

Tecniche di acquisizione ed analisi del segnale elettromiografico per lo studio del sovraccarico biomeccanico occupazionale

LUCIA PIGINI, DANIELA COLOMBINI, M. RABUFFETTI, M. FERRARIN

Polo tecnologico, Fondazione Don Gnocchi-Onlus, Milano, Italia

KEY WORDS

Surface electromyography; work related muscle skeletal disorders; ergonomic redesign

SUMMARY

«Evaluation of work-related biomechanical overload: techniques for the acquisition and analysis of surface EMG signal». **Objectives:** *The aim of this research was to obtain information concerning muscle fatigue and muscle activation levels by measuring quantitative parameters through the surface electromyographic signal, and use such information to integrate the OCRA (Occupational Repetitive Actions) method for risk assessment of upper limb biomechanical overload. Along with the main risk factors associated with the development of work-related upper limb musculoskeletal disorders (UL WMSDs) like posture, movement, frequency of action and organizational factors, this method also takes into account the muscular effort. Unlike the other risk factors that can be directly measured during inspections on farms, muscular effort is currently estimated only via a subjective assessment scale (Borg CR-10 scale).* **Methods:** *A new apparatus and new procedures were implemented for synchronized EMG and video acquisition, which guarantee a high degree of inter- and intra-subject repeatability, and an ad hoc software for data elaboration was developed. They have been specifically designed for "on the field" applications. The methodology was first tested in the laboratory on a group of 12 healthy subjects, studying a repetitive task, running in two different ways, (high/low OCRA index) and interspersed with isometric tests for an indirect measurement of dynamic fatigue. The methodology was then tested in a working environment to compare the muscular effort required during the use of different types of tools for pruning.* **Results:** *Results of the laboratory protocol showed onset of fatigue for Anterior Deltoid, Middle Deltoid and Brachial Triceps muscles only for the high-risk index mode, as demonstrated by the significance of the Bonferroni tests ($p < 0.05$) on MDF (Median Frequency) calculated from isometric tests. They also showed significant differences in terms of higher level of muscle activation, and thus required force, in the case of high OCRA index work task compared to the one at low risk (Wilcoxon, $p < 0.05$) for all analysed muscle groups with regard to 10th, 50th and 90th percentile of the APDF (Amplitude Probability Distribution Function). These results clearly defined the differences of subjectively perceived effort. The results of "field" application showed that the tested protocol was also easily exportable to a real working environment and that the numerical parameters extracted from the EMG signal can be a useful tool for evaluating effort levels of different muscles of the upper limb and for comparing different work tools, through effort indexes referred to single muscles.*

Pervenuto il 21.9.2009 - Accettato il 2.12.2009

Corrispondenza: Ing. Lucia Pigni, Polo Tecnologico, IRCCS "S. Maria Nascente", Fondazione Don Carlo Gnocchi Onlus, Via Capelatro 66, I-20148 Milano - Tel.+39 02 40308283 - Tel. +39 02 40308305 - Fax +39 02 4048919 - E-mail: lpigni@dongnocchi.it

I risultati presentati in questo lavoro sono stati in parte ottenuti nell'ambito di una ricerca finanziata da: ISPESL, Dipartimento di Medicina del Lavoro (5/B/DML/05)

Conclusions: *It can therefore be concluded that by integrating the information about the 'FORCE' factor in the OCRA method, the calculated parameters may provide objective information useful in analyzing and designing ergonomic tools and workplaces.*

RIASSUNTO

L'obiettivo di questa ricerca è stato quello di sviluppare un metodo per estrarre informazioni quantitative relative a fatica e livelli di attivazione muscolare attraverso l'analisi del segnale elettromiografico, e di integrarle con il metodo OCRA (Occupational Repetitive Actions), indice per la valutazione del rischio da sovraccarico biomeccanico degli arti superiori. Quest'ultimo è un metodo che tiene conto dei principali fattori di rischio associati allo sviluppo di disturbi muscoloscheletrici degli arti superiori (UL WMSDs) connessi all'attività lavorativa ripetitiva come la postura, il movimento, la frequenza d'azione, i fattori organizzativi e lo sforzo muscolare. A differenza degli altri fattori di rischio che possono essere oggettivamente misurati nel corso dei sopralluoghi in azienda, lo sforzo muscolare è attualmente stimato solo tramite valutazione soggettiva (scala CR- 10 di Borg). A tale scopo sono stati implementati, specificatamente per un utilizzo "sul campo", un nuovo sistema di acquisizione di elettromiografia di superficie e video sincronizzati, in grado di garantire un buon grado di ripetibilità inter e intra soggettiva, ed un software di elaborazione dedicato. La metodologia sviluppata è stata dapprima testata in laboratorio su un gruppo di 12 soggetti sani, studiando un compito ripetitivo eseguito in due differenti modalità (indice OCRA elevato/basso). In seguito tale metodologia è stata testata direttamente in ambito lavorativo per valutare differenti tipologie di strumenti per la potatura. I risultati del protocollo di laboratorio hanno evidenziato insorgenza di affaticamento per i gruppi muscolari maggiormente implicati nel movimento solo nel caso della prova ad alto indice di rischio (test di Bonferroni sulle MDF-frequenza mediana dello spettro-, $p < 0.05$). Hanno evidenziato inoltre differenza significativa in termini di maggiore livello di attivazione, e quindi forza necessaria, nel caso della prova ad alto indice OCRA (test di Wilcoxon su 10°-50°-90° percentile delle APDF (Amplitude Probability Distribution Function), $p < 0.05$). Tali risultati oggettivano le differenze delle percezioni soggettive dello sforzo rilevate tramite scala di Borg. I risultati dell'applicazione aziendale dimostrano l'esportabilità del protocollo sviluppato anche in una realtà lavorativa e mostrano l'utilità dell'analisi nella valutazione delle differenze relative tra strumenti. Si può perciò concludere che i parametri calcolati, integrando le informazioni relative al fattore 'Forza' ottenibili attraverso il metodo OCRA con indici relativi allo sforzo dei singoli muscoli coinvolti nel lavoro, possono fornire obiettive informazioni per l'analisi e la progettazione ergonomica di strumenti e posti di lavoro produttivi.

1. INTRODUZIONE

La società odierna tende ad aumentare i volumi e l'efficienza delle attività produttive. Contemporaneamente sempre maggiore attenzione viene rivolta a ridurre gli infortuni e le malattie professionali inevitabilmente correlati all'aumento di tali attività: anche se spesso si sottostima quanto l'incidenza delle salute dei lavoratori possa ripercuotersi negativamente sull'economia e, più in generale sulla società.

I risultati di valutazioni critiche del rapporto esistente tra il lavoro e le comuni malattie cronico-degenerative specie relativamente ai disturbi e alle patologie degli arti superiori (UL WMSDS muscolo

scheletrici ha portato ad attribuirne al lavoro una proporzione significativa (8).

Dai dati Eurostat 2001-2005 inerenti le principali Malattie Professionali denunciate in Europa, si evince un aumento del 60% del sovraccarico biomeccanico come agente causale di malattie professionali, con un numero di casi che hanno contratto patologie degli arti superiori lavoro-correlate superiore a tutti gli altri tipi di patologie. Per quanto riguarda l'Italia, dal rapporto dell'INAIL relativo alle malattie professionali denunciate e riconosciute negli anni 2002-2008 nell'industria e nei servizi, il numero di malattie professionali denunciate, riconosciute e indennizzate, appare essere in netto aumento per quanto riguarda il numero di casi di

WMSDs che risultano pertanto essere, nel loro insieme, prima malattia professionale.

Nel campo dell'Ergonomia e della Medicina del Lavoro, il carico di lavoro fisico rappresenta pertanto uno dei più importanti aspetti da considerare, se non altro per la diffusione delle patologie che ne derivano. In molti settori manifatturieri la sempre più crescente necessità di incrementare la produttività ha determinato l'adozione di cicli di lavoro più brevi, compiti lavorativi più ripetitivi e di conseguenza un carico biomeccanico che viene a concentrarsi sugli stessi distretti muscolo scheletrici per lunghi tempi.

Per la progettazione dei criteri di lavoro a cicli ripetuti sono ancora largamente utilizzati metodi come l' MTM (Methods-time measurement) (12), ovvero procedure che analizzano e scompongono qualsiasi operazione manuale nei movimenti elementari necessari per eseguire l'operazione stessa e assegnano a ciascun movimento un tempo standard predeterminato. Questi tempi presumono di organizzare il lavoro per operatori con capacità "medie" in condizioni normali. Tali metodi però non tengono conto del rischio per l'apparato muscolo scheletrico connesso all'esecuzione del compito così progettato: i tempi "standard" sono stati determinati molto tempo fa con metodi psicofisici che prevedono "l'accettazione del tempo da parte degli esecutori" (non comparsa di disagio) ma per brevi tempi espositivi.

