

RAPPORTO ANNUALE 2007



ANNUAL REPORT 2007

La ricerca nel settore della bioingegneria rappresenta attualmente una leva fondamentale e straordinariamente promettente per lo sviluppo della nostra società. Si tratta di un settore altamente multidisciplinare che si pone, forse più di altri, sulla frontiera della conoscenza scientifica e tecnologica e ha le potenzialità per generare vere e proprie rivoluzioni in molti aspetti della nostra vita.

In questo ambito il Piemonte può contare su una massa critica di competenze scientifiche di altissimo profilo che pongono la nostra regione ad un livello di assoluta eccellenza in campo internazionale.

Grande merito di ciò va all'attività portata avanti da ormai molti anni dal Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare del Politecnico di Torino (LISiN), grazie in particolare alla capacità di questa struttura e dei suoi ricercatori di partecipare con successo a progetti e network internazionali.

Il LISiN rappresenta uno dei migliori centri di ricerca per lo studio del sistema neuromuscolare e muscoloscheletrico e negli ultimi anni ha sviluppato una specifica competenza nel settore dell'ergonomia industriale, portando avanti progetti che contribuiscono a migliorare le condizioni di lavoro e a ridurre le patologie di origine occupazionale.

Quello dell'ergonomia industriale è un settore di particolare interesse che nasce dalla crescente presa di coscienza sociale in merito alle patologie associate alla attività lavorativa, con

Research in biomedical engineering is a fundamental and highly promising area of investigation for the development of our society. This is a strongly multidisciplinary field which is, perhaps more than others, at the frontier of scientific knowledge and technological development with a potential for a true revolution in many aspects of our life.

In this field the Region of Piemonte has a critical mass of scientific expertises and competences that place this Region at a level of international excellence.

A significant portion of this reputation derives from the activity of the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN, Politecnico di Torino) and is a consequence of the ability of this structure and of its researchers to succeed in their applications to international calls for proposals and funding. LISiN is one of the best centers for the study of the neuromuscular and muscu-

loskeletal systems and related disorders and in the last few years developed a specific competence in industrial ergonomics focusing on projects that aim to improving working conditions by preventing and monitoring work-related musculoskeletal disorders. The field of industrial ergonomics is of specific interest because of the increasing social awareness concerning work related disorders and risks with consequent research investments from the European Commission.

Research in this field may have significant fall-outs on industry and a positive impact on the re-

Prof. Mario Calderini



Presidente di Finpiemonte S.p.A. e
Professore Ordinario di Strategia e
Management dell'Innovazione presso
il Politecnico di Torino

President of Finpiemonte S.p.A,
Regional Development Agency of
Piemonte Region, and Full Professor of
Strategy and Innovation Management
at Politecnico di Torino

conseguenti investimenti in ricerca anche da parte della Commissione Europea.

La ricerca in questo ambito può avere delle significative ricadute in termini industriali, con un impatto positivo sul tessuto produttivo regionale. Le maggiori aziende manifatturiere, infatti, ormai da qualche anno stanno valutando con attenzione agli aspetti di ergonomia industriale, sia al fine di migliorare le condizioni lavorative e ridurre le patologie correlate, sia al fine di migliorare la produzione e la qualità del prodotto.

In questo senso è importante che l'attore pubblico – e in particolare Finpiemonte nel suo ruolo di agenzia di sviluppo locale della Regione Piemonte – sostenga, in questo come in altri settori, il trasferimento tecnologico dalla Università al sistema produttivo locale.

gional productive network. In the last few years most manufacturing industries have been paying increasing attention to industrial ergonomics with the goals of both improving working conditions and decreasing work related pathologies while improving productivity and product quality.

For this reason it is important that public institutions, in particular Finpiemonte, in its role of agency for regional development, support in this field, as well as in others, the process of technology transfer from Universities to the local production network.

Ringraziamenti

Acknowledgements

Alle attività del LISiN hanno significativamente contribuito le seguenti persone:

The following persons have significantly contributed to the activity of LISiN:

COMPAGNIA
di San Paolo

F. Brugnoli, S. Scaravelli
Compagnia di San Paolo
www.compagnia.torino.it

FONDAZIONE CRT

G. Ferrero, S. Boccardo
FONDAZIONE CRT
www.fondazione crt.it



F. Profumo
 Rettore del Politecnico di Torino
M. Rasetti
Direttore della Scuola di Dottorato
www.polito.it

COREP



A. Gugliotta, M. Patrissi, D. Caregnato
Consorzio per la Ricerca e l' Educazione Permanente
www.corep.it

KISTLER
measure. analyze. innovate.

R. Gorlero, F. Marzo
Kistler Italia
Via Ruggero di Lauria, 12/b
20149 Milano
www.kistler.com



D. Sabetta
RS Components
Via M.V. De Vizzi, 93/95
20092 Cinisello Balsamo (MI)
www.rs-components.it

Enti finanziatori che hanno significativamente contribuito all'attività del LISiN
The following funding agencies have significantly contributed to the activity of LISiN

COMPAGNIA
di San Paolo

Compagnia di San Paolo

www.compagnia.torino.it

Sostiene lo sviluppo di nuove apparecchiature e di progetti specifici.

Supports the development of new equipment and specific projects.

FONDAZIONE CRT

FONDAZIONE CRT

www.fondazionecrt.it

Sostiene lo sviluppo di nuove apparecchiature e di progetti specifici.

Supports the development of new equipment and specific projects.



European Community

www.cordis.lu

Finanzia la ricerca attraverso il Progetto Europeo "Cybernetic Manufacturing Systems" (CyberManS).

Supports the research through the European RTD Project "Cybernetic Manufacturing Systems" (CyberManS).



European Space Agency

www.esa.int

Finanzia la ricerca attraverso il Progetto "Microgravity Effects on Skeletal Muscles" (MESM).

Supports the research through the Project "Microgravity Effects on Skeletal Muscles" (MESM).



Italian Space Agency

www.asi.it

Finanzia la ricerca tramite il co-finanziamento del Progetto "Osteoporosis and Muscle Atrophy" (OSMA)

Supports the research through the Project "Osteoporosis and Muscle Atrophy" (OSMA).



Regione Piemonte

www.regione.piemonte.it

Finanzia progetti specifici di ricerca sanitaria finalizzata, la disseminazione di risultati ed il trasferimento tecnologico mediante l'organizzazione di corsi di aggiornamento.

Supports specific health related projects and sponsors dissemination of results and technology transfer through training courses.



Politecnico di Torino

www.polito.it

Fornisce locali, laboratori e servizi.

Provides laboratory and office space and services.



Scuola di Dottorato del Politecnico di Torino

www.didattica.polito.it/scudo

Finanzia borse di dottorato.

Funds doctoral fellowships.

Piccole e medie aziende che nel 2007 hanno collaborato a progetti LISiN
Small and medium enterprises who collaborated with LISiN's projects in 2007



ENKI, Viale Gramsci 20, 41037 Mirandola (BO), Italy
www.enki-microtubes.com

La **ENKI** collabora al Progetto Italo-Tedesco TASI in cui sviluppa sensori monouso per il prelievo di segnali EMG e di pressione da muscoli del pavimento pelvico.

ENKI is a partner company in the Italian-German project TASI where it provides disposable sensors of EMG and pressure from pelvic floor muscles.



Ergonomia Prevenzione Ambiente

E.P.A. Ergonomia Prevenzione Ambiente, C.so Moncalieri 57, 10133 Torino, Italy • www.epasrl.it

La **E.P.A.** ha finanziato un progetto di ergonomia industriale.

E.P.A. supported a project of industrial ergonomics.



Kaiser Italia, Via di Popogna 501, 57128 Livorno (LI), Italy • www.kayser.it

La **Kaiser Italia** collabora al Progetto ESA MESM2 come consulente per la normativa spaziale inerente la strumentazione.

Kaiser Italia is a consulting company in the ESA Project MESM2 where it provides information about specifications for space qualified equipment.



Istituto Superiore Mario Boella, Via Boggio 61, 10138 Torino, Italy • www.ismb.it

L'**Istituto Mario Boella** collabora al Progetto Italo-Tedesco TASI in cui sviluppa sensori per il prelievo di segnali EMG e di pressione da muscoli del pavimento pelvico.

Mario Boella Institute is a partner institution in the Italian-German project TASI where it provides sensors of EMG and pressure from pelvic floor muscles.



OT Bioelettronica, C.so Unione Sovietica 312, 10135 Torino, Italy • www.ottinosnc.it

La **OT Bioelettronica** collabora al Progetto ESA MESM2 e al progetto Italo-Tedesco TASI in cui sviluppa strumentazione elettronica e sensori.

OT Bioelettronica is a partner company in the ESA Project MESM2 and in the Italian-German project TASI where it provides electronic instrumentation and sensors.



Photovox, Via Belmonte 1, 10087 Valperga (TO), Italy www.photovox.it

La **Photovox** collabora al progetto ESA MEMS2 in cui sviluppa sistemi per la misura di forze muscolari e di connessione per matrici di elettrodi.

Photovox is a partner company in the ESA Project MESM2 where it develops systems for force measurement and for connection of electrode arrays.



Sirio Automazione, Via Simioli 70, 10098 Rivoli (TO), Italy • www.sirioautomazione.it

La **Sirio Automazione** collabora al progetto ESA MESM2 e al Progetto Europeo CyberManS in cui sviluppa strumentazione elettronica per acquisizione di segnali.

Sirio Automazione is a partner company of the ESA Project MESM2 and of the European Project CyberManS where it develops instrumentation for signal acquisition.



Spes Medica, Via Europa Zona Industriale, 84091 Battipaglia (SA), Italy • www.spesmedica.it

La **Spes Medica** collabora al progetto ESA MEMS2 in cui sviluppa matrici monouso di elettrodi.

Spes Medica is a partner company of the ESA Project MESM2 where it develops disposable electrode arrays.

Affiliazioni degli Autori

Affiliations of Authors

- 1) Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Dipartimento di Elettronica, Politecnico di Torino, Torino, Italy
- 2) Department of Electrical, Electronic and Computer Engineering, University of Pretoria, Pretoria, South Africa
- 3) Department of Integrative Physiology, University of Colorado, Boulder, USA
- 4) Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Aalborg, Denmark
- 5) Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia
- 6) Laboratorio Tessili Innovativi, Istituto Tecnico Industriale "Quintino Sella", Biella, Italy
- 7) Adaptive Systems, Torino, Italy
- 8) Motor Science Research Center, School of Motor Sciences, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy
- 9) E.P.A. Srl Ergonomia Prevenzione Ambiente, Torino, Italy
- 10) Division of Endocrinology and Metabolism, Department of Internal Medicine, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy
- 11) Division of Neurology, Department of Neuroscience, Civile Hospital Santa Maria della Misericordia, Rovigo, Italy
- 12) Department of Neuroscience, Physiology Division, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy
- 13) Occupational Medicine Unit, S. Orsola-Malpighi Hospital, Università di Bologna, Bologna, Italy
- 14) Psychosomatic Medicine and Psychotherapy, Department of Internal Medicine, University Hospital Tuebingen, Tuebingen, Germany
- 15) Division of General Surgery, San Luigi Hospital, Orbassano, Italy
- 16) OT Bioelettronica snc, Torino, Italy
- 17) Dipartimento Scienze Biomediche e Biotecnologie, Università degli Studi di Brescia, Brescia, Italy

INDICE DEL CONTENUTO

Introduzione

Introduction

Prof. Roberto Merletti

17

PROGETTI DI RICERCA IN INGEGNERIA DEL SISTEMA NEUROMUSCOLARE

RESEARCH PROJECTS ON NEUROMUSCULAR SYSTEM ENGINEERING

**Il problema della posizione degli elettrodi per il prelievo
del segnale EMG di superficie**

Surface EMG: the issue of electrode location

R. Merletti¹, L. Mesin¹

21

**Effetto del filtraggio spaziale nella riduzione del crosstalk
in segnali EMG di superficie**

Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface EMG recordings

T. Hanekom², S. Hugo², L. Mesin¹, S. Smith¹, S. Viljoen¹

24

**Cancellazione dell'ampiezza dei potenziali d'azione nelle unità motorie
del vasto mediale**

Cancellation of surface action potential amplitude in motor units of the vastus medialis muscle

C. Cescon^{1,4}, R.M. Enoka³, D. Farina⁴, F. Negro⁴

26

T A B L E O F C O N T E N T S

Stima del segnale monopolare da muscoli sfinterici e rimozione dell'interferenza di modo comune

Estimation of monopolar signals from sphincter muscles and removal of common mode interference

R. Merletti¹, L. Mesin¹

28

Localizzazione automatica della zona di innervazione: validazione su simulazione del muscolo sfintere anale esterno

Automatic localization of innervation zones: a simulation study of the external anal sphincter

M. Gazzoni¹, R. Merletti¹, L. Mesin¹

30

Un algoritmo veloce e affidabile per individuare zone di innervazione e potenziali d'azione

A fast and reliable algorithm for innervation zone and action potential detection

L. Lo Conte¹, R. Merletti¹

32

Decomposizione di segnali elettromiografici di superficie: il metodo gradient Convolution Kernel Compensation

Decomposition of surface electromyograms: gradient Convolution Kernel Compensation method

A. Holobar¹, D. Zazula⁵

35

DEMUSEtool - strumento per la decomposizione e la visualizzazione di segnali elettromiografici di superficie

DEMUSEtool - tool for decomposition and visualization of surface electromyograms

A. Holobar¹

37

12

Stima della forza muscolare sulla base del segnale EMG tramite un modello di twitch dell'unità motoria e il metodo "convolution kernel compensation"

EMG based muscle force estimation using motor unit twitch model and convolution kernel compensation

A. Holobar¹, R. Istenic⁵, R. Merletti¹, D. Zazula⁵

39

Verso uno standard effettivo per segnali EMG di superficie

Towards an effective standard for surface EMG signals

L. Lo Conte¹, R. Merletti¹

41

Matrici di elettrodi innovative e analisi di metodi di pulizia della cute e gel conduttivi

Innovative matrices of electrodes and analysis of skin cleaning methods and conductive gels

S. Davin⁶, R. Fabris⁶, S. Giordano¹, F. Realmuto¹, R. Righetti⁶

44

Matrici modulari di elettrodi

Modular arrays of electrodes

B. Caudana^{7,1}

47

APPLICAZIONI CLINICHE

E TRASFERIMENTO

TECNOLOGICO ALLE

PICCOLE E MEDIE AZIENDE

CLINICAL APPLICATIONS

AND TECHNOLOGY

TRANSFER TO SMALL AND

MEDIUM ENTERPRISES

Analisi elettromiografica e cinematica di un esercizio ripetitivo

Electromyographic and kinematic analysis of a repetitive task

C. Cescon¹, M. Gazzoni¹, E. Guasco¹, F. Mastrangelo¹, R. Merletti¹

49

13

Fatica muscolare durante contrazioni dinamiche a coppia costante e non costante
Muscle fatigue during constant and non-constant torque dynamic contractions

M. Gazzoni¹, E. Guasco¹, R. Merletti¹

51

Un metodo innovativo per stimare le manifestazioni mioelettriche di fatica muscolare
A new method to estimate myoelectric manifestations of muscle fatigue

C. Cescon¹, M. Gazzoni¹, R. Merletti¹, L. Mesin¹, A. Rainoldi⁸

53

Valutazione di forza e fatica in contrazioni isometriche del muscolo trapezio superiore con scala di Borg e segnale sEMG
Assessment of force and fatigue in isometric contractions of upper trapezius muscle by perceived exertion scale and sEMG signal

G. Camarota⁹, R. Merletti¹, L. Mesin¹, F. Naddeo⁴, E. Sosso¹, A. Troiano¹

55

Profili di fatica mioelettrica durante contrazioni elettricamente indotte dei muscoli vasto laterale, vasto mediale obliquo e vasto mediale lungo
Myoelectric fatigue profiles during electrically-elicited contractions of vastus lateralis, vastus medialis obliquus, and vastus medialis longus muscles

A. Botter¹, R. Merletti¹, M.A. Minetto^{10,1}

58

Affidabilità di un nuovo metodo di stimolazione nervosa per lo studio dell'attività muscolare involontaria
Reliability of a novel neurostimulation method to study involuntary muscle phenomena

A. Botter¹, D. De Grandis¹¹, R. Merletti¹, M.A. Minetto^{10,1}, R. Ravenni¹¹

61

La risposta del sistema nervoso simpatico al cold pressure test modifica forza e frequenza di sparo delle unità motorie a bassa soglia

