

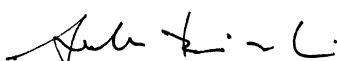
In tempi di difficoltà economiche e di arretramento della competitività, i fondi per l'Università e la ricerca hanno un valore strategico. Il rischio che si corre nella riduzione delle risorse in forza della ricerca per difficoltà economiche diventa un circolo vizioso, che porta a una maggiore dipendenza dalla tecnologia di altri Paesi. L'amministrazione regionale, insieme alle due maggiori Fondazioni bancarie, stanno facendo uno sforzo considerevole per invertire queste tendenze. Una delle strategie adottate è il co-finanziamento di domande per progetti internazionali, aumentandone così sia la probabilità di approvazione sia quella di successo.

Nel settore della ricerca sanitaria e della ingegneria biomedica, gli Assessori alla ricerca e alla sanità del Piemonte hanno recentemente promosso, con gli Atenei e le Fondazioni bancarie torinesi, una serie di iniziative volte a sviluppare l'interazione tra i più motivati ricercatori nel settore e le imprese maggiormente orientate all'innovazione tecnologica. Questo sforzo è importante per cercare di ridurre la "fuga di cervelli" verso altri

In times of economic difficulties and decrease of competitiveness support for University and Research has a strategic value. The reduction of this support creates the basis for future economic difficulties and for a growing dependence from other Countries' research, technology and patents.

The Regional Administration of Piemonte and the two main local Bank Foundations are making a substantial efforts to invert these negative trends. One of the adopted strategies is to co-fund applications for international projects therefore increasing their probability of approval and of success.

Andrea Bairati



Assessore alla Ricerca e
alla Innovazione, Amministrazione
Regionale del Piemonte

Mario Valpreda



Assessore alla Sanità, Amministrazione
Regionale del Piemonte

In the fields of health related and biomedical engineering research, the Councillors for Research and Health recently promoted, with the local Academic Institutions and Bank Foundations, a number of initiatives to support the interaction between the most motivated graduate students and small companies devoted to innovation. This effort to reduce the brain drain to other EU Countries and the United States is based on special fellowships and research grants focused both in advanced fields,

Paesi e prevede una serie di borse e finanziamenti di ricerca sia in settori avanzati -quali le applicazioni cliniche della ricerca in medicina dello spazio, la complessità e le nanotecnologie- sia in settori che possono condurre a una razionalizzazione delle spese del servizio sanitario nazionale.

Il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare del Politecnico di Torino è uno dei principali gruppi europei di ricerca nel settore. Il suo tasso di successo nell'ottenere finanziamenti internazionali (oltre il 50%), la sua produttività scientifica (oltre 20 pubblicazioni/anno su riviste indicizzate internazionali e molti capitoli di testi scientifici), la sua capacità di attrarre ricercatori internazionali (in media 5/anno) e di interagire con le PMI locali gli consentono di usare il proprio prestigio e modesti finanziamenti locali come leva per ottenere la maggior parte dei suoi finanziamenti da enti internazionali. È auspicabile che, dopo nove anni di eccellente attività scientifica applicata, il LISiN trovi una strutturazione stabile per poter svolgere in modo ancora più efficace il suo ruolo di ricerca e trasferimento al sistema produttivo.

such as clinical application of space research in the life sciences, complexity and nanotechnology, as well as in fields that may lead to a more rational and less expensive management of the national health delivery system.

The Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) of Politecnico di Torino is one of the leading European groups in this field. Its rate of success in international grant applications (over 50%), its publication record (about 20 papers/year on peer-reviewed international journals and many chapters in international textbooks), its capability to attract visiting scientists from other countries (about 5 per year) and to interact with SMEs, place it in a privileged position so that limited local funding acts as a leverage for larger national and international support. It is highly desirable that, after nine years of excellent applied research activity, LISiN will find the stable structure required to increase its impact on the transfer of research results to the productive system.

Introduzione

Introduction

Prof. Roberto Merletti

Mentre questo rapporto va in stampa la Città di Torino ospita i Giochi Olimpici invernali. In questa occasione la Scuola di Dottorato e il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) del Politecnico di Torino organizzano il Congresso Post Olimpico Internazionale "Biomedical Engineering in Exercise and Sports" (Marzo 23-25, 2006) con l'obiettivo sia di discutere lo stato dell'arte del settore con esperti di reputazione internazionale sia di disseminare le conoscenze tramite due corsi di aggiornamento di forte orientamento clinico.

Nei giorni 28-30 Giugno e 1 Luglio 2006 Torino ospiterà il XVI Congresso della Società Internazionale di Elettrofisiologia e Kinesiologia (ISEK), organizzato dal LISiN con la partecipazione prevista di oltre 400 ricercatori.

Nonostante le energie dedicate a queste due iniziative internazionali il LISiN ha ottenuto nel 2005 alcuni altri successi. La Agenzia Spaziale Europea (ESA) ha selezionato alcuni dei progetti da essa finanziati nei settori delle Scienze Fisiche e delle Scienze della Vita i cui risultati sono stati pubblicati nel volume "Microgravity application program: successful teaming of science and industry". Il Progetto "Microgravity Effects on Skeletal Muscles" (MESM), coordinato dal LISiN, è stato incluso nel secondo gruppo con altri 13 progetti. Il contributo invitato "Advances in non-invasive electromyography" di R. Merletti e D. Farina è stato pubblicato nel libro "Recent research developments in biomedical engineering" insieme con tre altri contributi relativi a settori in rapida crescita. Il contributo "Analytical generation model of surface electromyogram for multi-layer volume conductor" di L. Mesin è stato pubblicato nel libro "Modeling in Medicine and Biology" (Ursino

At the time of printing of this report the city of Torino is hosting the Winter Olympic Games. In this occasion the Graduate School and the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) of Politecnico di Torino are organizing the Post-Olympic International Congress "Biomedical Engineering in Exercise and Sports" (March 23-25) with the objective of discussing the state of the art in this field with renown world experts and disseminating knowledge through two specific clinically oriented satellite courses.

On June 28-30 and July 1 2006 Torino will host the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK), organised by LISiN, with the expected participation of over 400 researchers.

Despite the energy devoted to these two major endeavours a number of successes were achieved by LISiN researchers in 2005. The European Space Agency selected a number of projects in the Physical Sciences and in the Life Sciences whose summaries have been published in the book "Microgravity application program: successful teaming of science and industry". The project "Microgravity Effects on Skeletal Muscles" (MESM), coordinated by LISiN, was selected in the second group with 13 other contributions.

The invited contribution "Advances in non-invasive electromyography" by R. Merletti and D. Farina was published in the book "Recent research developments in biomedical engineering" with three other chapters on rapidly growing fields. The contribution "Analytical generation model of surface electromyogram for multi-layer volume conductor" by L. Mesin was published in the book "Modeling in Medicine and Biology" (Ursino et al. editors, WIT press,

et al. editors, WIT press, 2005). Dieci lavori sono stati pubblicati da ricercatori del LISiN su riviste internazionali di prestigio.

Il progetto triennale "Cybernetic Manufacturing Systems" (CyberManS) è stato approvato dalla commissione della Comunità Europea. Il progetto è coordinato dal Centro Ricerche FIAT e vede il LISiN tra i suoi partner principali. Il progetto triennale "Technologies for Anal Sphincter analysis and Incontinence" (TASI), coordinato dal LISiN, è stato approvato e co-finanziato dalla Compagnia San Paolo di Torino e dalla Fresenius Foundation (Germania) con contributi integrativi della Regione Piemonte che ha approvato due progetti satelliti. Il progetto "Microgravity Effects on Skeletal Muscles" (MESM), finanziato da ESA e dalla Compagnia di San Paolo di Torino, è stato prorogato di tre anni (2005-2007). Alcune collaborazioni scientifiche nazionali e internazionali sono state intensificate, in particolare con le Università di Aalborg (DK), Barcellona (E), Tuebingen (D), Maribor (SI), Jyväskylä (FI) e con la Scuola di Scienze Motorie della Università di Torino in collaborazione con la quale si tiene l'insegnamento di Metodologia della Ricerca.

Il trasferimento della gestione delle attività di ricerca dal Governo Nazionale alle Amministrazioni Regionali italiane ha positivamente influenzato la ricerca locale nonostante la situazione nazionale sia ancora condizionata da una politica che non motiva i giovani ricercatori e non riduce la fuga dei cervelli che così gravemente ha colpito il LISiN negli ultimi due anni. Gli Assessori Regionali per la Ricerca (A. Bairati) e per la Sanità (M. Valpreda) e per la hanno promosso iniziative per correggere la situazione, ma esse richiederanno alcuni anni per avere qualche efficacia. La loro Prefazione a questo Rapporto evidenzia il loro sforzo di formare e sostenere giovani ricercatori e pro-

2005). Ten papers were published in international peer reviewed journals with LISiN's authorship.

The three year project "Cybernetic Manufacturing Systems" (CyberManS) has been approved by the European Commission. This project is coordinated by the FIAT Research Center and LISiN is a partner. The three year project "Technologies for Anal Sphincter analysis and Incontinence" (TASI) coordinated by LISiN, has been approved and co-funded by Compagnia di San Paolo in Italy and Fresenius Foundation in Germany, with contributions from the Regional Administration of Piemonte who is supporting two related projects. The project "Microgravity Effects on Skeletal Muscles" (MESM), supported by ESA and by Compagnia di San Paolo, was extended by three additional years (2005-2007). National and International collaborations became stronger in 2005, in particular with the Universities of Aalborg (DK), Barcelona (E), Tuebingen (D), Maribor (SI), Jyväskylä (FI), and with the School for Movement Sciences of the University of Torino which offers a course in Methodology of Research.

The transfer of research management from the National Government to the Regional Administrations of Italy has positively influenced local research activities despite the overall Italian academic situation being still affected by a general policy that is neither motivating young investigators nor reducing the brain drain that so heavily hit LISiN in the past couple of years. The Regional Councillors for Research and Innovation (A. Bairati) and for Health (M. Valpreda) have activated initiatives to correct this situation but the administrative and cultural transients will require a few years to complete. Their preface to this Annual Report reflects their efforts to support young investigators and promote integration of

muovere l'integrazione della ricerca tra Istituzioni Accademiche e Piccole e Medie Imprese.

I ricercatori del LISiN esprimono la loro gratitudine agli Enti Finanziatori e in particolare alle Fondazioni Bancarie Compagnia di San Paolo e Fondazione Cassa di Risparmio di Torino.

research between Academic Institutions and Small and Medium Enterprises.

LISiN's researchers express their gratitude to the funding agencies and in particular to the local Bank Foundations Compagnia di San Paolo and Fondazione Cassa di Risparmio di Torino.

**PROGETTI DI RICERCA
IN INGEGNERIA
DEL SISTEMA
NEUROMUSCOLARE**

**RESEARCH PROJECTS
ON NEUROMUSCULAR
SYSTEM
ENGINEERING**

**Metodo analitico per la simulazione
di segnale EMG di superficie da
volume conduttore multistrato**

**Analytical generation model of
surface electromyogram for multi
layer volume conductors**

L. Mesin

Questo studio propone un metodo generale per l'analisi di volumi conduttori multistrato (ovvero, per risolvere un problema di Poisson in domini costituiti da sottodomini stratificati multipli, con differenti conducibilità). Il metodo fornisce la soluzione per un problema con strati piani, data la soluzione per il problema omogeneo di Dirichlet e di Neumann per un volume con un singolo strato. Il metodo è stato applicato per aggiungere uno strato sottocutaneo su uno strato di muscolo bi-pennato (ovvero un muscolo con due gruppi di fibre con due direzioni) che è stato studiato in letteratura (considerando solo lo strato di muscolo). Lo studio fornisce l'implementazione di un modello completo di simulazione di segnale EMG (compresi gli effetti di generazione ed estinzione della sorgente) e mostra risultati rappresentativi dell'applicazione del modello.

Dato che l'equazione di Poisson è un modello di vari fenomeni fisici e biologici, il metodo può trovare applicazioni anche in altri campi di interesse delle scienze applicate.

This study addresses a general analytical method to analyse multi layer volume conductors (i.e., to solve a Poisson problem on domains constituted by multiple layered sub-domains, with different conductivities). The method provides the solution to a multi plane layer problem, once the solutions of the homogeneous Dirichlet and Neumann problems in a one layer volume conductor are available. The method is applied to add a subcutaneous layer over a bi-pinnate muscle layer (i.e., a muscle which has two groups of fibres with two orientations) which was analytically studied in the literature (considering only the muscle layer). The study provides the implementation of a complete surface EMG generation model (including finite length fibres), and shows representative results of the application of the model proposed.

Since Poisson equation models different physical and biological situations, the method can find applications in other fields of interest for the applied sciences.

Simulazione del segnale EMG di superficie per un volume conduttore multistrato e muscolo triangolare

Simulation of surface EMG signals for a multi-layer volume conductor with triangular model of the muscle tissue

L. Mesin

La simulazione di segnale EMG di superficie ha importanti applicazioni nel test di algoritmi per la stima di parametri e nell'interpretazione dei dati sperimentali. Questo studio riguarda la simulazione di segnali EMG di superficie da un modello di muscolo triangolare, cioè con fibre dirette a forma di ventaglio. Esempi di muscoli triangolari nel corpo umano sono il deltoide, il pettorale, il trapezio. Un modello di muscolo triangolare viene proposto: si tratta di un settore di un volume conduttore cilindrico (con le fibre muscolari dirette lungo la coordinata radiale). Effetti di bordo sono stati trascurati. La soluzione del problema non spazio invariante per un muscolo triangolare è stata ottenuta nel dominio di Fourier. Una soluzione analitica approssimata per un volume conduttore a due strati è stata ottenuta ponendo uno strato omogeneo (modello del grasso) sopra al muscolo triangolare. Un modello completo di simulazione di segnale EMG di superficie (che include gli effetti di generazione ed estinzione della sorgente) è stato realizzato e sono stati simulati i potenziali di singola fibra. Il modello non è spazio invariante, dato che il volume conduttore varia lungo la direzione di propagazione del potenziale d'azione. Quindi i potenziali prelevati sulla pelle cambiano forma durante la propagazione. Questo determina dei problemi nella stima e interpretazione di parametri. L'influenza della disomogeneità del volume conduttore nella stima della velocità di conduzione (CV) è stata valutata. Differenti profondità della fibra, posizionamento degli elettrodi e piccoli disallineamenti del sistema di prelievo rispetto alle fibre sono stati simulati. La stima di CV risulta errata quando a) la

Surface EMG signal simulation has important applications in testing algorithms for parameter estimation and in interpreting experimental EMG data. This study analytically describes surface EMG signals generated by a model of a triangular muscle, i.e., a muscle with fibres arranged in a fan shape. Examples of triangular muscles in the human body are the deltoid, the pectoralis major, the trapezius. A model of triangular muscle is proposed. It is a sector of a cylindrical volume conductor (with the fibres directed along the radial coordinate). Edge effects have been neglected. A solution of the non-space invariant problem for a triangular muscle is provided in the Fourier domain. An approximate analytical solution for a two plane layer volume conductor model is obtained by introducing a homogeneous layer (modelling the fat) over the triangular muscle. A complete surface EMG generation model (including the finite length of the fibres), has been implemented simulating single fibre action potentials. The model is not space invariant due to the changes of the volume conductor along the direction of propagation of the action potentials. Thus the detected potentials at the skin surface change shape as they propagate. This determines problems in the extraction and interpretation of parameters. The influence of the in-homogeneity of the volume conductor in conduction velocity (CV) estimation is addressed. Different fibre depths, electrode placements and small misalignments of the detection system with respect to the fibre have been simulated. The CV estimation is biased when the depth of the fibre increases, when the detection system is not aligned with the fibre and close to either the

profondità delle fibre aumenta, b) il sistema di prelievo non è allineato con la fibra e c) vicino alla zona di innervazione o ai tendini. Le stime di CV con errore minore del 10% sono ottenute solo nel caso di fibre superficiali (profondità minore di 4 mm), allineate con il sistema di prelievo (meno di 5° di disallineamento), lontano dalla zona di innervazione e dai tendini. Valori con errore maggiore del 50% sono ottenuti nei peggiori casi simulati (elettrodi vicini alla zona di innervazione o ai tendini, disallineamento di 10°, 6 mm di profondità delle fibre nel muscolo). Si è concluso che, in un muscolo triangolare, le stime di CV e di altre variabili del segnale EMG di superficie sono affette dal volume conduttore e dalla distribuzione spaziale delle fibre e particolare cura è necessaria nel posizionare gli elettrodi su tali muscoli.

innervation point and or the tendons. CV estimates with bias less than 10% were obtained only in the case of superficial fibres (less than 4 mm depth), aligned with the detection system (less than 5° misalignment), far from the end-plate and tendons. Values with more than 50% bias were obtained in the worst simulated conditions (channels close to the innervation region or tendons, misalignment 10°, 6 mm depth of the fibre within the muscle). It is concluded that, in a triangular muscle, estimates of CV and other variables of surface EMG are largely affected by the volume conductor and by the fibre arrangement. Specific care must be placed in proper electrode positioning.

Effetto di un osso superficiale sul potenziale di superficie generato da una sorgente impulsiva

Effect of a superficial bone on the surface potential generated by an impulse source

C. Della Beffa, L. Mesin

Dato un volume conduttore spazialmente omogeneo, le risposte all'impulso generate da sorgenti elettriche impulsive disposte in punti diversi lungo una fibra muscolare sono versioni traslate di una stessa funzione. Questa caratteristica permette di simulare un segnale EMG per mezzo della convoluzione della corrente di transmembrana con la risposta all'impulso. Dunque, per volumi conduttori spazialmente omogenei, la risposta all'impulso include tutte le informazioni necessarie alla simulazione di segnali EMG di superficie. Il volume conduttore considerato in questo lavoro è costituito da uno strato piano di grasso sopra un mezzo suddiviso in sottodomini: un parallelepipedo di osso a sezione quadrata, delimitato da una regione di muscolo. L'osso è superficiale (come lo è la tibia) ed è disposto parallelo alle fibre muscolari. La simulazione della risposta all'impulso è stata effettuata generalizzando un metodo precedentemente proposto nel contributo "Analytical generation model of surface electromyogram for multi layer volume conductors". È stato possibile valutare l'accuratezza della soluzione confrontando quest'ultima con le simulazioni ottenute con un metodo agli elementi finiti. Sono state effettuate alcune simulazioni per valutare l'effetto del cambiamento di conducibilità dell'osso e di posizione della sorgente impulsiva. I risultati ottenuti hanno posto in evidenza che l'ampiezza della risposta all'impulso aumenta con la diminuzione di conducibilità dell'osso. Questo indica che la presenza dell'osso (che assume valori di conducibilità inferiori alla conducibilità trasversale del muscolo) amplifica il crosstalk; questo significa che le unità motorie di un muscolo a lato dell'osso (come per esempio il

For a space invariant volume conductor, the impulse responses related to point-like sources propagating along a muscle fibre are translated versions of the same function. This property allows to simulate an EMG signal by the convolution of the transmembrane current with the impulse response. This means that, for space invariant volume conductors, the impulse response contains all the fundamental information needed for surface EMG simulation. The volume conductor considered in this work is constituted by a plane fat layer and two domains, modelling muscle and bone. The bone is a parallelepiped with square section interfacing the muscle on three sides and the fat on the top. The bone is placed along the muscle fibres. As the volume conductor does not change moving along a fibre, it is space invariant. The simulated bone is superficial, as, for example, is the tibia bone. The simulation of the impulse response was addressed. An approximate method (based on the approach described in the contribution "Analytical generation model of surface electromyogram for multi layer volume conductors") was applied. The accuracy of the solution was assessed by comparison with the results obtained by simulations based on the finite element method. Some simulations were designed to test the effect of changing the conductivity of the bone subdomain and the position of the impulse source. The simulations indicated that the impulse response increases in amplitude by decreasing the conductivity of the subdomain. It is suggested that the bone (which has values of conductivity which are lower than the muscle transversal conductivity) can enhance crosstalk, in the sense that distant motor units from muscles at the other

soleo o il gastrocnemio a lato della tibia) possono contribuire al segnale EMG di superficie rilevato su un muscolo che si trova dall'altro lato dell'osso (ad esempio il muscolo tibiale anteriore). L'ampiezza della risposta all'impulso aumenta anche traslando la sorgente, in modo che sia più vicina all'osso e sempre alla stessa profondità nel muscolo.

In conclusione, le simulazioni effettuate indicano che il segnale EMG rilevato in superficie è distorto se un osso superficiale è posto vicino al muscolo considerato.

side of a bone (for example, soleus or gastrocnemius muscle, and tibia bone) can contribute to the surface EMG signal detected over the muscle under consideration (for example, tibialis anterior muscle). The amplitude of the impulse response increased also considering impulses at the same depth within the muscle but located closer to the bone. This indicates a distortion of the detected surface EMG signal when a superficial bone is located close to the investigated muscle.

Influenza dei cambiamenti geometrici del muscolo sul segnale EMG di superficie prelevato durante contrazioni dinamiche

L. Damiano, D. Farina, L. Mesin

Questo lavoro consiste in uno studio in simulazione basato su un modello di generazione di segnali EMG di superficie da un muscolo fusiforme. Sono state simulate diverse percentuali di accorciamento del muscolo adattando il tensore di conducibilità e mantenendo il volume del muscolo costante. Il modello di generazione è stato precedentemente sviluppato al LISiN (Annual Report 2004). Poiché lo strato di muscolo non è omogeneo ed ha una geometria fusiforme, il volume conduttore non è spazio invarianti. I segnali EMG interferenti sono stati ottenuti simulando contrazioni volontarie usando librerie di potenziali d'azione di singola fibra ottenuti dal modello di muscolo fusiforme. Considerando una sequenza di diverse percentuali di accorciamento, è stato ottenuto un modello di generazione durante una contrazione dinamica. Sono state stimate sui segnali simulati sia la velocità di conduzione (CV) che la frequenza media istantanea (iMNF). È stata studiata la sensibilità della stima di CV e iMNF sia alla posizione dell'elettrodo (sulla superficie muscolare, lungo le fibre) che alla geometria (percentuale di accorciamento). Inoltre sono state simulate contrazioni volontarie con diversi livelli di forza ed è stata studiata la capacità di CV e iMNF di dare informazioni sul reclutamento di unità motorie. È stato verificato in simulazione che iMNF è meno sensibile all'accorciamento muscolare rispetto a CV, la quale fornisce stime attendibili solo lontano dalla zona di innervazione e dai tendini. Poiché la posizione della zona di innervazione e dei tendini cambia nel tempo durante una contrazione dinamica, anche la coppia di canali che fornisce stime affidabili

Influence of muscle geometrical changes on the surface EMG signal detected during dynamic contractions

This work consists in a simulation study based on a model of generation of surface EMG signals from a fusiform muscle. Different degrees of shortening of the muscle were simulated by changing the paths of the curvilinear fibres and adapting the conductivity tensor maintaining the muscle volume constant. The generation model was previously developed at LISiN (Annual Report 2004). As the muscle layer is not homogeneous and has a fusiform geometry, the volume conductor is not space invariant. Interference EMG signals were obtained by simulating voluntary contractions using libraries of single fibre action potentials obtained by the model of fusiform muscle. By considering a sequence of different degrees of shortening, a model of generation during a dynamic contraction was obtained. Both conduction velocity (CV) and instantaneous mean frequency (iMNF) were estimated from the simulated signals. The sensitivity of the estimates of CV and iMNF to both the electrode position (at the muscle surface, along the fibres) and the geometry (degree of shortening) was assessed. Furthermore, voluntary contractions with different force levels were simulated and the ability of CV and iMNF to provide information on motor unit recruitment was assessed. It was verified in simulation that iMNF is less sensitive to muscle shortenings than CV, which gives reliable estimates only far from the innervation zone and the tendons. As the position of the innervation zone and of the tendons change in time during a dynamic contraction, also the channel pairs giving reliable CV estimates change. This suggests that an array of detection channels and a proper choice of

di CV cambia. Questo suggerisce che dovrebbe essere usata una schiera di canali di prelievo con una corretta scelta della coppia di canali (in funzione dell'acorciamiento muscolare) per ridurre la polarizzazione della stima di CV in contrazioni dinamiche. Inoltre, la CV stimata dai canali corretti può fornire indicazioni più affidabili rispetto alla iMNF sul reclutamento di MU.

the channel pair (as a function of the muscle shortening) should be used to reduce CV estimation bias in dynamic contractions. Furthermore, the CV estimated from the proper channels can give more reliable indication on the MUs recruitment than iMNF.

