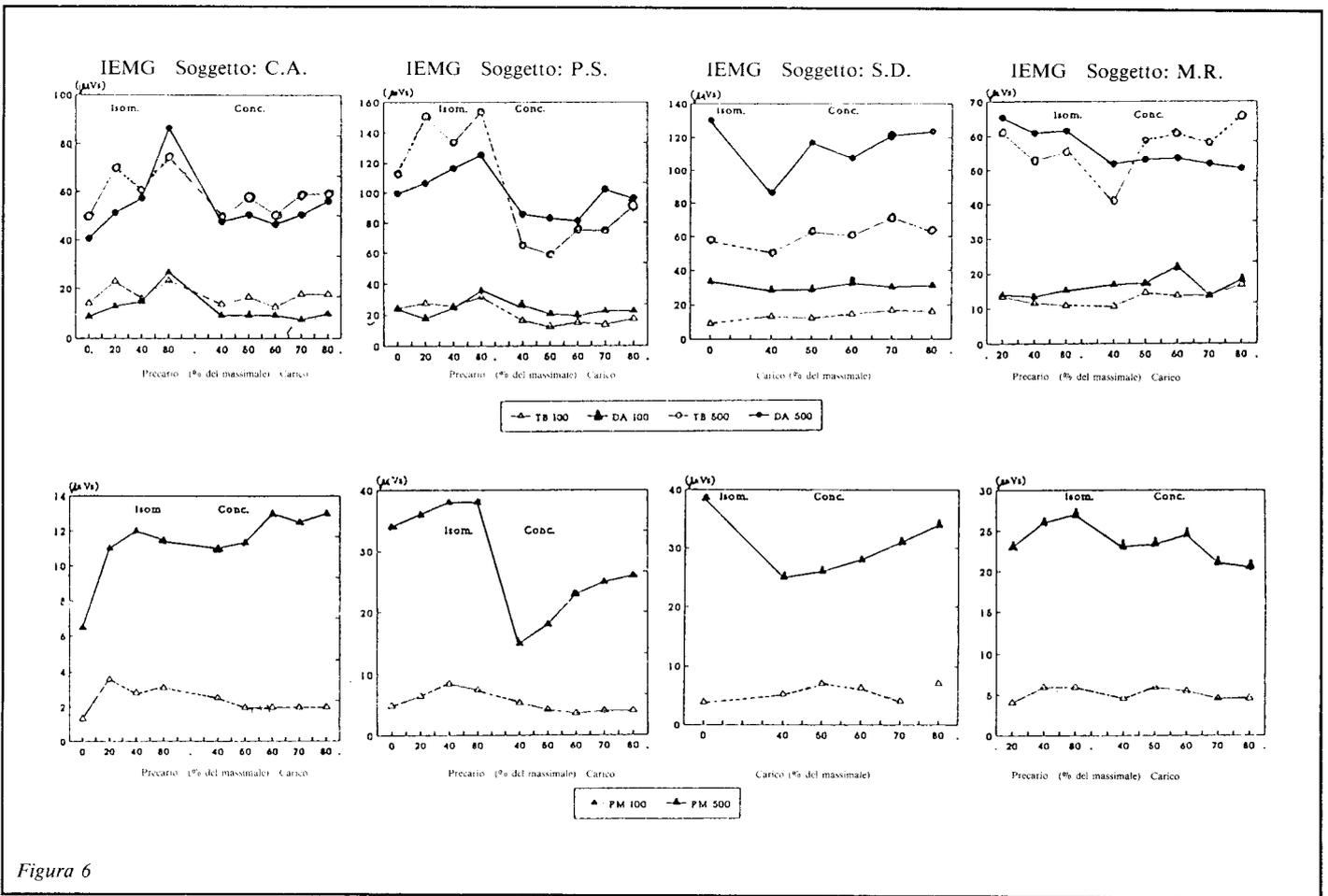


Figura 6

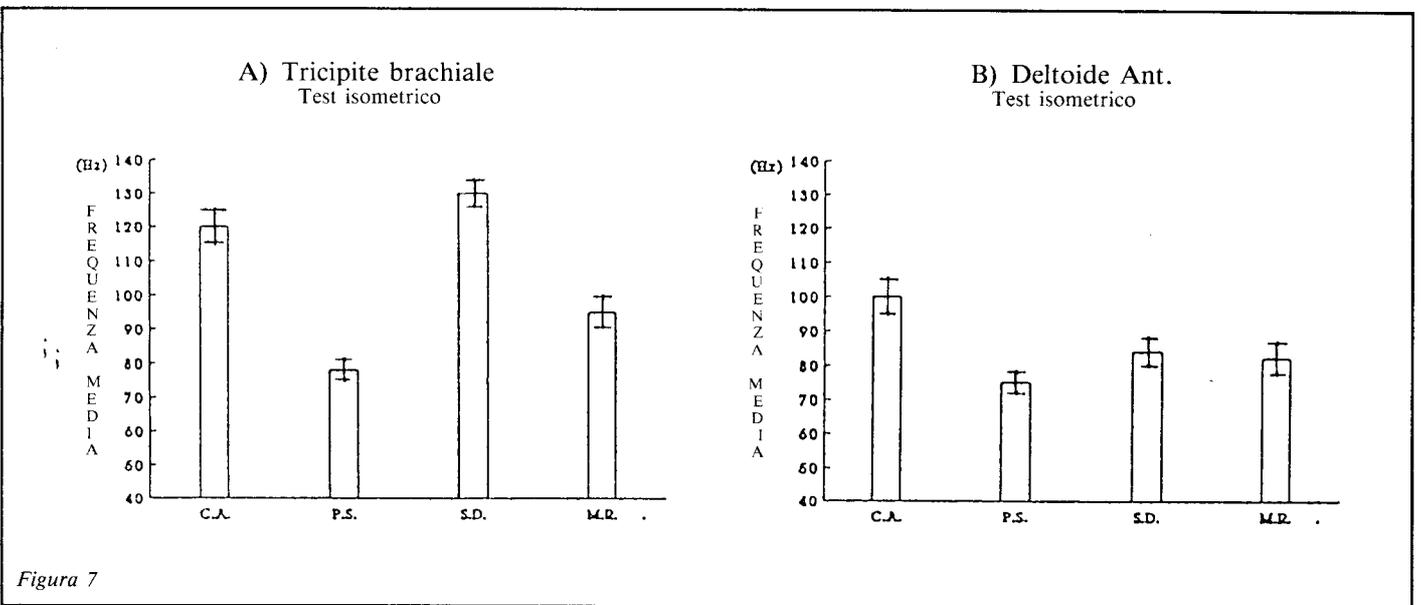


Figura 7

Fig. 6. Andamento dei valori della «quantità» (IEMG) di attivazione muscolare dei sinergisti DA, TR e PM in relazione ai diversi intervalli di tempo (100 ms e 500 ms dopo lo sviluppo di forza) e in funzione di: livello di pretensione nelle prove di isometria (isom); livello del carico (conc.) nelle prove dinamiche (concentriche).

Fig. 7. Valori della frequenza mediana (MF) dello spettro EMG per il tricipite (TR) e per il deltoideo (DA) in soggetti rappresentativi. I valori sono stati calcolati dai tracciati base EMG in prove isometriche massimali (MVC) senza pretensione.

rilevanti nell'ambito dei soggetti considerati, il tempo di raggiungimento del picco di potenza risulta molto breve e relativamente costante (350 ms). Ciò implica che questo soggetto possiede un sistema biomeccanico-nero-muscolare per l'estensione delle braccia adatto a specialità e a forme di esercizio dove la potenza massima deve essere ottenuta dopo un breve lasso di tempo dall'inizio del movimento. Per altro, i valori di picco della forza risultano altresì non rilevanti (all'interno del gruppo), ciò significa che il soggetto è prevalentemente indirizzato a movimenti con masse relativamente leggere. Il tracciato elettromiografico (fig. 8) indica un livello di innervazione elevato e senza interruzioni per i muscoli TB e DA e, altresì, un consistente contributo del muscolo PM. Si deduce quindi una strategia di coordinazione intra e intermuscolare evoluta e/o stabile.