Sympathetic modulation by cold pressor test alters the spike-triggered average torque and discharge rate of low-threshold motor units

L. Arendt-Nielsen⁴, C. Cescon^{1,4}, D. Farina⁴, S. Roatta¹²

64

Applicazioni cliniche della elettromiografia di superficie nello studio di soggetti a rischio per sindrome del tunnel carpale

Clinical applications of surface electromyography in the evaluation of subjects at increased risk for the carpal tunnel syndrome

R. Bonfiglioli¹³, A. Botter¹, M. Calabrese¹³, M. Gazzoni¹, P. Mussoni¹³, F.S. Violante¹³

66

Ripetibilità della stima della distribuzione delle zone di innervazione del muscolo sfintere anale esterno

Repeatability of innervation zone identification in the external anal sphincter muscle

E. Davico¹, P. Enck¹⁴, F. Mastrangelo¹, R. Merletti¹, L. Mesin¹

68

Ripetibilità nella identificazione di unità motorie del muscolo sfintere anale esterno

Repeatability of motor unit identification in external anal sphincter muscle

P. Enck¹⁴, A. Holobar¹, R. Merletti¹

70

Crosstalk muscolare sul segnale sEMG dello sfintere anale esterno

Crosstalk of nearby muscles on sEMG signal of the external anal sphincter muscle

E. Davico¹, I. De Stefano¹⁵, G. Gariglio¹⁵, F. Mastrangelo¹, C. Rastello¹⁵

72

Valutazione della selettività di contrazione dei muscoli dell'avambraccio

Assessment of selectivity of the contraction of forearm muscles

E. Sosso¹, L. Mesin¹

74

15

Relazione tra forza muscolare e ampiezza dell'onda M in contrazioni stimulate del muscolo tibiale anteriore

Relation between muscle force and M-wave amplitude in electrically-elicited contractions of the tibialis anterior muscle

R. Merletti¹, E. Merlo¹⁶, L. Mesin¹, C. Orizio¹⁷

76

**FORMAZIONE PERMANENTE,
DISSEMINAZIONE DEI
RISULTATI**

**CONTINUING EDUCATION,
DISSEMINATION OF
RESULTS**

Formazione permanente e disseminazione dei risultati: congressi, corsi, seminari, visitatori, brevetti, articoli pubblicati da quotidiani o riviste

Continuing education and dissemination of results: congresses, courses, seminars, visiting scientists, patents, articles published on newspapers or magazines

R. Merletti¹, M.A. Minetto^{10, 1}, A. Rainoldi⁸

79

**PUBBLICAZIONI
SCIENTIFICHE E
PRESENTAZIONI
A CONGRESSI (DAL 2005)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS
AND CONGRESS
PRESENTATIONS
(FROM 2005)**

86

16

Prof. Roberto Merletti

I progetti di ricerca in corso nel 2006 hanno avuto sviluppi interessanti e alcuni progetti nuovi hanno avuto inizio nel 2007.

Nel 2007 ha avuto termine il WorkPackage 3 del progetto "Cybernetic Manufacturing Systems", finanziato dalla Commissione Europea e coordinato dal Centro Ricerche FIAT. Il WP3 è focalizzato sullo sviluppo di metodi di stima di forza e fatica muscolare. Mentre alcuni progressi sono stati realizzati sulla stima delle mappe di attività elettrica muscolare e sulla correlazione tra indicatori soggettivi e strumentali di forza e fatica, i problemi di fondo relativi alla suddivisione del carico tra muscoli sinergici rimangono irrisolti e saranno affrontati nel 2008.

Il progetto "Microgravity Effects on Skeletal Muscles", finanziato da ESA e dalla Compagnia di San Paolo, ha approfondito nel 2007 lo sviluppo di matrici innovative di elettrodi per elettromiografia non-invasiva e lo studio delle contromisure basate sulla stimolazione elettrica e atte a diminuire l'atrofia muscolare in microgravità. Il progetto terminerà nella prima metà del 2008. Ad esso si affianca il progetto "Osteoporosis and Muscle Atrophy", finanziato da ASI, nel cui ambito è stato condotto nel 2007 uno studio di "bed rest" su 10 soggetti presso l'ospedale di Valdoltra in Slovenia.

Il progetto "Technologies for Anal Sphincter analysis and Incontinence", finanziato dalla Fondazione Fresenius e dalla Compagnia di San Paolo e il progetto gemello "Tecniche innovative per la valutazione clinica della funzione neuromuscolare in patologie da incontinenza", finanziato dalla Regione Piemonte, hanno raggiunto le prime conclusioni in collaborazione con i partners tedeschi nel 2007. In collaborazione con la ditta Enki di Brescia sono stati realizzati i primi prototipi di sonde rettali monouso. In collaborazione con l'Università di Aalborg (DK), sono

The research projects active in 2006 have been further developed and new projects started in 2007.

Workpackage 3 of the project "Cybernetic Manufacturing Systems" terminated in 2007. The project is supported by the European Commission and coordinated by the FIAT Research Center. WP3 focused on development of methods for monitoring muscular force and fatigue. While progress was achieved on the generation of maps of electrical activity and on the correlation between subjective and physical indicators of muscle force and fatigue, problems related to load sharing among synergic muscles are still open and will be addressed in 2008.

The project "Microgravity Effects on Skeletal Muscles", supported by ESA and Compagnia di San Paolo, further developed in 2007 innovative electrode arrays for non invasive EMG and for the assessment of countermeasures based on electrical stimulation aimed at reducing muscle atrophy in microgravity conditions. The project, that will terminate in mid 2008, is paralleled by project "Osteoporosis and Muscle Atrophy" supported by the Italian Space Agency who, in 2007, financed a "bed-rest" study on 10 subjects at the Valdoltra Hospital in Slovenia.

The project "Technologies for Anal Sphincter analysis and Incontinence", supported by the Fresenius Foundation and Compagnia di San Paolo and the twin project "Innovative techniques for clinical assessment of neuromuscular function in incontinence" supported by the Regional Administration of Piemonte, reached the first conclusions in collaboration with the German partners in 2007. The company ENKI, in Brescia, manufactured the first prototypes of disposable rectal probes and signal processing algorithms have been developed with the University of Aalborg (DK).

stati messi a punto gli algoritmi per l'analisi dei segnali.

Il progetto "Decomposition of Multichannel Surface Electromyograms", finanziato dalla Unione Europea con una borsa Marie Curie assegnata al Dr. A. Holobar della Università di Maribor (SI) ha realizzato considerevoli progressi nella applicazione di tecniche di decomposizione dei segnali EMG di superficie. Queste tecniche sono state applicate nei progetti sopra descritti al fine di estrarre informazioni dal segnale EMG.

Di particolare interesse è il progetto LISiN-SUISM, finanziato dalla Compagnia di San Paolo con l'obiettivo sia di trasferire dal LISiN alla Scuola Universitaria Interfacoltà di Scienze Motorie (SUISM) dell'Università di Torino le conoscenze scientifiche acquisite in un decennio di ricerca, sia di promuovere congiuntamente una serie di iniziative didattiche e di ricerca di livello internazionale. Un altro importante progetto finanziato dalla Regione Piemonte riguarda lo studio dei crampi muscolari la cui natura è ancora largamente sconosciuta.

Nel 2007 sono state inoltre intensificate le collaborazioni internazionali con alcuni Paesi e Università. In particolare il governo brasiliano ha finanziato una borsa di Dottorato in Ingegneria Biomedica mentre la Scuola di Dottorato del Politecnico di Torino ha finanziato tre Borse di Dottorato in Ingegneria Biomedica per due candidati italiani e uno iraniano. Scambi di ricercatori e visiting scientists hanno avuto luogo con l'Università di Jyväskylä (Finlandia), Pretoria (Repubblica Sudafricana) e Aalborg (Danimarca) e sono previsti con l'Università di Manchester e di Southampton nel Regno Unito.

I risultati delle attività sopra elencate sono riassunti, oltre che in questo Rapporto Annuale, in 16 pubblicazioni su riviste internazionali indicizzate e 39 presentazioni a congressi.

The project "Decomposition of Multichannel Surface Electromyograms", supported by a European Marie Curie Fellowship granted to Dr. A. Holobar of the University of Maribor (SI) achieved remarkable progress in the upgrade and application of surface EMG signal decomposition techniques. Such techniques have been applied in the projects described above for extraction of information from the EMG signals.

The "LISiN-SUISM" project, supported by Compagnia di San Paolo, is of particular relevance. Its objective is the transfer of knowledge and experience from LISiN to the School of Motor Sciences of the University of Torino (SUISM) with the purpose of joint promotion of research and teaching initiatives at the international level. Another important project, locally supported by the Regional Administration, concerns the investigation of muscle cramps whose nature and mechanisms are still quite unknown.

International collaborations with foreign Countries and Universities have been strengthened in 2007. The Brazilian Government sponsored a Doctoral Fellowship in Biomedical Engineering while the Graduate School of Politecnico di Torino sponsored two fellowships for Italian candidates and one for an Iranian candidate. Exchange of students and Visiting Scientists have taken place with the University of Jyväskylä (Finland), Pretoria (South Africa), and Aalborg (Denmark) and are planned with the Universities of Manchester and Southampton (UK).

The results of the activities listed above are summarized in this report, in 16 publications on peer-reviewed journals and in 39 presentations at congresses.

Ricercatori e collaboratori

Researchers and collaborators

Nel LISiN sono attualmente impegnati:

The following persons are involved at this time in the activity of LISiN:

Roberto Merletti	Professor of Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: roberto.merletti@polito.it)
Alberto Botter	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: alberto.botter@delen.polito.it)
Bruno Caudana	Software and firmware development (E-mail: b.caudana@ieee.org)
Corrado Cescon	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: corrado.cescon@polito.it)
Marco Gazzoni	Graduate in Informatics Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: marco.gazzoni@polito.it)
Davide Giordano	Hardware laboratory technician (E-mail: davide.giordano@delen.polito.it)
Ales Holobar	Graduate and PhD in computer science at University of Maribor, Slovenia, and Marie Curie Fellow (E-mail: ales.holobar@uni-mb.si; ales.holobar@delen.polito.it)
Riccardo Introzzi	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Physics at Politecnico di Torino (E-mail: riccardo.introzzi@polito.it)
Loredana Lo Conte	Graduate in Computer Science at Università di Torino, PhD in Computer Science at Boston University, USA, and contract professor of Bioinformatics at Università di Torino (E-mail: loredana.loconte@delen.polito.it)
Francesco Mastrangelo	Graduate in Aerospace Engineering at Politecnico di Torino and PhD candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: francesco.mastrangelo@delen.polito.it)

- Luca Mesin Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Mathematics for Engineering Sciences at Politecnico di Torino
(E-mail: luca.mesin@polito.it)
- Marco Alessandro Minetto Graduate in Medicine and Surgery and specialized in Internal Medicine at Università di Torino, contract professor of Human Physiology at School of Motor Sciences of Università di Torino
(E-mail: marcoalexandrominetto@unito.it)
- Domenico Signorile Technical Secretary
(E-mail: domenico.signorile@delen.polito.it)
- Amedeo Troiano Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD candidate in Electronic and Communication Engineering at Politecnico di Torino
(E-mail: amedeo.troiano@delen.polito.it)
- Carla Vaschetto Administrative Management
(E-mail: carla.vaschetto@delen.polito.it)
- Taian Vieira Graduate in Motor Sciences at Federal University of Rio de Janeiro, Brasil, and PhD candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino
(E-mail: taian.vieira@delen.polito.it)

Il sito internet del LISiN è <http://www.lisin.polito.it>
The LISiN internet website is <http://www.lisin.polito.it>

Il problema della posizione degli elettrodi per il prelievo del segnale EMG di superficie

Surface EMG: the issue of electrode location

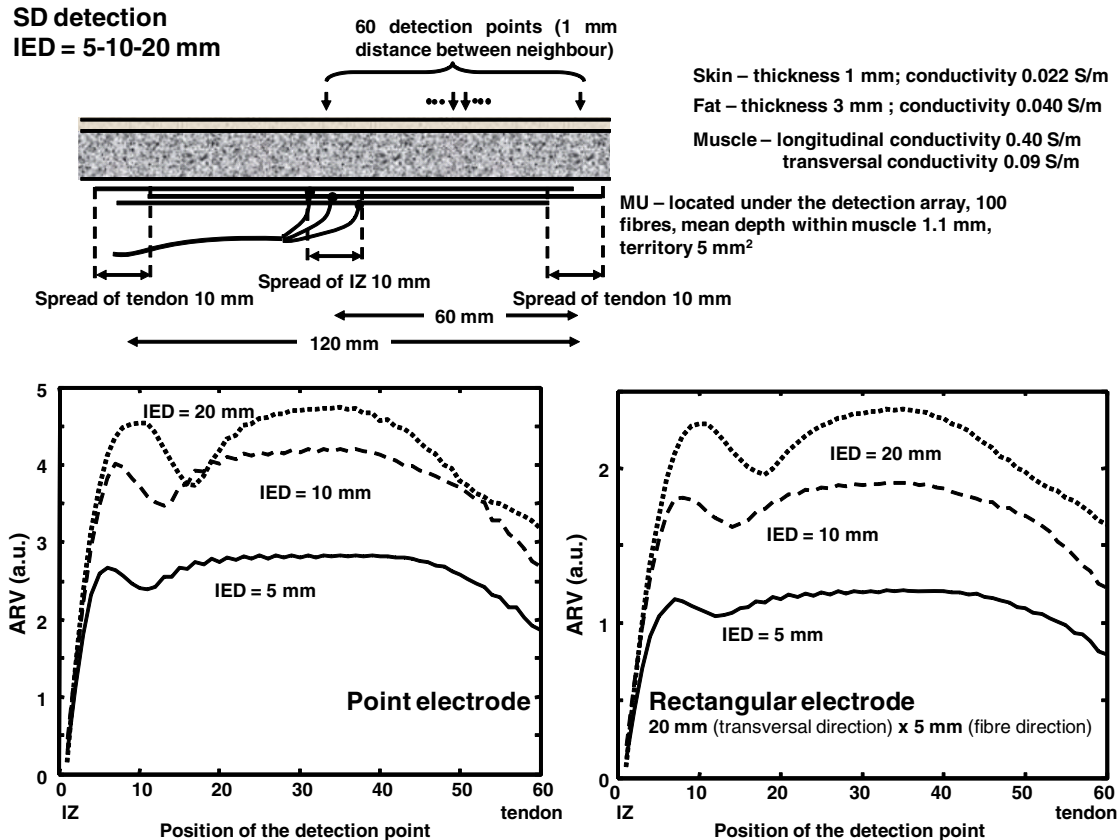
R. Merletti, L. Mesin

Questo lavoro ha contribuito a indicare le condizioni in cui la posizione degli elettrodi di prelievo del segnale elettromiografico (EMG) di superficie è critica. Nonostante un certo numero di lavori abbia sottolineato la necessità di evitare la zona di innervazione (IZ) o il ventre muscolare, molti autori continuano a posizionare gli elettrodi proprio nella parte centrale del muscolo di interesse, dove è probabile che si trovi la IZ. Sono state preparate simulazioni per spiegare quale sia l'effetto della IZ sull'ampiezza del segnale prelevato e la necessità di evitare di posizionare gli elettrodi nella sua vicinanza. È stato utilizzato un modello a strati piani per simulare il potenziale monopolare sotto ciascun elettrodo (parametri del modello in Figura). Sono state simulate singole fibre e il loro contributo è stato sommato per calcolare il potenziale d'azione di singola unità motoria (MUAP). La Figura mostra una singola unità motoria (MU) con fibre parallele alla cute e giunzioni neuromuscolari (NMJs) uniformemente distribuite nella IZ (larga 10 mm). Il MUAP è stato prelevato con una coppia di elettrodi in configurazione differenziale con distanza interelettrodo (IED) di 5 mm, 10 mm

This work aims to clarify the conditions under which electrode position for surface electromyographic (EMG) detection is critical. While a number of previous works outlined the need to avoid the innervation zone (IZ) or the muscle belly, many authors place electrodes in the central part or bulge of the muscle of interest where the IZ is likely to be. Computer simulations were performed to explain the effect of the IZ on the signal amplitude and the need to avoid placing electrodes near it. A plane layer model has been used to compute the monopolar potential present under each electrode on the skin (parameters of the model in Figure). Single fibres have been simulated and their contributions have been added to generate the motor unit action potential (MUAP). The Figure shows a single motor unit (MU) with fibres parallel to the skin and neuromuscular junctions (NMJs) uniformly distributed within the IZ (10 mm wide). The MUAP was detected by a differential electrode pair with interelectrode distance (IED) of 5 mm, 10 mm or 20 mm in different sets of simulations. The detection point (centre point between the two electrodes) was moved from the centre of the IZ to

o 20 mm in differenti simulazioni. Il punto di prelievo (punto centrale fra i due elettrodi) è stato mosso dal centro della IZ fino alla giunzione tendinea, in passi di 1 mm. Sono stati simulati sia elettrodi puntiformi che rettangolari. L'ampiezza del segnale EMG mostrava un minimo molto netto quando gli elettrodi erano posizionati sopra o vicino alla IZ. L'ampiezza del segnale era influenzata dall'effetto di media intro-

the tendon junction, in steps of 1 mm. Both point electrodes and rectangular electrodes were simulated. A sharp minimum of EMG amplitude was obtained when the electrodes were over or near the IZ. The signal amplitude was affected by the smoothing effect introduced by the scatter of the NMJs within the IZ and by the physical size of the electrodes. The zone of stable EMG amplitude was relatively narrow, especially in the case



Valore rettificato medio (ARV) del segnale EMG prelevato da due elettrodi (distanti 5 mm, 10 mm o 20 mm) in configurazione singolo differenziale (SD) posizionati in diversi punti (spostandosi a passi di 1 mm) sulla cute sopra una singola unità motoria. Le giunzioni neuromuscolari delle singole fibre sono state distribuite in corrispondenza di una zona di innervazione (IZ) larga 10 mm. I grafici mostrano l'ARV del segnale EMG nel caso di elettrodi puntiformi o rettangolari (20x5 mm) per diverse distanze interelettrode (IED) e diverse posizioni dei punti di prelievo.