Stima della velocità di conduzione delle fibre muscolari da muscoli pennati e bipennati: uno studio in simulazione

Estimation of muscle fiber conduction velocity from pinnated and bipinnated muscles: a simulation study

L. Damiano, D. Farina, L. Mesin

Questo lavoro consiste in uno studio in simulazione basato su modelli di generazione di segnali EMG di superficie da un muscolo pennato e bipennato. Entrambi i modelli di generazione sono stati precedentemente sviluppati al LISiN. I muscoli pennati e bipennati hanno fibre che formano un angolo diverso da zero rispetto alla linea d'azione del muscolo. Il muscolo pennato è stato simulato usando un modello a due strati piani (strato di grasso e di muscolo) con strato di muscolo omogeneo e anisotropo. Il volume conduttore è spazio invarianti, ciò significa che i potenziali prelevati sulla superficie cutanea non cambiano forma durante la propagazione. La pennazione è stata simulata posizionando la zona di innervazione e i tendini con un'inclinazione rispetto alla direzione ortogonale alle fibre (dove sarebbero state posizionate per un modello di muscolo parallelo, nel quale le fibre sono disposte lungo la linea d'azione). Simili considerazioni sono state fatte per il muscolo bipennato che differisce dal pennato per la presenza di due fasci di fibre, uno per ogni lato della linea di pennazione (dove è posizionato un tendine). A causa di ciò, lo strato muscolare non è omogeneo e il volume conduttore non è spazio invariante. I segnali EMG interferenti sono stati ottenuti simulando contrazioni volontarie usando librerie di potenziali d'azione di singola fibra ottenuti dai due modelli.

Le stime di velocità di conduzione ottenute dai segnali simulati erano fortemente polarizzate, sia nel caso di prelievo singolo e doppio differenziale che Laplaciano. La polarizzazione aumenta quando viene considerato un modello a due strati, e quando gli elettrodi sono po-

This work consists in a simulation study based on models of generation of surface EMG signals from a pinnate and a bi-pinnate muscle. Both generation models were previously developed at LISiN. Pinnate and bi-pinnate muscles have fibres which lie at an angle with respect to the line of action of the muscle. The pinnate muscle was simulated by using a two-plane layer (fat and muscle layer) model with homogeneous and anisotropic muscle layer. The volume conductor is space invariant, thus the detected potentials at the skin surface do not change shape as they propagate. The pennation was simulated by locating the innervation zone and the tendons at an angle with respect to the direction orthogonal to the fibres (where they would be placed in a model of a parallel muscle, where the fibres lie along the line of action). Similar considerations hold for the bi-pinnate muscle except that two bundles of fibres are present, one for each side of the pennation line (where one tendon is placed). Thus, the muscle layer is inhomogeneous and the volume conductor is not space invariant. Interference EMG signals were obtained by simulating voluntary contractions using libraries of single fibre action potentials obtained by the two models.

Conduction velocity (CV) estimates from the simulated signals obtained with single or double differential, or Laplacian detection systems, were highly biased. The bias increases when a two layer model is considered, and the electrodes are close to the pennation line. Both models (pinnate and bi-pinnate muscles) had similar behaviour, indicating that the inhomogeneity and the intrinsic crosstalk due to the second bundle in a bi-pinnate muscle

sizionati vicino alla linea di pennazione. Entrambi i modelli (muscolo pennato e bipennato) hanno presentato comportamenti simili, indicando che la disomogeneità e il crosstalk intrinseco dovuto al secondo fascio nel muscolo bipennato hanno influenzato debolmente la polarizzazione. Appare che il principale contributo alla polarizzazione è dato dall'attività di fibre con una distanza trasversale rispetto ai canali di prelievo. Questi risultati sono importanti per l'identificazione di errori nella stima di CV e per il posizionamento ottimale degli elettrodi di prelievo.

provided a small contribution to the bias. It is suggested that the main contribution to CV bias is given by the activity of fibres at a finite transversal distance with respect to the detection channels. These results are important for the identification of CV estimation errors and of the optimal electrode location.

Separazione delle componenti propagante e non propagante nel segnale EMG di superficie

A.K.R. Kandoor, R. Merletti, L. Mesin

Il segnale elettromiografico (EMG) di superficie, prelevato da schiere di elettrodi lungo la direzione delle fibre muscolari può essere descritto con buona approssimazione come la somma di una componente che propaga (lungo la schiera) e una che non propaga. Una tecnica per separare le due componenti è stata sviluppata in questo progetto. Essa consiste in due passi: il primo si basa su un filtro adattativo che fornisce la stima del ritardo fra segnali prelevati da diversi canali e una prima stima delle componenti propagante e non; il secondo passo si basa su un metodo di regolarizzazione e permette una stima ottimizzata delle due componenti. Al momento, il metodo è applicabile a segnali con una sola componente propagante ed una non propagante. L'algoritmo è stato ottimizzato sulla base di segnali simulati e poi applicato a segnali di singola unità motoria (MUAP) e ad onde M.

Il contributo principale alle componenti non propaganti in un MUAP è determinato dalla generazione e dalla estinzione della corrente di transmembrana. L'identificazione automatica di tali componenti non propaganti è utile sia per stimare caratteristiche anatomiche (posizione di zona di innervazione e tendini) sia per diminuire l'errore di stima della velocità di conduzione (CV), dato che tale stima è influenzata dalle componenti che non trasano. Nel caso delle onde M, la principale componente non propagante è costituita dall'artefatto da stimolo, oltre alle componenti descritte in precedenza.

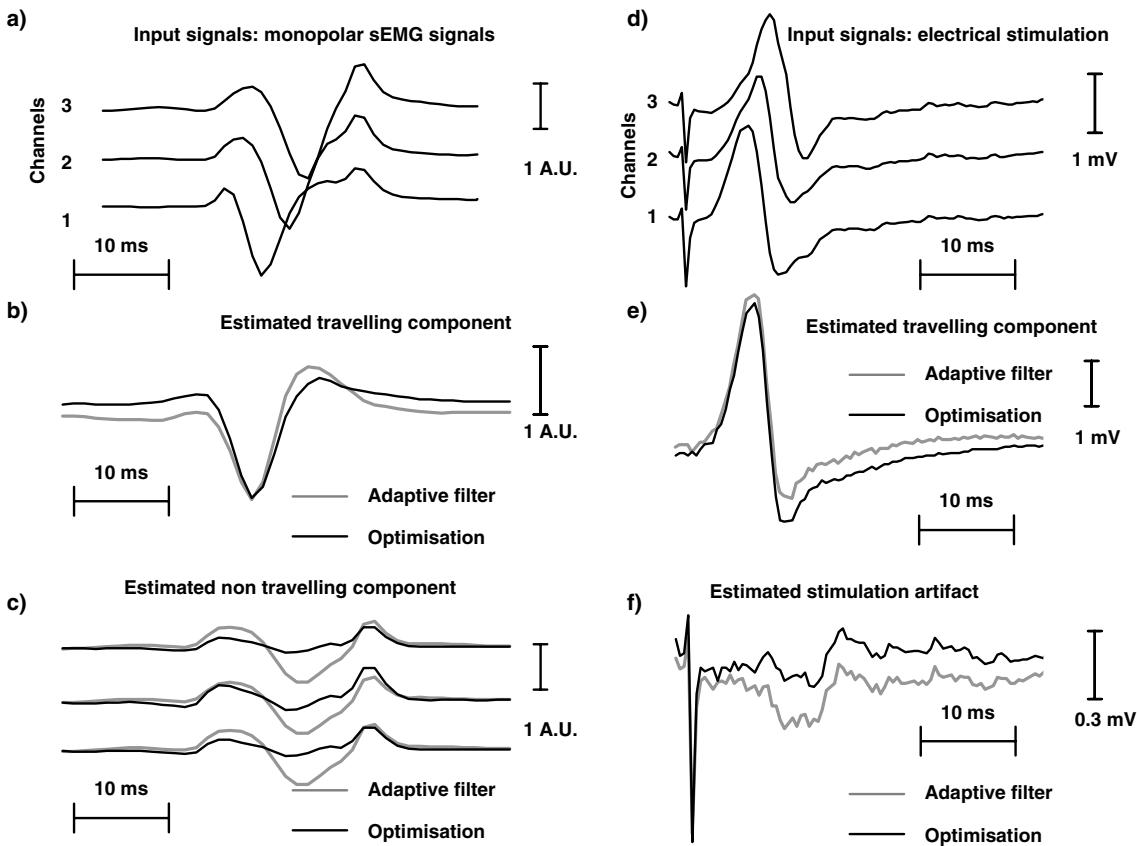
Il nuovo metodo è stato applicato a segnali EMG simulati e sperimentali. I segnali simulati sono stati ottenuti con un modello di generazione con descrizione cilindrica e stratificata del volume conduttore. I segnali sperimentali sono

Separation of propagating and non propagating components in surface electromyogram

Surface electromyogram (EMG) detected by electrode arrays along the fibre direction can be approximated by the sum of a propagating (along the array) and non propagating components. A technique to separate propagating and non propagating components in surface EMG signals is developed. It is based on two steps: the first is based on an adaptive filter which provides an estimation of the delay between signals detected at different channels and a first estimate of the travelling and non travelling components; the second step is based on a regularisation method and is used to optimise the estimation of the two components. At the moment, the method is applicable to signals with one propagating and one non-propagating component. It was optimised on simulated signals and then applied to single motor unit action potentials (MUAP) and to M-waves.

The main contribution to non propagating components in a MUAP is given by the generation and extinction of the transmembrane current travelling along the fibres. The automatic identification of such non propagating components is useful for both estimating anatomical features (position of the innervation zone and tendons) and to decrease bias in conduction velocity (CV) estimation (as CV is biased by non propagating components). In the case of M-waves, the main non propagating component is given by the stimulation artifact, in addition to those mentioned above.

The new method was applied to simulated and experimental EMG signals. Simulated signals were generated by a cylindrical, layered volume conductor model. Experimental signals are monopolar surface EMG signals collected from the abductor pollicis brevis muscle and M-



Applicazione del metodo di separazione a tre segnali EMG di superficie monopolari, a), b), c), dall'abduttore breve del pollice (schiera lineare di 3 elettrodi, posizionata lungo le fibre muscolari, con distanza interelettrodica di 5 mm). Sono stati decomposti segnali relativi a contrazioni di 60 s ad un livello di forza minore del 4% della massima contrazione volontaria. Viene considerato un potenziale di unità motoria mediato (ottenuto con la tecnica dello spike-triggered averaging). I segnali monopolari sono stati poi normalizzati rispetto al picco negativo, per compensare eventuali grandi variazioni in ampiezza delle componenti propaganti tra diversi canali. Sono riportate le componenti propagante, b), e non propagante, c), stimate dal filtro adattativo e dal metodo ottimizzato. Esempio di un segnale EMG di superficie registrato durante la stimolazione elettrica transcutanea del bicipite brachiale, d), e), f). Sono riportate la componente propagante (onda M), e), e non propagante (artefatto), f), stimate dal filtro adattativo e dal metodo ottimizzato.

Processing of some experimental data. Example of application to three channels of monopolar surface EMG signals, a), b), c), collected from the abductor pollicis brevis muscle (linear array of 3 electrodes, placed along the direction of the muscle fibres, with inter-electrode distance 5 mm). Contractions 60 s long at force lower than 4% of the maximal voluntary contraction force were decomposed. One spike-triggered averaged single motor unit action potential is considered. The monopolar signals were normalised with respect to the negative peak value in order to compensate for possible large variations in the amplitude of the propagating component across the channels. The travelling, b), and non travelling, c), components estimated by adaptive filter and optimised method are shown. Example of a surface EMG signal recorded during transcutaneous electrical stimulation of the biceps brachii muscle, d), e), f). The travelling (M-wave), e), and non travelling (artifact), f), components estimated by adaptive filter and optimised method are shown.

segnali EMG di superficie monopolari dall'abduzione breve del pollice e onde M ottenute durante la stimolazione elettrica transcutanea del bicipite brachiale (vedere la Figura). La tecnica può trovare varie applicazioni: a) nello studio di singole unità motorie, per diminuire la variabilità e l'errore di stima di CV dovuta alla presenza di componenti non propaganti, b) per identificare automaticamente la posizione di zona di innervazione e tendini, c) per rimuovere l'artefatto da stimolo in segnali EMG da muscoli stimolati elettricamente.

waves recorded during transcutaneous electrical stimulation of a biceps muscle (see the Figure). The technique may find different applications: a) in single motor unit studies, for decreasing the variability and bias of CV estimates due to the presence of the non-propagating components, b) for detecting automatically the position of the innervation zone and of a tendon, c) to remove stimulation artifact from electrically elicited EMG.

Distribuzione spaziale di accelerazione della pelle in risposta alla attività di singola unità motoria

C. Cescon, D. Farina, T. Graven-Nielsen, P. Madeleine

Lo scopo dello studio era l'analisi di segnali meccanomiografici (MMG) di singola unità motoria (UM) prelevati sulla superficie del muscolo tibiale anteriore di 11 soggetti maschi sani. I segnali MMG sono stati prelevati con una schiera bidimensionale di 15 accelerometri monoassiali disposti su una griglia 3 x 5 con distanza dell'inter-accelerometro (IAD) di 20 mm. La posizione della zona di innervazione si trovava in corrispondenza dell'accelerometro nella seconda fila e nella seconda colonna (Figura a). La colonna 3 era posizionata 10 mm lateralmente rispetto alla cresta tibiale. Gli accelerometri erano collegati ad un amplificatore MMG multicanale (ASM16) prodotto da OTBioelettronica (Rivarolo C.se, Torino, Italia). Il segnale elettromiografico (EMG) intramuscolare è stato rilevato con i fili sottili ed è stato decomposto per estrarre i potenziali d'azione delle UM identificate. Gli istanti di sparo di ogni UM identificata sono stati utilizzati per calcolare la risposta MMG media rilevata da ciascuno dei 15 accelerometri (tecnica di spike triggered averaging). Ai soggetti è stato chiesto di effettuare una contrazione a livello molto basso per mantenere la frequenza di sparo di una UM intorno a 8-10 Hz per due minuti con il segnale EMG intramuscolare come feedback visivo. L'esercizio è stato ripetuto per tre volte aumentando il livello di contrazione per reclutare UM progressivamente più grandi. In questo modo è stata ricostruita una mappa di vibrazione della superficie del muscolo per ogni UM attiva. I segnali MMG sono stati mediati in una finestra di 80ms usando i potenziali d'azione rilevati da ogni UM come trigger. Le 23 unità motorie identificate negli

Spatial distribution of skin acceleration in response to single motor unit activity

The aim of the study was the analysis of single motor unit (MU) mechanomyographic (MMG) signals detected at the surface of the tibialis anterior muscle on 11 healthy male subjects.

The MMG signals were detected with a two-dimensional array of 15 uniaxial accelerometers arranged on a 3 by 5 grid with inter-accelerometer distance (IAD) 20 mm. The location of the innervation zone corresponded to the accelerometer in the second row and second column (see Figure a). Column 3 was 10 mm lateral with respect to the tibia edge.

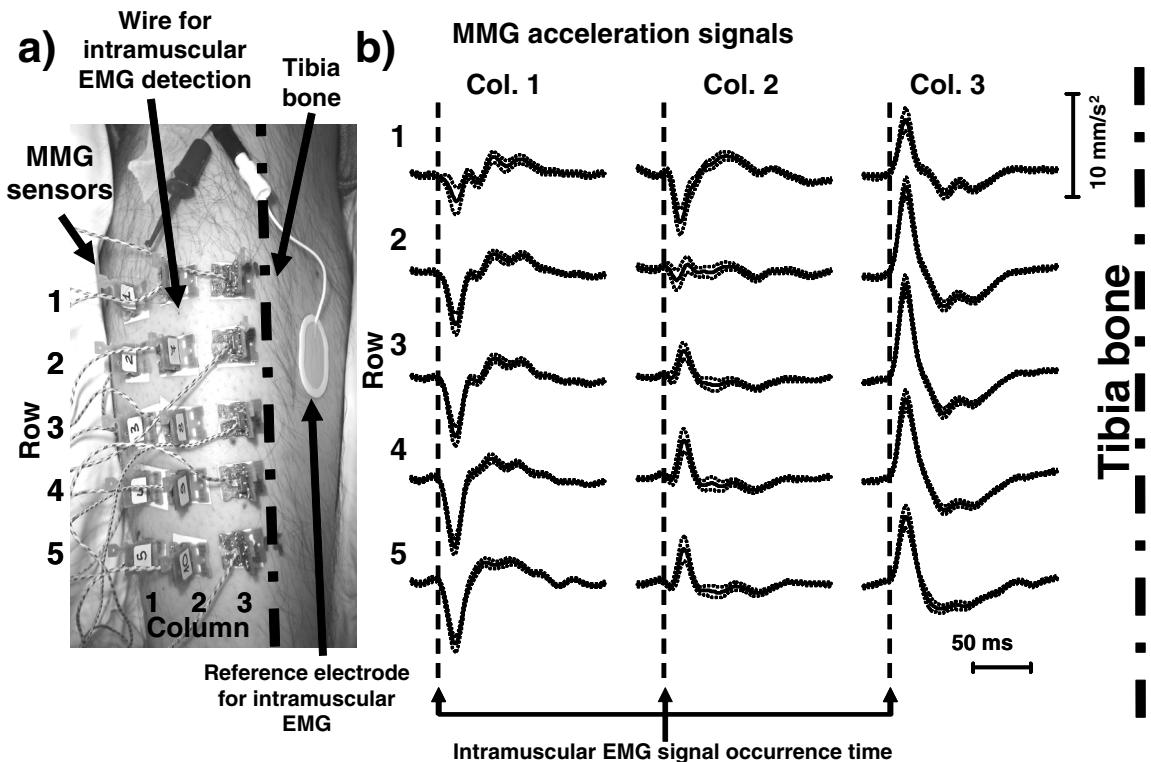
The accelerometers were connected to a multichannel MMG amplifier (ASM16) manufactured by OTBioelettronica (Rivarolo C.se, Turin, Italy). The intramuscular electromyographic (EMG) signal was detected with fine wires and decomposed in order to extract the firing pattern of the detected MUs. The potentials of each active MU were used as triggers to compute the average MMG response detected by each of the 15 accelerometers (spike triggered averaging technique).

The subjects were asked to perform a very low level contraction in order to keep the firing frequency of a MU around 8-10 Hz for two minutes with the intramuscular EMG signal as a visual feedback. The exercise was repeated three times increasing the contraction level in order to recruit progressively larger MUs. In this way a map of the muscle surface vibration was reconstructed for each detected MU. The MMG signals were averaged into a 80ms window using the wire detected motor unit action potentials as triggers.

The 23 motor units identified from the 11 subjects showed a similar spatial distribution

11 soggetti hanno mostrato una distribuzione di accelerazione simile (si veda la Figura b). Si è osservata un'accelerazione negativa (verso la parte interna del muscolo) in corrispondenza della colonna laterale della matrice di sensori, e un'accelerazione positiva nella parte mediale del muscolo, vicino alla cresta della tibia. I segnali ottenuti con una doppia integrazione nel tempo hanno mostrato il comportamento della superficie del muscolo durante l'attivazione di un'unità motoria, con uno spostamento verso il basso del muscolo nella parte laterale e un rigonfiamento del muscolo vicino alla tibia. Gli spostamenti rilevati sono dell'ordine di alcuni μm .

of acceleration (Figure b). Negative acceleration (towards the inner part of the muscle) was observed in correspondence to the lateral column of sensors, while positive acceleration was present in the medial portion of the muscle, close to the tibia bone. The double integrated signals showed the behaviour of the muscle surface during the activation of a motor unit, with a negative deflection of the muscle in the lateral part and a swelling of the muscle close to the tibia bone. Displacements of the order of a few μm could be detected.



a) Particolare dei sensori MMG posizionati sulla gamba destra di un soggetto. b) risposta media MMG delle 23 UM identificate. Sono riportati il valore medio e l'errore standard.

a) Detail of the MMG sensors positioned on the right leg of a subject. b) averaged MMG response of the 23 identified MUs. The mean value and standard error are shown.

Decomposizione di segnali EMG di superficie in contrazioni isometriche a forza variabile

D. Farina, M. Gazzoni, A. Holobar, R. Merletti, D. Zazula

La valutazione delle modalità di reclutamento e della frequenza di attivazione delle unità motorie (MU) è di grande importanza sia nella ricerca sia in neurofisiologia clinica. Tuttora è utilizzata la decomposizione del segnale EMG ad ago, prelevato in modo invasivo. In un recente studio, è stato introdotto il metodo di compensazione del nucleo di convoluzione (CKC) per la decomposizione del segnale EMG di superficie, adatto per l'identificazione degli istanti di "sparo" di singole MU in contrazioni isometriche a basso livello di forza. Lo scopo di questo studio è la valutazione delle potenzialità di tale metodo nel caso di contrazioni isometriche a forza variabile.

Sette soggetti giovani, maschi, sani hanno partecipato all'esperimento. I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti con una matrice di 60 elettrodi (12 righe per 5 colonne) durante contrazioni isometriche del muscolo abduttore breve del pollice con forza crescente da 0% a 10% del massimo livello di contrazione volontaria (MVC) e ritorno. La durata della rampa (salita e discesa) è stata di 12 s. Il metodo CKC è stato applicato per la stima degli istanti di sparo di singole MU.

In media sono state identificate 11 ± 1 MU simultaneamente attive per ciascuno dei segnali prelevati. Tutte hanno dimostrato pattern di attivazione regolare con ordine di reclutamento che seguiva il livello di forza esercitata (vedi Figura). La frequenza di sparo delle MU è aumentata progressivamente da 8.7 ± 0.6 spari al secondo (pps), all'inizio del reclutamento, fino a 15.1 ± 1.3 pps, al momento del massimo livello di forza. Nella fase discendente della rampa di forza, le MU sono state dereclutate seguendo un ordine inverso rispetto a quello di recluta-

Decomposition of surface EMG during force-varying isometric contractions

Motor unit (MU) recruitment and firing patterns are of great importance in both research and clinical neurophysiology. Today, they are mainly obtained from invasive needle EMG. Recently, the so called Convolution Kernel Compensation (CKC) surface EMG decomposition method, suitable for identification of MU firing patterns in low force isometric contractions, was introduced. The purpose of this study was to assess the performance of such a method in force-varying contractions.

Seven young healthy male subjects participated to the experiment. Surface EMG signals were acquired using a matrix of 60 electrodes (12 rows by 5 columns) during isometric force ramp contractions (from 0% to 10% MVC and back) of abductor pollicis muscle. The duration of the ramp (rise + descent) was set to 12 s. The CKC method was applied for reconstruction of MU firing patterns.

On average 11 ± 1 simultaneously active MUs were identified out of each acquired signal. They all exhibited highly regular firing patterns with recruitment order following the exerted muscle force (see Figure). Newly recruited MUs started firing with 8.7 ± 0.6 pulses per second (pps) and increased their firing rate up to 15.1 ± 1.3 pps when the maximum of exerted force was reached. On the descent side of the ramp the firing rates decreased (down to 8.8 ± 0.6 pps) and MUs got progressively derecruited following the inverse order of recruitment (see Figure).

The results demonstrated the CKC method automatically detects MUs recruitment and de-recruitment patterns in force-varying conditions. The method is not sensitive to superimpositions of MU action potentials and is significantly

mento e la frequenza di sparo è diminuita fino a 8.8 ± 0.6 pps (vedi Figura).

I risultati mostrano che il metodo CKC identifica automaticamente il reclutamento e il dereclutamento delle MU in contrazioni a forza variabile. Il metodo risolve le sovrapposizioni di potenziali di MU ed è poco sensibile al rumore (quando è applicato a segnali sintetici con 20 MU simulate e con 0 dB SNR, più del 91% degli spari di MU identificati sono corretti).

noise-resistant (when applied to synthetic signals with 20 simulated MUs and with SNR set to 0 dB more than 91% of identified MU firings were correct).

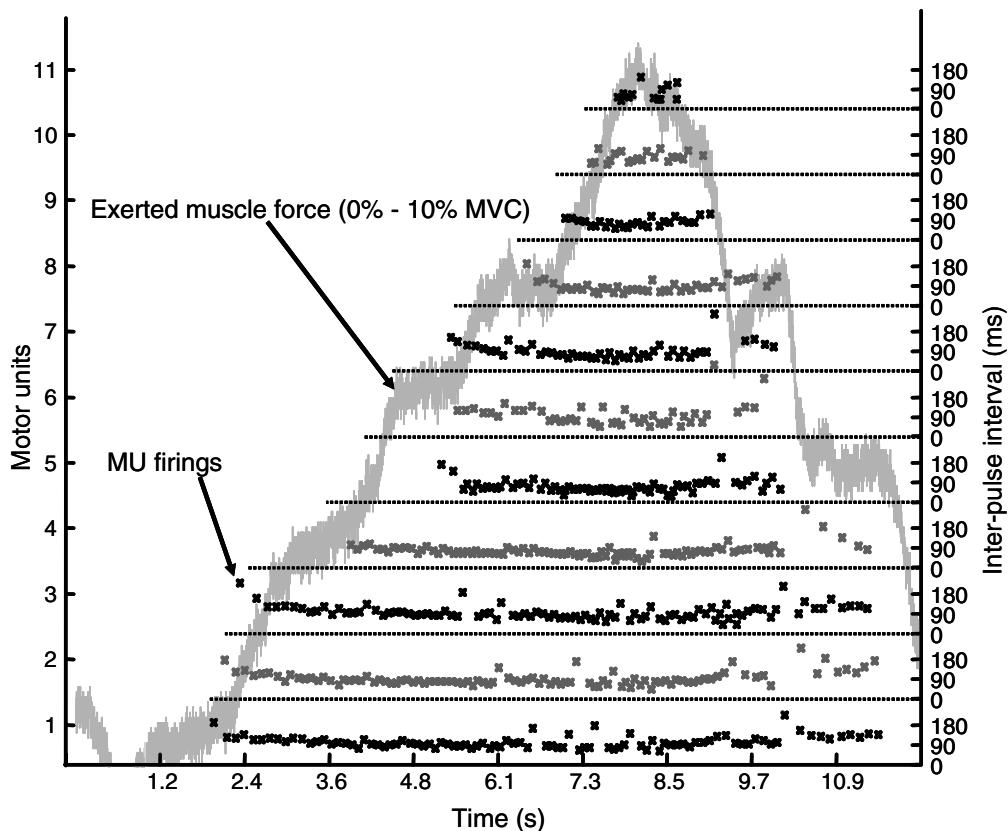


Grafico dell'intervallo fra impulsi successivi di MU ottenuti dal segnale EMG di superficie. I segnali sono stati acquisiti con una matrice di 60 elettrodi durante una rampa di forza in salita (0% – 10% MVC) e discesa (10% - 0% MVC) dal muscolo abduttore breve del pollice.