Per la valutazione dei fattori di rischio lavorativo che influenzano le patologie muscolo-scheletriche degli arti superiori è stato in tempi recenti sviluppato il metodo dell'indice OCRA (8), stima sintetica dell'esposizione a movimenti ripetitivi degli arti superiori.

Il metodo OCRA, oggi standard europeo (10) e internazionale (15), individuando e assegnando un punteggio a differenti fattori di rischio quali forza, postura (di spalla, gomito, polso e mano), frequenza di azione e organizzazione del lavoro produce in uscita un indice che predice la possibilità di contrarre una patologia del distretto arto superiore per esposizioni lavorative medie di 5-10 anni. Il suo punteggio finale viene articolato in fasce corrispondenti a differenti livelli di rischio (accettabile, dubbio o molto lieve, presente e elevato) (22).

2. SCOPO DEL LAVORO

Il metodo OCRA (8), essendo in grado di analizzare la richiesta funzionale del compito lavorativo attraverso la determinazione di un indice di esposizione al rischio, può fornire un valido supporto per la progettazione ergonomica del posto di lavoro, in particolare, per la prevenzione del rischio di insorgenza di UL-WMSDs. D'altra parte però, se il metodo OCRA prende in considerazione una serie di fattori misurabili in maniera oggettiva direttamente sul luogo di lavoro (orario lavorativo, frequenza di azione, posture, movimenti), rimane la criticità del fattore 'forza', che viene misurato (come del resto propongono molti altri metodi presenti in letteratura) perlopiù in maniera soggettiva. Tale fattore è ottenuto, nel metodo OCRA, da interviste effettuate al lavoratore sottoponendo una scala su punti a sforzo percepito crescente [Scala di Borg CR-10 (6)].

Tale metodo soggettivo per la determinazione dello "sforzo percepito" dal lavoratore (che rimane l'unico possibile quando si vogliono eseguire ampie mappature del rischio in ambienti di lavoro) presenta criticità di vario tipo, anche sociali, come ad esempio:

- la difficoltà di comunicazione ed interpretazione per il lavoratore e per l'intervistatore (ad esempio lavoratori stranieri o a basso livello di istruzione, paura di possibili ripercussioni negative da parte dei superiori..);
- la bassa specificità dell'informazione ottenuta (soggettività della risposta, dato globale e non sui singoli muscoli, mancanza di informazione sul lungo termine relativa all'affaticamento muscolare).

Essendo la contrazione muscolare la responsabile della produzione della forza, misurando tale contrazione in diverse configurazioni e posture lavorative, si può pensare di stimare l'impegno muscolare e la forza necessaria per compiere un determinato compito (17).

Poiché non è possibile valutare dettagliatamente il livello di sforzo muscolare tramite tecniche osservazionali e, anche se le forze esterne possono essere misurate, è difficile capire come le reazioni interne si distribuiscano tra i tessuti corporei, l'elettromiografia di superficie (sEMG) può rappresentare lo

strumento appropriato a questo scopo. Con tale metodologia infatti è possibile analizzare il grado di coinvolgimento di singoli muscoli durante l'effettuazione di particolari compiti, permettendo di valutare i livelli di attività associati a un particolare complesso muscolo – tendineo, noto per essere il sito, ad esempio, di effetti negativi di salute. Inoltre a causa del ruolo fondamentale rappresentato dai tempi di recupero e di riposo muscolare, le informazioni specifiche fornite dall'EMG di superficie potrebbero fornire su lunghi periodi di registrazione risultati di grande interesse a questo proposito (11).

Il segnale elettromiografico grezzo però senza una corretta elaborazione, non può fornire all'ergonomo le informazioni che necessita.

L'obiettivo del presente lavoro è stato quello di definire e sviluppare, utilizzando criteri di acquisizione ed elaborazione ben documentati in letteratura ove possibile e, proponendone e testandone di nuovi laddove carenti, modalità standardizzate di acquisizione ed elaborazione del segnale elettromiografico di superficie per l'identificazione di parametri utili ad una più oggettiva caratterizzazione del livello di sforzo muscolare durante attività manuali ripetute dell'arto superiore e della mano. Ciò al fine di completare le informazioni inerenti il fattore di rischio 'forza' relativamente:

- alla sua associazione con i risultati della scala CR-10 di Borg (6);
- all'estensione dell'utilizzo della EMG di superficie come strumento in grado di quantificare ed oggettivare il livello di sovraccarico biomeccanico occupazionale durante le fasi di progettazione e riprogettazione di posti e strumenti di lavoro in relazione ad una specifica organizzazione del lavoro.

3. METODI

3.1 Messa a punto di strumenti e modalità esecutive delle Massime Contrazioni Volontarie (MVC) per la normalizzazione e calibrazione del segnale elettromiografico

Per la standardizzazione delle acquisizioni, è stato sviluppato, un apparato di test portatile per l'ese-

cuzione delle Massime Contrazioni Volontarie (MVC) durante contrazioni isometriche. Tale strumentazione permette di effettuare le registrazioni elettromiografiche controllando la posizione gli arti, in modo tale da non influenzare la registrazione con artefatti dovuti allo spostamento reciproco tra muscolo ed elettrodi, o alla modifica della lunghezza del muscolo durante la contrazione. Inoltre il set strumentale è stato realizzato in modo da essere facilmente trasportabile per consentire l'utilizzazione anche sul campo.

L'apparato è stato sviluppato tenendo in considerazione ampi dati bibliografici in particolare tratti da studi di Barr (4) che hanno portato alla realizzazione di un sistema portatile per l'effettuazione della MVC dei muscoli dell'arto superiore. Lo strumento è essenzialmente costituito da un poggia-bracci, un'impugnatura e un sistema di leve (che permettono o meno determinati movimenti), connesse a celle di carico per la misura della forza in condizioni controllate.

Il sistema sviluppato è stato realizzato, per l'effettuazione delle MVC dei muscoli implicati nella flessione/estensione, adduzione ed elevazione della spalla, nella flessione del gomito, nella flessione/estensione del polso e nell'adduzione del pollice. Il sistema è composto da due componenti (figura 1):

- il primo è costituito da assi di legno imbullonate e rivestite di spugna con la superficie utile del bracciolo lunga 500 mm.

Il meccanismo di fissazione delle articolazioni al bracciolo è costituito da una semplice cinghia regolabile in grado di bloccare l'articolazione del braccio o della mano: ciò consente la realizzazione della prova di contrazione massimale dei muscoli bicipite brachiale, flessori ed estensori del carpo contro una resistenza fissa. La cinghia è ricoperta di materiale imbottito per consentire il maggior comfort ai soggetti durante l'effettuazione dei test. Due cilindri di alluminio rivestiti anch'essi in gommapiuma e fissati perpendicolarmente alla superficie consentono di effettuare la MVC anche dell'adduttore del pollice. La base inferiore può essere fissata, tramite morsetto, a una superficie qualunque come quella di un tavolo od un bancone.

- il secondo, una semplice corda inestensibile regolabile in lunghezza (max=2000 mm), dotata di