Average rectified value (ARV) of the single differential (SD) EMG signal detected between two electrodes (5 mm, 10 mm or 20 mm apart) moved over the skin surface above a single motor unit in steps of 1 mm. The neuromuscular junctions of the individual fibres were uniformly distributed over the innervation zone (IZ) which was 10 mm wide. The plots show the ARV of the EMG for point and for rectangular (20x5 mm) electrodes for different interelectrode distances (IED) and detection point locations.

dotto dalla dispersione delle NMJs nella IZ e dagli elettrodi con dimensione non nulla. La zona in cui l'ampiezza del segnale EMG era stabile era piuttosto limitata, specialmente nel caso di IED confrontabile con la semilunghezza delle fibre e a 20-30 mm di distanza dalla IZ.

Nel caso di segnale interferente generato da molte MUs innervate approssimativamente nella stessa regione, il minimo dell'ampiezza era meno netto aumentando la dispersione delle IZs. Spostamenti degli elettrodi dell'ordine di 10 mm determinavano variazioni di ampiezza che dipendevano dalla ampiezza e dispersione delle IZs delle MUs che erano attive nel volume di prelievo del sistema di elettrodi.

Questo lavoro presenta solo semplici simulazioni, trascurando i molti fattori geometrici e fisici che influenzano i segnali sperimentali. Comunque, queste simulazioni indicano chiaramente che la regola generale di evitare la IZ nel posizionare una coppia di elettrodi deve essere rispettata.

L'uso di schiere di elettrodi è raccomandato per la stima della posizione della IZ e per una scelta ottimale della posizione del/i punto/i di prelievo.

of IED comparable with the fibre semilength, and 20-30 mm away from the IZ.

In the case of the interference signal generated by many MUs innervated approximately in the same location, the minimum was less sharp depending on the scatter of the IZs. Displacements of the electrodes of the order of 10 mm resulted in amplitude change that depended on the width and spread of the IZs of the MUs that were active within the detection volume of the electrode system.

Only simple simulations were provided in this work, avoiding many of the geometrical and physical factors which affect experimental signals. Nevertheless, these simulations clearly indicated that the general rule of avoiding the IZ for placement of an electrode pair should be followed.

The use of electrode arrays is recommended to estimate the location of the IZ and to choose properly the optimal position of the detection point(s).

Effetto del filtraggio spaziale nella riduzione del crosstalk in segnali EMG di superficie

Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface EMG recordings

T. Hanekom, S. Hugo, L. Mesin, S. Smith, S. Viljoen

È stato eseguito un confronto delle capacità di diversi filtri spaziali nel ridurre il crosstalk in segnali elettromiografici (EMG) di superficie. È stata studiata l'influenza sia dell'anatomia (variando lo spessore dello strato sottocutaneo fra 1 mm e 5 mm in diverse simulazioni, conducibilità della cute, 0.02 S/m o 1 S/m, lunghezza delle fibre, 60 mm o 100 mm) sia del sistema di prelievo (singolo differenziale SD, doppio differenziale DD e Laplaciano NDD con due possibili distanze interelettrode – IED, 5 mm o 10 mm) sulla quantità di crosstalk presente nel segnale EMG. È stato utilizzato un modello analitico cilindrico (raggio 50 mm) multistrato (cute, grasso, muscolo, osso) per simulare potenziali di singola fibra (SFAPs). La geometria di default (cute spessa 1 mm, osso di raggio 20 mm, muscolo con sezione ellittica con semi-assi 11 mm e 16 mm) era simile a quella del muscolo bicipite brachiale. Le fibre sono state raggruppate in unità motorie (MUs) e sono stati ottenuti potenziali di unità motoria (MUAPs) sommando SFAPs. Sono state considerate dieci distribuzioni delle MUs nel muscolo per ogni condizione simulata. Sono stati ottenuti segnali EMG interferenti tramite un modello di reclutamento spaziale e temporale delle MUs. La selettività di ciascun filtro spaziale è dipesa dalla distanza della posizione di prelievo dal muscolo e dall'anatomia. Come mostrato in Figura, un aumento della conducibilità della cute ha sensibilmente diminuito la selettività di tutti i filtri considerati, tranne NDD, la cui selettività viene solo marginalmente influenzata. Un aumento dello spessore dello strato sottocutaneo ha diminuito la selettività di tutti i filtri (NDD è il filtro meno sensibile). Un aumento di IED ha diminuito la selettività di tutti i filtri considerati. Una diminuzione della semilunghezza delle fibre ha determinato una diminuzione della

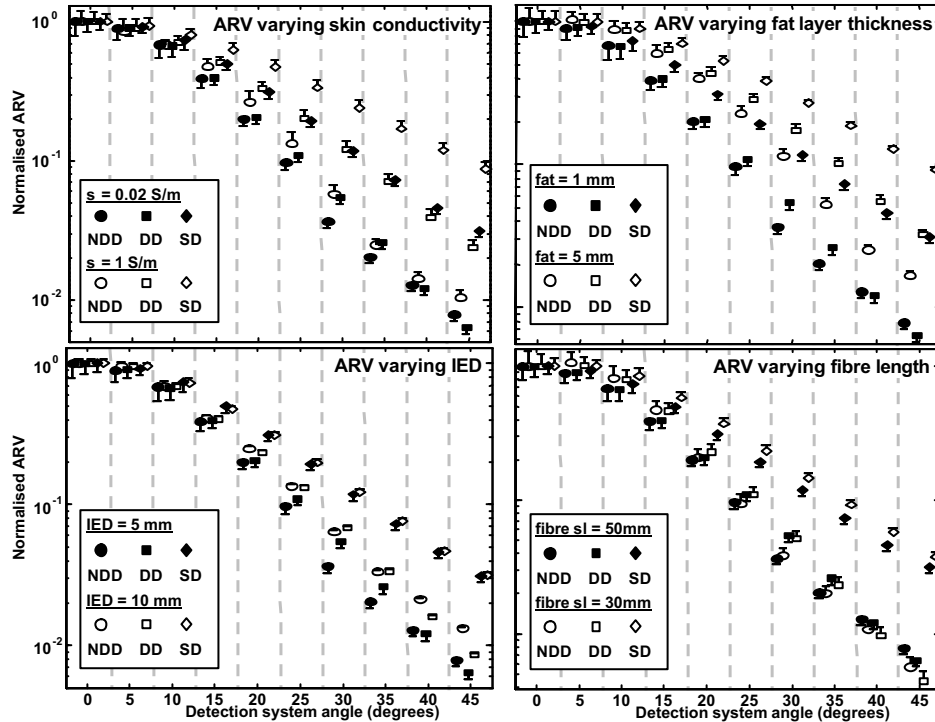
A comparison of the ability of different spatial filters to reduce the amount of crosstalk in a surface electromyographic (EMG) measurement was conducted. It focused on the influence of different properties of both the muscle anatomy (changing subcutaneous layer thickness, which was 1 mm or 5 mm, skin conductivity, 0.02 S/m or 1 S/m, fibre length, 60 mm or 100 mm) and the detection system (single differential SD, double differential DD and normal double differential NDD with two interelectrode distances – IED, 5 mm or 10 mm) on the amount of crosstalk present in the measurements. A cylindrical (radius 50 mm) multilayer (skin, subcutaneous, muscle, bone) analytical model was used to simulate single fibre action potentials (SFAPs). The default geometry (skin 1 mm thick, bone radius 20 mm, muscle with elliptical section with semi-axes 11 mm and 16 mm) resembled that of biceps brachii muscle. Fibres were grouped together in motor units (MUs) and motor unit action potentials (MUAPs) were obtained by adding the SFAPs of the corresponding fibres. Ten different distributions of the MUs within the muscle were considered for each simulated condition. Interference surface EMG signals were obtained by modelling the recruitment of MUs and rate coding. The selectivity of each spatial filter varied depending on the transversal location of the measurement electrodes and on the muscle anatomy. Referring to the Figure, an increase in skin conductivity largely decreased the selectivity of all the analyzed filters, except for NDD filter, which was only marginally affected. Also an increase in subcutaneous layer thickness determined a decrease of selectivity of all the analyzed filters, with NDD filter being less affected than the others. An increase in IED decreased the selectivity of all the

selettività del filtro SD, ma un effetto marginale sulla selettività degli altri filtri (che sono meno affetti dalle componenti di fine fibra).

In sintesi, questo lavoro suggerisce che la scelta del filtro spaziale ottimale in termini di riduzione del crosstalk dipende dall'anatomia. Ciò introduce dei limiti nell'utilizzazione di segnali simulati nel progetto di un filtro spaziale ottimale ai fini della riduzione del crosstalk.

analyzed filters. A decrease of fibre semilength determined a decrease of selectivity of SD filter, but a low effect of the others (less affected by end of fibre components).

Thus, the main indication of this work was that the spatial filter which is optimal in terms of cross-talk reduction largely depends on anatomy. This introduces limitations in the application of models in designing optimal spatial filters.



Decremento del valore rettificato medio (ARV) per diversi filtri spaziali (singolo differenziale – SD, doppio differenziale – DD, Laplaciano – NDD) in funzione della distanza trasversale (rispetto alla direzione delle fibre) tra il punto di prelievo e il centro del muscolo simulato. Sono indicate la media e la deviazione standard su 10 simulazioni relative a diverse distribuzioni delle MU nel muscolo. Il valore di ARV è stato normalizzato rispetto alla media dei valori assunti in corrispondenza del primo punto di prelievo. Parametri di default del modello: conducibilità della cute 0.02 S/m, spessore dello strato adiposo 1 mm, lunghezza delle fibre muscolari 100 mm, distanza interelettroda (IED) 5 mm. Ogni figura si riferisce alla variazione di un singolo parametro rispetto al modello di default.

Decay of average rectified value (ARV) of different spatial filters (single differential – SD, double differential – DD, normal double differential – NDD) as a function of the angular transversal distance of the detection point from the centre of the simulated muscle. Mean and standard deviation for 10 simulations corresponding to different distributions of the MUs within the muscle are shown. ARV values were normalised with respect to the average value assumed at the first location. Default parameters of the model were the following: skin conductivity 0.02 S/m, fat layer thickness 1mm, fibre length 100 mm, interelectrode distance (IED) 5 mm. Each subplot refers to the variation of one parameter with respect to the default model.

Cancellazione dell'ampiezza dei potenziali d'azione nelle unità motorie del vasto mediale

Cancellation of surface action potential amplitude in motor units of the vastus medialis muscle

C. Cescon, R. M. Enoka, D. Farina, F. Negro

Il contributo dei potenziali d'azione all'ampiezza del segnale EMG di superficie è ridotto dalla occasionale cancellazione delle fasi positive e negative dei potenziali d'azione.

Nonostante questo fenomeno sia stato osservato in studi su animali e in simulazione, la cancellazione di ampiezza non può essere quantificata direttamente durante contrazioni volontarie su esseri umani.

Comunque, è stato dimostrato che una stima indiretta della cancellazione di ampiezza può essere ottenuta dal confronto dell'area del segnale EMG mediato con la tecnica di spike-triggered averaging con o senza la rettificazione del segnale. In questo studio è stato applicato questo metodo per quantificare sperimentalmente la cancellazione dei potenziali d'azione di singola unità motoria nel segnale EMG di superficie del vasto mediale.

A quattro soggetti (2 femmine, 2 maschi, età 23-33 anni) è stato chiesto di contrarre il vasto mediale durante 10 estensioni isometriche del ginocchio da 30 secondi l'una, a livelli di forza da 2.5% a 25% della massima contrazione volontaria (MVC) a passi di 2.5%.

I segnali EMG di superficie (schiera lineare di elettrodi, dimensione elettrodi: 5x1 mm, distanza interelettrodo: 5 mm) e intramuscolari (2 fili sottili in configurazione bipolare) sono stati prelevati dal vasto mediale.

I segnali EMG intramuscolari sono stati decomposti e i potenziali d'azione di singola unità motoria sono stati usati come trigger per mediare il segnale EMG con e senza rettificazione del segnale. Il rapporto tra l'area del segnale mediato con e senza rettificazione fornisce una stima della cancellazione dei potenziali d'azione dell'unità motoria considerata.

The contribution of motor unit surface action potentials to the amplitude of the interference EMG signal is reduced by occasional cancellation of positive and negative phases. Although this phenomenon has been observed in animal studies and by computer simulations, amplitude cancellation cannot be directly quantified during voluntary contractions in humans. However, it has been shown that an indirect estimate of amplitude cancellation can be obtained by comparing the area of the spike-triggered averaged EMG with and without prior signal rectification. In this study this method is used to experimentally quantify cancellation of motor unit action potentials in the interference EMG of the vastus medialis muscle.

Four subjects (2 females, 2 males, age range 23 – 33 yr) performed 10, 30-s long isometric knee extensions at forces ranging from 2.5% of the maximal voluntary contraction (MVC) to 25% MVC (2.5% increments). Surface EMG (linear array of 8 electrodes, 5x1 mm electrode size, 5-mm apart) and intramuscular EMG (2-wire electrodes in bipolar recording) were detected from the vastus medialis muscle. The intramuscular EMG signal was decomposed and the identified motor unit action potentials were used for triggering the averaging of the surface EMG with and without signal rectification. The ratio between areas of the averaged interference and rectified EMG provides an estimate of cancellation of the action potentials of the trigger unit.

In total, 57 motor units were identified. The average area of the motor unit action potentials, interference EMG average rectified value, and estimated amplitude cancellation increased with contraction level ($P < 0.05$) from $57.2 \pm 36.7 \mu\text{V}\cdot\text{ms}$, $2.15 \pm 1.37 \mu\text{V}$, and $39.7 \pm 14.9 \%$,

In totale sono state identificate 57 unità motorie. L'area media dei potenziali, il valore rettificato medio del segnale EMG interferente e la cancellazione stimata aumentano con il livello di contrazione ($P < 0.05$) da $57.2 \pm 36.7 \mu\text{V}\cdot\text{ms}$, $2.15 \pm 1.37 \mu\text{V}$, e $39.7 \pm 14.9 \%$, rispettivamente, (2.5% MVC) a $228.3 \pm 178.8 \mu\text{V}\cdot\text{ms}$, $15.9 \pm 12.8 \mu\text{V}$, e $53.4 \pm 10.3 \%$ (25% MVC).

La cancellazione varia tra singole unità motorie da $\sim 15\%$ a $\sim 90\%$ e mostra una forte correlazione negativa (regressione esponenziale del primo ordine, $P < 0.01$, $R^2 = 0.64$) con il rapporto tra l'area del potenziale d'azione e il valore rettificato medio del segnale interferente.

Lo studio fornisce una quantificazione della cancellazione dei potenziali d'azione di singole unità motorie.