Inter-pulse interval plot of MU firings reconstructed from surface EMG. The signals were recorded with a 2D electrode array (61 electrodes) during a ramp up (0% –10 %) and ramp down (10% - 0%) from abductor pollicis muscle.

Effetto della posizione degli elettrodi sulla stima di CV sul muscolo trapezio superiore

Effect of electrode position on CV estimation on upper trapezius muscle

C. Cescon, P. Rebecchi

Gli obiettivi dello studio erano:

- 1) la valutazione dell'effetto dello spessore del tessuto sottocutaneo sui parametri EMG;
- 2) la valutazione dell'effetto dell'inclinazione e della posizione della schiera rispetto ai punti di repere anatomici sulle stime della velocità di conduzione (CV) delle fibre muscolari.

Venti soggetti volontari, 8 maschi e 12 femmine, (media \pm SD; età: 30 \pm 14 anni; altezza: 169 \pm 9 cm; peso: 65 \pm 11 kg; BMI: 22 \pm 3 kg/m²) hanno partecipato allo studio. Il muscolo studiato era il trapezio superiore dominante.

Il lato dominante era la parte destra per tutti i soggetti. I segnali EMG sono stati prelevati con una schiera lineare di 16 elettrodi con distanza interelettrodica di 5 mm in configurazione singola differenziale durante contrazioni volontarie. La forza è stata misurata con una cella di carico collegata ad una cinghia fissa alla spalla in corrispondenza dell'acromion. Ai soggetti è stato chiesto di effettuare una contrazione al 20% della massima contrazione volontaria (MVC) per ciascuna delle 13 differenti posizioni della schiera lineare (Figura a).

Alla fine della sessione di misura, lo spessore del tessuto sottocutaneo è stato misurato con un ecografo nel punto di mezzo del segmento C7-Acromion.

ARV, RMS, MNF e MDF sono state calcolate per ogni epoca e per ogni canale; inoltre è stata stimata la CV per i due lati di propagazione con un algoritmo multicanale ("sui canali prossimali" e "sui canali distali" rispettivamente, Figura b) quando possibile con due filtri spaziali differenti (singolo e doppio differenziale).

I parametri EMG non hanno mostrato dipendenza dalla posizione o dall'orientamento del-

The objectives of the study were:

- 1) the evaluation of the effect of subcutaneous tissue layer thickness on EMG parameters;
- 2) the evaluation of the effect of array inclination and position with respect to the anatomical landmarks on the estimation of muscle fiber conduction velocity.

Twenty volunteer subjects, 8 males and 12 females, (mean \pm SD; age: 30 \pm 14 years; height: 169 \pm 9 cm; weight: 65 \pm 11 kg; BMI: 22 \pm 3 kg/m²) participated to the study. The dominant upper trapezius was studied. The dominant side was the right side for all subjects. EMG signals were detected using a linear array of 16 electrodes with 5 mm interelectrode distance in single differential configuration and during voluntary contractions. Force was measured with a load cell. Each subject was asked to perform a low level contraction at 20% of the maximal voluntary contraction (MVC) for each of the 13 different positions of the linear array (Figure a).

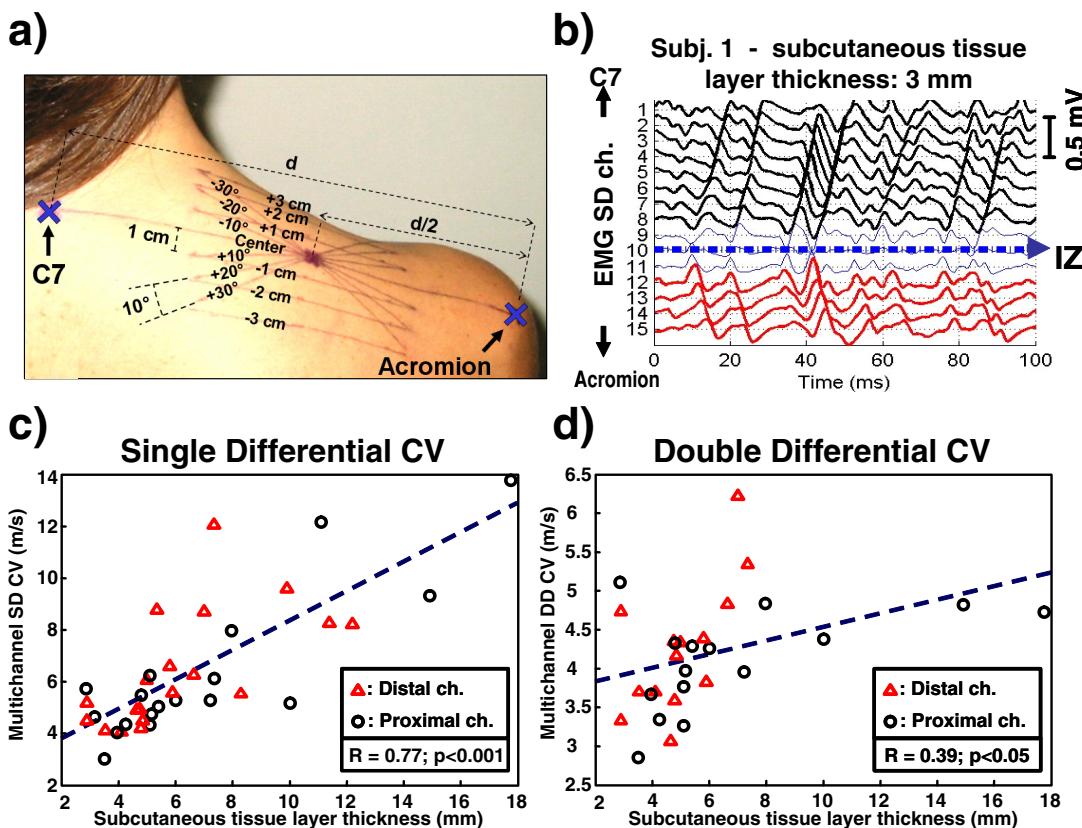
At the end of the EMG measurement session, the subcutaneous tissue layer thickness was measured with an ultrasound scanner in the midpoint of the segment C7-Acromion.

ARV, RMS, MNF and MDF were computed over each epoch and channel, CV for the two sides of propagation was computed with a multichannel algorithm (on the "Proximal channels" and the "Distal channels" respectively, see Figure b) when possible using two different spatial filters (single and double differential).

The EMG parameters did not show statistically significant dependence either from the array position or from its orientation. The CV estimation depended on the spatial filter, with higher values with the single differential signals (figure c,d).

la schiera. La stima di CV è risultata dipendere dal filtro spaziale, con valori maggiori nel caso di segnali singolo differenziali (figura c,d). Una correlazione positiva è stata osservata fra le stime di CV e lo spessore del tessuto sottocutaneo (Figura c,d) maggiore nel caso di prelievo singolo differenziale, il quale rimuove in misura minore le componenti non propaganti dai segnali EMG.

A positive correlation was observed between the CV estimates and the subcutaneous tissue layer thickness (Figure c,d) especially with the single differential signals which did not remove completely the non travelling components on the EMG signals.



a) Rappresentazione della posizione della schiera di elettrodi sul muscolo trapezio superiore. b) Esempio di segnale EMG rilevato con la schiera posizionata sulla linea fra C7 e acromion. c, d) Scatter plot dello spessore del tessuto sottocutaneo e della velocità di conduzione stimati con una procedura multicanale usando rispettivamente i segnali singoli e doppio differenziali. Osservare le diverse scale sull'asse delle ordinate.

a) Representation of the array position on the upper trapezius muscle. b) Example of EMG signal detected with the array positioned on the line between C7 and acromion. c,d) Scatter plot of the subcutaneous tissue layer and the conduction velocity computed with a multichannel algorithm using single and double differential signals respectively.

Posizionamento degli elettrodi per EMG di superficie nei muscoli estensori dell'avambraccio

F. Mandrile, A. Rainoldi, M. Signorino

Lo scopo di questo studio è quello di fornire informazioni sulla posizione delle zone di innervazione (IZ) e sulla qualità dei segnali EMG di superficie registrati da tre muscoli estensori dell'avambraccio. Sono stati studiati i muscoli extensor carpi radialis (ECR), extensor digitorum communis (EDC) ed extensor carpi ulnaris (ECU) con la tecnica delle schiere lineari di elettrodi. Questi muscoli sono affetti da disturbi neuromuscolari derivanti da numerose patologie occupazionali. È quindi di grande interesse standardizzare e ottimizzare la procedura di posizionamento degli elettrodi per EMG di superficie, allo scopo di estrarre stime accurate e ripetibili di ampiezza, parametri spettrali e velocità di conduzione (CV) delle fibre muscolari. Il coefficiente di cross-correlazione (CC) tra segnali doppio differenziali consecutivi è stato utilizzato per definire la qualità del segnale. Otto soggetti sani (età: 27.5 ± 4.4 anni, media \pm SD) hanno partecipato all'esperimento. I segnali mioelettrici sono stati registrati in modo singolo differenziale utilizzando tre tipi di schiere lineari a 16 elettrodi, aventi distanza interelettrodica (IED) rispettivamente di 10 mm, 5 mm e 2.5 mm, avendo quindi una risoluzione spaziale crescente al decrescere di IED. Per localizzare in modo corretto la direzione delle fibre dei tre muscoli in esame sono state tracciate, sulla base di reperi anatomici, le seguenti linee di riferimento: epicondilo laterale – centro del polso (EDC), epicondilo laterale – punta dell'osso pisiforme (ECU), epicondilo laterale – punto di giunzione tra il primo e il secondo osso metacarpale (ECR). È stata osservata una grande variabilità inter-soggetto della posizione della IZ nei tre muscoli. Segnali EMG di superficie di buona qualità ($CC > 65\%$, $2 \text{ m/s} < CV < 8 \text{ m/s}$) sono stati registrati dai tre muscoli utilizzando schiere lineari di

Electrode positioning in surface EMG recordings from forearm extensor muscles

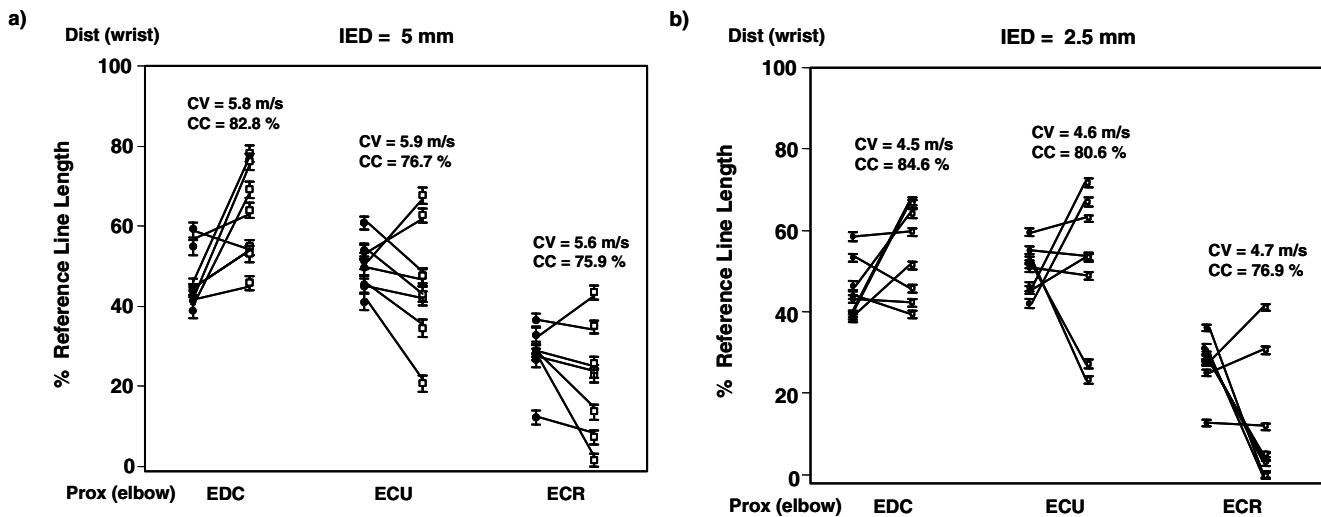
The aim of this study was to provide information about the location of innervation zone (IZ) and about the quality of surface EMG signals detected from three forearm extensor muscles. The extensor carpi radialis (ECR), the extensor digitorum communis (EDC) and the extensor carpi ulnaris (ECU) muscles were studied with linear electrode array technique. These muscles are involved in a number of work-related neuromuscular disorders. It is therefore of interest to standardize and optimize the procedure for surface EMG electrode positioning, in order to extract accurate and repeatable estimates of signal amplitude, spectral variables and muscle fiber conduction velocity (CV). The cross-correlation coefficient (CC) between consecutive double differential signals was used to analyze signal quality. Eight healthy subjects (age: 27.5 ± 4.4 years, mean \pm SD) participated in the experiment. Myoelectric signals were detected from each muscle in single differential mode using three types of 16 electrode linear arrays with decreasing inter-electrode distances (IED: 10 mm, 5 mm, 2.5 mm) thus increasing spatial resolution. Reference lines were drawn on the basis of anatomical landmarks to properly localize the muscles under study: lateral epicondyle - centre of the wrist (EDC), lateral epicondyle - top of the pisiform bone (ECU), lateral epicondyle - junction between the bases of the first and the second metacarpal bone (ECR). All muscles showed a large inter-subject variability of IZ position. Good quality surface EMG signal ($CC > 65\%$, $2 \text{ m/s} < CV < 8 \text{ m/s}$) were recorded from these three muscles, when using arrays of 16-electrodes with 5 mm or 2.5 mm IED and when the best location was properly searched.

16 elettrodi con IED di 5 mm e 2.5 mm e dopo aver ricercato la posizione migliore lungo la linea di riferimento. L'aumento della risoluzione spaziale del sistema di elettrodi ha ridotto fortemente effetti di fine fibra e di crosstalk, dovuti rispettivamente alla presenza di ampie zone tendinee e alla vicinanza tra i muscoli.

In conclusione, sono state definite la posizione ottima di prelievo, un elenco di valori di riferimento per CV e indici di qualità (CC) dei segnali EMG registrabili sugli estensori dell'avambraccio.

The increase of the spatial resolution of the electrode system strongly reduced the end-of-fiber and crosstalk due to large tendon areas and muscle closeness, respectively.

In conclusion, optimal electrode sites for forearm extensor muscles were defined and a list of reference values for CV estimates and EMG signal quality (CC) were provided.



a) posizione della zona di innervazione (pallino nero, media \pm SD), centro del sistema di 4 elettrodi corrispondente alla posizione ottima di prelievo per la stima di parametri EMG (quadrato bianco, media \pm SD) per ciascun soggetto ($N=8$) e valori medi di CV e CC stimati nei tre muscoli estensori dell'avambraccio EDC, ECU, ECR (schiera lineare a 16 elettrodi, 5 mm IED); b) posizione della zona di innervazione (pallino nero, media \pm SD), posizione ottima di prelievo per la stima di parametri EMG (quadrato bianco, media \pm SD) per ciascun soggetto ($N=8$) e valori medi di CV e CC stimati nei tre muscoli estensori dell'avambraccio EDC, ECU, ECR (schiera lineare a 16 elettrodi, 2.5 mm IED). Le stime ottime di CV e CC sono indicate per ciascun muscolo.

a) innervation zone position (black circle, mean \pm SD) and center of the 4 electrode system corresponding to the optimal location for EMG parameter estimation (white square, mean \pm SD) for each subject ($N=8$), and average CV and CC estimates from the three forearm extensor muscle EDC, ECU, ECR (16 channel, 5 mm IED linear array); b) innervation zone position (black circle, mean \pm SD) and electrode location for the optimal EMG parameter estimation (white square, mean \pm SD) for each subject ($N=8$), and average CV and CC estimates from the three forearm extensor muscle EDC, ECU, ECR (16 channel, 2.5 mm IED linear array). The average optimal CV and CC estimates are indicated for each muscle.

Prototipo di griglia computazionale (GRID)

E. Detoma, M. Gazzoni, L. Lo Conte

Una griglia computazionale è un'infrastruttura hardware e software che permette di accedere a risorse di calcolo e di immagazzinamento dati distribuite su scala mondiale, con particolare enfasi agli aspetti di collaborazione tra le organizzazioni che partecipano al progetto.

L'uso di reti a larga e larghissima banda, di risorse di calcolo e di software avanzato per l'accesso a queste risorse apre nuove prospettive nell'ambito della ricerca scientifica. In particolare, le applicazioni possono trarre vantaggio dall'uso di questa griglia computazionale nel caso di problemi che non possono essere risolti in tempi ragionevoli con l'uso di singoli calcolatori.

Abbiamo preso in considerazione due diversi modelli di infrastruttura grid per l'elaborazione distribuita di dati biomedici.

Il primo modello implica l'uso di risorse condivise e amministrate dalle organizzazioni che partecipano al progetto. Il middleware usato per implementarlo è il Globus Toolkit 4.0 (GT4), integrato con lo scheduler GridWay 4.0. In particolare, abbiamo identificato il sottoinsieme minimo delle componenti del GT4 necessarie per le nostre applicazioni specifiche, riducendo così l'overhead complessivo dovuto all'uso del toolkit e producendo un sistema adatto ad ogni classe di calcolatori, con requisiti minimi, in grado di funzionare anche con sistemi di calcolo relativamente obsoleti.

Il secondo modello si basa sul concetto di "volunteer computing": l'idea è quella di coinvolgere un gran numero di risorse nella soluzione di problemi complessi, inclusi home computers, purché collegati in rete e resi disponibili dal pubblico in generale. A questo fine, abbiamo utilizzato il BOINC (Berkeley Open Infrastructure for Network Computing) come middleware per configurare un server con

A prototype grid system (GRID)

A computational GRID is a hardware and software infrastructure that provides access to world-wide distributed computational and storage resources, with emphasis on collaborative aspects among participating organizations.

The use of high performance networking, computing, and advanced software for the access to these distributed computational and storage capabilities can open new perspectives in scientific research. In particular, computing applications can use a grid architecture to tackle problems that cannot be solved in a reasonable amount of time on any single computational resource.

We have considered two different models to set up a grid infrastructure for distributed processing of biomedical information.

The first one implies resources shared among and managed by a set of identified organizations. The middleware we have used to implement such an infrastructure is the Globus Toolkit 4.0 (GT4), complemented with the GridWay 4.0 scheduler. In particular, we have identified the minimal subset of GT4 components required for our specific applications, thus reducing the overhead of the toolkit itself and producing a working system with optimal time and storage requirements, suitable for any class of computers, including older ones.

The second model is based on the concept of "volunteer computing": the idea is to involve in the solution of complex problems a larger number of computing resources, including home computers, as long as they are connected over the internet, and volunteered by members of the general public. To this end, we have used the Berkeley Open Infrastructure for Network Computing (BOINC) tool as middleware to configure a server to generate computational

il compito di generare jobs, distribuirli alle risorse disponibili e collezionare i risultati finali.

Abbiamo infine sviluppato un'applicazione distribuita che può essere eseguita usando entrambi i modelli (vedi il contributo “GRID e simulazione del segnale EMG di superficie”)

tasks, distribute them to available resources, and collect the results.

A distributed application that can be run on both grid infrastructures has been developed (see the contribution “GRID and surface EMG simulation”).

GRID e simulazione del segnale EMG di superficie

E. Detoma, M. Gazzoni, L. Lo Conte

I calcolatori sono usati per la modellizzazione e simulazione di complessi problemi ingegneristici e scientifici, ma la potenza media dei sistemi di calcolo e la loro capacità di immagazzinamento dati è a volte inadeguata a tali fini. Il calcolo distribuito è un possibile approccio per affrontare problemi che non possono essere risolti con l'uso di singole risorse di calcolo.

La simulazione del segnale EMG di superficie è uno strumento ampiamente usato per capire quali siano gli effetti della variazione di parametri anatomici, fisiologici e del sistema di acquisizione sul segnale stesso. La simulazione di questi segnali può richiedere molti giorni di calcolo su un moderno PC.

La generazione del segnale EMG può però essere facilmente parallelizzata. Il contributo di ogni singola unità motoria (UM) al segnale interferente risultante è indipendente dal contributo di tutte le altre UM ed è perciò un buon candidato per il singolo job di cui si compone un'elaborazione distribuita.

Per queste ragioni, la simulazione di segnali EMG è stata scelta come prima applicazione per l'implementazione sulla griglia di calcolo distribuita realizzata presso il LISiN (vedi il contributo "Prototipo di griglia computazionale"). Il modello cilindrico proposto da Farina et al. (vedi Annual Report 2004) è stato adattato per essere eseguito in ambiente grid sia con l'uso del Globus Toolkit 4.0 (GT4), integrato con lo scheduler GridWay 4.0, sia con l'uso del BOINC (Berkeley Open Infrastructure for Network Computing).

Da alcuni benchmarks preliminari con PC collegati da una LAN a 100Mb, risulta che la simulazione di una UM composta di 100 fibre richiede circa 35 secondi su un PC standard

GRID and surface EMG signal simulation

Computers are used for modelling and simulating complex scientific and engineering problems, but the average computing and storage power is sometimes inadequate for such computational purposes. Distributed computing can be useful to approach time and storage intensive computational problems that can not be handled using any single computing resource.

The simulation of EMG signals is a widely used tool to understand the effect of anatomical, physiological and detection system parameters on the EMG signal. Moreover, simulated signals are useful to test and validate EMG processing techniques. However, the simulation of a complex set of EMG signals requires many days on a modern PC.

The generation of EMG signals can be easily parallelized. The contribution of a single motor unit (MU) to the interference signal is independent of the contribution of all other MUs and therefore is a suitable atomic task candidate for distributed computing.

For these reasons, the simulation of EMG signals has been selected as the first application to implement in a distributed grid environment (see contribute "A prototype grid system").

The cylindric model proposed by Farina et al. (see Annual Report2004) has been adapted to be run in the grid environment based on the Globus 4.0 toolkit 4.0 (GT4), complemented with the GridWay 4.0 scheduler, and in the distributed environment based on the BOINC toolkit (Berkeley Open Infrastructure for Network Computing).

Some preliminary benchmarks have been run on computing resources connected via a 100 Mb LAN. The simulation of a MU composed of 100 fibers requires approximately 35 seconds on a standard PC (CPU: 1.8 GHz, RAM: 256

(CPU: 1.8 GHz, RAM: 256 MByte), con un picco di utilizzo della memoria pari a 16 Mbit. Per ogni MU, l'overhead dovuto al trasferimento di files, alla procedura di autenticazione ecc., è pari a circa 15 secondi nel caso del GT4 e di 10 secondi nel caso del sistema basato su BOINC, da cui si deduce che il guadagno ottenuto con l'uso del GRID è maggiore nel caso di MU composte di molte fibre, e di molte MU la cui simulazione è distribuita su altrettanti calcolatori, dato che il tempo di calcolo richiesto per la simulazione di una MU aumenta linearmente con il numero di fibre che la compongono, mentre l'uso della memoria rimane costante.

Dopo la fase di installazione e benchmark, stiamo ora definendo ed eseguendo un consistente numero di simulazioni per studiare gli effetti dei parametri anatomici e fisiologici sul segnale EMG. I risultati di queste simulazioni ci permetteranno di comprendere e meglio interpretare i segnali EMG di superficie.

MByte) with a 16 Mbit peak memory request.

For each MU, the distributed computing overhead due to file transfer, authentication, etc. is approximately 15 seconds in the case of GT4 and 10 seconds in the case of the BOINC system, suggesting that the distributed computation gain is more consistent for MUs composed of many fibers, and many MUs simulations distributed over several computers, given that the computational time required for a MU simulation linearly increases with the number of fibers belonging to it, while the memory usage is constant with respect to the number of fibers.

After setting up and testing these tools, we are now running an extensive set of simulations to study the effect of anatomical and physiological parameters on the EMG signals.

The results of these simulations will be important for a deeper understanding and better interpretation of surface EMG signals.