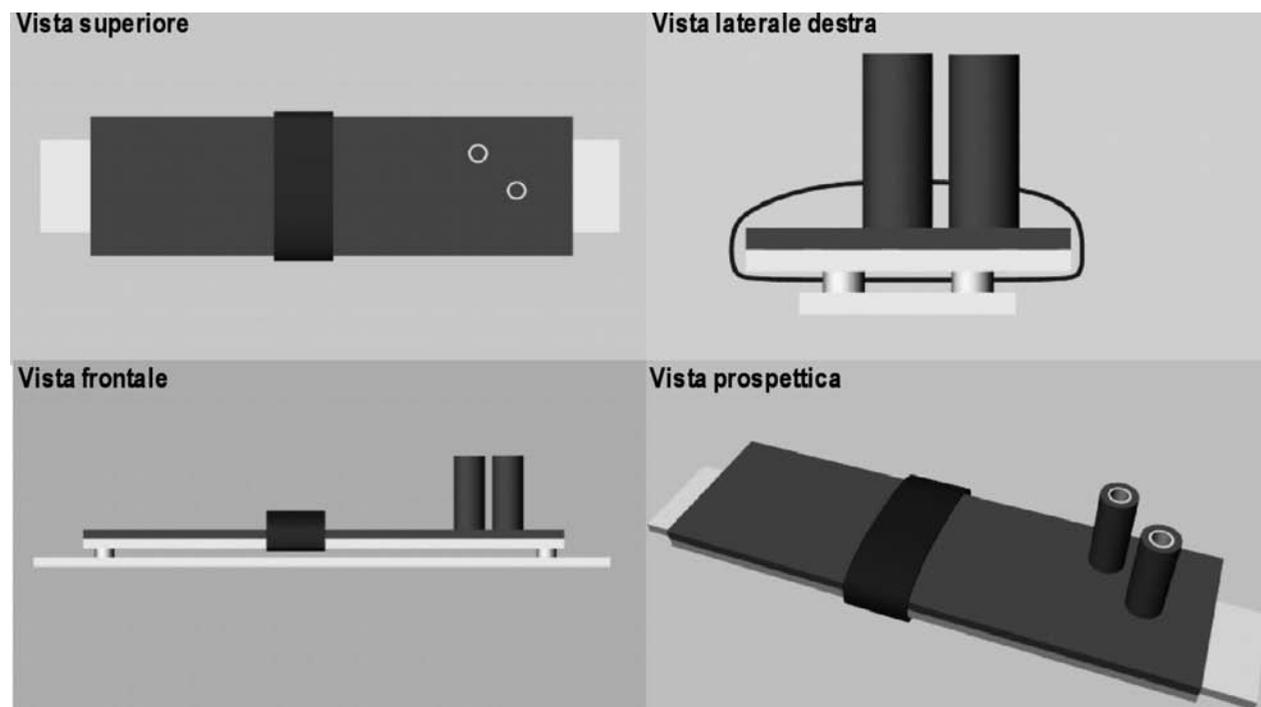


Figura 1 - Bracciolo per l'esecuzione delle MVC (massime contrazioni volontarie) di avambraccio, polso e mano: viste
Figure 1 - Armrest for performing MVC (maximum voluntary contractions) of forearm, wrist and hand: views

manici per l'impugnatura, consente di effettuare le contrazioni massimali dei distretti muscolari che agiscono sulla spalla e degli estensori del gomito.

La strumentazione e le modalità esecutive dei test sono stati sviluppati in seguito ad analisi anatomica e funzionale di ciascun muscolo (26).

Nelle tabelle 1 e 2 sono riportate le modalità di esecuzione delle prove per ciascun muscolo considerato.

La modalità di utilizzo consiste nell'effettuare tre ripetizioni di prove di massima contrazione volontaria. Durante l'esecuzione delle prove di effettuazione delle MVC dei singoli muscoli in analisi, vengono visualizzate, in tempo reale, delle barre corrispondenti all'intensità del segnale EMG (MRXP1.07, Noraxon, USA). Questo consente di ottenere un controllo visivo da parte del soggetto dell'entità della propria contrazione stimolandolo ad ottenere una migliore performance. Con questo meccanismo si è voluto introdurre un feedback visivo per l'auto-controllo del livello di contrazione massimale del singolo muscolo in esame.

3.2 Il campione di soggetti analizzato

Un primo gruppo di 12 soggetti sani (7 donne e 5 uomini, età media: 27,8 anni (range 22-44), altezza media: 171,6 cm, peso medio: 63 kg), è stato reclutato attraverso l'Università e lo staff dell'ospedale per partecipare al protocollo sperimentale realizzato presso il Laboratorio di Analisi del Movimento (LAM) del Polo Tecnologico della Fondazione Don Carlo Gnocchi.

Un secondo gruppo di 2 agricoltori, una donna di 42 anni e un uomo di 50 anni (altezza e peso rispettivamente 156 cm, 54 kg e 172 cm, 95 kg) è stato gentilmente messo a disposizione da Arsia (Agenzia Regionale Toscana per lo sviluppo e l'innovazione nel settore agricolo-forestale), per la sperimentazione dell'esportazione sul campo del protocollo d'indagine prima messo a punto in laboratorio. Criterio di selezione dei soggetti era l'esclusione di patologie degli apparati neuro- muscolo- scheletrici.

Tutti i soggetti coinvolti hanno sottoscritto un consenso alla sperimentazione dopo essere stati informati sugli scopi e le modalità della ricerca.

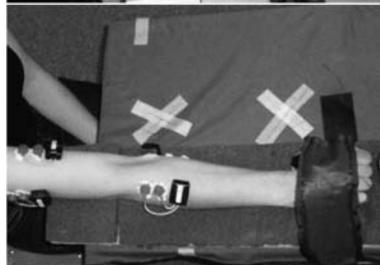
Tabella 1 - Descrizione della modalità esecutiva delle MVC (uso del bracciolo)*Table 1* - Description of how the MVC is performed using the armrest**Muscolo: bicipite brachiale**

Avambraccio supinato appoggiato al bracciolo

Blocco dell'articolazione a livello del tratto più distale dell'avambraccio.

Gomito flesso (circa 100-120° tra braccio e avambraccio)

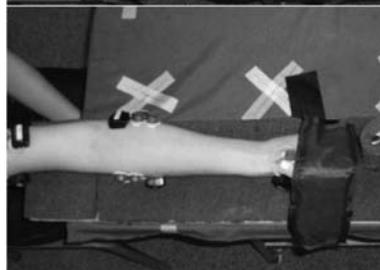
MVC: contrazione del bicipite per cercare di realizzare idealmente la massima flessione del gomito.

**Muscolo: Estensori del carpo**

Arto superiore appoggiato al bracciolo con avambraccio pronato.

Blocco dell'articolazione a livello delle nocche della mano chiusa a pugno rilassato.

MVC: contrazione dei muscoli estensori del carpo per cercare di realizzare idealmente la massima estensione del polso.

**Muscolo: Flessori del carpo**

Arto superiore appoggiato al bracciolo con avambraccio supinato.

Blocco dell'articolazione a livello delle nocche della mano chiusa a pugno rilassato.

MVC: contrazione dei muscoli flessori del carpo per cercare di realizzare idealmente la massima flessione del polso.

**Muscolo: Adduttore del pollice**

La mano aperta afferra i due tubi lateralmente.

Il pollice deve essere in contatto con uno dei due tubi a livello del tratto più prossimale e comunque appena prima dell'articolazione della seconda falange.

MVC: Contrazione dell'adduttore del pollice per cercare di spostare idealmente il tubo a contatto con il pollice verso l'altro tubo effettuando cioè la massima adduzione del pollice

3.3 I protocolli sperimentali

La metodologia di analisi e valutazione del lavoro muscolare è stata dapprima messa a punto e testata in laboratorio sul gruppo dei 12 soggetti sani. È stato studiato un compito ripetitivo di *pick and place* (durata 20 min), eseguito in due differenti modalità:

- modalità *heavy* progettata tramite tempi e metodi organizzativi classici proposti dall'MTM (12) e risultata ad elevato indice di rischio OCRA (8);
- modalità *light* riprogettata in modo da rendere

limitato il rischio (indice di rischio OCRA a livello "accettabile").

Analizzando contemporaneamente l'attività di 7 gruppi muscolari:

1. estensori del carpo,
2. gruppo dei flessori del carpo,
3. bicipite brachiale,
4. adduttore del pollice,
5. trapezio superiore,
6. deltoide anteriore,
7. deltoide medio,
8. tricipite brachiale.

Tabella 2 - Descrizione della modalità esecutiva delle MVC (uso della corda)

Table 2 - Description of how the MVC is performed using the rope



Muscolo: Deltoide Anteriore

Braccio flesso a circa 30 gradi, gomito esteso, polso rigido in posizione neutra

La mano lievemente intraruotata impugna la corda.

La corda a questo punto viene fissata all'altro capo estremo al piede del soggetto in modo che risulti ben tesa nella particolare posizione assunta.

MVC: contrazione del muscolo deltoide anteriore per cercare di realizzare idealmente la massima flessione braccio a gomito esteso e polso rigido.



Muscolo: Deltoide medio

Braccio addotto a circa 30 gradi, gomito esteso, polso rigido in posizione neutra

La mano impugna la corda.

La corda a questo punto viene fissata all'altro capo estremo al piede del soggetto in modo che risulti ben tesa nella particolare posizione assunta.

MVC: contrazione del muscolo deltoide medio per cercare di realizzare idealmente la massima abduzione del braccio a gomito esteso e polso rigido.



Muscolo: Trapezio superiore

Braccio lateralmente lungo il corpo, gomito esteso, polso rigido

La mano impugna la corda.

La corda a questo punto viene fissata all'altro capo estremo al piede del soggetto in modo che risulti ben tesa nella particolare posizione assunta.

MVC: contrazione del muscolo trapezio superiore per cercare di realizzare idealmente la massima elevazione della spalla.



Muscolo: Tricipite brachiale

Braccio flesso a circa 90°-100°, gomito quasi completamente flesso

La mano impugna la corda con il palmo rivolto verso l'alto.