I valori di cancellazione sono in accordo con quelli ottenuti in studi in simulazione. Il fattore principale che influisce sulla cancellazione del segnale di singola unità motoria è il rapporto tra l'area della unità motoria e il valore rettificato medio del segnale EMG interferente. Questo significa che i potenziali d'azione delle unità motorie a bassa soglia sono quasi completamente cancellati ad alti livelli di forza.

respectively, (2.5% MVC) to $228.3 \pm 178.8 \mu\text{V}\cdot\text{ms}$, $15.9 \pm 12.8 \mu\text{V}$, and $53.4 \pm 10.3 \%$ (25% MVC). Cancellation varied among individual motor units from $\sim 15\%$ to $\sim 90\%$ and showed a strong negative correlation (first order fit exponential decay, $P < 0.01$, $R^2 = 0.64$) with the ratio between motor unit action potential area and interference EMG average rectified value.

The study provides quantification of amplitude cancellation in individual motor unit action potentials. The values of cancellation are in general agreement with those obtained by computer simulations. The main factor affecting cancellation in individual motor units is the relative area of the motor unit action potential with respect to the interference EMG amplitude. Low threshold motor unit action potentials are almost completely cancelled at high contraction forces.

Stima del segnale monopolare da muscoli sfinterici e rimozione dell'interferenza di modo comune

Estimation of monopolar signals from sphincter muscles and removal of common mode interference

R. Merletti, L. Mesin

Il segnale elettromiografico (EMG) di superficie è generalmente prelevato con filtri spaziali con somma dei pesi nulla. Tuttavia, molte informazioni potrebbero essere estratte dal segnale monopolare misurato rispetto a un elettrodo di riferimento lontano dal muscolo di interesse. Assumendo che il volume conduttore sia invariante nello spazio, il segnale EMG prelevato lungo una curva parallela alle fibre ha media spaziale nulla. Questo è anche approssimativamente corretto quando tale potenziale è prelevato da una schiera di elettrodi. Questa proprietà permette di stimare il segnale monopolare dal singolo differenziale (SD) tramite pseudoinversione della matrice che associa i segnali SD ai monopolari. Il metodo può essere applicato a segnali EMG da muscoli sfinterici, prelevati con una schiera di elettrodi posizionati su una sonda cilindrica lungo il percorso circolare delle fibre, poiché il supporto spaziale del segnale viene ad essere campionato dalla schiera.

Le prestazioni del metodo sono state valutate su segnali simulati. L'errore nella stima del segnale monopolare diminuiva al crescere del numero di canali. Usando almeno 12 elettrodi, l'errore di stima poteva essere trascurato. Sia le componenti propaganti e non propaganti sono state stimate dal metodo. Data la linearità del problema, il metodo può essere applicato sia a segnali di singola fibra, che di singola unità motoria o interferenti.

Lo stesso metodo può anche essere applicato a segnali SD da muscoli con fibre rettilinee anziché circolari, per ridurre l'interferenza di modo comune. In questo caso, anche l'ultimo segnale SD, definito come la differenza tra i potenziali dell'ultimo e del primo elettrodo, deve essere prelevato, in modo che la somma di tutti

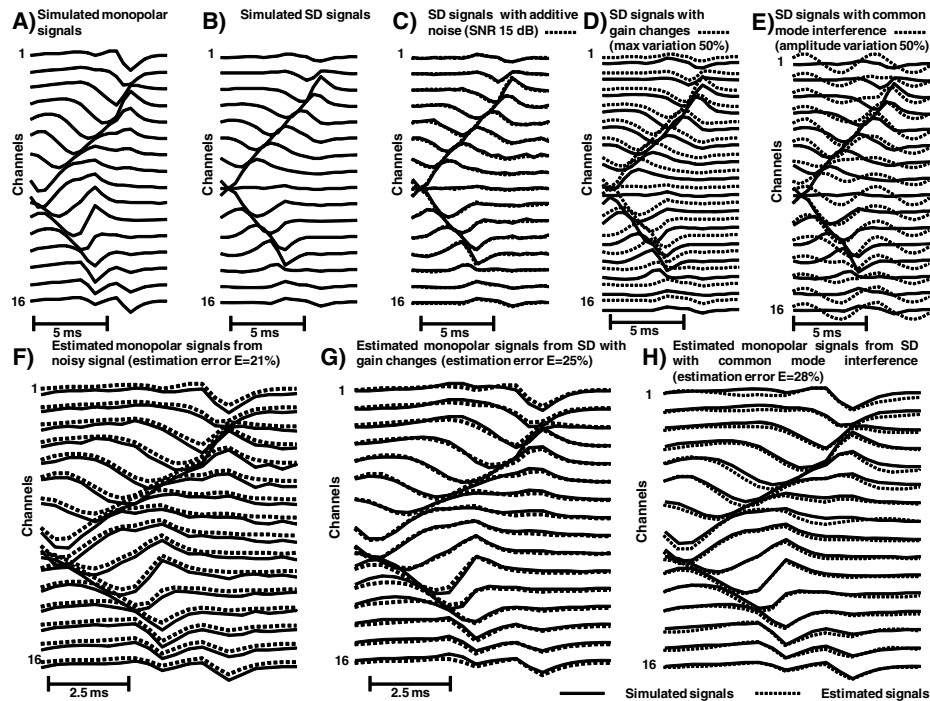
Surface electromyogram (EMG) is usually recorded by means of spatial filters with vanishing sum of weights. Nevertheless, more information could be extracted from monopolar signals measured with respect to a reference electrode away from the muscle. Under the assumption that the volume conductor is space invariant, the surface EMG detected along a curve parallel to the fibre path has zero mean value in space at any time. This is approximately true also when such a potential is detected by an array of electrodes. This property allows estimating monopolar from single differential (SD) signals by pseudoinversion of the matrix associating SD to monopolar signals. The method is particularly suitable for EMG signals from sphincter muscles, recorded with an array of electrodes located on a cylindrical probe along the circular path of the fibres, because the spatial support of the signal is covered by the array.

The performance of the method was tested on simulated signals. The estimation error of monopolar signals decreased by increasing the number of channels and was negligible when at least 12 electrodes were used. Both propagating and non propagating components were estimated. Due to the linearity of the problem, the method can be applied to single fibre action potential, single motor unit action potential, and interference signals.

The same method can also be applied to reduce common mode interference from SD signals from muscles with straight fibres instead of circular. In this case, the last SD channel, defined as the difference between the potentials of the last and the first electrodes, must be recorded, so that the sum of all the SD signals vanishes. This property can be used to remove residual common

i segnali SD sia nulla. Tale proprietà può essere utilizzata per rimuovere l'interferenza di modo comune da segnali SD. Infatti, stimando il doppio differenziale (DD) e pseudoinvertendo, i segnali SD risultanti sono privi di modo comune. Questa tecnica migliora la qualità dei segnali SD se l'interferenza di modo comune nei segnali originali era presente in tutti i canali con approssimativamente la stessa ampiezza e lo stesso segno.

mode interference from the SD signals. Indeed, by estimating the double differential (DD) and pseudoinverting, the resulting estimated SD signals are free of common mode. This procedure provides an improvement of the quality of the SD signals if common mode interference in the original signals was present in all channels with approximately the same amplitude and sign.



A) Esempio di simulazione di segnale monopolare di una fibra di muscolo sfinterico (zona di innervazione a 0°, fine fibra a 90° e 120°, profondità 3 mm nel muscolo, posizionata sotto la schiera di prelievo). B) Segnali singolo differenziali (SD) corrispondenti ai monopolari in A). Segnali SD perturbati con C) rumore bianco (SNR 15 dB), D) variazioni di ampiezza tra canali (variazione casuale dell'ampiezza dei canali tra 0.5 e 1), E) segnale di modo comune (segnale sinusoidale di 200 Hz e ampiezza casuale tra 50% e 100% della massima ampiezza del segnale SD). Segnali monopolari simulati e ricostruiti dai segnali SD perturbati con F) rumore, G) variazione di ampiezza tra canali, H) interferenza sinusoidale di modo comune.

A) Example of simulation of monopolar signal from a fibre of a sphincter muscle (innervation zone at 0°, fibre ends at 90° and 120°, depth within the muscle 3 mm, under the detection array). B) Single differential (SD) signals obtained from the monopolar signals A). Perturbation of SD signals with C) white noise (SNR 15 dB), D) amplitude variations between channels (random amplitude scale of the channels between 0.5 and 1), E) common mode signal (sinusoidal signal with frequency 200 Hz and random amplitude in the range 50% to 100% of the maximum amplitude of the SD signal). Simulated and estimated monopolar signals from perturbed SD signals, F) noise perturbation, G) amplitude variation of the SD signal, H) common mode sinusoidal interference.

Localizzazione automatica della zona di innervazione: validazione su simulazione del muscolo sfintere anale esterno

Automatic localization of innervation zones: a simulation study of the external anal sphincter

M. Gazzoni, R. Merletti, L. Mesin

Lesioni della zona di innervazione (IZ) dello sfintere anale esterno (EAS), ad esempio durante il parto, possono facilitare l'insorgenza di incontinenza fecale. Sono state recentemente sviluppate sonde che permettono il prelievo di segnale elettromiografico (EMG) ad alta risoluzione dall'EAS. L'analisi dei muscoli del pavimento pelvico con tali sonde (in particolare, la stima della posizione della IZ) ha applicazioni potenziali nella diagnosi e nello studio dell'incontinenza.

Un metodo per la stima automatica della distribuzione della IZ dell'EAS dal segnale EMG di superficie è stato testato sulla base dei segnali EMG simulati tramite un modello analitico del muscolo EAS che comprendeva due strati, mucosa e muscolo. L'algoritmo utilizza la trasformata Wavelet continua (CWT) per individuare potenziali di singola unità motoria (MUAP). La posizione delle IZ associate ai MUAP individuati è stata identificata con quella del canale da cui iniziava la propagazione. Sono state effettuate simulazioni corrispondenti a diverse lunghezze delle fibre, diversi spessori di mucosa, diverse posizioni delle unità motorie (MU) nella sezione muscolare e diversi livelli di contrazione. Sono state inoltre simulate due diverse tipologie di distribuzione di IZ. Simulazione 1: due IZ in posizioni diverse. Simulazione 2: IZ multiple, con diversi livelli di asimmetria.

L'errore nella stima della distribuzione della IZ è risultato affetto dall'ampiezza dei MUAP (così come la localizzazione delle IZ tramite analisi visiva dei tracciati EMG). Le prestazioni del metodo sono state stimate in due modi, il primo contando il numero di MU innervate sotto ciascun elettrodo ("distribuzione numerica"), il secondo pesando la "distribuzione numerica" con

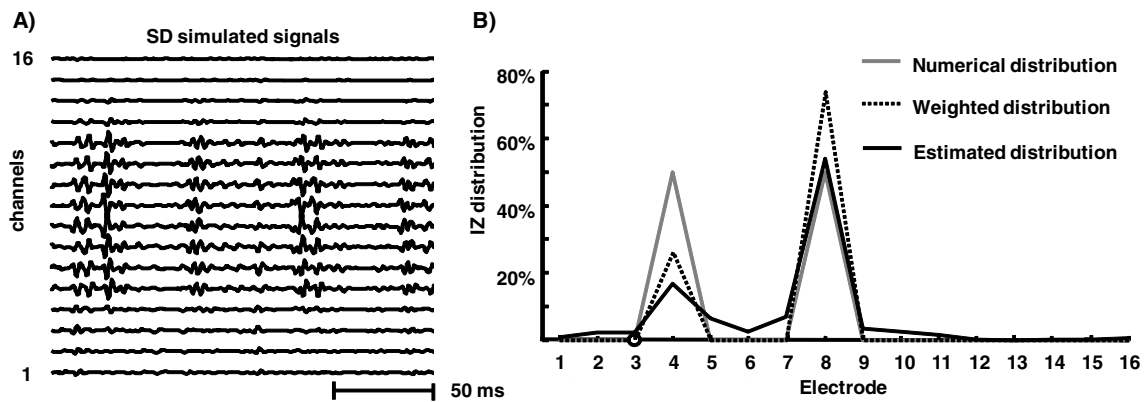
Lesions of the innervation zone (IZ) of the external anal sphincter (EAS), e.g. during delivery, can promote the development of faecal incontinence. Recently developed probes allow high-resolution detection of electromyographic (EMG) signals from the EAS. The analysis of pelvic floor muscles by surface EMG (in particular, the estimation of the location of the IZ) has potential applications in investigation of the mechanisms of incontinence and in prevention of lesions resulting from episiotomy.

A method for the automatic estimation of the IZ of EAS from surface EMG was tested using an analytical model of generation of EMG signals from EAS including two layers, mucosa and muscle. The algorithm used a Continuous Wavelet Transform (CWT) to extract motor unit action potentials (MUAPs) from multi-channel signals. The position of the IZ of each extracted MUAP was determined considering the channel from which signal propagation started. Simulations were performed varying the length of the fibres, the thickness of the mucosa, the position of the motor units (MUs), and the force level. Different distributions of IZ were simulated in two sets of simulations. Simulation 1: two IZs in different positions. Simulation 2: multiple IZs, with different levels of asymmetry.

The performance was affected by MUAP amplitude (as was the identification of IZ distribution by visual inspection). Two approaches were considered to estimate the method performances, the first one considering the number of MUs innervated under each electrode ("numerical distribution"), and the second one weighting the "numerical distribution" with the MUAP amplitude and the number of firings of the MUs

l'ampiezza dei MUAP e il numero di spari delle MU ("distribuzione pesata"). Gli errori di stima sono risultati affetti dallo spessore della mucosa, sono aumentati al crescere della lunghezza delle fibre e sono stati influenzati dalla distribuzione delle MU nella sezione del muscolo. Comunque, il metodo è stato in grado di identificare le posizioni di due IZ distinte (Simulazione 1 – errori dell'ordine del 30% nella stima della "distribuzione numerica" e del 10% nella stima della "distribuzione pesata") e di misurare l'asimmetria della IZ (Simulazione 2 - errori nella stima della "distribuzione numerica" dell'ordine del 20%, del 10% nel caso della "distribuzione pesata"). Questi risultati indicano potenziali applicazioni del segnale EMG ad alta densità di prelievo nella prevenzione, diagnosi e studio dell'incontinenza.

("weighted distribution"). The performance was affected by mucosa thickness, decreased when fibre length was higher and was affected by the distribution of MU size within the muscle. Nevertheless, the method was able to identify the locations of the two simulated IZs (Simulation 1 - error in the estimation of the "numerical distribution" and "weighted distribution" of the order of 30% and 10%, respectively) and to measure asymmetry of the IZ distribution (Simulation 2 - error in the estimation of the "numerical distribution" and "weighted distribution" of the order of 20% and 10%, respectively). This strengthens the potential applications of high-density surface EMG in the prevention, diagnosis, and investigation of incontinence.



A) Esempio di segnali simulati (spessore della mucosa 1 mm, semilunghezza angolare delle fibre 90°, livello di forza: 40% MVC, IZ distribuita uniformemente sotto i canali 4 e 8). B) Distribuzione simulata e stimata di IZ. La distribuzione stimata è confrontata sia con la "distribuzione numerica" (che considera il numero di unità motorie innervate sotto ogni elettrodo) sia con la "distribuzione pesata" (che tiene in considerazione l'ampiezza dei MUAP e la frequenza di sparo delle unità motorie). A) Example of simulated signals (mucosa thickness 1 mm, angular semilength of fibres 90°, force level 40% MVC, IZ equally distributed under channels 4 and 8). B) Simulated and estimated IZ distribution. The estimated distribution is compared with the "numerical distribution" (that considers the number of MUs innervated under each electrode) and the "weighted distribution" (that takes into account the MUAP amplitude and the MU firing frequency).

Un algoritmo veloce e affidabile per individuare zone di innervazione e potenziali d'azione

A fast and reliable algorithm for innervation zone and action potential detection

L. Lo Conte, R. Merletti

Un motoneurone e le fibre da esso innervate costituiscono un'unità motoria. La connessione anatomica tra il motoneurone e la singola fibra muscolare si chiama giunzione neuromuscolare. Queste giunzioni sono in genere raccolte in bande che si estendono attraverso il muscolo, chiamate zone di innervazione.

La zona di innervazione può essere identificata tramite l'analisi del segnale EMG di superficie come il punto da cui si diparte il potenziale d'azione per propagarsi in direzione dei due tendini. Schiere lineari di elettrodi prima e matrici bidimensionali di elettrodi poi hanno permesso di registrare questi segnali che si propagano nello spazio e nel tempo lungo le fibre muscolari e di individuare gli spari delle unità motorie nel contesto del rumore di fondo.