Metodi digitali di riduzione del disturbo di rete dal segnale EMG

Digital methods for reduction of the power line interference from the EMG signal

G. Girau, R. Merletti

L'obiettivo di questo studio è la validazione di tecniche digitali per la riduzione delle interferenze sovrapposte al segnale EMG e in particolare del disturbo di rete a 50 Hz.

Sono applicati e confrontati vari metodi fra cui l'interpolazione spettrale, gli algoritmi di filtraggio adattativo LMS (Least Mean Squares), RLS (Recursive Mean Squares) e due varianti del filtro adattativo di Widrow per la rimozione d'interferenze sinusoidali.

Ciascun metodo è valutato con un segnale EMG simulato con il modello di Shwedick e un disturbo di rete con ampiezza, frequenza e fase variabili nel tempo. L'attenuazione del disturbo è misurata calcolando il rapporto fra la potenza di segnale utile e quella del segnale interferente (SIR) dopo l'applicazione della tecnica di riduzione del disturbo, al variare della potenza del segnale interferente.

Fra i metodi considerati, il filtro di Widrow con ingresso di riferimento mostra la maggiore attenuazione dell'interferenza e risulta insensibile alle variazioni del disturbo di rete. L'entità del disturbo residuo è ridotta progressivamente applicando ripetutamente il filtro al segnale affetto da disturbo e diminuendo la costante di adattamento ad ogni iterazione (vedere Figura). In questo modo il transitorio iniziale dovuto all'algoritmo adattativo è rimosso completamente. Inoltre l'errore di stima fra i coefficienti del filtro e la soluzione ottima, nel senso del minimo errore quadrato, diminuisce al diminuire della costante di adattamento. Le simulazioni mostrano che, dato un rapporto fra segnale utile e interferenza compreso fra -40 dB e 40 dB (ovvero l'ampiezza del segnale interferente varia fra 100 volte e 1/100 dell'ampiezza del segnale EMG) all'ingresso del filtro,

The aim of this study is the validation of digital techniques to reduce the interference, in particular the power line interference, in EMG signals.

The study considers the spectral interpolation method and various adaptive filtering algorithms such as LMS (Least Mean Squares), RLS (Recursive Least Squares), and two versions of the Widrow's adaptive filter in for sinusoidal signals.

Each method is tested with an EMG signal simulated with the Shwedick's model and a sinusoidal interference signal with amplitude, frequency and phase varying in time. The attenuation of the interference is measured by the Signal to Interference Ratio (SIR) after the interference filtering, when the input power of the interference signal varies in a wide range.

Best performances are obtained by the Widrow's adaptive filter with reference input which shows a significant attenuation of the sinusoidal interference and low sensitivity to power line amplitude and frequency variations. The amplitude of residual interference is progressively reduced by the iterative application of the filter to the same input signal with a decreasing adaptation constant (see Figure). In this way the initial transient due to the adaptive algorithm is completely removed. Moreover, the estimation error between the filter coefficients and the optimal solution in the mean square error sense, decreases with the adaptation constant. Simulations show that, given a signal to interference ratio between -40 dB and 40 dB (i.e.: the amplitude of the interfering signal varies from 100 times to 1/100 times that of the EMG signal) at the input of the filter, after five consecutive iterations with an adaptation constant decreasing from 0.01 to 0.0001, the filtered signal has a signal to residual error ratio

dopo cinque iterazioni consecutive con costante di adattamento che varia fra 0.01 e 0.0001, si ottiene un segnale filtrato il cui rapporto fra segnale EMG e interferenza residua è compreso fra 30 dB e 40 dB (ovvero l'ampiezza dell'interferenza è fra 30 e 100 volte inferiore a quella del segnale EMG).

between 30 dB and 40 dB (i.e.: the amplitude of the residual interference is 30 to 100 times lower than that of the EMG signal).

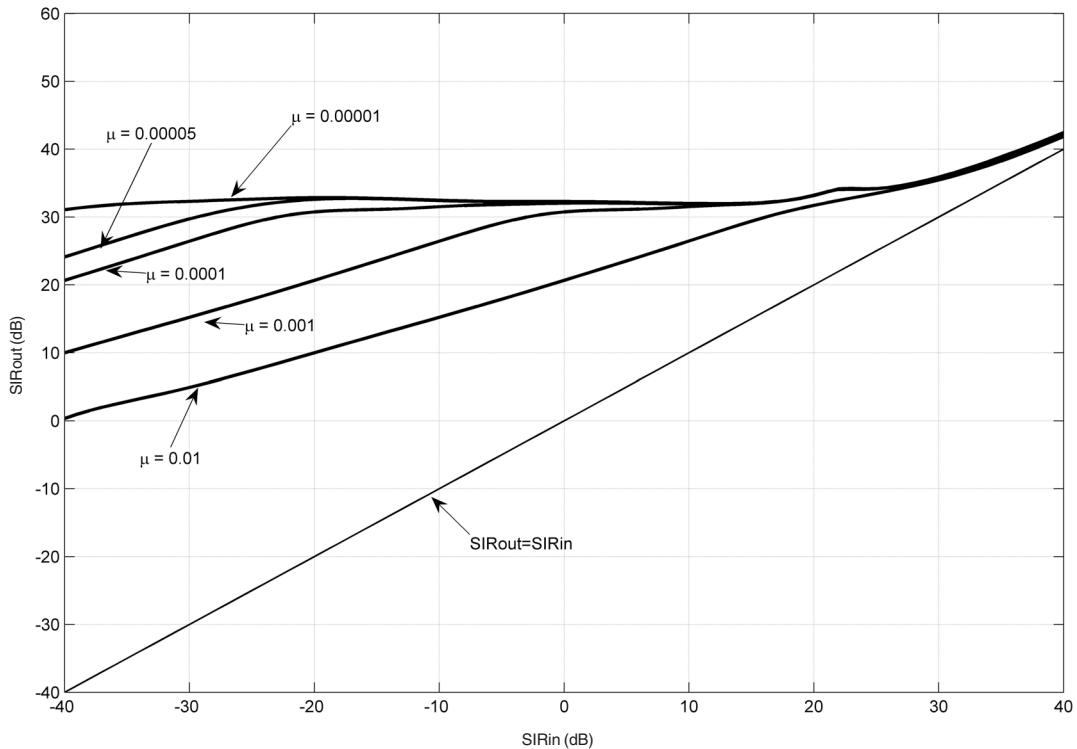


Diagramma del rapporto in dB fra segnale utile e interferenza dopo l'applicazione iterativa del filtro adattativo di Widrow con ingresso di riferimento in funzione del rapporto segnale/interferenza di ingresso. Il filtro è applicato per cinque volte agli stessi segnali d'ingresso, con costante di adattamento μ che diminuisce progressivamente da 0.01 a 0.00001. Il segnale EMG è simulato con il modello di Shwedick ($f_L = 50$ Hz, $f_H = 150$ Hz), mentre l'interferenza di rete è composta dalle armoniche 1, 2, 3, 4 e 5.

Diagram of the signal to interference ratio in dB after iterative filtering with the Widrow's Adaptive Noise Canceler with reference input versus the input signal/interference ratio. The filter is applied for five times to the same input signals, with the adaptation constant μ progressively decreased from 0.01 to 0.00001. The EMG input signal is simulated with the Shwedick's model ($f_L = 50$ Hz, $f_H = 150$ Hz), whereas the power line interference is composed by the harmonics 1, 2, 3, 4 and 5.

**APPLICAZIONI
CLINICHE E
TRASFERIMENTO
TECNOLOGICO ALLE
PICCOLE AZIENDE**

**CLINICAL
APPLICATIONS AND
TECHNOLOGY
TRANSFER TO SMALL
COMPANIES**

**Un nuovo metodo per la stima
del blocco di conduzione
nel nervo**

**A novel approach
for the estimation
of nerve conduction block**

D. Cocito, L. Mesin

Il blocco di conduzione è dovuto alla mancata propagazione di un potenziale d'azione lungo un nervo intatto. Un metodo per la stima del blocco di conduzione si basa sul confronto tra i segnali EMG di superficie (CMAP, o onda M) ottenuti stimolando in un sito prossimale ed uno distale alla regione in cui si sospetta possa esserci un blocco. Una riduzione nell'ampiezza o nell'area fra il CMAP prossimale e quello distale è accettata come un'indicazione del blocco di conduzione nella pratica clinica. Come notato in letteratura, la dispersione delle velocità di conduzione nel nervo e nel muscolo determina una dispersione temporale dei potenziali di unità motoria (MUAP) che costituiscono un CMAP; di conseguenza, possono manifestarsi cancellazioni di fase tra i MUAP costituenti il CMAP. È stato notato in simulazione che l'ampiezza e l'area di un CMAP sono affette dalla dispersione temporale dei MUAP. Quindi, stimare il blocco di conduzione confrontando ampiezza e area di CMAP prossimale e distale può

Conduction block is the failure of an action potential to propagate through an intact axon. The determination of the conduction block can rely on the comparison between the compound muscle action potential (CMAP, or M-wave) following stimulation at sites proximal and distal to the region in which a block is suspected. A reduction in the amplitude or in the area of the CMAP following proximal versus distal stimulation is an accepted indication of conduction block in clinical practice. As noted in the literature, the nerve and muscle conduction velocity spread determines a temporal dispersion of the motor unit action potentials (MUAP) constituting a CMAP; as a consequence, phase cancellation can occur in the MUAPs which add up in the detected CMAP. It was observed through simulations that CMAP amplitude and area are strongly affected by temporal dispersion of the MUAPs. Thus, estimating conduction block by comparing amplitude and area of CMAP obtained after proximal and distal stimulation

condurre a valutazioni errate, dato che le riduzioni di tali parametri non sono dovute solo ad un eventuale blocco di conduzione. Questo fatto permette di diagnosticare un blocco solo se il decremento in ampiezza o area è maggiore del 50%. Il nostro studio è stato volto all'introduzione di un nuovo metodo per la stima del blocco di conduzione basato sulla deconvoluzione del CMAP. Il metodo fornisce la distribuzione di ritardi che convoluta con una funzione opportuna (detta nucleo) permette di ricostruire, entro una buona approssimazione, i MUAPs. Ottimizzando la ricostruzione rispetto a tale nucleo, se ne ottiene una stima, che fornisce un'indicazione della forma media dei MUAPs costituenti i CMAP. L'integrale della distribuzione di ritardi è stata considerata come una stima del numero di unità motorie attive ed è stato utilizzato per la stima del blocco di conduzione. Il nuovo metodo è stato confrontato con quelli basati sull'ampiezza e sull'area utilizzando segnali simulati. Sono stati utilizzati sia segnali sintetici (ottenuti sommando versioni ritardate e scalate in ampiezza di uno stesso segnale) che simulati (ottenuti da un modello di generazione di segnali EMG con descrizione a strati piani del volume conduttore). È stato verificato che il metodo basato sulla deconvoluzione fornisce stime più precise del blocco di conduzione simulato rispetto ai metodi basati sulla stima dell'ampiezza e dell'area.

can be misleading since it cannot be attributed to conduction block only. This fact allows to diagnose a block only when the decrease in amplitude and/or area is bigger 50%. Our study was devoted to the introduction of a novel method for the estimation of conduction block, based on the deconvolution of the CMAP. The method provides the delay distribution that convoluted with a kernel gives an approximate reconstruction of the CMAP. By optimising the reconstruction with respect to the kernel, as a by-product of the method, it is possible to estimate an optimal kernel, which gives an estimate of the average shape of the MUAPs constituting the CMAP. The integral of the delay distribution was considered as an estimate of the number of active motor units, and was used to estimate the conduction block. The new method was compared to the amplitude and area methods using simulated signals. Both synthetic signals (sum of delayed and amplitude scaled versions of the same signal) and simulated signals (from a plane layer generation model of surface EMG) were used. It was verified that the deconvolution method gives more precise estimates of the simulated conduction blocks with respect to the area and the amplitude methods.

Attività mioelettrica e fatica muscolare in contrazioni isometriche degli estensori dell'avambraccio

Muscle activity and fatigue in forearm extensor muscles during isometric contractions

J. Chaler, M.A. Mañanas, F. Mandrile, M. Rojas

Alcune delle patologie tipiche degli arti superiori, quali epicondiliti e tendiniti, sono fortemente correlate a manifestazioni di fatica localizzata nei muscoli estensori dell'avambraccio. Lo scopo di questo lavoro consiste nella valutazione del livello di attività e delle manifestazioni di fatica mioelettrica nei principali muscoli estensori del polso. Segnali EMG di superficie sono stati registrati con schiere lineari di elettrodi dai muscoli extensor carpi radialis (ECR), extensor digitorum communis (EDC) e extensor carpi ulnaris (ECU). Sono stati considerati tre diversi esercizi: a) estensione isometrica del polso con generazione di una attivazione selettiva di ciascuno dei tre muscoli, separatamente; b) estensione isometrica del polso con generazione di una contrazione non selettiva e non affaticante per i tre muscoli ripetuta a diversi livelli di MVC (20% - 50% - 80%); c) estensione isometrica del polso con generazione di una contrazione non selettiva ma affaticante al 50% MVC. Per studiare l'attività muscolare sono state stimate a) la velocità di conduzione (CV) delle fibre, b) il valore rettificato medio (ARV) del segnale EMG e c) i parametri spettrali quali la frequenza media (MNF). I risultati mostrano come sia possibile massimizzare il parametro ARV dei muscoli ECR ed ECU, durante la loro attivazione selettiva, nei confronti degli altri muscoli. Inoltre, nell'esercizio non selettivo, l'ARV del muscolo ECU decresce in modo significativo rispetto a quello degli altri muscoli al crescere del livello di coppia esercitato. Nell'estensione isometrica non selettiva del polso, ARV del muscolo ECR è predominante rispetto a quello degli altri muscoli all'80% MVC. I parametri spettrali e CV mostrano una maggiore affaticabilità dei muscoli ECR e EDC durante la contrazione affaticante al 50% MVC.

Work-related upper extremity disorders as epicondylitis and tendonitis are closely related to localized muscle fatigue of forearm extensor muscles. The aim of this work is to evaluate level of activity and myoelectric manifestation of fatigue in the main extensor muscles of the wrist. Surface EMG signals were acquired with linear electrode arrays from extensor carpi radialis (ECR), extensor digitorum communis (EDC) and extensor carpi ulnaris (ECU) muscles. Three types of contractions were considered: a) isometric wrist extension generating selective activation of the three muscles separately; b) isometric wrist extension generating non selective activations and non fatiguing contractions of the three muscles at sub maximal MVC levels (20% - 50% - 80%); c) isometric wrist extension generating a non selective and fatiguing isometric contraction at 50% MVC level. Muscle fiber conduction velocity (CV), EMG average rectified value (ARV), and spectral parameters such as the mean frequency of EMG power spectrum (MNF) were estimated to study muscle activity. Results show that it is possible to enhance significantly the ARV of ECR and ECU muscles during their selective activation. Moreover, in the non selective task, the ARV of ECU significantly decreases with respect to the other muscles with the increase of the contraction level (% MVC). ARV of ECR muscle during non selective isometric wrist extension is predominant with respect to the other muscles at 80% MVC. EMG spectral parameters (MNF) and CV show greater fatigability in ECR and EDC muscles during a sustained contraction at 50% MVC.

Manifestazioni mioelettriche di fatica e interazioni tra i muscoli estensori dell'avambraccio

F. Mandrile, A. Rainoldi, M. Signorino

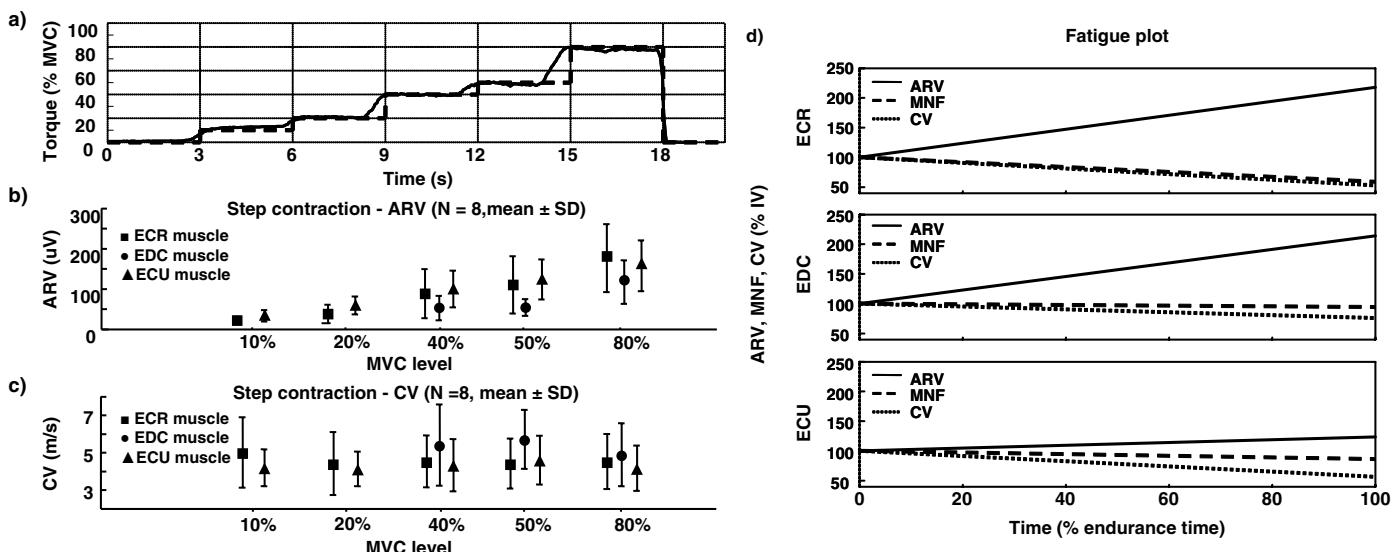
Questo studio ha voluto approfondire le modalità di reclutamento e le manifestazioni mioelettriche di fatica nei muscoli estensori dell'avambraccio durante estensioni isometriche del polso. I muscoli studiati sono stati l'extensor carpi radialis (ECR), l'extensor digitorum communis (EDC) e l'extensor carpi ulnaris (ECU). Sono stati considerati due tipi di estensione isometrica del polso. In entrambi i casi il polso è stato esteso senza rotazione laterale e mantenendo le dita rilassate, in modo da evitare l'attivazione selettiva dei tre muscoli estensori. In questo modo è stato possibile studiare il contributo EMG di ciascun muscolo durante un gesto funzionale. Il primo tipo di contrazione è consistito in 15 s di estensione isometrica del polso durante i quali veniva richiesto al soggetto di seguire un profilo di coppia a gradinata (si veda la Figura a), mantenendo costanti, per 3 secondi ciascuno, i livelli 10%, 10%, 20%, 40%, 50% e 80% MVC. Un feedback visivo della coppia esercitata è stato fornito al soggetto. Lo scopo di questa contrazione è stato quello di valutare eventuali cambiamenti nell'attivazione dei muscoli estensori del polso al variare dello sforzo prodotto. Il secondo tipo di contrazione è consistito in una estensione isometrica del polso ad un livello di coppia pari al 50% MVC, sostenuta fino ad esaurimento (endurance). Lo scopo di questa contrazione è stato quello di studiare gli effetti della fatica mioelettrica nei tre muscoli. Segnali EMG di superficie sono stati registrati utilizzando schiere lineari adesive di 8 elettrodi e 5mm di distanza interelettrodica. Sono stati stimati il valor rettificato medio (ARV) del segnale EMG, la frequenza media del suo spettro di potenza (MNF) e la velocità di conduzione delle fibre muscolari (CV). Il tasso di variazione di ARV, MNF e CV è stato valutato come indica-

Myoelectric manifestations of fatigue and interaction among forearm extensor muscles

The aim of this work was to study recruitment and myoelectric manifestations of fatigue among forearm extensor muscles during isometric wrist extensions. Muscles under study were the extensor carpi radialis (ECR), the extensor digitorum communis (EDC) and the extensor carpi ulnaris (ECU). Two types of isometric wrist extension were considered. In both cases, the wrist was extended without lateral rotation and keeping the fingers relaxed, in order to avoid selective activation of the three extensor muscles. Thus, it was possible to study the degree of interaction among the three muscles when performing a functional task. The first contraction pattern consisted in a 15 s contraction in which the subject was asked to follow an increasing step-wise wrist extension torque profile (see Figure a) maintaining a constant torque level equal to 10%, 20%, 40%, 50% and 80% MVC for 3 seconds. Visual feedback of the exerted torque level was provided. The aim of this task was to evaluate possible changes in wrist extensor muscles activation at different levels of effort. The second contraction type consisted in a 50% MVC wrist extension sustained to exhaustion (endurance). The aim of this second task was to study the effect of muscle fatigue in the three muscles. Surface EMG signals were recorded from the three extensors with linear adhesive electrode arrays of 8 channels, 5 mm interelectrode distance. Average rectified value (ARV), mean power frequency of the EMG signal spectrum (MNF) and muscle fiber conduction velocity (CV) were estimated. Rate of change of ARV, MNF and CV were computed to study myoelectric manifestations of fatigue. Results showed that, during the step-wise contraction, the ARV relative

tore di fatica mioelettrica. I risultati mostrano che, durante la contrazione a gradinata, il contributo di ampiezza (ARV) del muscolo EDC all'estensione del polso diminuisce rispetto a quello di ECR ed ECU. Il muscolo EDC mostra valori di CV significativamente maggiori ($p < 0.05$) di quelli di ECR ed ECU. Lo stesso risultato è stato osservato durante la contrazione affaticante. Il muscolo ECR mostra inoltre ampiezza maggiore e maggiore variazione nei parametri spettrali rispetto ad EDC ed ECU. Ciò può essere attribuito sia al fatto che il carico a cui i tre muscoli sono sottoposti non sia distribuito in modo bilanciato sia ad una maggiore affaticabilità del muscolo ECR rispetto ad EDC ed ECU.

contribution of EDC to wrist extension decreases with respect to the ARV of ECR and ECU muscles. EDC muscle showed a significantly greater value of CV ($p < 0.05$) with respect to ECR or ECU. The same was observed during the endurance contractions. Moreover, ECR showed greater amplitude and spectral changes with respect to EDC and ECU. This may be attributed to either an unbalanced sharing of the load among the three muscles or a greater fatigability of ECR with respect to EDC and ECU.



- a) esempio del profilo a gradinata di coppia isometrica di estensione del polso che il soggetto deve seguire durante il primo tipo di contrazione considerato (linea tratteggiata: profilo ideale, linea continua: registrazione sperimentale);
- b) stime di ARV ottenute a diversi livelli di coppia nei tre muscoli ECR, EDC, ECU durante la contrazione a gradinata;
- c) stime di CV ottenute a diversi livelli di coppia nei tre muscoli ECR, EDC, ECU durante la contrazione a gradinata;
- d) manifestazioni mioelettriche di fatica: i grafici mostrano la retta di regressione di ARV, MNF e CV nei tre muscoli considerati (ECR, EDC and ECU), essendo 100 il valore iniziale (IV) di ciascuna variabile.

- a) example of the step-wise torque profile which the subject is asked to follow during the first contraction type (dotted line: ideal profile, continuous line: experimental recording); b) ARV estimates for the three muscles ECR, EDC, ECU at different torque levels during step-wise contraction; c) CV estimates for the three muscles ECR, EDC, ECU at different torque levels during step-wise contraction; d) myoelectric manifestations of fatigue: the plot shows the regression lines of ARV, MNF and CV for the three muscles considered (ECR, EDC and ECU), being 100 the initial value (IV) of each variable.

Valutazione elettromiografica non invasiva del muscolo gracile con schiere di elettrodi

A. Bottin, C. Cescon, M. Nowakowski, R.M. Herman, P. Rebecchi

Una delle procedure utilizzate per il trattamento dell'incontinenza fecale in stadio avanzato è la graciloplastica, con o senza stimolazione elettrica. La graciloplastica consiste nel trapianto di uno o entrambi (per una totale ricostruzione anorettale) i muscoli gracili dalla loro posizione naturale al perineo. Lo scopo di questo studio era l'indagine non invasiva della posizione della zona di innervazione (IZ) del muscolo gracile di entrambe le cosce con tecniche di elettromiografia di superficie (EMG) in 15 individui sani. Queste informazioni sono importanti perché si ritiene possano aumentare il tasso di successo degli interventi di graciloplastica. I segnali EMG multicanali sono stati rilevati con una schiera di 16 elettrodi d'argento con distanza interelettrodica di 10 mm. Le prove sono state effettuate su entrambi i muscoli gracili su 15 soggetti. I potenziali di azione delle unità motorie (MUAPs) sono stati identificati visivamente. Le posizioni delle zone di innervazione delle UM riconosciute sono state analizzate per trovare le differenze significative fra i soggetti e fra il muscolo di destra e quello di sinistra di ogni soggetto. Una differenza statisticamente significativa è stata trovata nella posizione della IZ nei due lati, risultando più prossimale nel lato sinistro. Questa differenza suggerisce un possibile utilizzo dell'analisi EMG nella valutazione preoperatoria dei pazienti per la procedura di graciloplastica dinamica. Questo studio fornisce un test obiettivo per la scelta del muscolo gracile da trapiantare con maggiore probabilità di successo.