La corda a questo punto viene fatta passare posteriormente al soggetto e fissata all'altro capo estremo al piede in modo che risulti ben tesa nella particolare posizione assunta.

MVC: contrazione del muscolo tricipite brachiale per cercare di realizzare idealmente la massima estensione del gomito.

Queste prove dinamiche (dette rispettivamente *dynamic heavy* e *dynamic light*), il cui ordine d'esecuzione è stato randomizzato fra i soggetti, sono state intervallate da prove isometriche finalizzate alla valutazione dell'affaticamento muscolare. In

esse veniva richiesto ai soggetti di sostenere in mano un oggetto di 2 kg (per le donne) e 5 kg (per gli uomini) con la spalla flessa a 90° e il gomito esteso fino ad esaurimento muscolare. Tali prove isometriche sono state ripetute tre volte: prima dell'ese-

cuzione dei due compiti dinamici (prova *isometric begin*) e a seguito di ciascuno di essi (prove *isometric after light* e *isometric after heavy*).

All'inizio di ogni sessione venivano inoltre eseguite, per ciascun muscolo considerato, delle Massime Contrazioni Volontarie della durata di 5 s mediante il dispositivo presentato in 3.1 al fine di disporre di valori per la normalizzazione del segnale EMG (prove *MVC*). Fra le diverse prove sono stati inseriti dei periodi di riposo e stretching dei muscoli coinvolti, per minimizzare l'effetto di ciascuna prova sulla successiva.

Dopo l'esecuzione di ciascuna prova *dynamic*, al soggetto è stato chiesto di quantificare il livello di sforzo percepito secondo la scala di Borg a 10 livelli (7).

La seconda applicazione è stata invece eseguita direttamente in ambito lavorativo per testare l'esportabilità nell'analisi del gesto lavorativo anche in condizioni non controllate (diversamente da quanto invece avviene in laboratorio).

In particolare sono stati raccolti i segnali EMG provenienti dagli stessi 8 gruppi muscolari dell'applicazione di laboratorio di due agricoltori durante la potatura di rami di ulivo di sezione standardizzata (da 4 a 8 mm di diametro), con tre strumenti differenti: forbici manuali, forbici motorizzate di tipo pneumatico e forbici motorizzate di tipo elettrico.

La prove di taglio, della durata di 30 s ciascuna, venivano intervallate da 2 min di riposo ed erano precedute dalla registrazione delle MVC realizzate mediante il dispositivo presentato in 3.1. Anche in questo caso, dopo ciascuna prova è stata somministrata la scala di Borg per quantificare lo sforzo percepito dal soggetto.

3.4 Strumenti di acquisizione

I dati elettromiografici sono stati acquisiti tramite sistema telemetrico Zerowire, (Aurion, Italia) ad una frequenza di acquisizione di 2000 Hz.

Tale strumento, consente l'acquisizione del segnale elettromiografico proveniente contemporaneamente da 8 coppie di elettrodi in Ag/AgCl del diametro di 24 mm (Tyco Healthcare, Germany) posizionati sui gruppi muscolari indagati. Essendo

il sistema privo di cavi, i movimenti dei soggetti non vengono ad essere intralciati.

Tali elettrodi sono stati posizionati secondo le raccomandazioni emerse dal progetto europeo SENIAM (13).

I segnali EMG sono stati acquisiti in maniera sincronizzata con l'immagine video di una telecamera digitale (Sony Handycam, Japan), tramite software MRXP 1.07 Master edition (Noraxon, USA).

3.5 Elaborazione dati

I segnali elettromiografici raccolti sono stati preelaborati tramite il software MRXP 1.07 Master edition (Noraxon, USA) per la visione sincronizzata del segnale EMG e del video e la selezione delle parti relative al movimento da analizzare. I dati selezionati sono stati in seguito elaborati con un software appositamente implementato in ambiente Matlab 6.1 (TheMathworks, USA) per l'estrapolazione di parametri maggiormente documentati in letteratura e indicativi di forza e affaticamento muscolare.

L'elaborazione è consistita nelle seguenti fasi:

- calcolo, su tutte le prove (*MVC*, *dynamic*, *isometric*), dell'ampiezza del RMS - Root Mean Square su finestre temporali di 100ms sovrapposte per il 95% (sottocampionamento a 200Hz) (1, 3, 11, 18, 23, 27);

- normalizzazione dell'ampiezza del RMS delle prove *dynamic* e *isometric*, rispetto al valore RMS massimo ricavato nelle prove *MVC*;

- calcolo della ADF - Amplitude Distribution Function (step del 5% MVC in ascissa) dei tracciati RMS delle prove *dynamic*, e della corrispondente distribuzione cumulativa APDF - Amplitude Probability Distribution Function (16);

- calcolo degli spettri di potenza attraverso l'algoritmo della FFT - Fast Fourier Transform (2, 5, 9, 21) su epoche consecutive della durata di 1 secondo con conseguente calcolo delle frequenze mediane dello spettro (MDF) e loro andamento tramite retta di regressione lineare nel tempo (*Fatigue plot*), per le prove *isometric* e *dynamic*.

In particolare, parametri estratti e utilizzati per i confronti statistici fra condizioni sono i seguenti:

- durata, espressa in secondi, delle prove *isometric* fino ad esaurimento muscolare;
- pendenza delle rette di regressione lineare delle MDF, espressa in Hz/s, nelle prove *isometric*;
- livello statico, mediano e di picco della contrazione muscolare nelle prove *dynamic*, espressi in %MVC e calcolati rispettivamente come 10°, 50° e 90° percentile della APDF-RMS.

Tutti i valori calcolati sono stati poi consecutivamente elaborati per estrapolare grafici inerenti i livelli di attivazione ed il rischio ad essi connesso ed i parametri spettrali.

In particolare per quanto riguarda le analisi del segnale in ampiezza vengono estrapolati nei grafici i valori al 10°, 50°, e 90° percentile della APDF, per cui Johnson suggerisce limiti per ciascun livello di carico in caso di lavoro continuativo (16):

- il 90° percentile (picco) non dovrebbe superare il 50-70% (50% secondo i più recenti standard EN 1005-3) della MVC,
- il 50° percentile (dinamico, anche riferito da Johnson come livello medio) non dovrebbe superare il 10-14% della MVC;
- il 10° percentile (statico) non dovrebbe eccedere il 2-5% della MVC.

3.6 Analisi statistica dei risultati

Per quanto riguarda le acquisizioni di laboratorio sono stati effettuati test statistici per valutare la significatività dei parametri calcolati tramite STATISTICA 6.0 (StatSoft, USA) e Matlab 6.1 (The Mathworks, USA).

Per quanto riguarda il risultato del test isometrico si è supposta, ipotesi nulla, l'assenza di differenze significative tra le tre prove effettuate all'inizio del protocollo (*isometric begin*) e dopo le prove *dynamic light* e *dynamic heavy* (*isometric after light* e *isometric after heavy*).

Allo scopo è stato utilizzato un test non parametrico di Friedman per misure ripetute (data la non normalità delle variabili appurata tramite test di Shapiro-Wilk's) e nel caso di risultato significativo un *test post hoc*, in particolare il test di Bonferroni.

Per quanto riguarda le due prove di lunga durata si è supposto (sempre per l'ipotesi nulla) che i livelli di attivazione corrispondenti al 10°, 50°, 90° per-

centile non siano significativamente differenti tra loro, confrontando i valori ottenuti dalle prove *light* e *heavy*. Per verificare queste condizioni viene utilizzato il test non parametrico di Wilcoxon per dati appaiati (data, anche in questo caso, la non normalità delle variabili appurata tramite test di Shapiro-Wilk's).

4. RISULTATI

4.1 Risultati del protocollo di laboratorio

In figura 2 sono riportati, a titolo esemplificativo, i tracciati EMG grezzi relativi a 100 secondi delle prove di durata di 20 minuti *light* e *heavy* a confronto per un soggetto (relativamente agli 8 muscoli testati).

I risultati del protocollo eseguito in laboratorio calcolati per ciascun soggetto e, ove appropriato, per ciascun muscolo analizzato (escludendo l'adduttore del pollice a causa del distacco degli elettrodi riscontrato nella maggior parte dei soggetti a causa dell'eccessiva sudorazione) hanno evidenziato:

- valori in scala di Borg CR-10. Al termine delle prove dinamiche i soggetti hanno dichiarato valori della scala di Borg mediamente di $2,3 \pm 0,6$ durante l'esecuzione della prova *light* e $7,9 \pm 0,7$ durante l'esecuzione della prova *heavy*. I distretti muscolari che maggiormente risultavano affaticati in tutti i soggetti erano il deltoide anteriore e medio; solo alcuni riferivano interessamento degli estensori del carpo dell'arto in esercizio.