Il potenziale d'azione della singola fibra ha una forma caratteristica e piuttosto ben definita alla sorgente, ma il segnale EMG registrato sulla cute è la somma dei contributi asincroni di diverse unità motorie che si sovrappongono, filtrati attraverso strati di tessuto adiposo e disomogeneo. Inoltre, forme e pattern di propagazione dipendono dall'orientamento delle fibre muscolari rispetto al sistema di prelievo. Tutto ciò genera forme molto distorte che non possono essere facilmente riconosciute con algoritmi basati su filtri adattati, decomposizione con l'uso di wavelets o riconoscimento di forme più o meno standard. Ciò è vero, in particolare, a livelli elevati di contrazione muscolare, ma il riconoscimento di forme predefinite, ancorché parametriche, può essere difficile anche nel caso di contrazioni pari al 20% della forza massima.

Nonostante le forme d'onda varino molto, la presenza o assenza di un potenziale d'azione ed altre proprietà statistiche del segnale EMG di

A motor neuron, together with the muscle fibers it innervates, constitutes a motor unit (MU). The anatomical connection between a motor neuron and each target muscle fiber is the neuromuscular junction. These junctions are usually clustered into bands that extend across some or all of the muscle, called innervation zones (IZ).

The location of the IZ where the motor unit action potential (MUAP) starts can be identified from the surface EMG signal as the point from which this potential propagates in two opposite directions towards the tendon regions. Linear arrays of electrodes and, more recently, bidimensional arrays of electrodes allowed to record these signals propagating in space and time along the muscle, and to single out patterns of muscle activity embedded in background noise.

The single MUAP has a rather well defined and characteristic shape at the source, but the EMG signal recorded on the skin is the summation of the asynchronous contributions of several overlapping MUAPs, filtered through layers of fat and inhomogeneous tissues. Moreover, shapes and propagation patterns depend on muscle fiber orientation with respect to the electrodes. The result is often a highly distorted shape that cannot be easily detected by algorithms based on matched filters, wavelet decomposition, shape similarity or shape recognition. This is especially true at high contraction levels, but the detection can be difficult even at 20% of the maximum voluntary contraction.

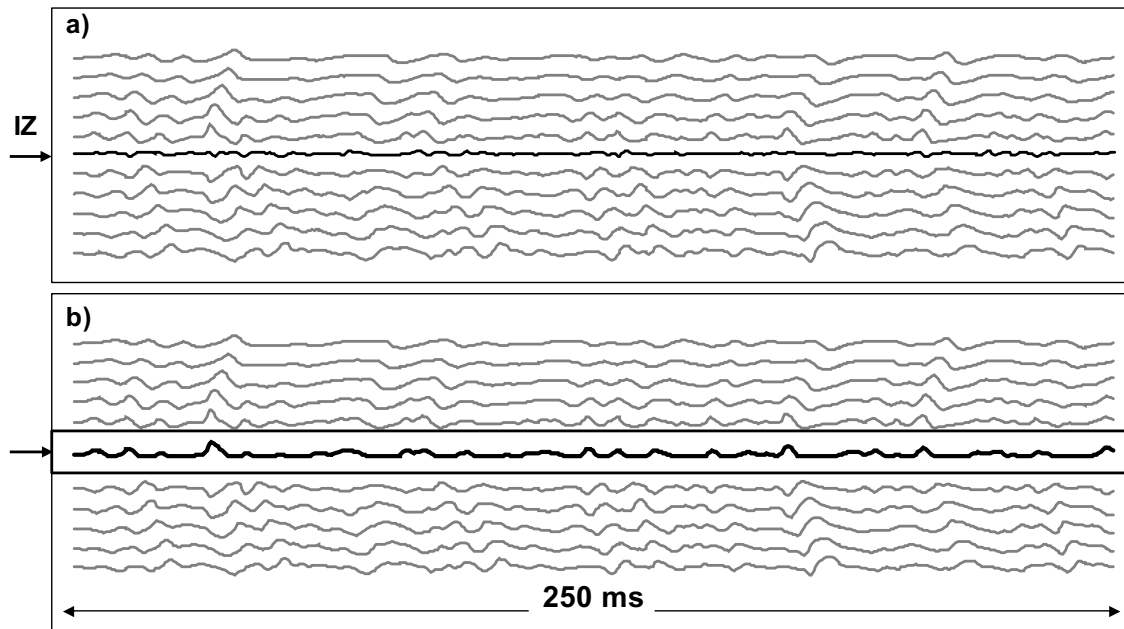
Though shapes vary greatly, action potential presence or absence and other statistical properties of the surface EMG signal remain a good clue for innervation zone and firing detection. We developed a new algorithm that does not make any assumption on shapes and only exploits the

superficie costituiscono un buon indicatore per l'individuazione di zone di innervazione e sequenze di spari. Su questa base, abbiamo sviluppato un nuovo algoritmo che non presuppone nulla circa la forma del potenziale d'azione e sfrutta unicamente le diverse proprietà statistiche del segnale rispetto al rumore per identificare prima la zona di innervazione e poi i potenziali d'azione, a partire dal segnale singolo differenziale raccolto con schiere lineari o matrici di elettrodi. L'algoritmo non decompone il segnale, al momento, si limita cioè ad indicare la posizione dei potenziali d'azione senza decomporli nei contributi delle singole unità motorie. Funziona anche nel caso in cui la propagazione del potenziale d'azione sia riconoscibile

different statistical properties between background noise and "signal" to identify first the innervation zone, and then single or superimposed MUAPs in single differential EMG signals collected using either linear or bidimensional arrays of electrodes. No decomposition is performed, at the moment. The algorithm only indicates where a superposition appears, without decomposing the signal into its constituent MUAPs.

The algorithm works even in cases in which the propagation is barely recognizable by eye. It is extremely fast and therefore suitable for real time applications. It requires only 0.125 to 0.25 seconds of acquisition to reliably identify both innervation zones and action potential presence.

There are several possible applications for this



a) 11 segnali EMG singolo-differenziali raccolti dal muscolo trapezio superiore durante una contrazione volontaria pari al 40% della forza massima. La freccia indica la posizione della zona di innervazione (ZI).

b) Stessi segnali, con il canale corrispondente alla ZI sostituito con il marker che indica gli spari. La forma del marker è correlata alla forma dei potenziali d'azione che si propagano e può essere usata per classificarli.

a) Array of 11 EMG single differential signals from the upper trapezius registered during a 40% maximum voluntary contraction. The arrow indicates the position of the innervation zone (IZ).

b) Same set of signals, with the channel corresponding to the IZ replaced by a marker that identifies action potentials. The shape of the marker is related to the shape of the propagating action potential and can be used for classification purposes.

a stento. Essendo estremamente veloce, è adatto ad applicazioni in tempo reale. Richiede soltanto da 0.125 a 0.25 secondi di acquisizione per identificare in modo affidabile sia la zona di innervazione che la sequenza di spari.

L'algoritmo ha diverse applicazioni possibili, che vanno dalla caratterizzazione fisiologica del muscolo e l'analisi della variabilità delle caratteristiche del segnale EMG in soggetti diversi all'identificazione degli spari durante contrazioni sia isometriche che dinamiche. Data la possibilità tecnica di acquisire ed elaborare segnali da più muscoli contemporaneamente, l'individuazione affidabile delle zone di innervazione e dei singoli spari permette di studiare il modo in cui il sistema nervoso centrale coordina dal punto di vista funzionale gruppi di muscoli in soggetti sani e patologici. Infine, l'algoritmo può essere usato come pre-processing quando la decomposizione del segnale richieda una segmentazione veloce ed affidabile come passo iniziale.

algorithm, ranging from physiological characterization of muscles and variability of EMG features among subjects to the detection of motor unit firing during both isometric and dynamic contractions. Together with the technical ability of collecting and processing signals from different muscles, the algorithm can be used to study how the central nervous system functionally coordinates these groups of muscles in both healthy and pathological subjects. Finally, it can be used as a fast pre-processing step for those signal decomposition algorithms that require a reliable signal segmentation as their initial step.

Decomposizione di segnali elettromiografici di superficie: il metodo gradient Convolution Kernel Compensation

Decomposition of surface electromyograms: gradient Convolution Kernel Compensation method

A. Holobar, D. Zazula

I segnali elettromiografici di superficie (sEMG) acquisiti nella pratica clinica presentano tipicamente un ridotto rapporto segnale/rumore. E' quindi importante che un metodo di decomposizione sia il più possibile robusto e poco influenzabile dalla presenza di "outliers". La tecnica di decomposizione Convolution Kernel Compensation (CKC) classica (presentata in A. Holobar, D. Zazula, "Correlation-based approach to separation of surface electromyograms at low contraction forces", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 42, 2004, pp. 487-496) è scarsamente influenzata dal rumore, ma richiede la preliminare e accurata identificazione di almeno 3-5 potenziali di unità motoria (MUAPs). Se questa preliminare identificazione fallisce, il MUAP non viene più riconosciuto.

E' stato recentemente sviluppato il metodo "gradient CKC". Tale metodo, come il precedente, utilizza acquisizioni sEMG multicanale e si basa sulla compensazione del kernel di convoluzione. In una prima analisi si attua la compensazione dei MUAPs (kernel di convoluzione) sconosciuti, mentre nel secondo passo si applica un algoritmo che sfrutta il calcolo del gradiente per ottimizzare "in cieco" la stima degli istanti di "sparo" delle unità motorie (MUs). L'ottimizzazione basata sul gradiente migliora in modo significativo la robustezza al rumore negli step preliminari di ricostruzione e permette l'affidabile identificazione delle MUs in segnali sEMG con ridotto rapporto segnale/rumore.

I risultati su segnali sEMG simulati e sperimentali hanno dimostrato che il metodo "gradient CKC" è più robusto al rumore e ad artefatti del segnale. In presenza di ridotto rumore, il metodo è risultato equivalente all'approccio CKC clas-

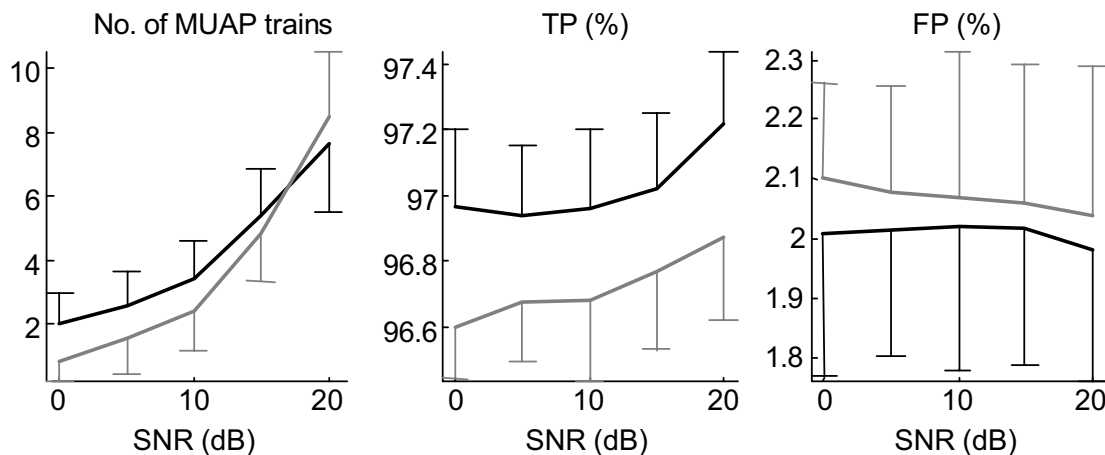
*Surface electromyograms (sEMG), recorded in regular clinical practice, typically exhibit low signal-to-noise quality. It is thus important for decomposition method to be as robust and outlier-resistant as possible. Classical Convolution Kernel Compensation (CKC) decomposition technique (introduced in A. Holobar, D. Zazula, "Correlation-based approach to separation of surface electromyograms at low contraction forces", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 42, 2004, pp. 487-496) exhibits high robustness to noise, but requires accurate identification of at least 3 to 5 motor unit (MU) discharges in the initial reconstruction step. When this reconstruction fails, the recorded MU is lost for decomposition and the entire MU discharge pattern is ignored.*

Recently, gradient CKC method was developed. This method still employs multichannel recordings and is still based on compensation of convolution kernels. In the first step, the unknown MU action potentials (convolution kernels) are compensated, while in the second step the gradient ascent algorithm is used to blindly optimize the estimated MU discharges. The gradient-based optimization significantly improves resistance to noise in the initial reconstruction steps and enables reliable MU identification in low-quality surface electromyograms.

The results on synthetic and experimental sEMG proved that the gradient CKC method is highly robust to noise and to signal artefacts. In low noise environments, it was equivalent to the classic CKC approach. In the presence of severe noise, however, it provided superior accuracy (Figure). The results on synthetic signals with random mixing matrix proved that almost complete reconstruction of pulse trains at the signal-to-noise

sico. Invece, in presenza di elevati livelli di rumore, il metodo ha dimostrato un maggiore accuratezza (Figura). I risultati su segnali simulati hanno dimostrato che è possibile la ricostruzione pressoché completa delle sequenze di attivazione delle MUs in presenza di un rapporto segnale/rumore pari a -5 dB. Nella comparazione del metodo "gradient CKC" con il metodo CKC classico, applicati a segnali sperimentali acquisiti dal muscolo sfintere anale esterno, il nuovo metodo ha consentito l'identificazione di un numero di MUs del 30% maggiore rispetto al precedente per SNR < 10 dB.

ratio of -5 dB is possible. When compared to the classic CKC approach on experimental sEMG, recorded from the external anal sphincter muscle, the gradient CKC yielded approx. 30 % increase in the number of reconstructed MUs at SNR < 10 dB.



Numero di sequenze di potenziali di unità motoria ricostruite (No. of MUAP trains), Veri Positivi (TP) e Falsi Positivi (FP) per il metodo "gradient CKC" (linea nera) e per il metodo CKC classico (linea grigia). I risultati sono mediati su 25 simulazioni. È stato simulato il muscolo bicipite brachiale con 105 unità motorie attive e sezione trasversa pari a 200 mm². Il sistema di prelievo era rappresentato da una matrice di 13 x 5 elettrodi circolari (raggio di 1 mm) con distanza interelettrodica di 5 mm. TP: percentuale di MUAP riconosciuti ed effettivamente presenti nel segnale simulato. FP: percentuale di MUAP riconosciuti ma non presenti nel segnale simulato. I dati sono riportati come media ± deviazione standard.

Number of reconstructed MUAP trains (No. of MUAP trains), True Positives (TP) and False Positives (FP) for gradient CKC (black) and classic CKC (grey). The results are averaged over 25 simulation runs. Biceps brachii muscle with 105 active MUs and 200 mm² cross-section was simulated. The recording system was a grid of 13 × 5 electrodes of circular shape (1-mm radius) with 5-mm interelectrode distance. TP: percentage of MUAPs identified and present in the simulated signal. FP: percentage of MUAPs identified but not present in the simulated signal. Data are reported as mean ± standard deviation.

DEMUSEtool – strumento per la decomposizione e la visualizzazione di segnali elettromiografici di superficie

DEMUSEtool – tool for decomposition and visualization of surface electromyograms

A. Holobar

DEMUSEtool è un applicativo MATLAB per la visualizzazione e la decomposizione di segnali elettromiografici di superficie (sEMG) prelevati con schiere bidimensionali ad alta densità di elettrodi. Funziona su normali personal computer e permette di:

- caricare e visualizzare segnali sEMG;
- decomporre i segnali sEMG nei contributi di singole unità motorie (MUs);
- analizzare e modificare i pattern di attivazione delle MUs automaticamente ricostruiti;
- mostrare i risultati della decomposizione, comprese le rappresentazioni dei pattern di attivazione delle MUs, delle frequenze istantanee di scarica delle MUs, dei potenziali di unità motoria (MUAPs) e delle relative animazioni bi- e tri-dimensionali.