Non-invasive assessment of the gracilis muscle by means of surface EMG electrode arrays

One of the procedures adopted for the treatment of end-stage faecal incontinence is graciloplasty, with or without electrical stimulation. Graciloplasty consists of the transposition of one or both (for total anorectal reconstruction) gracilis muscles from their natural location in the medial part of the thigh into the perineum. The purpose of the study was the non invasive investigation of the innervation zone (IZ) location of the gracilis muscle of both thighs by means of surface electromyography (EMG) in 15 healthy subjects. This information is important because it is expected to increase the rate of success of graciloplasty surgery. Multichannel EMG signals were detected by means of a flexible array of 16 equally spaced silver bar electrodes. Tests were performed on both gracilis muscles on 15 subjects. Motor unit (MU) action potentials (MUAPs) were visually identified and extracted. The locations of the innervation zones of the recognized MUs were statistically analyzed in order to find significant differences between the subjects and between the right and left muscle of each subject. A statistically significant difference was found between the gracilis IZ position in the two sides, with more proximal IZs on the left side. This difference suggests a possible role of sEMG in preoperative evaluation of patients prepared for the dynamic graciloplasty procedure. This test would provide an objective criterion for the choice of the gracilis muscle to be transposed with the highest probability of success.

Alterazioni centrali del controllo motorio annullate con l'utilizzo di buprenorfina in pazienti fibromialgici

Central motor control failure in fibromyalgia is reversed by transdermal buprenorphine

R. Casale, E. Magnani, A. Rainoldi

In un precedente protocollo (Annual Report 2003) è stato dimostrato che, durante contrazioni della durata di 30 s al 60% MVC del muscolo bicipite brachiale, i soggetti affetti da Fibromialgia (FMS) mostrano: a) manifestazioni di fatica mioelettrica comparabili a quelle osservate nelle condizioni di decondizionamento cronico associate alla vecchiaia; b) differenze rispetto ai soggetti sani che appaiono correlate ad un'alterazione del controllo motorio centrale piuttosto che ad un danno muscolare periferico; c) alterazioni del controllo motorio centrale che si manifestano con un anomale pattern di reclutamento e de-reclutamento di unità motorie veloci pur in presenza di scarse manifestazioni mioelettriche di fatica.

La modificazione del controllo motorio centrale, che induce un non fisiologico reclutamento/de-reclutamento, potrebbe dunque essere generata da un'alterazione dell'input sensoriale sia dei nocicettori sia dei meccanorecettori (di allungamento e di carico) muscolari. Per confermare tali risultati, si è fatta la seguente ipotesi: se l'alterazione nel reclutamento/de-reclutamento di unità motorie e nel dolore muscolare in soggetti affetti da FMS è la conseguenza periferica (muscolare) di una incongruenza senso-motoria centrale, è ragionevole supporre che un farmaco ad azione centrale possa, in qualche modo, interrompere tale incongruenza tra l'informazione sensoriale e la risposta motoria a livello centrale, normalizzando il pattern di reclutamento a livello muscolare. A tale scopo è stato studiato l'effetto della buprenorfina transdermica (TDS-B) sul dolore e sulla fatica mioelettrica in un gruppo di soggetti affetti da FMS.

Quattordici individui (12 donne e 2 maschi, 45.3 ± 11.1 anni, media \pm SD) hanno partecipato volontariamente allo studio. E' stato utilizzato un

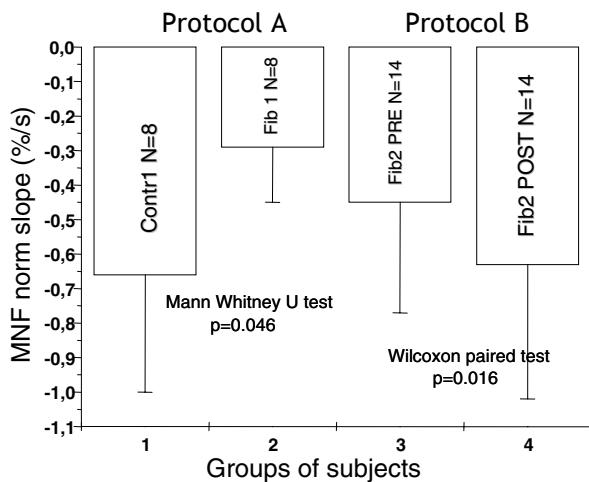
In a previous work (see Annual Report 2003) we demonstrated that patients affected by Fibromyalgia (FMS) showed: a) myoelectric manifestations of fatigue patterns (during 30 s contractions at 60% MVC, biceps brachii muscle) similar to those associated to markedly deconditioned elderly subjects; b) such differences between FMS subjects and healthy controls seemed to be related to a central motor control failure rather than to alteration of the muscles themselves; c) the central motor control failure is the cause of altered motor patterns consisting in an abnormal recruitment and de-recruitment of fast motor units associated to early myoelectric manifestations of fatigue. In the same work we speculated that the central motor control failure and the consequently altered motor recruitment/derecruitment pattern was generated by the alteration of the sensory input from both muscle nociceptor and mechanoreceptors (stretch and load receptors).

To confirm the findings of that work we addressed the following hypothesis: if alteration in recruitment/derecruitment of muscle fibers and muscle pain in FMS patients is the peripheral (muscular) consequence of a centrally driven sensory-motor incongruence, it is reasonable to argue that a centrally acting drug can in some way interrupt/improve this mismatch between sensory information and motor responses at a central level, leading to a normalization of the recruitment pattern at the muscle level. We therefore studied the effects of transdermal buprenorphine (TDS-B) on pain and on sEMG muscle fatigue in a group of patients affected by FMS.

Fourteen volunteer subjects (12 female and

sistema transdermico per la somministrazione sistemica della buprenorfina a velocità controllata (TDS-B). Il trattamento durava nove giorni e ogni tre veniva applicato un nuovo cerotto di TDS-B. Le valutazioni elettromiografiche di superficie sono state effettuate prima e dopo il trattamento. Il tasso di cambiamento della frequenza media dello spettro del segnale EMG (e quello normalizzato rispetto al valore iniziale, vedi Figura) sono risultati statisticamente inferiori rispetto al gruppo di controllo prima del trattamento, mentre tale differenza è stata annullata al termine del protocollo.

Questi risultati dimostrano che l'uso di buprenorfina permette di far ritornare le manifestazioni mioelettriche di fatica di soggetti con FMS a livelli confrontabili a quelli dei soggetti sani. Le manifestazioni mioelettriche di fatica possono quindi essere utilizzate per valutare l'efficacia di questo trattamento, che agisce a livello centrale se protratto per almeno nove giorni.



Confronto tra i risultati ottenuti nel protocollo (A) (Annual Report 2003) e in questo ultimo protocollo (B), in cui è stato adottato lo stesso esercizio usato in (A). I tassi di variazione normalizzati di MNF (media \pm SD) nel gruppo PRE sono paragonabili a quelli ottenuti nel gruppo dei pazienti in A. Al termine del trattamento con TDS-B (POST), i tassi di variazione normalizzati di MNF sono stati ricondotti a valori comparabili a quelli del gruppo di controllo in B e statisticamente maggiori dei valori ottenuti a PRE. (Gruppo 1: controllo, soggetti sani, N=8, 2003; Gruppo 2: soggetti con FMS, N=8, 2003; Gruppo 3: soggetti con FMS PRE TDS-B, N=14, 2005; Gruppo 4: soggetti con FMS POST TDS-B, N=14, 2005).

Findings from the protocol A (Annual Report 2003) and this last protocol (B), where the same exercise adopted in (A) was used. MNF normalized rates of change (mean \pm SD) in PRE B group are comparable with those obtained in the pathological A group. After the TDS-B treatment (POST), MNF normalized rates of change recovered to values comparable with the control B group and significantly greater than B PRE values. (Group1: control group of healthy subjects, N=8, 2003; Group2: FMS group, N=8, 2003; Group3: FMS group PRE TDS-B treatment, N=14, 2005, Group4: FMS group POST TDS-B treatment, N=14, 2005).

2 male, aged 45.3 ± 11.1 years, mean \pm SD participated in this study. A transdermal system for the rate-controlled systemic delivery of buprenorphine (TDS-B) has been used. Active treatment lasted nine days with the application of a new patch of TDS-B every three days. SEMG measurements were collected before and after the treatment. Mean frequency rate of change and normalized rate of change (the latter is reported in the Figure) were found statistically different with respect to a healthy control group before the treatment, whereas difference disappeared at the end of the protocol.

This result demonstrates that the use of buprenorphine recovers sEMG manifestations of fatigue to levels comparable with those of healthy subjects. Moreover, sEMG manifestations of fatigue can be used to track the effectiveness of this treatment, acting at a central level if applied for at least nine days.

Velocità di conduzione dei muscoli del braccio e della spalla durante esercizio ciclico delle braccia

G. Antonutto, D. Farina, E. Merlo

Il ruolo di quattro muscoli (trapezio superiore, deltoide anteriore, tricipite brachiale laterale e bicipite brachiale, del braccio e della spalla destra) è stato studiato durante esercizio ciclico in cinque maschi sani.

Lo scopo dello studio era: a) confrontare l'attività dei quattro muscoli coinvolti e b) stimare la velocità di conduzione muscolare (CV) e le sue variazioni nel tempo in due muscoli coinvolti in modo differente nel compito motorio.

I soggetti hanno preso parte a tre sessioni sperimentali pedalando con gli arti superiori su di un cicloergometro isocinetico per le braccia a tre intensità di lavoro: 30 W per 4 min, 50 W per 4 min e 75 W ad esaurimento. La frequenza di pedalata è stata impostata e mantenuta costante a 1 Hz.

Sono state posizionate schiere adesive a quattro contatti (si faccia riferimento alla Figura a) sui quattro muscoli dopo aver individuato la migliore posizione degli elettrodi in funzione della posizione della zona di innervazione. Inoltre, un elettrogoniometro è stato posizionato sul gomito destro.

Per ogni muscolo il valore rettificato medio (ARV) è stato stimato per ogni rivoluzione completa (1 s). I singoli cicli sono stati identificati per mezzo del segnale registrato dall'elettrogoniometro. CV è stata stimata solo dal trapezio superiore e dal bicipite brachiale da finestre di 30 ms utilizzando una tecnica sviluppata per contrazioni dinamiche (si faccia riferimento a Annual Report 2003).

Differenti pattern di attivazione sono stati osservati durante l'esercizio in soggetti diversi (ad esempio in alcuni soggetti il trapezio era sempre attivo mentre in altri era attivo in modo intermittente). Trapezio e bicipite si comportano in modo diverso durante le sessioni sperimentali al cre-

Muscle fiber conduction velocity in arm and shoulder muscles during arm cranking

The function of four muscles (upper trapezius, anterior deltoid, lateral triceps brachii and biceps brachii of the right shoulder and arm) during arm-cranking was investigated in five young healthy males. Aims of the study were: a) to compare the activity of the four muscle involved and b) to estimate the muscle fiber conduction velocity (CV) and its changes over time in two muscles differently involved in the task.

The subjects participated to three experimental sessions pedalling with the upper limbs on an isokinetic arm-cycloergometer at three intensities of work: 30 W for 4 min, 50 W for 4 min and 75 W until exhaustion. Pedalling frequency was set and maintained constant at 1 Hz.

Adhesive four-electrode arrays were placed (see Figure a) on the four muscles after identification of the best electrode position through preliminary location of the innervation zones of each muscle. An electrogoniometer was placed on the right elbow to record the joint angle.

For each muscle, the average rectified value (ARV) was estimated on each cycle (1 s) of cranking. Single cycles were identified by means of the signal recorded from the electrogoniometer. CV was estimated only from the upper trapezius and biceps brachii from windows of 30 ms using a technique developed for dynamic contractions (see Annual Report 2003).

Different muscle activation patterns were observed during the effort in different subjects (e.g. in some subjects the trapezius was continuously activated while in others it was burst activated). Trapezius and biceps brachii behaved differently during the experimental sessions as the workload was increased in three steps from 30 W to 75 W (see Figure b). In fact, the biceps showed a greater decrease of CV than trapezius

scere del carico da 30 W a 75 W (si faccia riferimento alla Figura b). Il bicipite, infatti, mostra un maggiore calo di CV rispetto al trapezio ai tre carichi di lavoro. Questa osservazione suggerisce un maggiore sforzo e/o una maggiore affaticabilità, durante esercizio ciclico, del bicipite brachiale rispetto al trapezio, la cui funzione è orientata a stabilizzare la spalla più che contribuire attivamente alla pedalata.

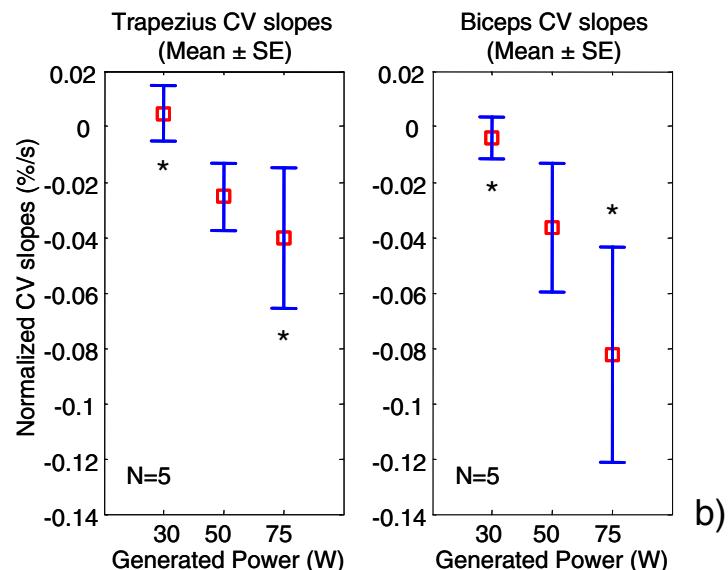
I risultati indicano che la stima dei parametri EMG durante attività sportiva può fornire importanti informazioni circa la divisione dei compiti tra muscoli. In particolare, viene messa in luce l'interazione e l'affaticabilità di muscoli diversi nello stesso compito motorio. Questo può essere uno strumento utile per la valutazione dell'efficacia di trattamenti o allenamenti.

during the three workloads. This finding suggests a greater effort and/or fatigability of the biceps brachii during arm cranking with respect to trapezius muscle, the function of which is more oriented to stabilize the shoulder rather than to contribute actively to the pedalling action.

The results indicate that estimation of EMG parameters during sports activity could provide important information about the sharing of load among muscles. In particular, the interplay and fatigability of different muscles during the same motion task are outlined. This could be a useful tool for the evaluation of effectiveness of treatments or training.



a)



a) Set-up di misura. b) Pendenza di CV (media \pm err. std. su 5 soggetti) ottenuta da trapezio superiore e bicipite brachiale del lato destro durante pedalata con cicloergometro a tre diversi livelli di potenza. La pendenza normalizzata di CV risulta essere maggiore, in valore assoluto, per potenza sviluppata pari a 75 W rispetto a 30 W (ANOVA a due vie, $p<0,05$; post hoc SNC, $p<0,05$) per entrambi i muscoli.

a) Measurement set-up. b) CV slopes (mean \pm std. err. over 5 subjects) obtained from upper trapezius and biceps brachii of right side during arm cranking on a cicloergometer at three different power outputs. The normalized CV slope shows higher absolute values for a generated power of 75 W with respect to 30 W (two way ANOVA, $p<0,05$; post hoc SNK, $p<0,05$) for both muscles.

Fatica e recupero nei muscoli elevatori della mandibola

Fatigue and recovery in jaw-elevator muscles

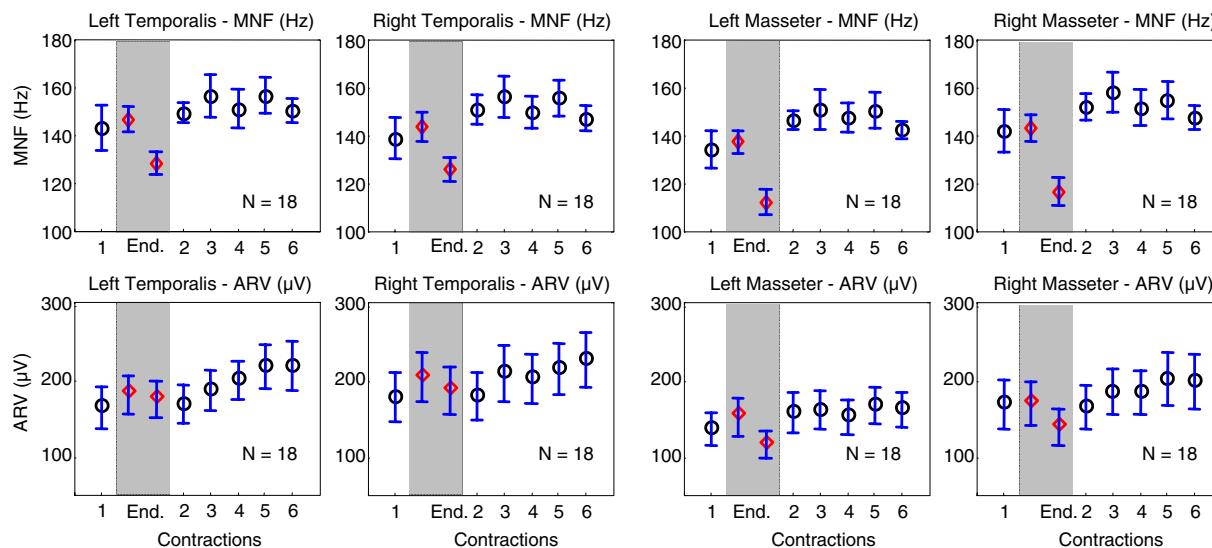
T. Castroflorio, D. Farina, K. Icardi, E. Merlo

Lo scopo dello studio era valutare fatica e recupero nei muscoli elevatori della mandibola in seguito a contrazione al 80% del massimo livello volontario (MVC) sostenuto fino ad esaurimento.

Lo studio è stato effettuato su massetere e temporale anteriore di ambi i lati su 18 soggetti volontari sani. Un sensore di forza di compressione intraorale è stato alloggiato in uno splint costruito a partire dal modello dell'arcata dentale di ogni soggetto. Il sensore è stato utilizzato per misurare la massima contrazione volontaria in posizione di intercuspidazione e per fornire un feedback visivo al soggetto nelle contrazioni sub-massimali.

The aim of the study was to evaluate fatigue and recovery in jaw-elevator muscles after a contraction at 80% of the maximum voluntary level (MVC) sustained to exhaustion.

The study was performed on the masseter and temporalis anterior muscles of both sides of 18 healthy volunteers. An intraoral compressive-force sensor was mounted in a splint built from a model of the dental arches of the subject. The sensor was used to measure maximal voluntary contraction force in the intercuspal position and to provide a visual feedback on sub-maximal forces to the subject.



ARV ed MNF (media \pm err. std. su 18 soggetti) ottenuti da massetere e temporale anteriore di ambo i lati durante contrazioni a rampa e ad 80% MVC (si faccia riferimento al testo). I valori riportati per le contrazioni da 1 a 6 sono ottenuti in corrispondenza al picco di forza da una regressione lineare di ARV ed MNF durante contrazioni a rampa da 0 al 100% MCV in 10 s. I valori indicati come "End." sono il valore iniziale e finale della contrazione all'80% MVC ad esaurimento. Le contrazioni sono presentate nello stesso ordine temporale con cui sono state eseguite con una pausa di due minuti tra ogni contrazione e la successiva.

ARV and MNF (mean \pm std. err. over 18 subjects) obtained from masseter and temporalis anterior muscles of both sides during ramp contractions and 80% MVC (refer to text). Values reported for the contractions 1 to 6 are obtained at the peak force from a linear regression of ARV and MNF during 10 s ramp contractions from 0 to 100% MCV. The values indicated as "End." are the initial and the final values of an 80% MVC contraction sustained to exhaustion. The contractions are presented in the same order as they were performed with a rest of 2 minutes between each contraction and the next one.

E' stato chiesto ai soggetti di eseguire una contrazione a rampa con forza crescente linearmente da 0 al 100% MVC in 10 secondi seguita da una contrazione al 80% MVC ad esaurimento. Dopo aver raggiunto il punto di endurance, essi hanno eseguito cinque contrazioni a rampa, ogni due minuti, utilizzate per monitorare il recupero.

Per ogni rampa è stata stimata la regressione lineare del valore rettificato medio (ARV) e della frequenza media (MNF) ed è stato estratto il valore al picco di forza. La limitata lunghezza dei muscoli e la posizione centrale della zona di innervazione non ha consentito di ottenere stime affidabili di velocità di conduzione. Non ci sono differenze significative tra i valori di ARV ed MNF stimati prima e dopo la contrazione ad esaurimento (si faccia riferimento alla Figura). Quindi, le modifiche di ARV e di MNF, indotte dalla contrazione al 80% MVC, vengono recuperate in due minuti. Ciò è anche confermato dalla capacità dei soggetti di raggiungere il proprio MVC nelle contrazioni a rampa eseguite dopo la contrazione al 80% MVC.

Questi risultati sembrano sostenere l'ipotesi che l'endurance è stata raggiunta come conseguenza del dolore più che della fatica, come tutti i soggetti hanno indicato.

The subjects were asked to perform one ramp contraction with force increasing linearly from 0 to 100% MVC in 10 seconds followed by a 80% MVC endurance contraction. After reaching the endurance point, they performed five ramp contractions, two minutes apart, to monitor the recovery from exhaustion.

For each ramp, the linear regression of average rectified value (ARV) and mean frequency (MNF) were estimated and the value at the force peak was taken. Reliable estimates of muscle conduction velocity were not obtained because the limited muscles length and the central position of the innervation zone. There were no significant differences between ARV and MNF estimated before and after, the endurance contraction (see the Figure). Thus, the changes in ARV and MNF induced by the 80% MVC contraction recovered in two minutes. This is also confirmed by the ability for all subjects to reach the MVC during the ramp contraction performed after the 80% MCV contraction.

These results seem to support the hypothesis that endurance was reached as a consequence of pain rather than fatigue, as indicated by all subjects.

Ripetibilità delle variabili sEMG registrate dall'abduttore breve del pollice

A. Ferreira da Rocha, A. Rainoldi, W. H. Veneziano

L'elettromiografia di superficie è utilizzata per controllare l'attività muscolare durante il movimento o per valutare nel tempo l'efficacia di terapie e/o di trattamenti riabilitativi. Tuttavia, le informazioni che se ne possono estrarre possono essere utilizzate correttamente solo dopo che sia stato propriamente valutato il loro grado di ripetibilità.

L'obiettivo di questo lavoro era di valutare la ripetibilità delle variabili di ampiezza (RMS) e spettroali (MDF) dei segnali sEMG registrati dalla superficie del muscolo abductor pollicis brevis (APB) durante contrazioni isometriche volontarie. Questo muscolo è stato scelto poiché è stato anche oggetto di studio in acqua (si faccia riferimento al contributo "Segnali sEMG dall'abduzione breve del pollice registrati in acqua"). Si è deciso di utilizzare elettrodi pre-gelled commercialmente disponibili (Arbo Kiddy®, Kendall, USA) usando la configurazione bipolare, maggiormente diffusa tra i fisioterapisti.

Nove soggetti maschi (30.5 ± 4.3 anni, media \pm SD) hanno effettuato contrazioni isometriche consecutive del muscolo APB della durata di due secondi. Il livello di contrazione era fissato al 40% MVC per evitare fenomeni di fatica cumulativa. Ogni contrazione è stata ripetuta 10 volte in tre giorni diversi per un totale di 30 contrazioni per soggetto. La ripetibilità è stata indagata calcolando il Coefficiente di Correlazione Interclasse (ICC) e l'errore standard della media (SEM) per ciascuna stima (RMS, MDF e MVC).

I risultati indicano alta ripetibilità e basso SEM per le variabili EMG (RMS: ICC=77.8%, SEM=14.4%; MNF: ICC=69.3%, SEM=5.7%). Pertanto queste variabili possono essere stimate con buona precisione (cioè con un basso erro-

Repeatability of surface EMG variables recorded from the abductor pollicis brevis muscle

EMG recordings should be adopted to check muscular activation during movements or to monitor the effectiveness of the therapies and of rehabilitation treatments. Such important information can actually be obtained and adopted only if their degree of repeatability is properly assessed.

The objective of this work was to study the repeatability of the root mean square (RMS) value and of the median frequency (MDF) of surface electromyographic (sEMG) signals recorded from the abductor pollicis brevis (APB) muscle during voluntary isometric contractions. This muscle was selected since it was studied in underwater environment (see the contribution "sEMG signals from the abductor pollicis brevis muscle in underwater environment").

We decided to test commercially available pre-gelled electrodes (Arbo Kiddy®, Kendall, USA) used in bipolar configuration since this is the most common montage adopted by physiotherapists.