- durata dei tempi medi di "esaurimento" nelle prove isometriche effettuate a riposo e subito dopo i task di 20 minuti (figura 3). Si è rilevato un calo di durata (tempo di mantenimento dell'oggetto in contrazione isometrica fino ad esaurimento) significativo nel caso della prova effettuata dopo il compito pesante (riduzione media del 19% nel caso della prova isometrica *after light* e del 58% nel caso della prova *after heavy* rispetto ai valori della prova a riposo).

- analisi dello spettro per la determinazione della presenza di fatica muscolare (figura 4). Il valore della pendenza della retta di regressione delle MDF (*median frequency*) risulta significativamente

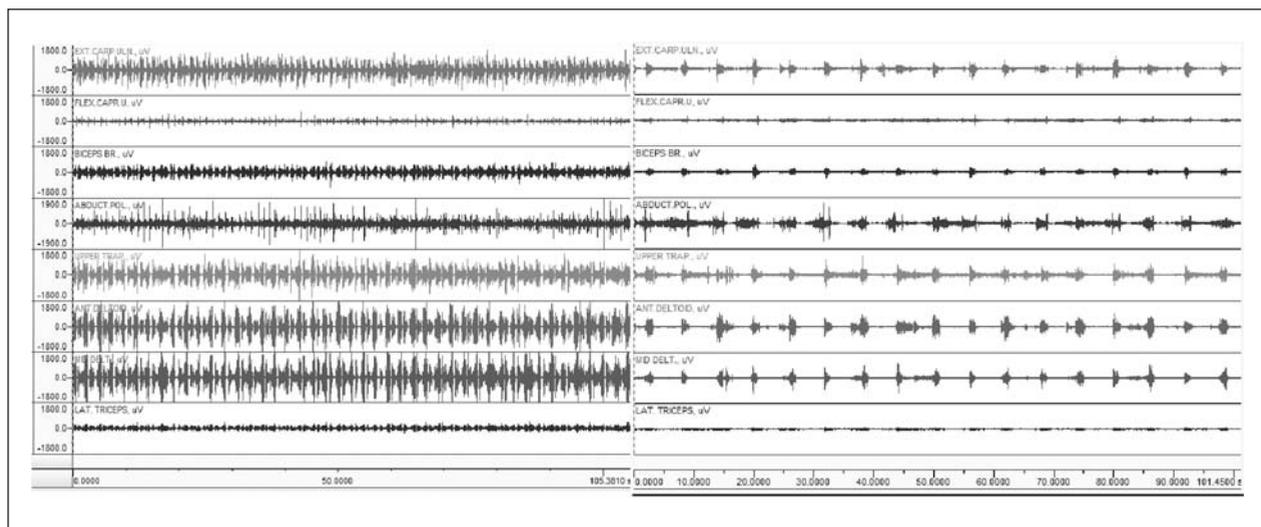


Figura 2 - Un campione rappresentativo di 100 secondi (segnale grezzo) delle prove *heavy* (a sinistra) e *light* (a destra) di durata di 20 minuti di uno dei soggetti per gli 8 muscoli analizzati

Figure 2 - A 100 seconds representative sample (raw signal, 20 minutes duration, 8 muscles analyzed) of the 'heavy' tests (left) and 'light' tests (right) for one of the analyzed subjects

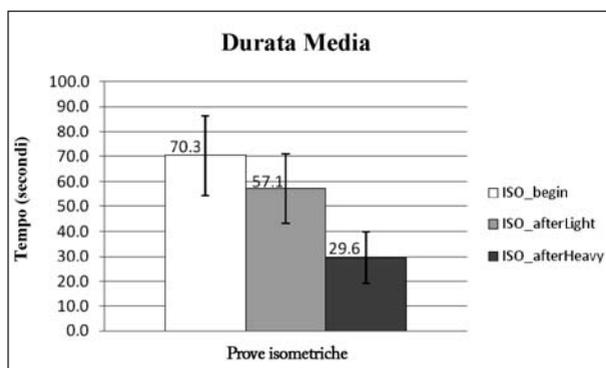


Figura 3 - Durata media delle prove isometriche effettuate partendo da una condizione di riposo (*isometric begin*), a seguito della prova *light* (*isometric after light*) e a seguito della prova *heavy* (*isometric after heavy*)

Figure 3 - Mean duration of isometric tests carried out starting from a state of rest (*isometric begin*) after 'light' test (*isometric after light*) and after 'heavy' test (*isometric after heavy*)

“più negativo” (corrispondente ad un “affaticamento” più rapido) solo passando dalla prova *isometric begin* alla prova *isometric after heavy* per quanto riguarda i gruppi muscolari: deltoide anteriore, deltoide medio e tricipite brachiale (Bonferroni test, $p < 0.05$).

- attivazione dei diversi gruppi muscolari nelle prove *dynamic* con la lettura delle % delle MVC a

confronto (figura 5). Sono emerse differenze significative in termini di maggiore livello di attivazione e quindi forza necessaria nel caso della prova *dynamic heavy* rispetto alla prova *dynamic light* (Wilcoxon, $p < 0.05$) per tutti i gruppi muscolari analizzati per quanto riguarda sia il 10° (livello statico) che il 50° (livello medio o dinamico) che il 90° percentile (livello di picco). Il risultato è concordante con le percezioni soggettive dello sforzo misurato tramite scala di Borg. I grafici mettono inoltre in evidenza i casi in cui sono mediamente superati i valori limite raccomandati (16).

4.2 Risultati del protocollo ‘sul campo’

Nella figura 6 sono mostrati, a titolo di esempio, i dati di EMG grezzi sincronizzati al video acquisiti nel caso di una delle prove di potatura eseguite da un soggetto durante l'utilizzo di forbici manuali ed elettriche; sono visibili i dati corrispondenti agli otto canali corrispondenti agli otto muscoli in esame. Nell'esempio mostrato, la semplice osservazione dei dati grezzi mostra chiaramente la differenza di attivazione muscolare (praticamente per tutti i muscoli esaminati) fra l'uso di uno strumento manuale a confronto con lo strumento elettrico.

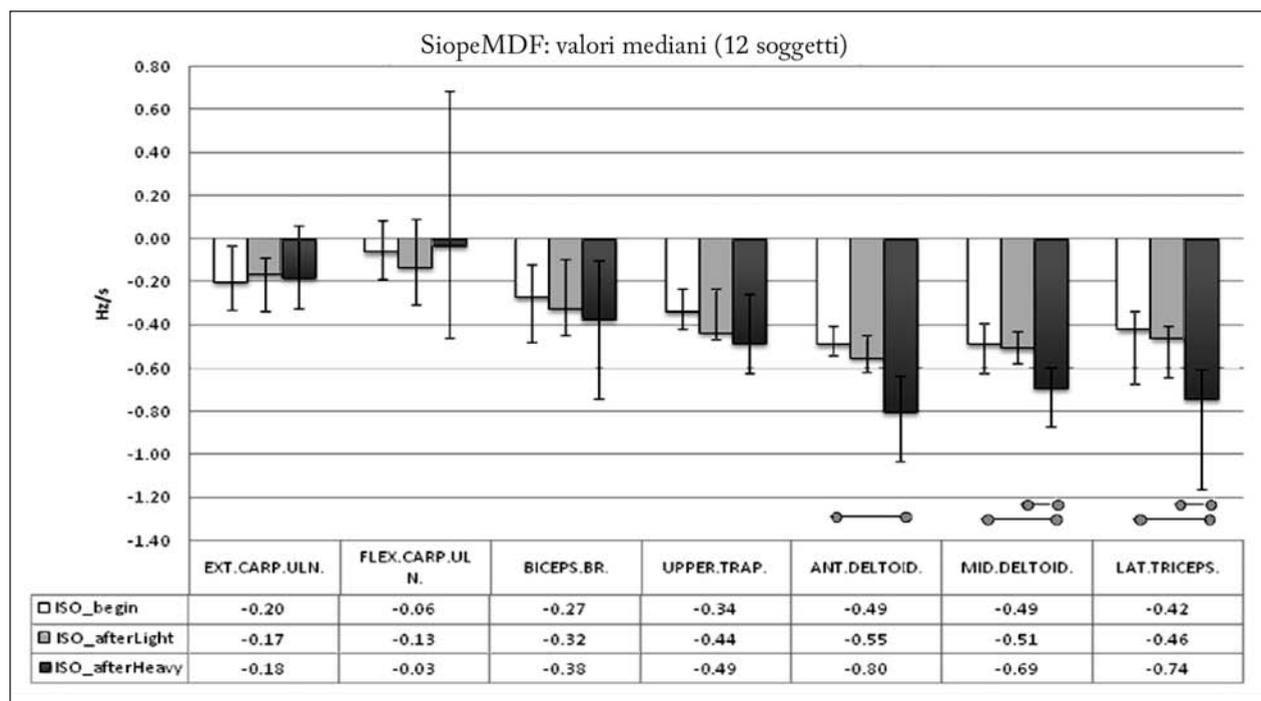


Figura 4 - Mediana dei coefficienti angolari sui 12 soggetti delle rette di regressione ottenute dall'interpolazione dei valori di mediana dello spettro calcolati per ciascun soggetto e per ciascun muscolo analizzato durante le prove *ISO_begin*, *ISO after light* e *ISO after heavy*. Le linee continue orizzontali evidenziano la significatività del test di Bonferroni