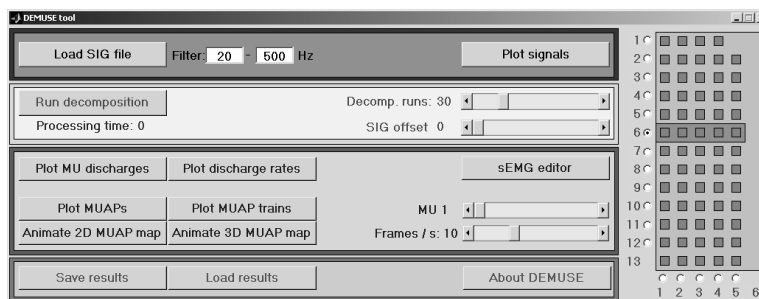
Tutti i grafici sono riportati come figure MATLAB e possono essere modificati attraverso gli strumenti grafici di MATLAB (ridimensionamento dell'immagine, zoom, rotazione, stampa, ect.). I risultati della decomposizione possono essere salvati e ricaricati, quando necessario.

DEMUSEtool is a MATLAB program for visualization and decomposition of multichannel surface electromyograms (sEMG), acquired by 2D high-density electrode arrays. It runs on standard personal computers and enables the user to:

- load and visualize multichannel sEMG signals;
- decompose the sEMG signals into contributions of individual motor units (MUs);
- inspect and manually edit automatically reconstructed MU discharge patterns; and
- display decomposition results, including plots of MU discharge patterns, instantaneous MU discharge rates, motor unit action potentials (MUAPs), and corresponding 2D and 3D animations.

All the graphs are displayed as MATLAB figures and can be manipulated by standard MATLAB graphic tools (i.e., figure resizing, zooming, rotating, printing, etc.). Decomposition results can be saved and reloaded, when desired.

DEMUSEtool uses gradient Convolution Kernel Compensation decomposition technique (A.



Principale finestra di DEMUSEtool che mostra i pannelli di comando per (dall'alto in basso) caricare e visualizzare i segnali sEMG; decomporre i segnali sEMG acquisiti; rappresentare grafici e animazioni con i risultati delle decomposizione; salvare e ri-caricare i risultati della decomposizione.

Main DEMUSEtool window showing command panels for (from top to bottom) loading and visualizing the sEMG signals; decomposing acquired sEMG signals; displaying graphical plots and animations of decomposition results; and saving and reloading of the decomposition results.

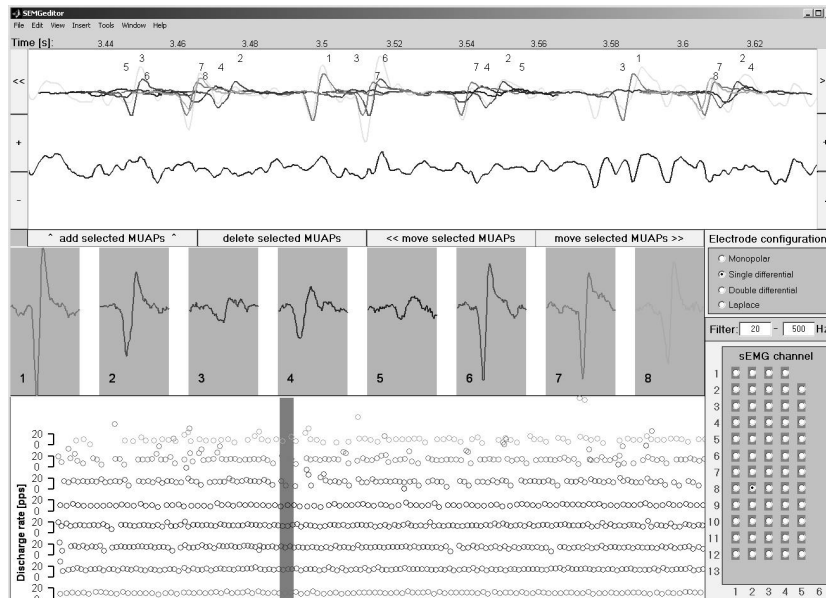
DEMUSEtool si basa sulla tecnica di decomposizione "Convolution Kernel Compensation" (A. Holobar, D. Zazula: Gradient Convolution Kernel Compensation Applied to Surface Electromyograms, ICA 2007, LNCS 4666, pp. 617–624, 2007).

La decomposizione dei segnali sEMG è totalmente automatica. I pattern di attivazione delle MUs ricostruiti sono automaticamente confrontati con predefiniti intervalli fisiologici delle variabili esaminate (frequenza di scarica, variabilità dell'intervallo tra scariche successive, etc.) e classificati rispetto alla stima del grado di affidabilità della decomposizione (essendo massima l'affidabilità della decomposizione per la prima MU identificata).

Ulteriori informazioni su DEMUSEtool sono disponibili sul sito <http://www.lisin.polito.it>.

Holobar, D. Zazula: Gradient Convolution Kernel Compensation Applied to Surface Electromyograms, ICA 2007, LNCS 4666, pp. 617–624, 2007). Decomposition of sEMG signals is fully automatic. Reconstructed MU discharge patterns are automatically tested against the predefined ranges of physiological variables (i.e., discharge rate, variability of inter-pulse interval, etc.) and sorted with respect to the estimated degree of decomposition reliability (the first MU being the most reliable one).

Further information on DEMUSEtool is available at <http://www.lisin.polito.it>.



Finestra per visualizzazione e modifica dei risultati della decomposizione. La sezione superiore mostra il segnale originale di un canale sEMG e quello residuo dopo sottrazione dei MUAPs identificati. La sezione centrale mostra i "templates" dei MUAPs identificati in relazione al canale selezionato e permette di selezionare singole MUs. La sezione inferiore mostra i grafici delle frequenze istantanee di scarica delle MUs selezionate. Il canale visualizzabile può essere selezionato utilizzando il Pannello di Selezione del Canale (in basso a destra). Possono inoltre essere utilizzate, per i canali selezionati, differenti configurazioni di elettrodi e differenti filtri passa-banda.

Window for visualisation and manual editing of sEMG decomposition results. The top panel displays original sEMG channel and the residual after subtraction of identified MUAPs. The central panel displays identified MUAP templates, as detected in the selected channel, and allows the user to select individual MU for editing. The bottom panel displays instantaneous discharge rate plots of selected MUs. The currently displayed channel can be selected by clicking on the Channel Selection Panel (bottom right corner). Different electrode configurations and band-pass filtering of the selected channel are also supported.

Stima della forza muscolare sulla base del segnale EMG tramite un modello di twitch dell'unità motoria e il metodo "convolution kernel compensation"

EMG based muscle force estimation using motor unit twitch model and convolution kernel compensation

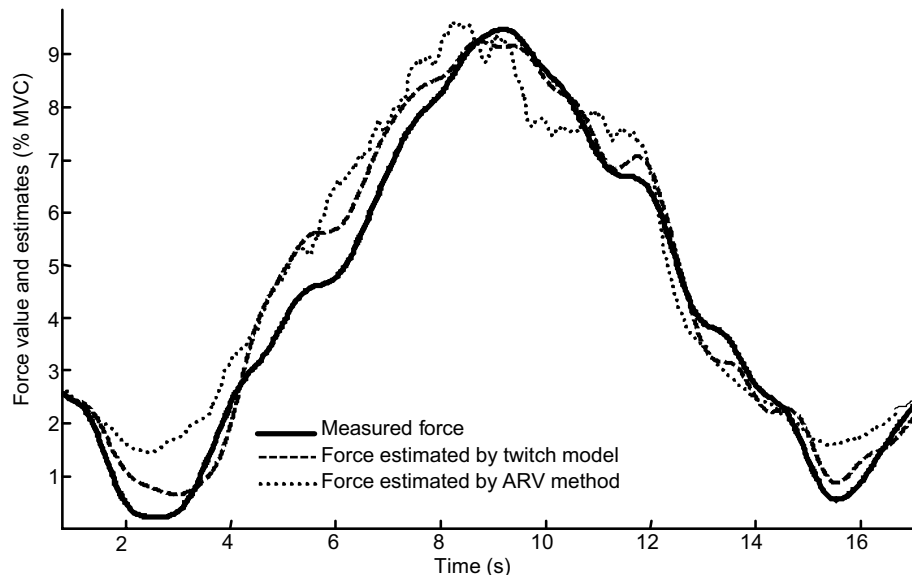
A. Holobar, R. Istenic, R. Merletti, D. Zazula

Nel presente studio è stato sviluppato un nuovo metodo per la stima della forza muscolare sulla base di segnali elettromiografici di superficie (sEMG). Il metodo combina un modello di forza di twitch dell'unità motoria (MU) con l'analisi delle sequenze di scarica delle MUs.

Abbiamo utilizzato il modello di forza muscolare proposto da Fuglevand (Fuglevand AJ, Winter DA and Patla AE. Models of recruitment and rate coding organization in MU pools. *J. Neurophysiol* 70: 2470–2488, 1993). La distribuzione delle forze di twitch delle MUs è stata

In this study, a new method for muscle force estimation from multi-channel surface electromyograms (sEMG) was introduced. This method combines a motor unit (MU) twitch force model with analysis of MU innervation pulse trains.

*We adopted the muscle force model, proposed by Fuglevand (Fuglevand AJ, Winter DA and Patla AE. Models of recruitment and rate coding organization in MU pools. *J. Neurophysiol* 70: 2470–2488, 1993). The distribution of twitch forces for the MUs was represented as an exponential function. In this way, a large number of*



Confronto tra livelli di forza misurati (linea spessa), forza stimata con il metodo basato sul modello di forza di twitch dell'unità motoria (linea tratteggiata) e forza stimata sul valore rettificato medio (ARV) del segnale sEMG (linea puntinata).
Comparison of measured force (thick solid line), force estimated with method based on MU twitch model (dashed line) and force estimated with average rectified value (ARV) method (dotted line).

rappresentata con una funzione esponenziale. In questo modo, un elevato numero di MUs produceva bassi livelli di forza, mentre elevati livelli di forza erano espressi da un numero relativamente limitato di MUs. La forza di twitch è stata simulata come la risposta all'impulso di un sistema di secondo ordine, smorzato.

Le sequenze di scarica di singole MUs sono state stimate con il metodo di decomposizione Convolution Kernel Compensation (CKC), applicato a segnali sEMG multicanale. Il metodo CKC permette di estrarre i pattern di attivazione delle MUs nel caso di contrazioni isometriche a basso livello di forza, non è sensibile alle sovrapposizioni dei potenziali di MU e permette l'identificazione di un numero relativamente ampio di MUs.

La forza muscolare prodotta da una singola MU è stata stimata in termini di convoluzione del twitch fissato per quella MU e per la relativa sequenza di attivazione della MU. La forza muscolare totale è stata calcolata come sommatoria di tutti i valori di forza prodotti dalla singole MUs.

Il metodo è stato testato su segnali sEMG sperimentali acquisiti da 8 soggetti di sesso maschile durante contrazioni a forza variabile del muscolo abduktore breve del pollice. Con 22 ± 5 (media \pm DS) MUs identificate per ogni soggetto, l'errore di stima della forza è risultato con il nostro metodo pari a $16 \pm 4\%$. Questi risultati sono stati confrontati con la stima della forza basata sul valore rettificato medio (ARV) del segnale sEMG. Come riportato in Figura, i due metodi hanno fornito risultati sovrapponibili.

MUs produced small forces, while relatively few units generated large forces. The twitch force was modelled as the impulse response of a critically damped, second order system.

Innervation pulse trains of individual MUs were estimated with the Convolution Kernel Compensation (CKC) decomposition method applied to multichannel sEMG signals. The CKC method extracts MU discharge patterns in low-level isometric contractions, it is not sensitive to superimpositions of MU action potentials, and detects a relatively large number of MUs.

The muscle force, produced by a single MU, was then estimated as convolution of the twitch, assigned to that MU and the MU innervation pulse train. The total muscle force was calculated as a sum of all the forces produced by individual MUs.

The method was tested on experimental sEMG signals, acquired during force ramp contractions of abductor pollicis brevis muscle in 8 male subjects. With 22 ± 5 (mean \pm SD) MUs identified per subject, the force RMS estimation error of our method was $16 \pm 4\%$. These results were compared to the force estimate based on average rectified value (ARV) of the sEMG signal. As indicated in the Figure, both methods yielded approximately the same performance.

L. Lo Conte, R. Merletti

L'obiettivo principale del progetto europeo SENIAM era promuovere la cooperazione e lo scambio di dati e di esperienze cliniche. Il progetto era focalizzato su sensori e procedure per il posizionamento di tali sensori, sull'elaborazione del segnale EMG di superficie e sui modelli. Obiettivo del nostro lavoro era e rimane la definizione di standard per facilitare lo scambio di dati, protocolli e applicazioni nel campo del segnale EMG di superficie (sEMG), con finalità sia didattiche che di ricerca. Il nostro lavoro è dunque indispensabile per implementare nella pratica quotidiana gli obiettivi del progetto SENIAM, aggiornandone i risultati rispetto all'avanzamento scientifico e tecnologico nel settore ed a nuove esigenze di standardizzazione.

A questo scopo, abbiamo definito un insieme di procedure razionali e semplificate per la documentazione di esperimenti e l'archiviazione di dati che riflettono le più recenti tecniche di sperimentazione. Obiettivi raggiunti del progetto sono: a) la descrizione non ambigua di protocolli e setup sperimentali; b) la definizione di un "abstract file" che comprenda tutte le informazioni necessarie per l'elaborazione automatica dei dati e l'interpretazione dei risultati; c) la definizione di un insieme di specifiche alle quali sia il software che l'hardware si devono attenere nel rispetto dello standard.

Un esperimento è definito in termini di due componenti principali: a) un setup sperimentale; b) un insieme di acquisizioni (protocollo). Tutti gli esperimenti che usano lo stesso setup e prevedono lo stesso numero e tipo di acquisizioni sono dello stesso tipo. D'altra parte, due protocolli diversi possono basarsi sullo stesso setup sperimentale, definito una sola volta. Il setup sperimentale include, tra l'altro, la descrizione non ambigua del posizionamento dei sensori per il prelievo del segnale sEMG.

The main goal of the European Concerted Action "SENIAM" was to foster cooperation and promote exchange of data and clinical experience. The project focused on sensors, sensor placement procedures, surface EMG (sEMG) signal processing and modeling. The aim of our efforts was and remains the definition of standards to facilitate exchange of data, protocols and applications in the sEMG field for both teaching and research purposes. The objective of this ongoing effort is to practically implement the goals of the SENIAM project to account for recent scientific and technological advances and novel standardization needs.

To this end, we defined an extendible set of rational and simplified procedures to document experiments and to archive data for recently developed experimental techniques and protocols. Achieved goals include: a) the unambiguous description of experiment setups and protocols; b) the definition of an abstract file, comprehensive of all information necessary for automatic data processing; c) the definition of a set of hardware and software specifications that systems compliant with the standard should meet.

An experiment is defined in terms of two main components: a) an experimental setup; and b) a set of acquisitions (protocol). All the experiments that share the same setup and the same set of acquisitions are of the same type. On the other hand, two different protocols may use the same experimental setup, which needs to be defined only once. The setup also includes sensor placement and a proper way of describing it unambiguously.

Each "object" (i.e., subject, muscle, probe, acquisition system, acquisition modality, file type, etc) is given a unique alphanumeric identifier and an associated text description in several lan-

Ad ogni "oggetto" (soggetto, muscolo, sensore, sistema di acquisizione, modalità di acquisizione, tipo di file, etc.) è associato un identificatore alfanumerico univoco ed una descrizione testuale in diverse lingue. I programmi elaborano gli identificatori in base alle loro proprietà e producono un output comprensibile per gli esseri umani. Con un identificatore numerico si evitano misspellings, caratteri spurii e referenze multiple. Ci si garantisce, in altre parole, una corrispondenza univoca tra oggetto identificato e identificatore. Gli identificatori eliminano ogni riferimento che possa contribuire ad individuare il soggetto dell'esperimento, in accordo con i requisiti internazionali sulla privacy e per lo scambio di dati tra istituzioni diverse.

Sensori, cavi, setup e protocolli sono identificati in modo univoco e descritti individualmente. Questa descrizione include le relazioni tra oggetti e il modo in cui gli oggetti sono collegati tra loro (per un dato muscolo, il tipo di sensore, il suo posizionamento, la sua connessione al sistema di acquisizione, il filtro spaziale usato e così via). Obiettivo di questa descrizione è stabilire una corrispondenza tra il segnale sEMG raccolto e la sua destinazione finale su un supporto di massa, insieme con l'informazione necessaria per elaborare il segnale ed interpretare i risultati dal punto di vista fisiologico.