Nine men, 30.5 ± 4.3 (mean \pm SD) years old, performed consecutive two-second long isometric contractions of the APB muscle. The contractions were set at 40% of the Maximal Voluntary Contraction (MVC) to avoid muscle fatigue. Each contraction was repeated 10 times in three different days, for a total of 30 trials/subject. The repeatability was investigated using the Intraclass Correlation Coefficient (ICC) and the standard error of the mean (SEM) of each estimate (RMS, MDF, and MVC).

The results showed high repeatability and low SEM for EMG variables (RMS: ICC=77.8%, SEM=14.4% and MDF: ICC=69.3%, SEM=5.7%). Hence these variables can be estimated with a good precision (with a low

re tra soggetti diversi) e risultano sensibili alle differenze individuali inter-soggetto. Allo stesso modo i valori di ICC per MVC (tre prove ripetute per tre giorni, quindi nove per soggetto) sono risultati alti (81.1%) e con un basso SEM (7.4%), indicando che è possibile ottenere misure di forza affidabili e ripetibili e che il dispositivo di misura è stato correttamente progettato e realizzato per questo protocollo.

Poiché le stime delle variabili sEMG sono risultate non statisticamente differenti se misurate in acqua o in aria (si faccia riferimento al contributo citato sopra), i risultati appena descritti offrono anche una conferma indiretta della qualità dei segnali registrabili dal APB in acqua. In conclusione, è possibile affermare che le variabili RMS, MDF e MVC possono essere adottate con successo per lo studio dell'APB sia in acqua sia a secco.

between subject error) and are sensitive to individual differences between subjects. Moreover, the ICC for the MVC (three trials in three days, that is nine values per subject) was high (81.1%) and the SEM was low (7.4%). This indicates that it is possible to obtain consistent measures of force and that the custom force-measurement device was properly designed and suited for this study.

Since no differences were observed between dry and wet recordings (see the contribution cited above) these findings provide an indirect confirmation of the good quality of the signals recordable from APB muscle in underwater environment. Hence these variables can be used in studies of the abductor pollicis brevis muscle in either dry or wet environments.

Segnali sEMG dall'abduttore breve del pollice registrati in acqua

sEMG signals from the abductor pollicis brevis muscle in underwater environment

A. Ferreira da Rocha, A. Rainoldi, W. H. Veneziano

In letteratura sono disponibili numerosi lavori in cui si dichiara che l'ampiezza del segnale elettromiografico di superficie (sEMG) registrato in acqua diminuisce, anche qualora le alterazioni dovute al mezzo conduttore siano efficacemente annullate con l'uso di protezioni impermeabili adesive o di elettrodi impermeabili. In altri lavori, invece, non sono state osservate tali diminuzioni di ampiezza adottando le stesse precauzioni di isolamento.

Lo scopo di questo progetto è di indagare ulteriormente le ragioni di tali discrepanze. Alcune possibili spiegazioni sono: i) l'adozione di protocolli di ricerca differenti; ii) lo studio di muscoli differenti (nell'ipotesi che muscoli diversi possano comportarsi diversamente in acqua); iii) le temperature diverse dell'acqua e della pelle (la velocità di conduzione infatti aumenta all'aumentare della temperatura); iv) le eventuali infiltrazioni di acqua verso gli elettrodi, non correttamente protetti, che generano variazioni delle stime delle variabili sEMG; v) l'uso di differenti livelli di immersione (dal singolo arto al corpo intero), cioè differenti propriocezioni dell'effetto dell'acqua.

I segnali sEMG sono stati registrati in configurazione bipolare dal muscolo abduttore breve del pollice, usando elettrodi commercialmente disponibili (Arbo Kiddy®, Kendall, USA) e immersendo in acqua solo la mano e l'avambraccio. Dieci maschi (30.1 ± 4.0 anni, media \pm SD) hanno effettuato dieci contrazioni isometriche dell'abduttore breve del pollice, della durata di due secondi, al 40% MVC, in due ambienti differenti (aria e acqua) usando sempre elettrodi ricoperti con una pellicola adesiva impermeabile.

Several works in the literature report decrease in amplitude of the surface electromyographic signal (sEMG) in underwater environments even when the effects of water are effectively counteracted by the use of water-resistant protection or water-resistant electrodes. However, in other works, no decrease in EMG amplitude was observed, as long as the electrodes were protected by water-resistant taping.

The aim of this work is to further study the reasons of such a discrepancy. Some of the possible causes are: i) the adoption of different protocols; ii) the study of different muscles (each muscle might behave differently in water); iii) different temperature of the water with respect to the skin (CV increases with increasing temperature); iv) water leakage to the electrodes that causes changes in the estimates of S-EMG variables; v) different levels of body immersion, from the isolated limb to the whole body (that is, different global proprioception).

In this work the sEMG signal was recorded in bipolar montage from the abductor pollicis brevis muscle (commercially available pre-gelled electrodes, Arbo Kiddy®, Kendall, USA), when only the hand and forearm were immersed in water. Ten men, 30.1 ± 4.0 (mean \pm SD) years old, performed ten two-second 40% MVC isometric contractions of the abductor pollicis brevis muscle in two controlled environments (air and water) always with electrodes protected with a waterproof adhesive tape. Differently from other findings reported in the literature, where the whole body was immersed in water, no significant variations (paired Wilcoxon test) due to the environments were observed in the median power frequency (MDF) and in the root mean square (RMS) value of the S-EMG signal.

A differenza di risultati altri, ottenuti con soggetti interamente immersi in acqua, non sono state osservate differenze statisticamente significative (test appaiato di Wilcoxon) nelle stime della frequenza mediana (MDF) dello spettro e nell'ampiezza (RMS) del segnale sEMG tra i due ambienti.

Queste osservazioni confermano risultati simili da noi ottenuti in precedenza su altri muscoli (estensore del quinto dito e bicipite brachiale). Inoltre, poiché la temperatura dei due ambienti è stata mantenuta costante e non vi sono state infiltrazioni, sembra ragionevole concludere che le variazioni di ampiezza del segnale EMG di cui si parla in letteratura debbano essere correlate a problemi tecnici o all'alterata propriocezione globale dovuta all'immersione completa del corpo in acqua.

Findings from this work confirm our previous results obtained from different muscles (extensor digiti minimi and biceps brachii). Moreover, since skin temperature was the same in both environments and leakages were avoided, EMG signal amplitude variations reported in the literature seem to be related either to technical problems or to global proprioception alteration occurring when the whole body is immersed.

Stima delle variabili sEMG durante contrazioni dinamiche in aria e acqua

Estimation of sEMG variables during dynamic contractions in air and underwater environments

M. De Vetro, A. Ferreira da Rocha, A. Rainoldi, W. H. Veneziano

Vi sono alcuni lavori disponibili in letteratura in cui è stato confrontato il comportamento delle variabili sEMG durante contrazioni dinamiche in acqua e in aria. I risultati sono contraddittori: alcuni autori riportano una diminuzione dell'ampiezza del segnale quando la misura è effettuata in acqua, altri non hanno osservato differenze tra i due ambienti. La ragione di tali incongruenze può essere dovuta agli effetti della resistenza al movimento offerta dall'acqua e della spinta di galleggiamento che potrebbero generare differenze nell'attivazione muscolare rendendo non corretto il confronto tra i due ambienti.

Con questo lavoro è stato proposto un protocollo per confrontare tre variabili EMG (valore rettificato medio, ARV; frequenza media dello spettro, MNF; velocità di conduzione, CV) durante movimenti ciclici in aria e in acqua.

Dieci maschi (età: 27.4 ± 1.9 anni, altezza: 178.1 ± 4.9 cm, peso: 72.8 ± 8.4 kg, media \pm SD) hanno effettuato, in circa 100 secondi, dieci cicli di flessioni ed estensioni isotoniche del braccio destro, impugnando un manubrio del peso pari al 50% della contrazione isometrica massima volontaria (misurata con il gomito a 90°). I movimenti sono stati ripetuti in aria e acqua, con la mano destra, l'avambraccio e il gomito immersi. La temperatura della cute e dell'acqua erano uguali e mantenute a 33.0 ± 0.5 °C. Metà dei soggetti hanno effettuato prima le contrazioni in aria e poi in acqua, mentre gli altri hanno adottato l'ordine opposto. Allo scopo di minimizzare l'effetto di galleggiamento e di compensare le stime per tale fattore, è stato aggiunto al manubrio un ulteriore peso, calcolato individualmente. L'angolo articolare del gomito è stato misurato con un elettrogoniometro. Il

Previous works reported in the literature compared the behavior of sEMG signals in aerial and in underwater environment during dynamic contractions. Their results are contradictory. Some authors reported a decrease in the amplitude of the EMG variables when the measurement is performed underwater, and some others did not find such a decrease. One of the hypotheses that might explain these discrepancies is that the water resistance and the flotation effects could cause differences in muscle activation with respect to the aerial environment.

In this work, we propose a protocol for comparing three EMG variables (average rectified value-ARV, mean spectral frequency-MNF, and conduction velocity-CV) during cyclical movements in aerial and underwater environment.

Ten males (age: 27.4 ± 1.9 years; height: 178.1 ± 4.9 cm; weight: 72.8 ± 8.4 kg: mean \pm SD) performed, in about 100 seconds, ten isotonic cycles of flexion and extension of the right elbow holding a dumbbell in the hand (with a weight equal to the 50% of the maximum voluntary isometric contraction, measured at 90° of elbow flexion). The movements were repeated in dry and in underwater conditions, with the right hand, forearm, and upper arm immersed. Skin and water temperatures were the same (± 0.5 °C) and maintained at 33 °C. Half of the subjects performed the movements first in air then in water and the other half did the opposite. In order to compensate the estimates for the flotation effects a further (individually calculated) load was added to the dumbbell. The joint angle of the elbow was monitored by an electrogoniometer.

segna EMG di superficie è stato acquisito, dal muscolo bicipite brachiale, con una schiera adesiva a otto elettrodi collegata ad un elettromiografo multicanale. La schiera è stata isolata con un film adesivo impermeabile.

Le variabili EMG sono state calcolate in epoche brevi (125 ms) per minimizzare l'effetto della non stazionarietà dei segnali. Tale scelta permette di registrare segnali durante una variazione angolare sempre inferiore a 3°. Le epoche sono state centrate in corrispondenza degli angoli articolari di 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 85° (posto 0° la massima estensione). E' stata usata l'ANOVA per misure ripetute (fattori: angolo articolare, tipo di contrazione (flessione-estensione), condizioni (aria-acqua) e ripetizione) per stabilire le eventuali differenze nelle variabili studiate.

L'analisi statistica ha rivelato che, in sforzi intorno al 50% MVC e con ripetizioni cicliche alla frequenza di 0.1 Hz:

1. il fattore "condizione" non ha effetto sulle stime delle variabili EMG;
2. il fattore "ripetizione" (correlato al tempo e alla fatica) influisce su tutte le variabili ($p<0.001$) e, in particolare:

- a) i valori di ARV aumentano col tempo (tasso di cambiamento normalizzato: $0.56 \pm 0.22 \text{ %/s}$);

- b) i valori di MNF diminuiscono col tempo (tasso di cambiamento normalizzato: $-0.25 \pm 0.05 \text{ %/s}$);

- c) i valori di CV diminuiscono col tempo (tasso di cambiamento normalizzato: $-0.18 \pm 0.03 \text{ %/s}$);

3. al crescere dell'angolo articolare aumentano i valori di MNF.

I risultati mostrano con chiarezza che, se la spinta di galleggiamento dell'arto è propriamente compensata, non si osservano differenze significative nelle stime di ARV, MNF e CV tra aria e acqua. Inoltre, come prevedibile, i tassi di cambiamento delle variabili sEMG durante le contrazioni dinamiche affaticanti sono risultati statisticamente minori dei valori registrati per lo stesso muscolo durante contrazioni isometriche.

The surface EMG signal was acquired by an 8-electrode array connected to a multichannel electromyograph. The array was sealed with waterproof adhesive tape. The biceps brachii muscle (short head) was studied.

EMG variables were estimated from short signal epochs (125 ms) to minimize the effect of signal non-stationarity. Such a choice allows to record signals during an angular variation always lower than 3°. The epochs were centered at the joint angles of 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, and 85° (being 0° the maximum extension). ANOVA for repeated measures was adopted (factors: joint angle, contraction type (flexion or extension), environments (air or water), and cycle number) looking for differences in the studied variables. The statistical analysis revealed that, at efforts near 50% MVC with cyclic repetition at 0.1 Hz:

1. the "environment" factor does not affect sEMG variables;

2. the "cycle" factor (related to time and fatigue) affects all the variables ($p<0.001$), that is:

- a) ARV values increase with time (norm. rate of change: $0.56 \pm 0.22 \text{ %/s}$);

- b) MNF values decrease with time (norm. rate of change: $-0.25 \pm 0.05 \text{ %/s}$);

- c) CV values decrease with time (norm. rate of change: $-0.18 \pm 0.03 \text{ %/s}$);

3. the greater the joint angles the greater the MNF values ($p<0.001$);

Results clearly showed that, if the floatation effect of the limb is compensated for, no significant difference in the ARV, MNF, and CV estimates between air and water conditions can be observed. In addition, the rates of change of sEMG variables during fatiguing dynamic contractions were found significantly different from zero and their absolute values were found smaller than the values recorded on the same muscle during isometric contractions.

Elettromiografo di superficie a 128 canali

A. Bottin, R. Ferrabone, E. Merlo, G. Zampolli

L'elettromiografo EMG128-USB è stato sviluppato in collaborazione con Sirio Automazione e Microtech Engineering.

Il sistema dispone di 128 canali e consente la registrazione di segnali per mezzo di più schiere di elettrodi o con matrici con un massimo di 128 elettrodi. Esso consente di prelevare segnali in modalità monopolare o singolo differenziale con guadagno selezionabile. I canali sono divisi in gruppi di quattro e per ognuno di essi può essere impostato un guadagno diverso.

Rispetto ai sistemi precedentemente sviluppati al LISiN (EMG16 e SEA64) il nuovo elettromiografo dispone di una nuova struttura modulare ed una porta USB2 per la visualizzazione ed il salvataggio dei dati su PC.

Il sistema digitalizza internamente i segnali analogici e non necessita di schede di acquisizione esterne. Inoltre, esso si differenzia dai sistemi precedenti dal momento che la barriera di isolamento, necessaria per amplificatori di segnali biologici, è applicata al livello dei segnali digitali anziché quelli analogici. Questo consente una riduzione del rumore e di errori di linearità.

La struttura base del sistema è costituita da una parte digitale e 16 slot. Gli slot possono accettare altrettante schede per l'amplificazione, il condizionamento e la conversione digitale di segnali biologici. Lo strumento è in grado di gestire fino a 32 canali per ogni scheda, potendo quindi funzionare con un massimo di 512 canali. Per l'elettromiografo EMG128-USB sono state sviluppate schede EMG a otto canali. Inserendo 16 schede a otto canali lo strumento può lavorare come un elettromiografo a 128 canali.

In futuro sarà possibile sviluppare diversi tipi

128 channel surface electromyograph

The EMG128-USB electromyograph has been developed in collaboration with Sirio Automazione and Microtech Engineering. The system features 128 channels and allows to record signals with different electrode arrays or with electrode grids with up to 128 detection points. It allows the detection of monopolar and single differential signals, with a selectable gain. The channels are collected in groups of four and a different gain can be assigned to each group.

With respect to the previous systems developed at LISiN (EMG16 and SEA64), the new electromyograph features an improved modular structure and a USB2 port for the visualization and storing of the EMG signals on PC.

The system features an internal analog to digital conversion and does not require any external acquisition card. Moreover, it differs from the previous systems since the opto-isolation barrier required for bioamplifiers is applied on digital instead of analog signals, reducing noise and linearity errors.

The base structure consists of a digital section and of 16 slots. The slots can accept up to 16 boards for the amplification, conditioning and digital conversion of the biopotentials. The system can manage up to 32 analog channels for every board, allowing a maximum of 512 channels.

Eight channel EMG boards have been developed specifically for the EMG128-USB electromyograph. Inserting 16 eight-channel EMG boards, the system works as a 128 channel electromiograph. In the future, different kinds of boards could be designed in order to detect a larger number of channels and to acquire different kinds of signals (e.g. EEG, ECG, MMG).

The EMG128-USB incorporates a circuit for the reduction of power line interference and a

di schede consentendo di aumentare il numero di canali e di acquisire diversi tipi di segnali (per esempio: EEG, ECG, MMG).

Il EMG128-USB incorpora un circuito per la riduzione delle interferenze di rete ed un sistema per la rimozione dell'artefatto da stimolo, compatibile con lo stimolatore neuromuscolare St-PRO sviluppato al LISiN. Esso consente quindi l'acquisizione dei segnali EMG durante contrazioni sia volontarie sia stimolate elettricamente.

system for stimulation artifact removal, compatible with the neuromuscular stimulator St-PRO developed at LISiN. It allows the detection of EMG signal both during voluntary and electrically elicited contractions.

Sviluppo di due tipi di matrici di elettrodi flessibili

Development of two types of flexible electrode grids

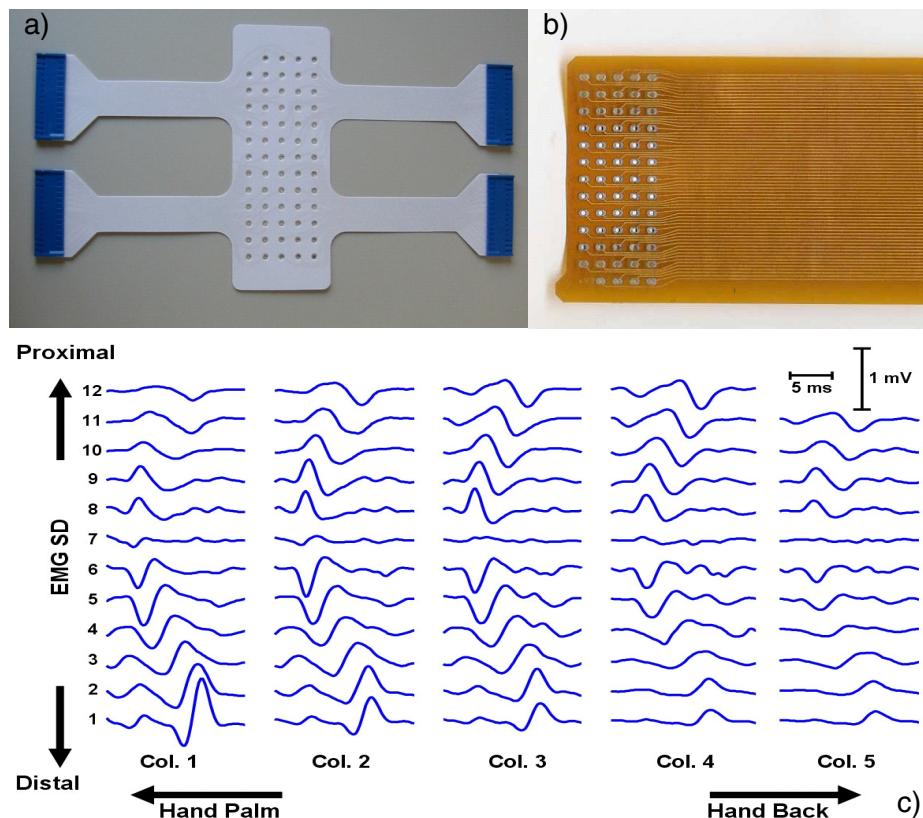
A. Bottin, F. Lisi, F. Mandrile, E. Merlo, U. Sardo

Facendo uso di differenti tecnologie sono stati realizzati due tipi di matrici di elettrodi flessibili, con diversa distanza interelettrodica.

Il primo tipo (si faccia riferimento alla Figura a) è una matrice bidimensionale di 64 elettrodi circolari in argento/argento-cloruro disposti su una griglia di cinque colonne e 13 righe con una distanza interelettrodica di 8mm, depositati su un supporto plastico. Questo dispositivo è stato sviluppato in collaborazione con SPES MEDICA.

Two types of flexible adhesive electrode grids with different inter-electrode distance have been developed using two different technologies.

The first type (see Figure a) consists in a bi-dimensional electrode array of 64 silver/silver-chloride ring electrodes positioned on a grid of five columns and 13 rows with an inter-electrode distance of 8 mm, deposited on a plastic support. This device has been designed and developed in collaboration with SPES MEDICA.



a) Primo tipo di matrice a 64 elettrodi con distanza interelettrodica di 8 mm. b) Secondo tipo di matrice a 64 elettrodi con distanza interelettrodica di 4 mm. c) Esempio di singolo MUAP registrato dall'abduttore del mignolo durante una contrazione a basso livello utilizzando il secondo tipo di matrice.

a) First type of 64 electrode grid with 8 mm interelectrode distance. b) Second type of 64 electrode grid with 4 mm interelectrode distance. c) Example of single MUAP recorded from Abductor digiti minimi during a low level contraction using the second type of electrode grid.

Il secondo tipo (si faccia riferimento alla Figura b) è una matrice di 64 elettrodi depositati su un supporto in kapton con lo stesso procedimento utilizzato per la realizzazione di circuiti stampati flessibili. Gli elettrodi sono realizzati in rame, ricoperti da uno strato di argento, disposti su una griglia di cinque colonne e 13 righe con una distanza interelettrodica di 4mm.

Entrambi i tipi di matrici possono essere fissati sulla cute con un cerotto doppio adesivo con 64 fori corrispondenti ad ogni elettrodo. Il contatto elettrodo-cute è realizzato con gel conduttivo inserito nelle cavità del cerotto doppio adesivo.

Entrambi i tipi di matrici possono essere connesse ai sistemi SEA64 e EMG128-USB con un adattatore appositamente progettato al fine di ottenere i segnali singolo differenziali lungo le 5 colonne della schiera bidimensionale (si faccia riferimento alla Figura c) le quali devono essere posizionate parallelamente alla direzione delle fibre.

The second type (see Figure b) is a 64 pin electrode matrix deposited on a kapton support with the same process used to produce flexible printed circuits. The electrodes are made of copper, covered by a silver layer, and placed on a grid of five columns and 13 rows with an inter-electrode distance of 4 mm.

Both types of grid can be fixed to the skin with a double adhesive foam with 64 holes corresponding to each electrode. The electrode-skin contact is provided by conductive gel inserted in the cavities of the double adhesive foam.

Both type of grids can be connected to SEA64 and EMG128-USB systems with a custom adapter designed to obtain single differential signals along the five columns of the bi-dimensional arrays (see Figure c) which should be placed parallel to the fibers direction.

Dispositivo indossabile per la rilevazione del segnale elettromiografico

Development of wearable device for surface EMG detection

A. Bottin, D. Costamagna, G. Demaria, B. Garbero, A. Varesano

Attualmente il segnale EMG di superficie viene prelevato con coppie di elettrodi, con schiere o matrici di elettrodi, fissati sulla pelle del paziente con adesivi o fasce elastiche.

L'obiettivo dello studio è lo sviluppo di un nuovo dispositivo, con elettrodi integrati, che possa essere indossato e semplifichi il posizionamento dei sensori durante la preparazione del paziente, permettendo la rilevazione del segnale EMG durante contrazioni dinamiche e di lunga durata.

Tale studio è condotto nell'ambito del progetto regionale "DIADI", in collaborazione con le ditte Tecnikabel srl, Ozella srl ed il laboratorio ISMAC CNR.

The EMG signal is currently detected using pairs of single electrodes, electrode arrays or matrixes fixed on the skin of the patient with adhesive or elastic strips.

The aim of this project is to develop a new wearable device, with integrated electrodes, which simplifies the placement of the sensors during the preparation of the patient and allows prolonged EMG detection in dynamic conditions.

The project is carried out in the framework of the regional "DIADI" project, in collaboration with the company Tecnikabel srl, Ozella srl and ISMAC CNR.

The first step of the project has been the integration of miniaturized insulated conductive

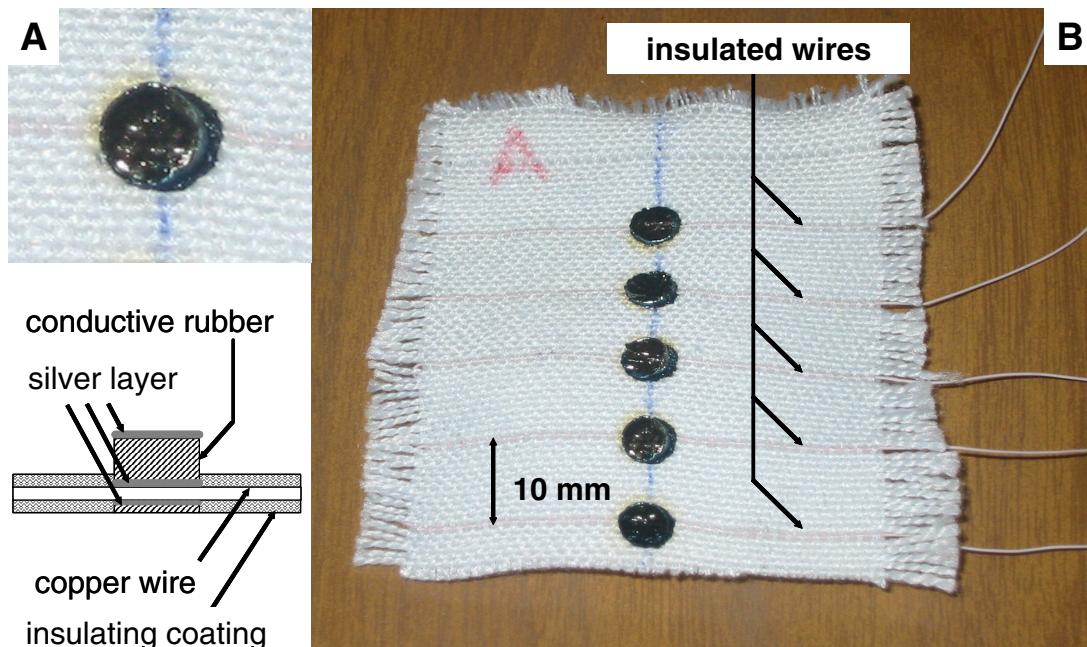


Figura 1. A) Struttura di un singolo elettrodo; B) Schiera di elettrodi realizzati in gomma conduttriva su materiale tessile.