Nel soggetto C.A. i valori di picco della potenza sono i maggiori specialmente in riferimento a carichi fra il 40% e il 50% del massimo, tuttavia le rispettive velocità ottenute non sono altresì le migliori; i tempi di raggiungimento dei picchi di potenza si collocano fra i più lunghi. Se questo soggetto deve essere allenato per il gesto del lancio del peso si possono trarre quindi le seguenti indicazioni o considerazioni:

- un carico fino a circa il 60% del massimo sembra rappresentare l'attuale soglia affinché il picco di potenza venga raggiunto in un tempo non troppo diverso da quello tipico dell'esecuzione dell'esercizio di gara (fig. 4);
- il fatto che, sia la curva della forza che il tracciato EMG dei muscoli TB e DA non dimostrino un aumento repentino dopo l'inizio del movimento, denuncia una mancanza nelle caratteristiche di esplosività che può essere migliorata. Risultando infatti i valori della frequenza mediana (MF) dell'analisi elettromiografica spettrale relativamente elevati, si possono ipotizzare riserve nel reclutamento volontario delle unità motorie non ancora utilizzate;
- la scelta del carico di lavoro quindi deve prevedere come parametri guida: un limite soglia nel tempo di raggiungimento della potenza; un carico tale da permettere sia l'ottenimento di valori di potenza elevati ma altresì un reclutamento delle unità motorie (coordinazione intramuscolare) molto più repentino e consistente all'inizio del movimento (sviluppo della forza). Ciò può comportare naturalmente la scelta di altre forme di esercitazioni o la variazione del tipo di esecuzione al dinamometro (p.e. isometrico-esplosivo, isometrico-dinamico) che facilitino l'adattamento (*apprendimento*) dei sistemi regolativi neuromuscolari.

La specificità delle condizioni funzionali biomeccaniche di un esercizio e, altresì, delle riserve nel controllo dei meccanismi di regolazione neuromuscolare sono riflesse nelle irregolarità delle variazioni dell'IEMG in funzione dei carichi. Ciò risulta molto più evidente per soggetti con minor esperienza al dinamometro (M.R.).

Confrontando soggetti diversi, si possono osservare quindi andamenti simili nei valori della potenza o della forza, mentre le variazioni dei livelli di attivazione muscolare e delle loro interazioni non rispecchiano le stesse tendenze. Nei sog-

getti P.S. e C.A. per esempio, le variazioni dei valori di IEMG per i muscoli TB e DA nei test isometrici (fig. 6) dimostrano un andamento analogo, la situazione si inverte però negli esercizi a carattere dinamico.

In sintesi lo studio presentato conferma la necessità di far utilizzo di procedure e protocolli integrati al fine di una corretta interpretazione dei meccanismi responsabili nelle strategie di risoluzione di compiti motori e per poter identificare i parametri più rilevanti che devono quindi diventare «veri» indicatori nella prassi dell'allenamento.

Va sottolineato allora, come i parametri della potenza media e del picco di potenza, per esempio, risultino di gran lunga molto più importanti, nelle esercitazioni (dinamiche) cosiddette di forza, che non il valore massimo della forza stessa o semplicemente della massa spostabile. Similmente, in esercitazioni o tests in condizioni isometriche, i gradienti della curva forza-tempo (RFD, RFD50%) non possono essere lasciati.

Inoltre, la determinazione delle caratteristiche individuali dei meccanismi di coordinazione intra e intermuscolare rende possibile una valutazione delle riserve e/o delle deficienze a livello neuromuscolare, quindi una scelta più opportuna delle modalità esecutive del gesto e della definizione del carico. Naturalmente, al fine di una comprensione più profonda delle relazioni fra esercizi di allenamento e gesto di gara, queste valutazioni vanno condotte parallelamente anche nel gesto tipico della specialità o, comunque, nei tests da campo. Questo aspetto sarà trattato in altri lavori.