Figure 4 - Median values of the angular coefficients (12 subjects) of the regression lines obtained from the interpolated values of the spectrum's median computed for each subject and analyzed for each muscle during the trials *ISO_begin*, *ISO after light* and *ISO after heavy*. The horizontal solid lines show the significance of Bonferroni's test

In tabella 3 vengono riportati i risultati del test di sforzo soggettivo tanto ottenuto tramite somministrazione della scala di Borg quanto i principali parametri di attivazione muscolare calcolati per ciascun muscolo (%MVC) tramite l'analisi del segnale EMG registrato durante l'effettuazione del compito della potatura. Questi evidenziano i valori dei % MVC per i diversi percentili (10°-50°-90°), per i diversi modelli di forbici analizzati (manuali, elettriche, pneumatiche) e separatamente per l'uomo e per la donna.

In tabella sono evidenziati in grigio chiaro i valori appartenenti alla fascia limite e in grigio scuro i valori che superano i limiti precedentemente proposti.

I valori di attivazione (%MVC) corrispondenti al 10° percentile della APDF, rimangono generalmente, sia per l'uomo che per la donna, al di sotto del 5% della MVC, limite di livello di carico statico

consigliato, tranne nel caso dei muscoli estensori del carpo della donna.

I valori di attivazione (%MVC) corrispondenti al 50° percentile della APDF, rimangono sia per l'uomo che per la donna al di sotto del 14% della MVC, limite di livello di carico medio (o dinamico) consigliato, tranne nel caso dei muscoli estensori del carpo della donna per le forbici pneumatiche e manuali e per adduttore del pollice dell'uomo nell'utilizzo di forbici manuali ed elettriche. Da notare l'adduttore del pollice per la donna che risulta lavorare ad una percentuale molto maggiore con l'utilizzo delle forbici manuali rispetto all'utilizzo degli altri due tipi di forbici. Tale evidenza non si conferma per l'uomo in cui i valori più alti si ottengono ancora per le forbici manuali seguiti però da valori importanti per le forbici elettriche ed infine pneumatiche.

I valori di attivazione (%MVC) corrispondenti al 90° percentile della APDF rimangono sia per l'uomo

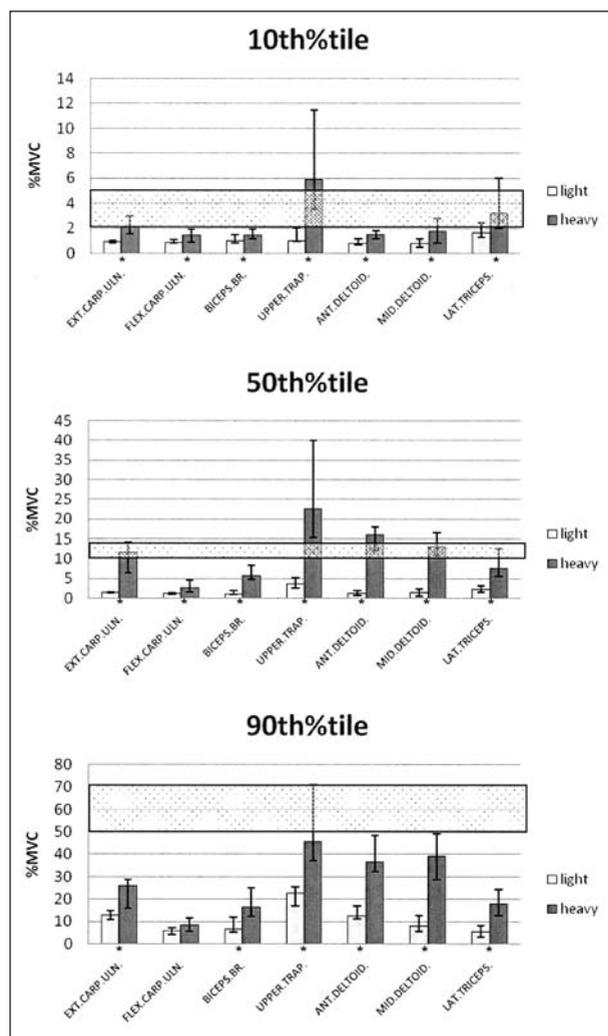


Figura 5 - Grafici della mediana dei valori del 10°, 50° e 90° percentile %MVC sui 12 soggetti; in chiaro i risultati inerenti la prova *light*, in scuro i dati inerenti la prova *heavy*. Il grafico mette in evidenza la fascia dei valori di riferimento rispettivamente raccomandati. Gli asterischi indicano differenza significativa (Wilcoxon, $p < 0.05$) tra le prove *light* e *heavy*.

Figure 5 - Graphs of the median values of 10th, 50th and 90th percentile (% MVC), calculated for 12 subjects. Light columns show results regarding the 'light' test, dark columns show results regarding the 'heavy' test. The graph shows the range of reference values recommended accordingly. Asterisks indicate significant difference (Wilcoxon, $p < 0.05$) between the 'light' and 'heavy' tests

mo che per la donna al di sotto del 70% della MVC, limite di livello di picco consigliato. Va però sottolineata la presenza di livelli di attivazione mu-

scolare maggiori del 50%MVC che, secondo i più recenti standard (es. EN 1005-3, 1005-5) indicano la presenza di rischio di un sovraccarico di "picco" non accettabile, specie laddove gli stessi occupino più del 10% del tempo di attività. In particolare sono stati riscontrati durante il taglio con forbici manuali nella donna valori di 54,4%MVC nei muscoli estensori del carpo e di 82,2%MVC per l'adduttore del pollice dell'uomo. Sia per l'uomo che per la donna si ottengono valori di picco maggiori tramite l'utilizzo delle forbici manuali per i muscoli maggiormente implicati nel movimento: estensori del carpo, flessori del carpo, adduttore del pollice.

Infine, anche se si tratta di un breve esperimento preliminare su soli 2 soggetti, sembra evidenziarsi che il giudizio complessivo (e soggettivo) sul livello di attivazione muscolare espresso tramite la scala di BORG sembra ben ricollegarsi alla presenza di valori elevati di picco presenti anche in un solo muscolo.

5. DISCUSSIONE DEI RISULTATI

In un precedente studio relativo ai legami tra fenomeni di "fatica" e coordinamento multiarticolare dal punto di vista cinematico (24), si era potuto evidenziare relativamente ad un compito manuale ripetitivo di lunga durata progettato tramite metodo MTM, come lo stesso poteva indurre il fenomeno della fatica muscolare, in base a osservazioni di tipo sia meccanico (impossibilità di portare a termine la prova per il tempo richiesto per alcuni soggetti) che cinematico (modifiche nella strategia di movimento in altri soggetti).

Ne derivava la conclusione che il metodo MTM per la progettazione delle attività manuali di lavoro non tiene conto dei prolungati tempi di lavoro ripetitivo.