Figure 1. A) Structure of a single electrode; B) Superficial electrode array realized with conductive rubber on textiles.

Il primo passo del progetto è stato integrare dei fili conduttori miniaturizzati, nell'ordito di un tessuto. In corrispondenza di tali fili, dopo aver rimosso una porzione del rivestimento isolante, sono stati realizzati elettrodi di superficie ($\varnothing=5$ mm, 10 mm distanza interelettrodica) utilizzando una gomma siliconica conduttrice che ingloba il filo stesso. Per ridurre il rumore e l'impenedenza del contatto elettrodo-cute, la superficie dell'elettrodo è stata metallizzata in argento (si faccia riferimento alla Figura 1) anche per consentire la formazione di uno strato di AgCl.

Durante acquisizioni preliminari, il segnale EMG è stato prelevato con questi nuovi elettrodi asciutti (si faccia riferimento alla Figura 2).

L'integrazione negli abiti di parti di tessuto sensorizzato permette il prelievo del segnale elettromiografico senza interferire con l'attività fisica del soggetto.

wires into a textile material. Superficial electrodes ($\varnothing=5$ mm, 10 mm interelectrode distance) have been realized on the tissue using an electrically conductive liquid silicone rubber which is connected to the wires. In order to reduce the impedance and the noise of skin-electrode contact, the electrode surface has been metallized with silver (see Figure 1) to allow the generation of AgCl layer.

During preliminary tests EMG signals have been detected with this new dry electrode system (see Figure 2).

The integration of sensorized tissue into clothes permits to monitor the EMG activity with limited interference with the subject's physical activity.

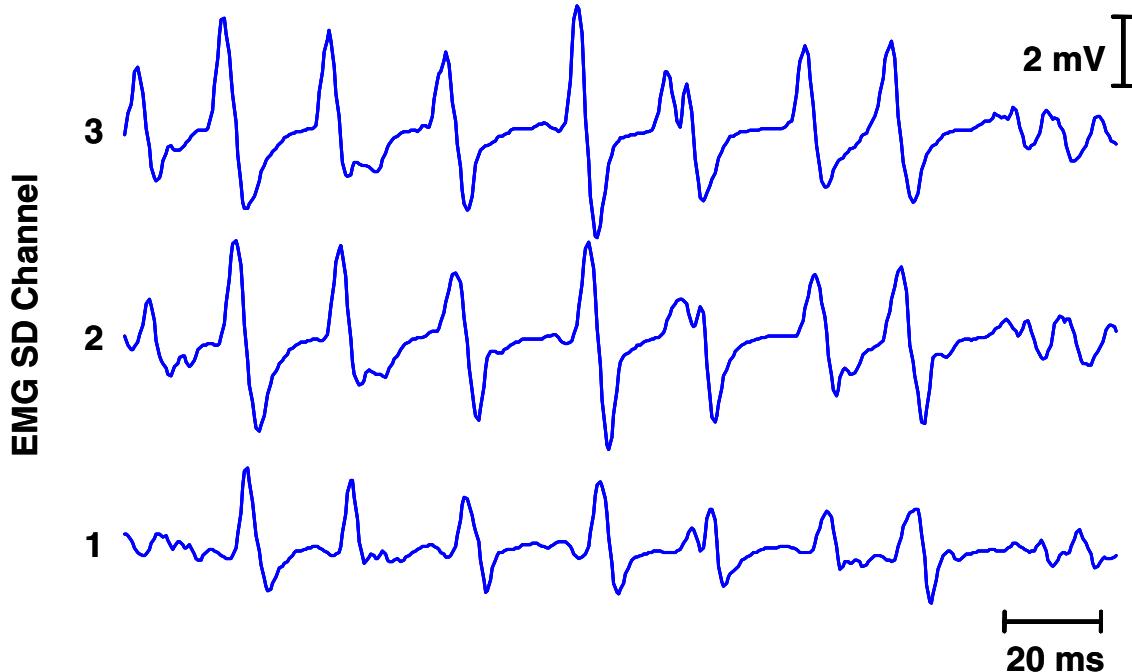


Figura 2. Segnale EMG rilevato con il sistema di Figura 1 dal muscolo abductor digiti minimi.

Figure 2. EMG signal of abductor digiti minimi detected with the system described Figure 1.

Strumento per la rilevazione della forza sviluppata dai muscoli della mano

A device for the detection of force of hand muscles

A. Bottin, M. Campagnol, D. Costamagna, G. Ferrara, C. Gritella, P. Rebecchi

Nell'ambito del progetto Sinapsi, finanziato dalla Regione Piemonte, in collaborazione con l'azienda Photovox srl, è stato realizzato uno strumento per la rilevazione della forza sviluppata dai muscoli della mano durante l'acquisizione del segnale EMG.

I muscoli che possono essere monitorati sono l'abduuttore breve del pollice, l'adduttore del pollice, l'abduuttore del mignolo, i muscoli lombricali, l'estensore delle dita ed il primo interosseo dorsale.

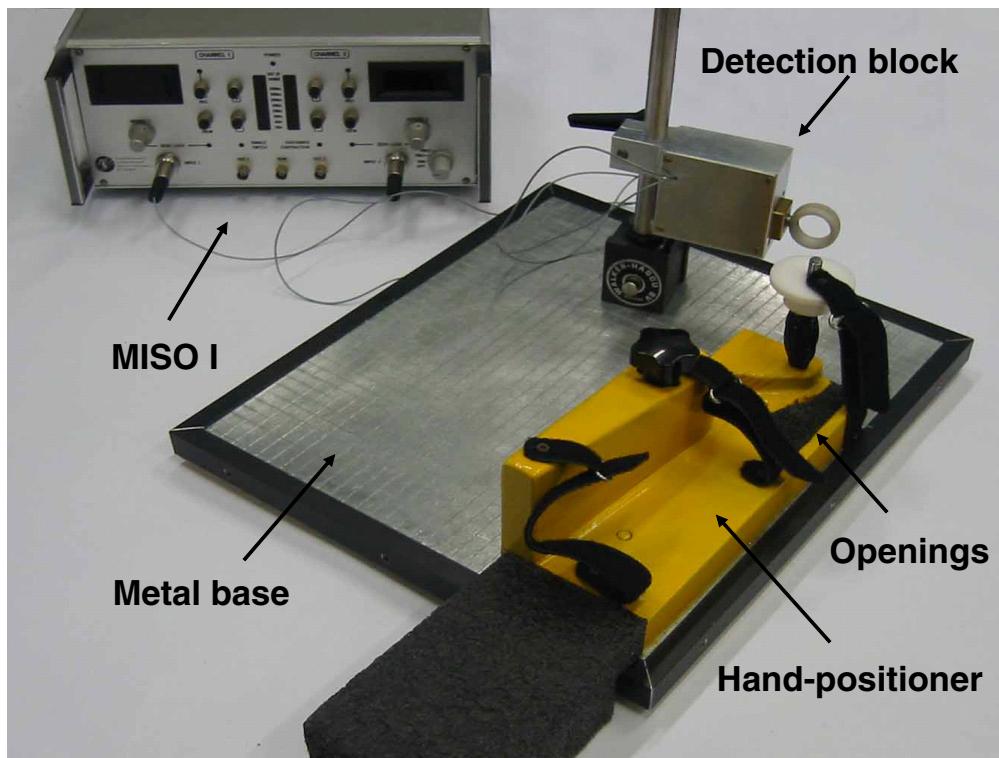
Lo strumento Hand Muscle Force (HMF) è composto da tre parti principali (si faccia rife-

A new device for the detection of force of hand muscles, during EMG signal recording, has been developed in the framework of the "Sinapsi" project, sponsored by the Regional Administration of Piemonte, in collaboration with Photovox srl.

The muscles that can be monitored are abductor pollicis brevis, adductor pollicis, abductor digiti minimi, lumbricales, extensor digitorum, and first dorsal interosseous.

The Hand Muscle Force instrument (HMF) is composed by three main parts (see the Figure):

- a detection block, equipped with two load



Strumento HMF per la misura del vettore di forza generato durante contrazioni isometriche dei muscoli della mano.

HMF device for the detection of the force vector generated by isometric contraction of hand muscles.

rimento alla Figura):

- un modulo rilevatore, dotato di due celle di carico che misurano le componenti verticale ed orizzontale della forza applicata dal dito sull'anello.

- un modulo posizionatore che blocca la mano, supporta l'avambraccio e consente di misurare, con il modulo rilevatore, la forza sviluppata durante una contrazione dove prevale il contributo del muscolo di interesse. Nel modulo posizionatore sono ricavate le sedi per il posizionamento delle schiere di elettrodi.

- una base metallica di supporto su cui vengono fissati i moduli posizionatore e rilevatore.

Le celle di carico sono collegate a circuiti di amplificazione per strain gauge, per acquisire e visualizzare il valore delle due componenti di forza.

Grazie alla rilevazione delle due componenti della forza, è possibile ottenere il vettore di forza sviluppata senza allineamento tra cella di carico e direzione della forza.

cells that measure the horizontal and vertical components of the force applied by a finger to the ring.

- a hand positioner, that supports the forearm and allows the action on the detection block mostly by the selected muscle. In the hand positioner openings are also made, where EMG electrode arrays can be placed.*

- a metal base where the hand positioner and the detection block are fixed.*

The load cells can be connected to strain gauge amplifiers to display the value of the two force components.

Due to the detection of two perpendicular components, the force vector can be obtained without alignment between load cell and force direction.

Formazione permanente e disseminazione dei risultati

S. Lecce, R. Merletti, C. Vaschetto

Le pubblicazioni su riviste internazionali, i libri e i capitoli di libri elencati in "Pubblicazioni Scientifiche e Presentazioni a Congressi" costituiscono sia la principale forma di comunicazione del LISiN con altri ricercatori e scienziati sia il primo obiettivo e prodotto della sua attività.

Un secondo obiettivo è la diffusione delle conoscenze tramite altri canali per addetti ai lavori, quali Workshops, Corsi, Seminari, Scuole Estive e Lezioni in corsi di aggiornamento per personale tecnico o sanitario. Un terzo obiettivo è la informazione di un pubblico più generico quali gli studenti di scuole medie superiori o i lettori degli inserti scientifici di riviste e quotidiani.

Nell'ambito del secondo obiettivo, nel 2005, il LISiN ha promosso o partecipato alle iniziative sotto elencate in "Organizzazione di seminari, corsi e scuole" e "Lezioni invitate", ha pubblicato il lavoro "Non-Invasive Assessment of Skeletal Muscle Activity" nel volume divulgativo "Microgravity Application Program: Successful Teaming of Science and Industry", European Space Agency, (Dicembre 2005) e ha ospitato 15 visitatori, provenienti da sei Paesi stranieri, per periodi da un giorno a sei mesi (vedere elenco nel seguito).

Continuing education and dissemination of results

The material listed under "Scientific Publications and Congress Presentations" constitutes the primary form of communication and discussion with other scientists and researchers and is the main goal and product of LISiN. A second goal of LISiN is the transfer of knowledge to medical practitioners and specialists through workshops, seminars, Summer Schools, and courses for health care professionals. A third goal is the information of high school students and laymen such as the readers of the science sections in daily papers and magazines.

The second goal has been achieved in 2005 through the organization of the activities listed below under the headings "Organization of seminars, courses and schools" and "Invited lectures", the hosting of 15 Visiting Scientists and Researchers from five foreign Countries and the publication of "Non-Invasive Assessment of Skeletal Muscle Activity" in the book "Microgravity Application Program: Successful Teaming of Science and Industry", published by the European Space Agency, (December 2005). In 2005 LISiN coordinated 19 contributions (and wrote five of them) to the J. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, currently in press.

The third goal has been achieved in 2005 with the delivery of two lectures and

Il LISiN ha inoltre coordinato 19 contributi (scrivendone cinque) per la J. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering attualmente in corso di pubblicazione.

Nell'ambito del terzo obiettivo è stata tenuta una lezione con dimostrazione presso l'ITIS Primo Levi di Torino e una presso Master in Tessile e Salute di Biella. L'attività del LISiN ed il problema della "fuga dei cervelli", sono stati oggetto di dibattito in cinque articoli di testate nazionali o locali (Sole 24 Ore, Tuttoscienze, Panorama Sanità e L'Eco di Biella) e in una trasmissione televisiva (W la Ricerca, Raitre, 21/6/2005).

demonstrations to the students of the Technical High School "Primo Levi" in Torino and of the Master Course on Textiles and Health in the city of Biella. LISiN's activities and the issue of "brain drain" had press coverage in six articles published in local or national newspapers (Sole 24 Ore, Tuttoscienze, Panorama Sanità, e L'Eco di Biella) and one TV transmission (W la Ricerca, Raitre, 21/6/2005).

Organizzazione di seminari, corsi e scuole

Organization of seminars, courses and schools

Corso teorico-pratico di Elettromiografia di superficie: applicazioni in clinica e riabilitazione, Centro Cardinal Ferrari, Fontanellato (Parma, Italy), February 24-26, 2005

Seminar "The European Project RISE: use of electrical stimulation to restore standing in paraplegics with long term denervated and degenerated muscles" (Politecnico di Torino, May 3, 2005)

First International Summer School on Non-Invasive Electromyography (Moncalieri, Torino, Italy, June 24-26, 2005)

Lezioni invitate

Invited lectures

"Elettromiografia di superficie", Corso Teorico-Pratico di Elettromiografia e Neurofisiologia Clinica, Lido degli estensi (Ferrara, Italy, September 1-11, 2005)

"Non invasive methods to record single motor unit EMG and MMG activities: applications to normal and pathological conditions" in the course "Biology of muscle and tendon in health, disease and exercise" organized by the Neuromuscular Research Center of the University of Jyväskylä (Jyväskylä, Finland, December 9-10, 2005).

1. Prof. Adson Ferreira da Rocha, University of Brasilia, Brasil: from 07/01/2005 to 31/03/2005
2. Dr. Wilson Henrique Veneziano, University of Brasilia, Brasil: from 07/01/2005 to 30/04/2005
3. Dr. Charles Duffy, University of Strathclyde, Scotland, UK: from 10/01/2005 to 22/01/2005
4. Dr. Monica Rojas, Universitat Politècnica de Catalunya, Dept. D'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial, Barcellona, Spain: from 19/01/05 to 21/01/2005 and from 26/06/2005 to 28/06/2005
5. Dr. Ales Holobar, University of Maribor, Slovenia: from 14/02/2005 to 31/07/2005
6. Dr. Oliver Seynnes, Manchester Metropolitan University, UK: from 07/03/2005 to 11/03/2005
7. Mr. Arun Kumar Reddy Kandoor, University of Guwahati, India: from 13/05/2005 to 27/07/2005
8. Prof. Machiel Zwarts, University Medical Center St. Radboud, Nijmegen, NL, 27/06/2005
9. Prof. Miguel Angel Manáñas, Universitat Politècnica de Catalunya, Dept. D'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial, Barcellona, Spain: from 26/06/2005 to 28/06/2005
10. Dr. Sally Curtis, University of Southampton, UK: from 29/06/2005 to 1/07/2005
11. Dr. Steven Preece, University of Manchester, UK, 4/07/2005
12. Dr. Didier Staudenmann, School of Human Movement Sciences, Vrije Universiteit, Amsterdam. NL, from 13/10/2005 to 15/10/2005
13. Prof. M. Manáñas, Dr. I. Chaler, Dr.. Bertram Muller, Universitat Politècnica de Catalunya, Dept. D'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial, Barcellona, Spain, 22-23/12/2005

I seguenti articoli inerenti il LISiN sono stati pubblicati da quotidiani italiani

The following articles concerning LISiN appeared on Italian Newspapers:

1. "Il laboratorio mostra i muscoli", Il sole 24 ore Nordovest, 14/1/2005,
2. "Dall'incontinenza alle missioni spaziali", Ernesto Bodini, Panorama Sanità, n°6, Febbraio 2005,
3. "Tante iniziative a caccia di fondi, i centri di eccellenza", Laura Carcano, Il sole 24 ore Nordovest, 4/3/ 2005,
4. Dal mondo dalle professioni-medicina- "Forum Elettromiografia", Il sole 24 ore Nordovest, 22/6/ 2005
5. "Lo spreco dei cervelli vale 8 miliardi di euro: viaggio nella crisi della ricerca", Lara Reale Tutto Scienze (La Stampa), 31/8/2005
6. "Fibre conduttrici per la bioingegneria", Roberto Azioni, L'Eco di Biella, 15/12/2005

Libri e capitoli di libri

Books and chapters in books

1. Farina D., Filligoi G.C., Merletti R., Analisi di segnali EMG di superficie per lo studio del controllo motorio. In "Bioingegneria della postura e del movimento" Cappello A., Cappozzo A., di Prampero P.E. (Eds.), Patron Editore (Pub.): 281-306, 2003
2. Merletti R., Medicina del lavoro: valutazioni tramite EMG di superficie. In "Bioingegneria della postura e del movimento" Cappello A., Cappozzo A., di Prampero P.E. (Eds.), Patron Editore (Pub.): 495-510, 2003
3. Pozzo M., Farina D., Merletti R., Electromyography: detection, processing and applications. In "Handbook of biomedical technology and devices", J.E. Moore (Ed), CRC Press, 4.1-4.66, 2003
4. Clancy E. A., Farina D., Filligoi G., Single-channel techniques for information extraction from the surface EMG signal, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 133-168, USA, 2004
5. Farina D., Merletti R., Disselhorst-Klug C., Multi-channel techniques for information extraction from the surface EMG, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 169-203, USA, 2004
6. Farina D., Merletti R., Stegeman D. F., Biophysics of the generation of EMG signals, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 81-105, USA, 2004
7. Merletti R., Farina D., Rainoldi A., Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In "Muscle strength", S. Kumar (Ed), CRC Press, 393-419, 2004

8. Merletti R., Hermens H. J., Detection and conditioning of the surface EMG signal, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 107-131, USA, 2004
9. Merletti R., Mesin L., Separazione di sorgenti, in Metodi avanzati di elaborazione dei segnali biomedici, Ed. Cerutti S., Marchesi C., Patron Editore, Quarto inferiore, Bologna 2004
10. Merletti R., Rainoldi A., Farina D., Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 233-258, USA, 2004
11. Moritani T., Stegeman D., Merletti R., Basic physiology and biophysics of EMG signal generation, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 1-25, USA, 2004
12. Rainoldi A., Casale R., Hodges P., Jull G., Applications in rehabilitation medicine and related fields. In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 403-433, USA, 2004
13. Stashuk D. W., Farina D., Søgaard K., Decomposition of intramuscular EMG signals, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 47-80, USA, 2004
14. Stegeman D. F., Merletti R., Hermens H. J., EMG modeling and simulation, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 205-231, USA, 2004
15. Merletti R., Elementi di Elettromiografia di superficie, "La Spalla nello sportivo" Fusco A., Foglia A., Musarra F., Testa M., ed Masson, 347-358, 2005
16. Merletti R., Farina D., Advances in non-invasive electromyography, in "Recent Research Developments in Biomedical Engineering", S.G. Pandalai (Eds), Transworld Research Network, 1-35, 2005
17. Rainoldi A., Bergamo R., Merlo A., Atlante delle zone di innervazione dei muscoli superficiali della spalla, in "La spalla nello sportivo", Fusco A., Foglia A., Musarra F., Testa M., ed Masson, 359-377, 2005

Pubblicazioni su riviste internazionali

Publications on international journals

1. Casale R., Rainoldi A., Nilsson J., Bellotti P., Can continuous physical training counteract aging effect of myoelectrical fatigue? A sEMG study, *Arch Phys Med Rehab*, 84: 513-517, 2003
2. Falla D., Jull G., Dall'Alba P., Rainoldi A., Merletti R., An electromyographic analysis of the deep cervical flexor muscles in performance of craniocervical flexion, *Physical Therapy*, 83, 10: 899-906, 2003
3. Falla D., Rainoldi A., Merletti R., Jull G. Myoelectric manifestations of sternocleidomastoid and anterior scalene muscle fatigue in chronic neck pain patients *Clinical Neurophysiology*, 114: 488-495, 2003
4. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Indino B., Graven-Nielsen T., Selectivity of spatial filters for surface EMG detection from the tibialis anterior muscle, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 50, 3: 354-364, 2003
5. Farina D., Gazzoni M., Merletti R., Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects, *J. Electrom. Kinesiol.*, 13: 319-332, 2003
6. Farina D., Kallenberg L.A.C., Merletti R., Hermens H., Effect of side dominance on myoelectric manifestations of muscle fatigue in the human upper trapezius muscle, *Eur. Journ. Appl. Physiol.*, 90: 480-488, 2003
7. Farina D., Merletti R., A novel approach of estimating muscle fiber conduction velocity by spatial and temporal filtering of surface EMG signals, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 50, 12: 1340-1351, 2003
8. Farina D., Schulte E., Merletti R., Rau G., Disselhorst-Klug C., Single motor unit analysis from spatially filtered surface EMG signals – Part I: spatial selectivity, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 41: 338-345, 2003
9. Mandrile F., Farina D., Pozzo M., Merletti R., Stimulation artifact in surface EMG signal: effect of the stimulation waveform, detection system, and current amplitude using hybrid stimulation technique, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* (11), 4: 407-15, 2003
10. Merletti R., Farina D., Gazzoni M., The linear electrode array: a useful tool with many applications, *J. of Electromyography and Kinesiology*, 13: 37-47, 2003
11. Merlo A., Farina D., Merletti R., A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 50, 3: 316-323, 2003
12. Muhammad W., Meste O., Rix H., Farina D., A pseudo joint estimation of time delay and scale factor for M-wave analysis, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, (50), 4: 459-468, 2003

- 13.Schulte E., Farina D., Rau G., Merletti R., Disselhorst-Klug C., Single motor unit analysis from spatially filtered surface EMG signals – Part II: conduction velocity estimation, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 41: 338-345, 2003
- 14.Casale R., Farina D., Merletti R., Rainoldi A., Myoelectric manifestations of fatigue during a twelve day exposure to hypobaric hypoxia, *Muscle Nerve*, 30: 618-625, 2004
- 15.Cescon C., Farina D., Gobbo M., Merletti R., Orizio C., Effect of accelerometer location on mechanomyogram variables during voluntary, constant force contractions in three human muscles, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 121-128, 2004
- 16.Cescon C., Gazzoni M., Gobbo M., Orizio C., Farina D., Non-invasive assessment of single motor unit mechanomyographic response and twitch force by spike triggered averaging, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42(4):496-501, 2004
- 17.Chandonia J. M., Walker N.S., Lo Conte L., Koehl P., Levitt M., Brenner S.E., The ASTRAL compendium in 2004, *Nucleic Acids Res.*, 1;32: 189-92, 2004
- 18.Enck P., Franz H., Azpiroz F., Fernandez Fraga X., Hinninghofen H., Kaske-Bretag K., Bottin A., Martina S., Merletti R., Innervation Zones of the External Anal Sphincter in Healthy Male and Female Subjects (Preliminary Results), *Digestion*, 69:123-130, 2004
- 19.Falla D., Jull G., Edwards S., Koh K., Rainoldi A., Neuromuscular efficiency of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles in patients with chronic neck pain, *Disability and Rehabilitation*, 26, (12):712-717, 2004
- 20.Falla D., Jull G., Rainoldi A., Merletti R., Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain, *Eur. J. Pain*, 8(1):71-77, 2004
- 21.Falla D., Rainoldi A., Jull G., Stavrou G., Tsao H., Lack of correlation between sternocleidomastoid and scalene muscle fatigability and duration of symptoms in chronic neck pain patients, *Neurophysiologie clinique*, 34, 159-165, 2004
- 22.Falla D., Rainoldi A., Merletti R., Jull G., Spatio-temporal evaluation of neck muscle activation during postural perturbations, *J. Electrom. Kinesiol.*, 14, (4): 463-474, 2004
- 23.Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Graven-Nielsen T., The effect of experimental muscle pain on motor unit firing rate and conduction velocity, *J. Neurophysiol.*, 91: 1250-9, 2004
- 24.Farina D., Blanchietti A., Pozzo M., Merletti R., M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous stimulation, *J. Appl. Physiol.*, 97, (2):545-555, 2004
- 25.Farina D., Févotte C., Doncarli C., Merletti R., Blind separation of linear instantaneous mixtures of non-stationary surface myoelectric signals, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51, 9: 1555-1567, 2004