Indirizzo dell'autore:
Prof. Renzo Pozzo
Via Moro 7
33033 Codroipo (UD)



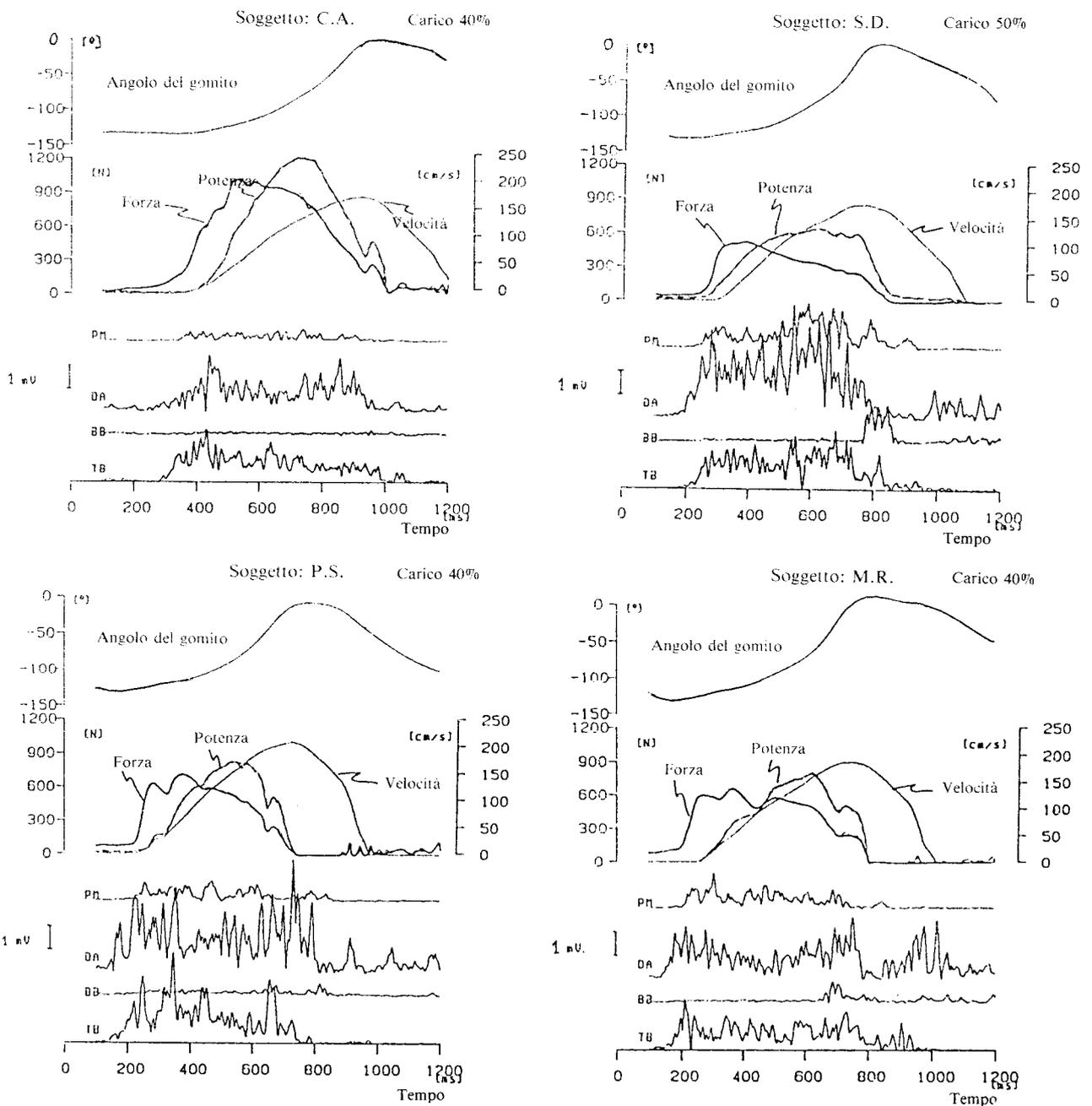


Figura 8

Fig. 8. Esempi tipici di andamento temporale della forza, della potenza, della velocità nonché dei tracciati rettificati (RMS) dell'attività mioelettrica nelle prove dinamiche. Load indica il livello del carico in relazione.