Un metodo che è in grado di valutare sia la richiesta funzionale del particolare compito lavorativo che il livello di esposizione al rischio da sovraccarico biomeccanico è il metodo OCRA, oggi selezionato da standard europei ed internazionali (10, 15). Poiché tale metodo misura uno dei più importanti fattori di rischio, la forza, basandosi per lo più su di scale di valutazione soggettiva (es. Scala di

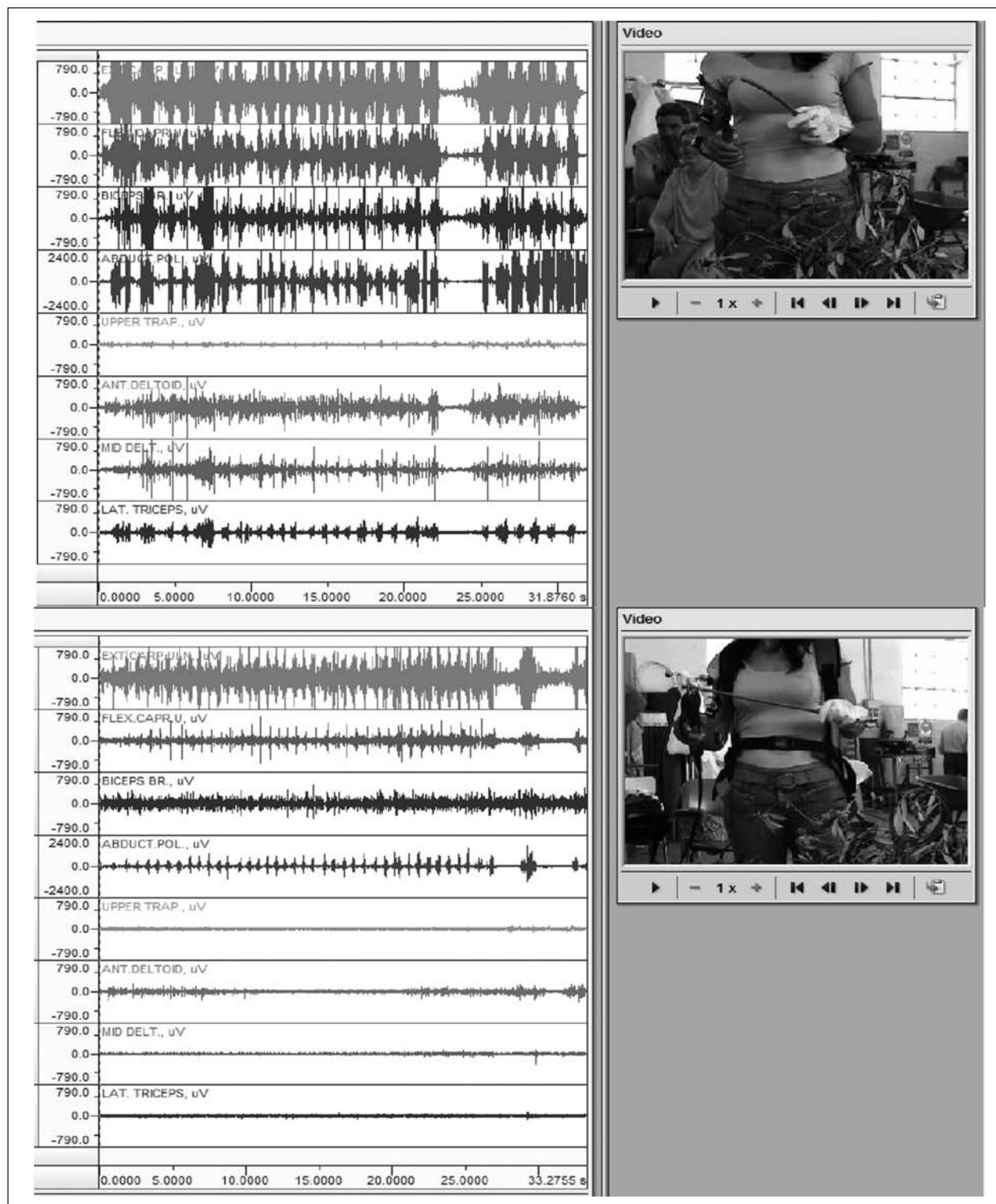


Figura 6 - Dati grezzi acquisiti nella prova di potatura (soggetto femmina) con l'utilizzo di forbici manuali (sopra) ed elettriche (sotto)

Figure 6 - Raw data acquired in the pruning tests (female subject) with the use of hand shears (up) and electric shears (down)

Tabella 3 - Livelli di impegno muscolare (%MVC), al 10°, 50° e 90° percentile calcolati per i due soggetti durante l'utilizzo dei differenti strumenti nel taglio di rami e corrispondenti risultati della scala di BORG. I risultati vengono evidenziati in relazione ai valori di riferimento suggeriti attraverso gradazioni di grigio dello sfondo: nessun colore = al di sotto del limite inferiore, grigio chiaro = all'interno della fascia limite, grigio scuro = al di sopra del limite superiore

Table 3 - Levels of muscular activation (% MVC): 10th, 50th and 90th percentile calculated for the two subjects while using different tools for cutting branches and corresponding results of the BORG scale. Results are shown in relation to the reference values suggested via grey scale background: no colour = below the lower limit, light grey = within the range limits, dark grey = above the upper limit

	Forbici Manuali			Forbici Elettriche			Forbici Pneumatiche					
	Borg	Percentili (%MVC)			Borg	Percentili (%MVC)			Borg	Percentili (%MVC)		
		10°	50°	90°		10°	50°	90°		10°	50°	90°
Donna												
Ext. carp. uln.	6/10	6,5	17,8	54,3	4/10	6,5	14,0	37,4	4,5/10	6,0	12,4	31,1
Flex. carp. uln.		1,5	7,2	17,6		1,4	2,8	7,1		1,2	3,4	9,1
Biceps. br.		1,3	3,7	11,8		2,4	3,9	6,4		1,5	3,3	5,9
Abduct. pol.		3,0	15,3	46,3		1,4	3,3	14,9		2,0	5,8	22,7
Upper. trap.		1,8	2,7	6,0		1,8	2,3	3,8		1,9	2,8	5,7
Ant. deltoide.		0,9	4,3	9,3		2,0	3,4	5,4		0,8	2,5	5,7
Mid. deltoide.		1,2	3,0	10,0		1,4	2,4	4,5		1,1	1,8	4,3
Lat. triceps.		1,9	3,5	11,7		2,1	3,0	5,6		1,8	2,6	5,8
Uomo												
Ext. carp. uln.	5/10	2,5	6,9	23,1	3/10	3,5	6,3	9,7	4/10	3,7	6,9	11,3
Flex. carp. uln.		1,3	6,0	49,2		4,2	6,9	10,5		1,8	3,8	22,4
Biceps. br.		2,3	5,1	10,1		3,6	5,3	7,8		2,2	4,4	7,4
Abduct. pol.		2,7	21,8	82,2		4,6	16,3	36,2		2,3	6,5	24,1
Upper. trap.		1,7	3,1	5,1		0,9	1,3	2,2		3,3	5,0	7,1
Ant. deltoide.		0,7	1,5	4,0		1,4	2,6	4,1		0,7	1,3	3,3
Mid. deltoide.		1,2	1,6	2,9		1,1	1,2	1,6		1,3	1,9	3,9
Lat. triceps.		2,1	3,2	11,3		2,0	2,3	2,9		2,0	2,5	3,8

Borg CR-10), si è ipotizzato di integrare le informazioni ottenibili in tale modo (comunque le uniche possibili in fase di mappatura del rischio), sviluppando un protocollo sperimentale basato sulla tecnica dell'analisi elettromiografica di superficie (con relativo programma per l'elaborazione dei dati), da utilizzarsi qualora si renda necessaria un'analisi più accurata del lavoro muscolare in prolungate attività manuali ripetitive. Il protocollo messo a punto e qui presentato è in grado di analizzare parametri elettromiografici riguardanti la funzionalità dell'arto superiore a livello di intensità di attivazione muscolare e affaticamento. In seguito ad un'attenta *review* bibliografica è stato implementato un sistema di acquisizione al fine di cercare di garantire un buon grado di ripetibilità inter e intra soggettiva ed un software dedicato che sia di facile utilizzo in ambito tecnico-aziendale.

La metodologia sviluppata è stata testata sia nella valutazione di un compito manuale ripetitivo di lunga durata eseguito in laboratorio, sia direttamente sul luogo di lavoro, dimostrando l'applicabilità nell'analisi del gesto lavorativo anche in condizioni diverse da quelle controllate possibili in laboratorio.

Dai risultati del protocollo di laboratorio è stato inoltre possibile documentare l'insorgenza di affaticamento dovuto ad una attività progettata tramite metodo MTM (12) ad elevato indice OCRA (8), (prova denominata *heavy*), già nei primi 20 minuti di lavoro, cosa che non è risultata per il lavoro riprogettato con indice OCRA "accettabile", prova denominata *light*. Questo risultato va a completare i risultati ottenuti nella precedente ricerca focalizzata sulla cinematica articolare andando a puntualizzare l'evidenza che il metodo MTM per la pro-

gettazione del posto di lavoro si basa su tempi pre-determinati che non rispecchiano realisticamente le effettive capacità dei diversi soggetti appartenenti alla popolazione "normale" lavorativa.