Tutti i dati sperimentali sono memorizzati in un unico archivio sEMG e poi replicati se e quando necessario. Tutte le repliche sono in sola lettura. L'archivio sEMG è l'unico ad essere modificato. Le repliche sono derivate da questo archivio, in modo da garantire la consistenza dei dati. La struttura delle cartelle e convenzioni sui nomi dei file aiutano ad organizzare i dati in un modo razionale e significativo. Gli identificatori univoci provengono da un dizionario e sono attribuiti in modo controllato. Lo sperimentatore può usare nomi di sua scelta, ma tutti i file e gli oggetti sono rinominati prima di essere aggiunti all'archivio ufficiale. La corrispondenza tra

guages. Programs process identifiers according to their properties and produce outputs in human language. Identifiers help avoid misspelling, spurious characters and multiple references. They guarantee that there is always a one-to-one correspondence between identifier and identified object. They also remove from data any reference that may identify human subjects, according to international requirements for privacy and data sharing among different institutions.

Probes, cables, setups, electrode array positioning and protocols are all uniquely identified and individually described. This description includes relations between objects, and how these objects are linked together (e.g., for a given muscle, the type of sensor, its position, its connection to the acquisition system, the spatial filter used, and so on). The goal of this description is to map the sEMG signal from its source to its location on a mass storage support, together with all information necessary to post-process it and interpret the results in a physiologically meaningful way.

All experimental data are stored in a unique place, the sEMG archive, and then replicated as many times as needed. All replicas are read-only. The sEMG archive is the only one that is updated. Replicas derive from this archive, so that consistency is guaranteed. Directory structure and filename conventions help organize data in a rational and meaningful way. Unique identifiers come from a controlled dictionary. The experimenter can use identifiers of her choice, but all files must be properly renamed before being moved to the sEMG archive. The correspondence between original and final names is maintained separately.

This documentation scheme is flexible and extendible and can accommodate experimental or simulated signals. The scheme is developed for internal purposes, but designed to be generally applicable. It does not necessarily require the adoption of the same standard, but rather works as an "adaptor", i.e., it includes tools for

nomi originali e nomi finali viene mantenuta separatamente.

Questo schema di documentazione è flessibile, può essere facilmente esteso e si applica sia a segnali reali che a segnali simulati. È stato sviluppato per uso interno, ma progettato per essere applicabile in generale. Non richiede necessariamente l'adozione dello stesso standard, ma funziona piuttosto come un "adattatore", vale a dire include gli strumenti per tradurre sia in schemi diversi da questo che da schemi diversi, purché tali schemi siano a loro volta ben definiti ed internamente consistenti. Lo standard impone un approccio razionale alla progettazione di hardware, sensori e software ed alla definizione di setup e protocolli sperimentali. Infine, l'implementazione dello standard non richiede né uno specifico sistema operativo, né applicazioni proprietarie.

translation both from and to different schemes, provided these schemes are themselves well defined and consistent. The standard imposes a rational approach to hardware, sensor and software design, and to the definition of experimental setup and protocols. Finally, the implementation of the standard does not require a specific operating system or any proprietary application tools.

Matrici di elettrodi innovative e analisi di metodi di pulizia della cute e gel conduttivi

Innovative matrices of electrodes and analysis of skin cleaning methods and conductive gels

S. Davin, R. Fabris, S. Giordano, F. Realmuto, R. Righetti

La necessità di acquisire segnali elettromiografici di superficie da ampie porzioni di muscolo ha portato alla realizzazione di matrici bidimensionali di elettrodi.

Presso l'I.T.I.S. "Quintino Sella" di Biella sono stati realizzati, utilizzando diversi tipi di supporto tessile e di elettrodi (cuciti o incollati sul supporto), diversi prototipi delle seguenti tre tipologie di matrice tessile a 16 elettrodi [4 righe x 4 colonne, distanza interelettrodica 10 mm: sezioni a), b), c) della Figura]: 1) matrice in poliestere con elettrodi in fibra poliammidica rivestita d'argento; 2) matrice in poliestere con elettrodi in spugna impregnata da nerofumo; 3) matrice realizzata su tessuto non tessuto in poliestere con elettrodi in fibra poliammidica rivestita d'argento. Per ciascuna matrice sono stati misurati l'impedenza (Z) a 100 Hz e $1 \mu\text{A}$ e il rumore (V_n) del contatto elettrodo-cute. La matrice di tipo 1 è stata testata nelle seguenti condizioni sperimentali: a) assenza di gel conduttivo sugli elettrodi; b) aggiunta di $30 \mu\text{l}$ di gel ipertonico su ciascun elettrodo; c) aggiunta di $30 \mu\text{l}$ di gel isotonico su ciascun elettrodo. Le altre due tipologie di matrice sono state testate in assenza di gel elettroconduttivo sugli elettrodi [condizione sperimentale a)]. I valori più bassi di impedenza e rumore (calcolati come media \pm DS di 16 elettrodi) sono stati ottenuti per la matrice di tipo 1 con aggiunta di gel isotonico sugli elettrodi ($Z=167\pm54 \text{ k}\Omega$ e $V_n=3.72\pm2 \mu\text{V RMS}$) e per la matrice di tipo 2 con elettrodi in spugna impregnata da nerofumo ($Z=122\pm27 \text{ k}\Omega$ e $V_n=3.43\pm2 \mu\text{V RMS}$).

È stato inoltre realizzato un prototipo di matrice tessile (16 elettrodi, 8 righe x 2 colonne, distanza interelettrodica 10 mm) su supporto in PVC-Trevira, con contatti magnetici [diametro 5 mm, altezza 2 mm: sezioni d) ed e) della Fig-

The need to detect surface electromyographic signals from large surfaces above a muscle led to the production of bidimensional arrays of electrodes.

The I.T.I.S. "Quintino Sella" of Biella realized several prototypes of the following three types of textile arrays [16 electrodes, 4 rows x 4 columns, interelectrode distance 10 mm: panels a), b), and c) in Figure], using several kinds of textile supports and electrodes sewed or glued to the support: 1) matrix realized on a polyester support with polyamide electrodes coated with silver; 2) matrix realized on a polyester support with electrodes in carbon black sponge; 3) matrix realized on a nonwoven fabric polyester support with polyamide electrodes coated with silver. For each matrix, we measured both the impedance (Z) at 100 Hz and $1 \mu\text{A}$ and the noise (V_n) of the electrode-skin contact. The first type of matrix was tested in the following experimental conditions: a) without electroconductive gel on the electrodes; b) with $30 \mu\text{l}$ of hypertonic gel on the electrodes; c) with $30 \mu\text{l}$ of isotonic gel on the electrodes. The other two types of matrix were tested only without electroconductive gel on the electrodes [experimental condition a)].

The lowest values of impedance and noise (mean \pm SD of 16 electrode) were observed for the type 1 matrix with $30 \mu\text{l}$ of isotonic gel on the electrodes ($Z=167\pm54 \text{ k}\Omega$ and $V_n=3.72\pm2.00 \mu\text{V RMS}$) and for the type 2 matrix with electrodes in carbon black sponge ($Z=122\pm27 \text{ k}\Omega$ and $V_n=3.43\pm2.00 \mu\text{V RMS}$).

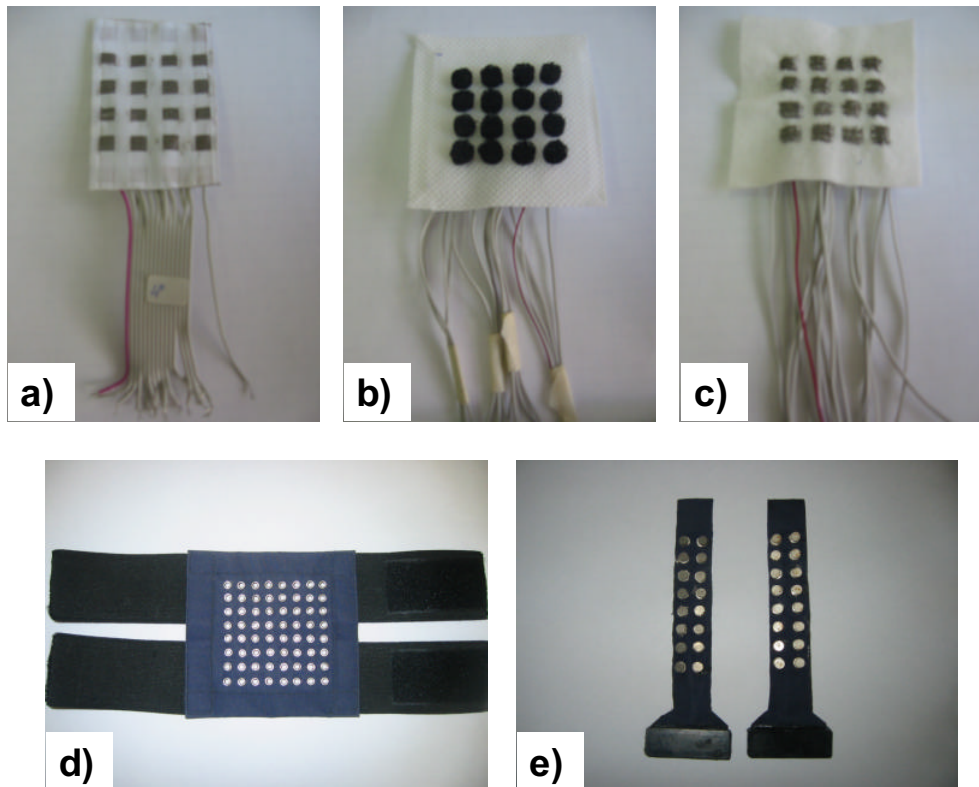
A prototype of matrix on PVC-Trevira support (16 electrodes, 8 rows x 2 columns, interelectrode distance 10 mm) with magnetic contact electrodes [diameter 5 mm, height 2 mm, panels d) and e) in the Figure] was made. We compared magnetic

ra]. Sono stati confrontati elettrodi con contatti magnetici argentati e non, senza rilievo di significativa differenza tra i valori di impedenza elettrodo-cute (magnetici argentati: $Z=149\pm 82$ k Ω ; magnetici non argentati: $Z=112\pm 51$ k Ω).

Poichè il contatto elettrodo-cute migliora con un'adeguata pulizia della cute e con l'utilizzo di gel conduttivo, sono state eseguite misure di impedenza per il confronto dei seguenti tipi di gel: NEUREGEL (Spes Medica), SANT'ANGELICA (Chero Pharma), G006 ECO (Fiab), ZERO GEL (Euro Camina). Il più basso valore di impedenza (calcolata come media \pm DS di 4 elettrodi)

contacts with and without silver plating and found no statistically significant difference in the impedance values of the electrode-skin contact (silver plated magnetic contacts: $Z=149\pm 82$ k Ω ; magnetic contact electrodes: $Z=112\pm 51$ k Ω).

Since the electrode-skin contact improves with a proper cleaning of the skin and with the application of electroconductive gel we performed impedance measurements to compare the following types of gels: NEUREGEL (Spes Medica), SANT'ANGELICA (Chero Pharma), G006 ECO (Fiab), ZERO GEL (Euro Camina). We observed the lowest value of impedance (mean \pm SD of 4



a) Matrice di tipo 1 in poliestere con elettrodi in fibra poliammidica rivestita d'argento; b) Matrice di tipo 2 con elettrodi in spugna impregnata da nerofumo; c) Matrice di tipo 3 realizzata su tessuto non tessuto in poliestere con elettrodi in fibra poliammidica rivestita d'argento; d) Schiera bidimensionale con contatti magnetici; e) Strisce di 2x8 contatti magnetici.
a) Type 1 matrix realized on a polyester support with polyamide electrodes coated with silver; b) Type 2 matrix realized on a polyester support with electrodes in carbon black sponge; c) Type 3 matrix realized on a nonwoven fabric polyester support with polyamide electrodes coated with silver; d) 2D array with silver plated iron eyelets; e) strips of 2x8 magnetic contacts.

elettrodo-cute è stato ottenuto con gel tipo ZERO GEL ($Z=106\pm 47\text{ k}\Omega$), utilizzato in seguito per l'analisi di impedenza in diverse condizioni di pulizia della cute: 1) utilizzo di benzina SUPERA-VIO; 2) utilizzo di pasta abrasiva NUPREP (D.O. Weaver and Company); 3) stripping con nastro adesivo SICAD GROUP; 4) applicazione dei seguenti prodotti: pasta abrasiva NUPREP, detergente PHYSIOGEL (Stiefel Laboratories) ed etere (Nova Argentia); 5) applicazione dei seguenti prodotti: detergente PHYSIOGEL, soluzione KERIUM (La Roche-Posay) ad azione cheratolitica ed etere; 6) utilizzo di guanto di crine. Il valore più basso di impedenza (media 16 elettrodi \pm DS) è stato ottenuto con l'utilizzo di pasta abrasiva NUPREP ($Z=76\pm 20\text{ k}\Omega$).

electrodes) with the use of ZERO GEL ($Z = 106 \pm 47\text{ k}\Omega$), which was adopted thereafter for the analysis of impedance measurements in different conditions of skin cleaning: 1) with SUPERA-VIO gasoline; 2) with NUPREP abrasive paste (D.O. Weaver and Company); 3) by stripping with SICAD GROUP adhesive tape; 4) with application of the following products: NUPREP abrasive paste, PHYSIOGEL detergent (Stieffel Laboratories) and ether (Nova Argentia); 5) with application of the following products: PHYSIOGEL detergent, KERIUM solution (La Roche-Posay) with keratolytic action and ether; 6) by peeling with hair glove. We observed the lowest value of impedance (mean of 16 electrodes \pm SD) with the use of NUPREP abrasive paste ($Z=76\pm 20\text{ k}\Omega$).

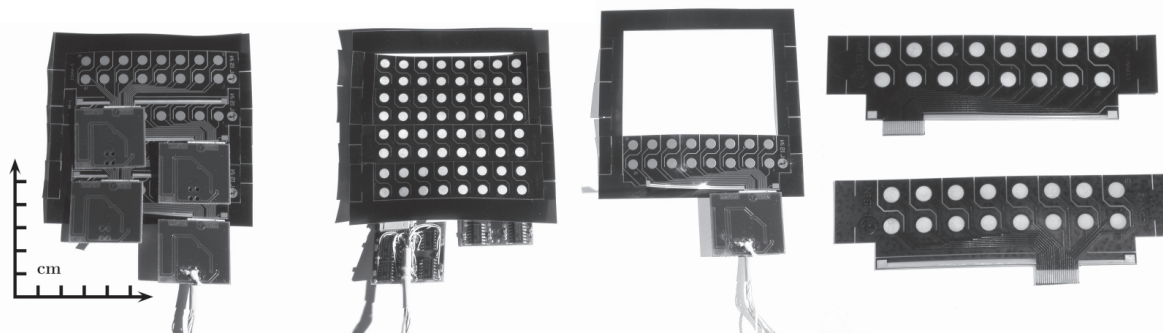
B. Caudana

Il groviglio di fili conduttori per connettere un apparato di misura a elettrodi disposti in matrici bidimensionali limita fortemente la realizzazione di tali matrici. Il problema del groviglio peggiora man mano che la superficie dotata di elettrodi o la densità di elettrodi cresce. Fotoincisione o serigrafia con inchiostri conduttivi sono probabilmente le sole tecniche adatte per una produzione a basso costo di schiere di elettrodi monouso. Tuttavia, l'uso di fotoincisione o serigrafia monostrato su supporti isolanti flessibili limita ulteriormente la complessità massima possibile della matrice di elettrodi a causa dei limiti topologici e meccanici intrinseci alle tecniche monostrato. Tecniche multistrato, come quelle usate per i circuiti stampati, non sono adatte perché rendono la matrice più rigida e pesante, cioè inadatta a seguire la curvatura corporea e ad essere appesa alla pelle.

Abbiamo ideato unità modulari bidimensionali di elettrodi che sono componibili e che ri-

The tangle of wires needed to connect electrodes laid out on a bidimensional array to a measurement system imposes serious constraints on the layout of such arrays. This tangle problem worsens when either the surface equipped with electrodes or the electrode density increases. Photoengraving and screen-printing with conductive ink are probably the only techniques suitable for a low cost mass production of disposable electrode arrays. However, using either photoengraving or serigraphy on flexible single layer insulating substrates further limits the maximum complexity of the array because of intrinsic topological and mechanical constraints of single layer techniques. Multilayer techniques, like the ones used for printed circuit boards, are not suitable because they make the array stiffer and heavier, i.e., unsuitable to adapt to body curvature and to stick on the skin.