BIBLIOGRAFIA

- (1) ALEXANDER, A., SAPEGA, M.D., *Current concept review. Muscle performance evaluation in orthopedic practice*. J. Bone Joint Surg. 1562-1574, 1990.
- (2) BASMAJAN, J.V., DE LUCA, C.J., *Muscles alive*. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.
- (3) BELANGER, A.Y., MCCOMAS, A.J., EIDER, G.B., *Physiological properties of two antagonistic human muscle groups*. Eur J Appl. Physiol., 51: 381-393, 1983.
- (4) BILODEAU, M., ARSENAULT, A.B., GRAVEL, D., BOURBONNAIS, D., *EMG power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contractions*. Eur. J. Appl. Physiol. 63:24-28, 1991.
- (5) BOSCO, C., *Sirecht-shortening cycle in skeletal muscle function, with special reference to elastic energy and potentiation of myoelectrical activity*. Studie inSport, Physical Education and Health, 15, University of Jyväskylä 1982.
- (6) BOSCO, C., *Considerazioni fisiologiche sulla forza esplosiva. Le basi biomediche e tecniche di forza esplosiva*. Ed. T. Lubich, A. Gaggi Editore, Bologna 11-27, 1989.
- (7) BUCHTAHL, F., SCHMALBURCH, H.S., *Contraction time and fibers types in intact human muscle*. Acta Physiol. Scand., 79:435-452, 1970.
- (8) BÜHRLE, M., *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*. Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, Band 56, Hoffmann Shorndorf, 1985.
- (9) DE LUCA, C., R. LEFEVER, M. MCCUE, and A. XENAKIS. *Behavior of human motor units in different muscles during linearly varying contraction*. J Physiol. Lond. 329: 113-128, 1982.
- (10) DE LUCA, C.J., MAMBRITO, B., *Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation*. J. Neurophysiol 1987.
- (11) DESMEDT, J.E., GODEAUX, E., *Ballistic contraction in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle*. J. Physiol. 264: 673-693, 1977.
- (12) DUCHATEAU, J., HAINAUT, K., *Isometric or dynamic training differential effects on mechanical properties of human muscle*. J. Appl. Physiol. REEP, 56:296-301, 1984.
- (13) ENOKA, R.M., *Load - and skill - related changes in segmental contributions to a weightlifting movement*. Med. Science Sport Exercise, 20:178-187, 1988.
- (14) GOLLHOFFER A., HORSTMANN G.A., SCHMIDTBLEICHER D., SCHÖNTHAL D., *Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type contractions*. Eur. J. Appl. Physiol., 60:7-14, 1990.
- (15) HASAN Z., ENOKA R.M., *Isometric torque-angle relationship and movement-related activity of human elbow flexors: implications for the equilibrium-point hypothesis*. Exp. Brain Res., 59:441-450, 1985.
- (16) HÄKKINEN K., KOMI P., *Effect of different combined concentric and eccentric muscle work regimes on maximal strength development*. J. Human Mov. Studies, 7:33-44, 1981.
- (17) HÄKKINEN K., ALEN M., KOMI P., *Changes in isometrics force and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining*. Acta Physiol. Scand. 125: 573-585, 1985.
- (18) HENEMAN E., SOMJEN G., SOMJEN G., CARPENTER D.O., *Functional significance of cell size in spinal motorneurons*. J. Neurophysiol. 28:560-580, 1965.
- (19) JONES N.L., MCCARTNEY N., MCCOMAS A., *Human muscle power*. Human Kinetics Illinois 1986.
- (20) KOMI P., *Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors*. Int. J. Sports Med. 7:10-15, 1986.