- 26.Farina D., Gazzoni M., Camelia F., Low-threshold motor unit membrane properties vary with contraction intensity during sustained activation with surface EMG visual feedback, *J. Appl. Physiol.*, 96: 1505-1515, 2004
- 27.Farina D., Merletti R., Enoka R.M., The extraction of neural strategies from the surface EMG, *J. Appl. Physiol.*, 96: 1486-1495, 2004
- 28.Farina D., Merletti R., Estimation of average muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings, *J. Neurosci. Meth.*, 134: 199-208, 2004
- 29.Farina D., Merletti R., Indino B., Graven-Nielsen T., Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. Reflections on crosstalk interpretation, quantification and reduction, *Methods of Information in Medicine*, 43: 30-35, 2004
- 30.Farina D., Merletti R., Methods for estimating muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals, *Med. Biol. Eng. Comp.*, 42: 432-445, 2004
- 31.Farina D., Mesin L., Martina S., Advances in surface electromyographic signal simulation with analytical and numerical descriptions of the volume conductor, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 114-120, 2004
- 32.Farina D., Mesin L., Martina S., Merletti R., A surface EMG generation model with multi-layer cylindrical description of the volume conductor, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51: 415-426, 2004
- 33.Farina D., Mesin L., Martina S., Merletti R., Comparison of spatial filter selectivity in surface myoelectric signal detection – Influence of the volume conductor model, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 114-120, 2004
- 34.Farina D., Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Merletti R., Assessment of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51, (8):1383-1393, 2004
- 35.Farina D., Zagari D., Gazzoni M., Merletti R., Reproducibility of muscle fiber conduction velocity estimates using multi-channel surface EMG techniques, *Muscle Nerve*, 29: 282-291, 2004
- 36.Gazzoni M., Farina D., Merletti R., A new method for the extraction and classification of single motor unit action potentials from surface EMG signals, *J. Neurosci. Meth.*, 136: 165-177, 2004
- 37.Merletti R., Benvenuti F., Doncarli C., Disselhorst-Klug C., Ferrabone R., Hermens J.H., Kadefors R., Laübli T., Orizio C., Sjøgaard G., Zazula D., The European Project “Neuromuscular assessment in the elderly worker” (NEW): achievements in electromyogram in signal acquisition, modelling, and processing, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 429-431, 2004

- 38.Merletti R., Bottin A., Cescon C., Farina D., Gazzoni M., Martina S., Mesin L., Pozzo M., Rainoldi A., Enck P., Multi-channel surface EMG for the non-invasive assessment of the anal sphincter muscle, *Digestion*, 69:112-122, 2004
- 39.Mesin L., Farina D., Simulation of surface EMG signals generated by muscle tissues with inhomogeneity due to fiber pinnation, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51, 9: 1521-1529, 2004
- 40.Pozzo M., Bottin A., Ferrabone R., Merletti R., Sixty-four channel wearable acquisition system for long term surface EMG recording with electrode arrays, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42, (4):455-466, 2004
- 41.Pozzo M., Merlo E., Farina D., Antonutto G., Merletti R., di Prampero P.E., Muscle fiber conduction velocity estimated from surface EMG signals during explosive dynamic contractions, *Muscle Nerve*, 29: 823-833, 2004
- 42.Rainoldi A., Cescon C., Bottin A., Casale R., Caruso I., Surface EMG alterations induced by underwater recording, *J. Electrom. Kinesiol.*, 14, (3):325-331, 2004
- 43.Rainoldi A., Melchiorri G., Caruso I., A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles, *J. Neurosci. Methods*, 134, (1): 37-43, 2004
- 44.Schulte E., Farina D., Merletti R., Rau G., Disselhorst-Klug C., Influence of muscle fiber shortening on estimates of conduction velocity and spectral frequencies from surface electromyographic signals, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 477-486, 2004
- 45.Castroflorio T., Farina D., Bottin A., Debernardi C., Bracco P., Merletti R., Anastasi G., Bramanti P., Non invasive assessment of motor unit anatomy in jaw-elevator muscles; *Journal of Oral Rehabilitation*, 32: 708-713, 2005
- 46.Castroflorio T., Farina D., Bottin A., Piancino M.G., Bracco P., Merletti R., Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance, *Journal of Oral Rehabilitation*, 32:411-417,2005
- 47.Farina D., Gazzoni M., Camelia F., Conduction velocity of low-threshold motor units during ischemic contractions performed with surface EMG feedback. , *J Appl. Physiol.*, 98(4):496-94, 2005
- 48.Farina D., Mesin L., Sensitivity of surface EMG-based conduction velocity estimates to local tissue in-homogeneities – influence of the number of channels and inter-channel distance, *J. of Neurosci. Methods*, 15;142(1): 83-9, 2005
- 49.Gazzoni M., Camelia F., Farina D., Conduction velocity of Quescent Muscle Fibers Decreases during Sustained Contraction., *J Neurophysiology*, 94(1): 387-94, 2005
- 50.Keenan K.G., Farina D., Maluf K.S., Merletti R., Enoka R.M., Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram, *J. Appl. Physiol.*, 98: 120-131, 2005

- 51.Lanzetta M., Pozzo M., Bottin A., Merletti R., Farina D., Reinnervation of motor units in intrinsic muscles of a transplanted hand, *Neuroscience letters*, 373, 138-143, 2005
- 52.Merlo E., Pozzo M., Antonutto G., di Prampero PE., Merletti R., Farina D., Time-frequency analysis and estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during explosive dynamic contractions, *J. Neurosci. Meth.*, 30;142(2): 267-74, 2005
- 53.Mesin L., Farina D., Estimation of M-wave scale factor during fatiguing contractions at high stimulation rate, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 52, 869-877, 2005
- 54.Mesin L., Farina D., A model of surface EMG generation in volume conductors with spherical inhomogeneities, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 52, 1984-1993, 2005
- 55.Minetto M., Rainoldi A., Gazzoni M., Terzolo M., Borrione P., Termine A., Saba L., Dovio A., Angeli A., Paccotti P., Differential responses of serum and salivary interleukin-6 to acute strenuous exercise, *Eur. J Appl. Physiol.*, 93:679-686, 2005
- 56.Bottin A., Cescon C., Nowakowski M., Herman R., Non invasive assessment of the gracilis muscle by means of surface EMG electrode arrays, *J. Surgical Research*, In press.
- 57.Cescon C., Sguazzi E., Merletti R., Farina D., Non-invasive characterization of single motor unit EMG and MMG activities in thebiceps brachii muscle, *J. Electrom. Kinesiol.*, In press
- 58.Mesin L., Farina D., An analytical model of surface EMG generation in volume conductors with smooth conductivity variations, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, In press.
- 59.Mesin L., Joubert M., Hanekom T., Merletti R., Farina D., A finite element model for describing the effect of muscle shortening on surface EMG, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, In press.
- 60.Mesin L., Tizzani F., Farina D., Estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG recordings by optimal spatial filtering , *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, In press.
- 61.Sjøgaard G., Søgaard K., Hermens H.J., Sandsjø L., Laubli T., Thorn S.,Vollenbroek-Hutten M. M. R., Sell L., Christensen H., Klipstein A., Kadefors R., Merletti R., Neuromuscular assessment in elderly workers with and without work related shoulder/neck trouble: the NEW-study design and physiological findings, *Eur. J. Appl. Physiol.*, In press

Presentazioni a congressi internazionali e nazionali

Presentations at national and international congresses

1. Campanini I., Ballotta A., Merlo A., Montecchi M.G., Irali P., Degola P., Farina D., Vezzosi G., Merletti R., Analysis of the properties of muscles with hypertone by multi-channel surface EMG, *Proceedings IV SIAMOC Congress*, 2003
2. Falla D, Edwards S, Koh K, Jull G, Rainoldi A. Neuromuscular efficiency of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles in patients with chronic neck pain, *2nd World Congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine*; Prague, Czech Republic, May 18-22, 2003
3. Falla D., Jull G., Dall'Alba P., Rainoldi A., Merletti R., An electromyographic analysis of the deep cervical flexor muscles in performance of cranio-cervical flexion, *New Zealand Manipulative Physiotherapists Association Bi-annual Scientific Conference – Back to Clinical Relevance*, Auckland, New Zealand, August 9-10th, 2003
4. Farina D., Lebrun F., Fevotte C., Doncarli C., Merletti R., Blind source separation of linear mixtures of non-stationary surface EMG signals, *9° Colloque GRETSI sur le Traitement du Signal et des Images*, Paris, France, 2003
5. Farina D., Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Merletti R., Techniques for the assessment of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions, *Proceedings IV SIAMOC Congress*, 2003
6. Gazzoni M., Farina D., Pozzo M., Merletti R., Detection of changes in motor unit recruitment during a repetitive dynamic task of the upper limb, *Proceedings IV SIAMOC Congress*, 2003
7. Gerretsen R., Cescon C., Farina D., Wijkstra H., Heesakkers J., Detection of innervation zones and innervation zone distribution In the urethral sphincter through circumferential surface EMG, *Proc. of the 33rd Annual meeting of the International Continence Society*, Firenze, Italy 5-9 October 2003
8. Keenan K.G., Farina D., Maluf K.S., Merletti R., Enoka R.M., Age-associated changes in motor unit properties reduce signal cancellation in the simulated electromyogram (Abstract). *Soc Neurosci Abstr*, 2003
9. Merletti R., Farina D., Gazzoni M., Investigation of low back muscle fatigue by surface EMG: preliminary results from the EU project "Neuromuscular assessment in the elderly worker, *2nd International Conference Low Back Pain: prevention, investigation and treatment concepts*, Friedrich Schiller University of Jena, December 2003
10. Merletti R., Melchiorri G., Rainoldi A., Bottin A., Farina D., Gazzoni M., Pozzo M., Advanced EMG technologies for non invasive assessment of muscles, invited lecture at the *VIIth IOC Olympic World Congress on Sport Sciences, Physical, Nutritional and Psychological care of the Athlete in the 21st century*, Atene, 7-11 October 2003

- 11.Pozzo M., Merlo E., Farina D., Antonutto G., Merletti R., di Prampero P.E., Muscle fiber conduction velocity estimated from surface EMG signals during isometric and explosive contractions of the lower limb, *Proceedings IV SIAMOC Congress*, 2003
- 12.Zennaro D., Farina D., Pozzo M., Läubli T., Assessment of single motor unit control and conduction properties in the upper trapezius muscle during prolonged computer work. *27th International Conference on Occupational Health*, Iguassu Falls, Brazil, 23-28 February 2003
- 13.Zennaro D., Farina D., Pozzo M., Merletti R., Läubli T., Single motor unit control and conduction properties in the trapezius muscle during prolonged computer work, *Proc. of the XVII International Annual Occupational Ergonomics and Safety Conference*, 7-9 May, Munich, Germany, 2003
- 14.Bertolina M.V., Clancy E.A., Farina D., Merletti R., Observations and Analysis of Long-Duration, Constant-Posture, Force-Varying, Fatiguing EMG, *Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast Bioengineering Conference*, IEEE: 73-74, 2004
- 15.Bracco P., Becchino B., Castroflorio T., Farina D., Merlo E., Ripetibilità delle variabili di ampiezza e frequenza del segnale mioelettrico nei muscoli massetere superficiale e temporale anteriore, *11° Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria*, Roma, 21-24 Aprile, 2004: 180.
- 16.Bracco P., Castroflorio T., Farina D., Piancino M.G., Merletti R., Caratterizzazione non invasiva dell'anatomia delle unità motorie dei muscoli massetere, fasci superficiale e profondo e temporale anteriore, *11° Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria*, Roma, 21-24 Aprile, 2004: 180.
- 17.Bracco P., Icardi K., Castroflorio T., Farina D., Merlo E., Manifestazioni mioelettriche di fatica nei muscoli massetere e temporale anteriore e potenzialità di recupero dopo fatica: uno studio pilota, *11° Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria*, Roma, 21-24 Aprile, 2004: 179.
- 18.Bracco P., Piancino M.G., Castroflorio T., Talpone F., Farina D., Coordination of right and left Masseter during mastication of a soft and a hard bolus in subjects with normal occlusion. In: *Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker*, February 20-21, 2004, Torino, Italy
- 19.Bracco P., Piancino MG., Castroflorio T., Margarino V., Margarino M., Cerutti P., Farina D., Surface EMG of the Masseter and anterior temporalis in complete denture wearers during chewing. In: *Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker*, February 20-21, 2004, Torino, Italy
- 20.Castroflorio T., Farina D., Bottin A., Piancino M.G., Bracco P., Merletti R., Non-invasive assessment of jaw elevator muscle anatomy and implications on the sensitivity of amplitude and spectral surface EMG variables to different electrode locations. In: *Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker*, February 20-21, 2004, Torino, Italy

- 21.Cescon C., Gobbo M., Gazzoni M., Farina D., Orizio C., Single motor unit contribution to surface mechanomyogram investigated in two hand muscles, XV ISEK Congress, Boston, MA, ISBN 0-87270-136-0: 41, June 18-21 2004
- 22.Cescon C., Pozzo M., Venturi S., Bonfiglioli R., Merletti R., Violante F.S., Assessment of Fatigue in Low Back Muscles of Elderly Nurses. In: Proc. of the XV ISEK Congress, Boston, MA, USA, June 2004: 43
- 23.Cescon C., Pozzo M., Venturi S., Merletti R., Bonfiglioli R., Violante F.S., Neuromuscular assessment of fatigue of low back muscles in elderly nurses. In: *Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker*, February 20-21, 2004, Torino, Italy
- 24.Essendrop M., Hjortskov N., Søgaard K., Cescon C., Fallentin N., Analysis of fatigue in the erector spinae muscle during sustained isometric back extension by means of sEMG, Proceedings of the XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004: 40
- 25.Falla D., Jull G., Rainoldi A., Merletti R., Dall'Alba P., A novel electromyographic technique for the assessment of the deep cervical flexor muscles, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 26.Falla D., Jull G., Stavrou G., Tsao H., Rainoldi A., Correlation between fatigability of the sternocleidomastoid and anterior muscles and duration of symptoms in chronic neck pain patients, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 27.Falla D., Rainoldi A., Merletti R., Jull G., Spatio-temporal evaluation of neck muscle activation during postural perturbations, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 28.Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Graven-Nielsen T., Low-Threshold Motor Unit Twitch Force and Conduction Velocity Following Sub-Maximal Fatiguing Contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 29.Farina D., Gazzoni M., Camelia F., Merletti R., Muscle fiber membrane properties of sub-threshold motor units vary during sustained contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 30.Farina D., Mesin L., Merletti R., Advances in surface EMG modeling: theory and applications, Eur. J. Physiol. (*Pflügers Archiv.*), 447 (Suppl. 1), S159, 2004
- 31.Farina D., Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Merletti R., Assessment of Muscle Fiber Conduction Velocity from Surface EMG Signals in Dynamic Contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 32.Farina D., Schulte E., Advanced issues in surface EMG: decomposition, single motor unit analysis, two dimensional arrays. In: *Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker*, February 20-21, 2004, Torino, Italy

- 33.Graßme R., Farina D., Merletti R., Scholle H.C., Signs of muscular fatigue in the cross covariance functions of surface EMG signals, Proc. *Fifth International Scientific Conference on Prevention of Work related Musculoskeletal Disorders*, July 11-15, 2004.
- 34.Graßme R., Stegeman D.F., Farina D., Schumann N.P., Anders C., Arnold D., Blok J.H., Scholle H.C., Evaluation of surface-EMG-maps with filtered cross covariance functions and intramuscular coordination, *Eur. J. Physiol. (Pflügers Archiv.)*, 447 (Suppl. 1), S159, 2004
- 35.Holobar A., Zazula D., Farina D., Gazzoni M., Merletti R., Decomposition of surface EMG signals detected by two-dimensional arrays of electrodes, *XV ISEK Congress*, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 36.Keenan K.G., Farina D., Merletti R., Enoka R.M., M-Wave Size is Influenced by the Range of Conduction Velocities and the Timing of Motor Unit Action Potentials, *XV ISEK Congress*, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 37.Lanzetta M., Farina D., Pozzo M., Bottin A., Merletti R., Motor Unit Reinnervation and Control Properties in Intrinsic Muscles of a Transplanted Hand, *XV ISEK Congress*, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 38.Mandrile F., Assumma F., Farina D., Englehart K., Parker P.A., Merletti R., A Novel Adaptive Filtering Approach for Removing Stimulation Artifact from M-waves, *XV ISEK Congress*, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 39.Mandrile F., Farina D., Influence of stimulus duration and amplitude on motor unit activation with transcutaneous electrical stimulation, Proc. *Quantitative EMG Congress*, Nijmegen, The Netherlands, 2004
- 40.Mandrile F., Farina D., Pozzo M., Merletti R., Stimulation Current Waveform Shape has no Influence on Motor Unit Activation during Transcutaneous Electrical Stimulation?, *XV ISEK Congress*, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 41.Mandrile F., Farina D., Pozzo M., Merletti R., The Biphasic Waveform Compensation Technique is not Effective for Reducing the Stimulation Artifact in EMG Recordings, *XV ISEK Congress*, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 42.Merletti R., Benvenuti F., Applications of NEW results in sport, space and rehabilitation medicine. In: *Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker*, February 20-21, 2004, Torino, Italy
- 43.Merletti R., EMG di superficie: valutazione della fatica muscolare, 2° Congresso dell'Accademia Interdisciplinare di posturologia- A.I.P. ONLUS Posturologia: aspetti clinici, strumentali, ergonomici e medico-legali, Firenze, 10 Luglio 2004

- 44.Merletti R., EMG non invasivo e sue applicazioni: dimostrazione, XXIV Corso teorico-pratico di cultura in elettromiografia e neurofisiologia clinica, Lido degli Estensi (Fe), 2-12 Settembre 2004
- 45.Merletti R., Farina D., Elettromiografia di superficie: possibilità e limiti, Congresso Internazionale Progressi in fisiopatologia orale: dalla ricerca alla clinica, Torino, 9-11 Dicembre 2004
- 46.Merletti R., Farina D., Gazzoni M., Rainoldi A., Surface EMG: a window to look into the muscle and the brain, VIII Quantitative EMG conference, Nijmegen, The Netherlands, June 7-11, 2004
- 47.Merletti R., Farina D., What information is contained in the surface EMG and how can it be extracted? In: *Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker*, February 20-21, 2004, Torino, Italy
- 48.Merletti R., Surface EMG recording from sphincter muscle, *International Symposium Urinary and faecal Incontinence: an interdisciplinary approach*, Tübingen, 3-5 March 2004
- 49.Mesin L., Farina D., Merletti R., Effect of Local In-Homogeneities in the Subcutaneous Tissue on Muscle Fiber Conduction Velocity Estimates Assessed with a Novel Analytical Surface EMG Model, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 50.Minetto M., Paccotti P., Angeli A., Ganzit G.P., Dadone C., Gazzoni M., Merletti R., Rainoldi A., Mechanical, electromyographical and biochemical variables after a fatiguing task in endurance and power-trained athletes. In: *Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker*, February 20-21, 2004, Torino, Italy
- 51.Minetto M., Paccotti P., Ventura M., Rainoldi A., Gazzoni M., Merletti R., Dovio A., Angeli A., Relationship between exercise-related Interleukin-6 production, mechanical and myoelectric manifestations of fatigue, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 52.Pozzo M., Bottin A., Gazzoni M., Ferrabone R., Sardo U., A portable multichannel EMG acquisition system for long term recording. In: *Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker*, February 20-21, 2004 Torino, Italy
- 53.Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Detoma E., A Novel Multichannel Programmable Neuromuscular Stimulator. XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 54.Pozzo M., Merlo E., Farina D., Antonutto G., Merletti R., di Prampero PE., Assessment of Muscle Fiber Conduction Velocity During Explosive Contractions in Humans. XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 55.Rainoldi A., Gazzoni M., Lantermo A., Merletti R., Surface Emg Signal Alterations in Carpal Tunnel Syndrome Patients. A Pilot Study, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004

- 56.Rainoldi A., Gazzoni M., Melchiorri G., Caruso I., An On-line Fatigue Monitor During Electrically Elicited Contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 57.Rainoldi A., Melchiorri G., Gazzoni M., Caruso I., EMG Variables and Fiber Type Distribution in Elite Athletes, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21 2004
- 58.Schulte E., Farina D., Merletti R., Rau G., Disselhorst-Klug C., Influence fiber shortening on estimates of conduction velocity and spectral frequencies from surface electromyographic signals, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 59.Mañanas M. A., Rojas M., Mandrile F., Chalet J., Evaluation of muscle activity and fatigue in extensor forearm muscles during isometric contractions, Proc. 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China, September 1-4, 2005
- 60.Mesin L., Analytical Generation Model of Surface Electromyogram for Multi Layer Volume Conductors, in Modelling in Medicine and Biology VI, WIT Press, pp. 95-110, Proceedings Biomedicine 2005, Bologna 7-9 September 2005
- 61.Minetto M, Gazzoni M, Gollin M, Kratter G, Paccotti P, Rainoldi A, Correlations between flight time and surface electromyographic responses to Continuous Jumping Test, 52nd Annual Meeting of the American College of Sports Medicine, Nashville, USA, June 1-4 2005.
62. Paccotti P, Minetto M., Rainoldi A., Gazzoni M., Angeli A., Is the muscular metaboreceptor activation the mechanism underlying the peripheral modulation of the endocrine responses? 52nd Annual Meeting of the American College of Sports Medicine, Nashville, USA, June 1-4 2005.

Pubblicazioni su riviste nazionali

Publications on national journals

1. Mesin L., Merlo E., Gazzoni M., Rainoldi A., Ingegneria del sistema neuromuscolare, Rivista ufficiale della AIET (Federazione Italiana di Elettrotecnica, Elettronica, Automazione, Informatica e Telecomunicazioni), 46-54, Settembre 2005

Altre Pubblicazioni

Other publications

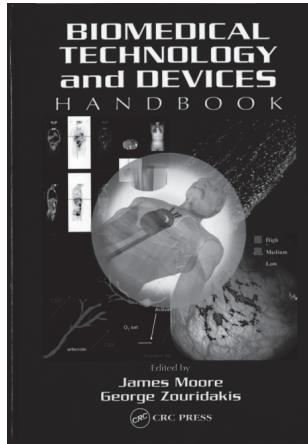
1. Rainoldi A., Merletti R., Clinical applications of the surface electromyography. An experience of interaction between basic and applied research, *Bollettino della comunità scientifica in Australasia, Ambasciata d'Italia*, Camberra, Ufficio dell'Addetto Scientifico, Dicembre 2003

Libri pubblicati dal 1997 al 2005

Books published from 1997 to 2005



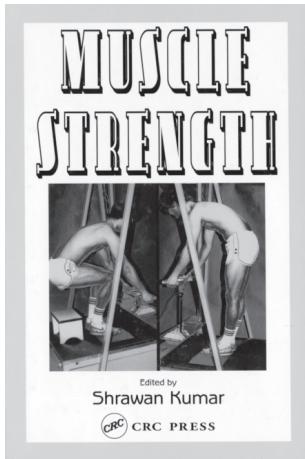
**SENIAM- Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie, Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. -1999
ISBN 90-75452-14-4**



Pozzo M., Farina D., Merletti R., Electromyography: detection, processing and applications
Chapter 4
Handbook of biomedical technology and devices, J.E. Moore (Ed), CRC Press, 4.1-4.66, 2003
ISBN: 0-8493-1140-3

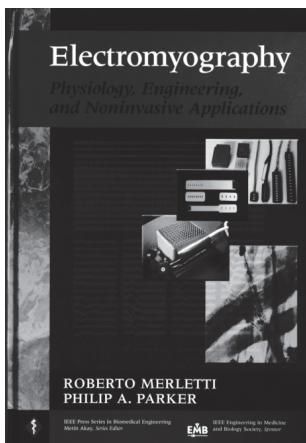


Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW), C.L.U.T.-2004
ISBN 88-7992-191-6



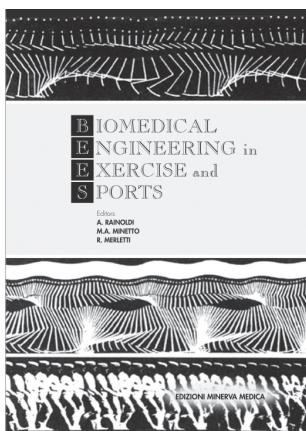
Merletti R., Farina D., Rainoldi A., Myoelectric manifestations of muscle fatigue
Chapter 18

Muscle strength, S. Kumar (Ed), CRC Press, 393-419, 2004
ISBN 0-4153-6953-3



Electromyography Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications.
Edited by Roberto Merletti and Philip Parker, IEEE PRESS-2004

ISBN 0-471-67580-6



Biomedical Engineering in Exercise and Sports. Edited by Alberto Rainoldi, Marco A. Minetto, and Roberto Merletti, Minerva Medica Torino 2006, ISBN 88-7711-530-0