Inoltre, anche se l'analisi dell'affaticamento muscolare non è facilmente effettuabile in lavori di tipo dinamico (che sono la maggioranza), per tutti i problemi indotti dal tipo di segnale e dal suo andamento non stazionario (19, 20, 25), sembra possibile comunque concludere, sulla base dei risultati ottenuti, che ad un lavoro implicante presenza e distribuzione di livelli di attivazione più elevati, corrisponde un precoce stato di affaticamento. Ciò è, a maggior ragione, dimostrabile indirettamente utilizzando prove isometriche effettuate subito a seguito delle prove dinamiche e dimostrato anche in altri studi (14).

I risultati dei test soggettivi sui livelli di forza necessari allo svolgimento delle prove (Scala di Borg CR-10) sono risultati coerenti con i dati oggettivi ottenuti con l'indagine strumentale: sforzo percepito molto maggiore nel caso della prova *heavy* rispetto alla prova *light* e soprattutto sensazione di affaticamento e indolenzimento maggiore riportata per i muscoli della spalla, che effettivamente risultavano quelli maggiormente attivi e precocemente affaticati dall'analisi del segnale EMG (trapezio superiore, deltoide anteriore e medio). Tale risultato è confortante se si pensa ad un obiettivo sussidiario della ricerca che voleva testare l'attendibilità della rilevazione soggettiva della forza adottata dal metodo OCRA.

Si può inoltre sottolineare, con riferimento ai risultati dell'applicazione sul campo, come il protocollo di analisi del lavoro muscolare messo a punto sia, in modo relativamente facile, esportabile in qualunque realtà lavorativa: l'analisi elettromiografica sincronizzata al segnale video può essere un utile strumento di valutazione anche se applicato ad un solo o pochi soggetti "campione". Ciò è possibile quando lo scopo dello studio sia quello di discriminare analiticamente i diversi livelli e tempi di attivazione muscolare indotti dall'adozione di diverse procedure o dall'utilizzo di differenti strumenti di lavoro in relazione a differenti azioni richieste. Il risultato consentirà di scegliere lo scenario o lo strumento più confortevole, con il minor

rischio di insorgenza di patologie WMSDs e, verosimilmente, più efficace sotto il profilo produttivo.

Lo studio in sintesi propone una modalità di analisi innovativa che, unendo metodi osservazionali considerati come Standard a livello internazionale (es. metodo OCRA) a studio della cinematica sincronizzata all'analisi elettromiografica consenta approfondimenti effettuabili sia direttamente sul campo, che in laboratori dedicati al fine di garantire una corretta riprogettazione dei posti di lavoro secondo sia gli aspetti dimensionali che temporali più congrui. I parametri calcolati permetterebbero di ottenere una più oggettiva valutazione funzionale del lavoro e del rischio ad esso connesso fornendo informazioni sul grado di coinvolgimento di singoli gruppi muscolari durante l'effettuazione di particolari compiti prolungati nel tempo, permettendo di valutarne lo sforzo e il livello di affaticamento associato. Ciò potrebbe consentire di progettare a priori o ri-progettare un posto di lavoro produttivo e tutelativo per la maggioranza della popolazione, rendendo più oggettiva la metodologia per la stima del rischio, oppure ancora di favorire la progettazione di posti di lavoro personalizzati per persone affette da particolari patologie o disabilità dei diversi distretti muscolo scheletrici. Si sottolinea infine la sperimentabilità dell'approccio proposto, che, nei primi tempi, sarà applicato sul campo in diversi contesti lavorativi anche al fine aumentarne validità, completezza e strumentazione di supporto.

NO POTENTIAL CONFLICT OF INTEREST RELEVANT TO THIS ARTICLE WAS REPORTED

BIBLIOGRAFIA

1. ANTON D, COOK TM, ROSECRANCE JC, MERLINO LA: Method for quantitatively assessing physical risk factors during variable noncyclic work. *Scand J Work Environ Health* 2003; 9: 354-362
2. ARENDT-NIELSEN L, MILLS KR: The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fibre conduction velocity, *Electroencephalogr. Clin Neurophysiol* 1985; 60: 130-134
3. ATTEBRANT M, WINKEL J, MATHIASSEN SE, KJELLBERG A: Shoulder-arm muscle load and performance

- during control operation in forestry machines. *Appl Ergon* 1997; 28: 85-97
4. BARR AE, GOLDSHEYDER D, OZAKAYA N, NORDIN M: Testing apparatus and experimental procedure for position specific normalization of electromyographic measurements of distal upper extremity musculature. *Clin Biomech* 2001; 16: 576-585
 5. BLANGSTED AK, SJOGAARD G, MADELEINE P, et al: Voluntary low-force contraction elicits prolonged low-frequency fatigue and changes in surface electromyography and mechanomyography. *J Electromyogr Kinesiol* 2005; 15: 138-148
 6. BORG G: A category scale with ratio properties for intermodal and interindividual comparison. In Geissler HG, Petzold P (eds): *Psychophysical Judgement and the Process of Perception*. Berlin: VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften, 1982: 25-34
 7. BORG G: *Borg's Perceived Exertion and Pain Scales*. Human Kinetic Europe, 1998
 8. COLOMBINI D, OCCHIPINTI E, FANTI M: *Il metodo OCRA per l'Analisi e la prevenzione del rischio da movimenti ripetuti*. Milano: Franco Angeli editore, 2005
 9. DE LUCA CJ: Myoelectrical manifestation of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng* 1984; 11: 251-279
 10. EN 1005-5:2007 Safety of machinery - Human physical performance - Part 5: Risk assessment for repetitive handling at high frequency
 11. HÄGG GM, LUTTMANN A, JÄGER MJ: Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 301-312
 12. HELMRICH K: *Productivity Processes. "Methods and experiences of measuring and improving"*. International MTM Directorate, www.mtmitalia.it
 13. HERMENS HJ, FRERIKS B, DISSEL HORST-KLUG C, RAU G: Development of recommendations for sensor sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr kinesiol* 2000; 10: 361-374
 14. HUI L, NG GY, YEUNG SS, HUI-CHAN CW: Evaluation of physiological work demands and low back neuromuscular fatigue on nurses working in geriatric wards. *App Ergon* 2001; 32: 479-483
 15. ISO 11228-3:2007 Ergonomics - Manual handling - Part 3: Handling of low loads at high frequency
 16. JOHNSON B: Kinesiology: With special reference to electromyographic kinesiology. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 1978; 34: 417-428
 17. KENDALL FP, MCCREARY-KENDALL E, PROVANCE PG: Principi fondamentali. In Kendall FP, McCreary-Kendall E, Provance PG, eds. *I muscoli: funzioni e test*. IV Ed. Roma: Verducci editore, 1995: 1-8.
 18. LARIVIÈRE C, DELISLE A, PLAMONDON A: The effect of sampling frequency on EMG measures of occupational mechanical exposure. *J Electromyogr Kinesiol* 2005; 15: 200-209
 19. MERLETTI R, FARINA D, RAINOLDI A: Myoelectric manifestation of muscle fatigue. In Kumar S (ed): *Muscle Strength*. CRC Press, 2004: 393-419
 20. MERLETTI R, GULISASHVILI A, LO CONTE LR: Estimation of shape characteristics of surface muscle signal spectra from time domain data. *IEEE Trans Biomed Eng* 1995; 42: 769-776
 21. MERLETTI R, KNAFLITZ M, DE LUCA CJ: Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol* 1990; 69: 1810-1820
 22. MOORE JS, GARG A: The strain index: a proposed method to analyse jobs for risk of distal upper extremity disorders. *Am Ind Hyg Assoc* 1995; 56: 443-458
 23. OCCHIPINTI E, COLOMBINI D: Updating reference values and predictive models of the OCRA method in the risk assessment of work-related musculoskeletal disorders of the upper limbs. *Ergonomics* 2007; 50: 1727-1739
 24. PIGINI L, RABUFFETTI M, MAZZOLENI P, FERRARIN M: Analisi sul lungo periodo dei pattern cinematici durante l'esecuzione di compiti lavorativi ripetitivi degli arti superiori. Atti del VIII congresso SIAMOC *Analisi del movimento in clinic*. Cuneo, 24-27 Ottobre 2007
 25. RAINOLDI A, NAZZARO M, MERLETTI R, et al: Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 327-336
 26. SOBOTTA J, BECHER H: *Atlante di anatomia umana*. USES, 1969
 27. ZSCHERNACK S, FRIESDORF W, GOEBEL M: Monitor position and muscular strain during minimal-invasive surgery. Proceedings of the 16th IEA Congress of the International Ergonomics Association. Maastricht 14-14 Luglio 2006

RINGRAZIAMENTI: Si ringraziano i colleghi Roberta Carabalona, Paolo Mazzoleni, Gabriele Bovi e Antonio Iorio per aver contribuito allo svolgimento del lavoro in maniera significativa