- (21) KIBELE A., MÜLLER K.J., *Maximal voluntary contractions of the leg during unilateral and bilateral work*. Proceedings XII Int. Congr. of Biomech. Ed. Gregor, J.R. et al. Los Angeles #294, 1989.
- (22) KNAFLITZ M., *Surface electromyography: what's new?* C.L.U.T. Torino 1992.
- (23) MASUDA T.H., MIYANO H., SADOYAMA T., *The position of innervation zones in the biceps brachii investigated by surface electromyography*. IEEE Trans. Biomed. Eng., 32:36-49, 1989.
- (24) McDONAGH M.J.N., DAVIES C.T.M., *Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads*. Eur. J. Appl. Physiol., 52:139-155, 1984.
- (25) McDougall J.D., SALE D.G., ALWAY S.E., SUTTON J.R., *Muscle fiber number in biceps brachii in body builders and control subjects*. J. Appl. Physiol. REEP, 57(5): 1399-1403, 1984.
- (26) MORITANI T., DE VRIES H., *Neural factors versus hypertrophy in the course of muscle strength gain*. Ann. J. Phys. Med. 58(3):115-130, 1979.
- (27) MÜLLER K.J., *Statische und dynamische Muskelkraft*. Deutsch Ver., Frankfurt 1987.
- (28) NARICI M.V., SIRTORI M.D., MASTORE S., MOGNONI P., *the effect of range of motion and isometric pre-activation on isokinetic torques*. Eur. J. Appl. Physiol. 62:216-220, 1991.
- (29) SALE D.G., MacDOUGALL D., *Specificity in strength training: A review for coach and athlete*. Canadian J. Appl. Sport Science, 6, 87-92, 1981.
- (30) SALE D.G., *Neural adaptation to resistance training*. Med. Sci. Sport. Exerc. 20:135-145, 1980.
- (31) STEIN R.B., *What muscle variable(s) does the nervous system control in limb movements?* Behav. Brain Sciences, 5:535-577, 1982.
- (32) SCHMITBLEICHER D., G. HARALAMBIE. *Changes in contractile properties of muscle after strength training in man*. Eur J. Appl. Physiol 46:221-228, 1981.
- (33) SOLOMONOW M., BATEN C., SMIT J. et al. *Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies*. J. Appl. Physiol. 68(3):1177-1185, 1990.
- (34) SOLOMONOW M., BARATTA R.V., D'AMBROSIA R., *EMG-force relationship of a single skeletal muscle acting across a joint: dependance on joint angle*. J. Electromy. Kinesiol., 1:58-67, 1991.
- (35) TAYLOR N.A.S., COTTER J.D., STANLEY S.N., MARSHALL R.N., *Functional torque-velocity and power-velocity characteristics of elite athletes*. Eur. J. Appl. Physiol., 62:116-121, 1991.
- (36) THORSTENSSON A., ODDSSON L., ANDERSSON E., ARVIDSON A., *Balance in muscle strength between agonist and antagonist muscles of the trunk*. Biomechanics IX B. Ed. Winter, D.A., Normann, R.W., Wells, R.P. et al. Human Kinetics, Illinois 1985.
- (37) VIITASALO J.T., KOMI P., *Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurement*. Acta Physiol. Scand., 93:313-318, 1975.
- (38) VIITASALO J.T., *Effects of pretension on isometric force production*. Int J. Sports Med. 3:149-152, 1982.
- (39) WESTING S.H., A.G. CRESSWELL, and A. THORSTENSSON, *Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension*. Eur J. Appl. Physiol. 62:104-108, 1991.
- (40) WINTER D.A., *Biomechanics of human movement*. Wiley & Sons, New York, 1979.
- (41) WOODS J., BIGLAND-RICHTIE B., *Linear and non-linear surface EMG-force relationship in human muscles*. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 62:287-299, 1983.