We devised bidimensional modular units of electrodes that are compoundable and whose



Matrice bidimensionale da 64 elettrodi composta da 4 moduli da 16 elettrodi ciascuno montati ad incastro su una cornice di Mylar. Di lato i due moduli complementari da 16 elettrodi con relative uscite per connettori ZIF. Il modulo da 16 elettrodi può essere montato in n esemplari nella direzione Y. Ripetendo il modulo base, si possono realizzare striscie da 32, 48, e più elettrodi per ottenere l'espansione nella direzione X. Altri tipi di moduli (es.: moduli da 16x1 elettrodi) possono essere adottati. *Bidimensional array of 64 electrodes, made of 4 modules of 16 electrodes each, inserted in a Mylar frame. Two complementary modules of 16 electrodes, each one with its output tracks for ZIF connectors are shown. The 16-electrode module can be mounted in n exemplars in the Y direction. By repeating the basic module, stripes of 32, 48, and more electrodes can be made using the same principle to allow expansion in the X direction. Other types of modules (e.g. a 16x1 electrode module) can also be built.*

mangono realizzabili al crescere della superficie e della densità di elettrodi. Questi moduli, grazie alla loro componibilità “a squama di pesce”, ci permettono di superare i limiti topologici dei “layout” monostrato e di ridurre in modo considerevole i limiti meccanici imposti dalla separazione delle tracce conduttive. In questo modo possiamo realizzare matrici con un numero virtualmente illimitato di elettrodi in entrambe le dimensioni di una superficie, pur mantenendo la lunghezza e la complessità delle tracce di connessione comparabili a quelle del modulo base. Questa idea è applicabile indipendentemente dalla configurazione e forma degli elettrodi, dalla distanza interelettrodica, dai materiali, e dalle tecniche meccaniche per congiungere i moduli base in modo da mantenere una distanza interelettrodica costante tra ciascun modulo.

Alcuni di questi moduli sono stati realizzati in rame argentato su supporto di Mylar. La Figura illustra i concetti di modularità e assemblaggio a “squama di pesce”.

realization remains feasible despite increasing surface and electrode density. These modules, compoundable as “fish scales”, allow us to overcome topological limits of monolayer layouts and to greatly reduce limitations due to mechanical separation of conductive tracks. Thus, we can produce arrays with a virtually unlimited number of electrodes in both dimensions, while keeping the length and complexity of the connection tracks comparable to those of the basic modules. This idea is applicable independently of configuration and shape of electrodes, interelectrode distance, materials, and mechanical techniques adopted to join basic modules in ways that maintain a constant interelectrode distance between any two modules.

Some of these modules have been realized using silver plated copper on a Mylar substrate. Figure illustrates modularity and “fish scale” assembly concepts.

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

**CLINICAL
APPLICATIONS AND
TECHNOLOGY
TRANSFER TO SMALL
AND MEDIUM
ENTERPRISES**

Analisi elettromiografica e cinematica di un esercizio ripetitivo

Electromyographic and kinematic analysis of a repetitive task

C. Cescon, M. Gazzoni, E. Guasco, F. Mastrangelo, R. Merletti

Lo studio di esercizi ripetitivi, simili alle mansioni svolte all'interno di una catena di produzione, tramite l'analisi della postura e della fatica muscolare, permette di ottenere utili indicazioni sullo sviluppo di patologie da lavoro. Obiettivi di questo lavoro erano la realizzazione e prima applicazione di un sistema di acquisizione congiunta di segnali elettromiografici (sEMG) e cinematici per lo studio dell'effetto della velocità e della precisione dell'esercizio sull'affaticamento muscolare.

Ai cinque soggetti partecipanti all'esperimento era richiesto di simulare un'attività di caricamento/scaricamento (ciclo) di una macchina operatrice. I soggetti, seduti, dovevano ripetere per sessanta cicli l'attività di movimentazione di un semilavorato (peso: 1.5 kg) posizionandolo su un riscontro posto di fronte, all'altezza delle spalle. Sono state studiate 4 diverse condizioni di lavoro combinando velocità (3 e 5 secondi/ci-

The analysis of posture and muscle fatigue during repetitive tasks can give useful information concerning work related pathologies. This work addresses the realization and the application of a system for the joint acquisition of kinematic and surface electromyographic signals (sEMG) for the study of the effect of task speed and precision on muscle fatigue.

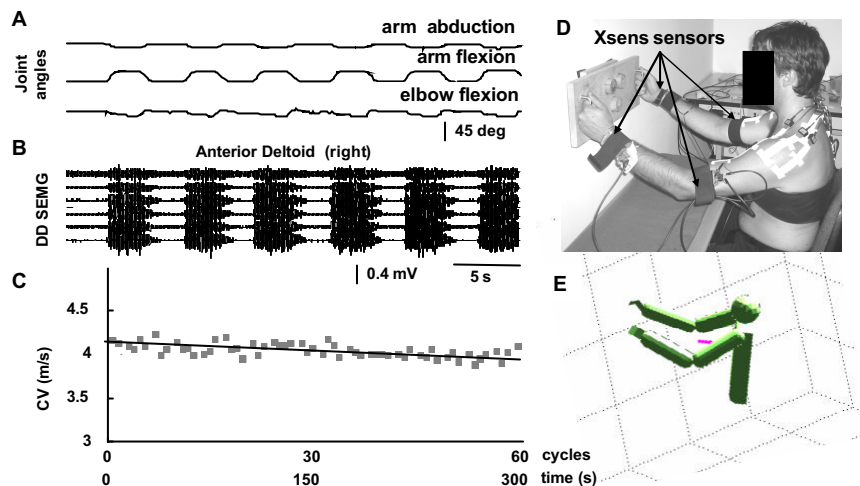
Five subjects were requested to simulate the loading and freeing (cycle) of a steel frame press at a known working cadence: the subject, while sitting, performed sixty repetitions of the lifting task of a shell (1.5 Kg) placing and removing it in front of him on a reference at shoulder height. Four different conditions were studied combining two different execution speeds (3 and 5 seconds per cycle) and two different levels of precision (using two different references). The sEMG signals were acquired from the following muscles: biceps brachii, triceps brachii, deltoid, and

clo) e precisione (presenza o assenza di un invito di inserzione sul riscontro) dell'esercizio. I segnali sEMG sono stati prelevati con schiere lineari di elettrodi (8 elettrodi, 5 mm distanza interelettrodica) dai muscoli bicipite brachiale, tricipite brachiale, deltoide e trapezio superiore. I dati cinematici sono stati acquisiti con un sistema Xsens (Xsens, Amsterdam, The Netherlands) con cinque sensori posizionati su: avambraccio, braccio e sterno. Dai segnali cinematici sono stati calcolati gli angoli articolari, utilizzati per identificare le diverse fasi dell'esercizio. In corrispondenza delle diverse fasi del ciclo di caricamento, sono state stimate, dai segnali sEMG, le variabili di ampiezza (ARV), frequenza (MNF) e velocità di conduzione (CV).

In generale i metodi applicati in ergonomia sono basati su giudizi soggettivi: la tecnica qui proposta basata sull'analisi sEMG in corrispondenza di fasi del ciclo identificate sulla base della postura del soggetto, permette lo studio "stroboscopico" della fatica muscolare durante lavori ripetitivi.

upper trapezius using linear electrode arrays (8 electrodes, 5 mm interelectrodes distance). The kinematic data of trunk and upper limbs were acquired using five sensors (Xsens, Amsterdam, The Netherlands) fixed on the chest, arm, and forearm. The articular angles were computed from kinematic data and used to trigger the different phases of the task. The EMG amplitude (ARV) and frequency (MNF) variables, and conduction velocity (CV) were estimated for different cycle phases using an epoch duration of 0.25 s.

Generally ergonomic tools are subjective: the herein proposed sEMG analysis triggered by postural information allows "stroboscopic" muscle fatigue assessment during repetitive tasks.



A) angoli articolari, B) segnali sEMG registrati dal deltoide anteriore destro, C) andamento di CV stimata dal deltoide anteriore destro nel momento in cui il soggetto posiziona il carico sul riscontro. D-E) Foto e Stick Diagram che mostrano la postura del soggetto nella fase del ciclo considerata per l'analisi EMG.

A) joint angles, B) sEMG signals detected from the right anterior deltoid, C) time course of CV estimated from the right anterior deltoid at the time of placement of the shell on the reference. D-E) Photo and 3D Stick Diagram showing the posture of the subject in the cycle phase selected for sEMG analysis.

Fatica muscolare durante contrazioni dinamiche a coppia costante e non costante

Muscle fatigue during constant and non-constant torque dynamic contractions

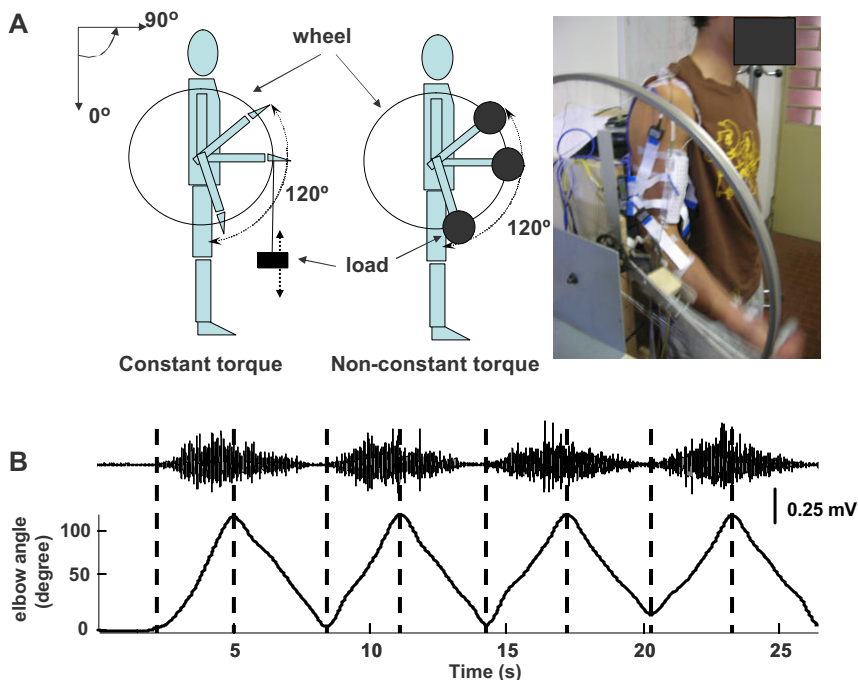
M. Gazzoni, E. Guasco, R. Merletti

Obiettivo di questo studio era la valutazione tramite elettromiografia di superficie (sEMG) della fatica muscolare e delle strategie di controllo durante contrazioni dinamiche a coppia costante e non costante.

Allo studio hanno partecipato 10 soggetti. Ad ogni soggetto è stato richiesto di eseguire una serie di flessio-estensioni lente dell'avabraccio (0-120° di escursione) in due condizioni: coppia costante e coppia non costante (Figura). Per entrambe le condizioni sono state considerate tutte

This work was focused on the investigation of muscle fatigue and control strategies during constant and non-constant torque dynamic contractions by means of surface electromyogram (sEMG).

Ten subjects participated in this study. Each subject was asked to perform a series of slow forearm flexion-extensions (range: 0-120°) in two conditions: constant and non-constant torque (Figure). For each condition, all combinations of three loads (1, 3, and 5 kg) and two flexion-ex-



A) Schema del protocollo sperimentale. Il soggetto eseguiva flessio-estensioni lente dell'avabraccio in due condizioni: coppia costante e non costante. B) Segnale EMG (singolo differenziale) prelevato dal bicipite brachiale e angolo articolare (coppia non costante, peso: 5 kg, ciclo di flessio-estensione: 6 s).

A) Outline of the experimental protocol. Subject performed slow elbow flexion-extensions in two conditions: constant and non-constant torque. B) EMG signal (single differential) detected from the biceps brachii and elbow angle time course (non constant torque, load: 5 kg, flexion-extension cycle: 6 s).

le combinazioni di tre pesi (1, 3, 5 kg) e due velocità di flessione-estensione (6 e 12 s). I segnali sEMG sono stati acquisiti dal bicipite brachiale, dal brachioradiale e dal tricipite brachiale (capo laterale e mediale).

Le variabili di ampiezza, i parametri spettrali e la velocità di conduzione (CV) sono state stimati dal segnale sEMG in corrispondenza di diversi angoli articolari (15, 30, 45, 60, 75, 90, e 105 gradi). Per tutti gli angoli articolari considerati è stata stimata la regressione lineare delle variabili in funzione del tempo; per l'analisi statistica sono state considerate l'intercetta, la pendenza e la pendenza normalizzata (rispetto all'intercetta) della retta di regressione. L'effetto della velocità del movimento, dell'angolo articolare, del peso e della fase (concentrica /eccentrica) sull'andamento delle variabili sEMG è stato valutato tramite una ANOVA a misure ripetute. I risultati preliminari hanno mostrato che, in entrambe le condizioni di esercizio, le manifestazioni mioelettriche di fatica (MF) aumentano all'aumentare del carico mentre non sono state osservate differenze statisticamente significative di MF tra le due fasi del movimento (concentrica ed eccentrica), i diversi angoli articolari e le diverse velocità di flessione-estensione. Sono attualmente in corso valutazioni sulle differenze nelle strategie di controllo tra le due condizioni.

tension velocities (6 and 12 s) were considered. sEMG signals were detected from biceps brachii, brachioradialis, and triceps brachii.

Amplitude and spectral variables, and conduction velocity (CV) were estimated from sEMG in correspondence of different joint angles (15, 30, 45, 60, 75, 90, and 105 degrees). Linear regression of all variables versus time for all joint angles was computed. Intercept, slope and normalized slope (slope normalized w.r.t. the intercept) were considered for statistical analysis. A repeated measure ANOVA was performed to study the effect of the following factors on sEMG variables: movement speed, joint angle, load, concentric/eccentric phase. Preliminary results showed higher myoelectric manifestations of fatigue (MF), in both exercise conditions, increasing the load, while no significant differences have been observed in MF for different movement phases (concentric/eccentric), joint angles, and movement velocities. Differences in the control strategies between the two conditions are currently under investigation.

Un metodo innovativo per stimare le manifestazioni mioelettriche di fatica muscolare

A new method to estimate myoelectric manifestations of muscle fatigue

C. Cescon, M. Gazzoni, R. Merletti, L. Mesin, A. Rainoldi

Due fattori fisiologici determinano le manifestazioni mioelettriche di fatica muscolare: 1) la diminuzione della velocità di conduzione media (CV) dei potenziali d'azione delle unità motorie (MUs) e la variazione della distribuzione di CV ("fatica periferica"), e 2) l'aumento della sincronizzazione delle MUs da parte del sistema nervoso centrale ("fatica centrale").

Per poter descrivere separatamente le componenti di fatica mioelettrica centrale e periferica abbiamo analizzato i seguenti stimatori: 1) frequenza spettrale media (MNF), 2) frequenza spettrale mediana (MDF), 3) valore quadratico medio (RMS), 4) valore rettificato medio (ARV), 5) velocità di conduzione delle fibre muscolari (CV), 6) percentuale di determinismo (%DET), 7) indici spettrali definiti come il rapporto tra momenti spettrali del segnale (Fl_k), 8) MNF stimata con metodi autoregressivi (MNF_{AR}), 9) MNF stimata con rappresentazioni tempo-frequenza di Choi-Williams (MNF_{CWD}), 10) MNF stimata con trasformate wavelet (MNF_{CWT}), 11) entropia del segnale (S) e 12) dimensione frattale (FD).

Gli stimatori sono stati testati con segnali simulati utilizzando un modello di muscolo con una rappresentazione del volume di prelievo a strati piani. Le contrazioni sono state simulate all'80% della massima contrazione volontaria.

I segnali avevano diversi livelli di sincronizzazione (da 0 a 20% delle coppie di MUs) e CV con distribuzione gaussiana con media da 3 a 5 m/s e deviazione standard di 0.3 m/s.

Gli stimatori sono stati calcolati in epoche da 0.5 s. È stato inoltre considerato l'effetto dello stato di grasso (1 e 5 mm) e i test sono stati condotti su diverse distribuzioni del territorio delle MUs (40 realizzazioni).

I risultati delle simulazioni hanno mostrato che

Two physiological factors determine myoelectric manifestations of fatigue: 1) the decrease of the mean conduction velocity (CV) of motor unit (MU) action potentials and the change of CV distribution ("peripheral fatigue"), and 2) the increase of MU synchronization by the central nervous system ("central fatigue"). To separately describe the peripheral and central components of the myoelectric manifestations of fatigue, we investigated the following estimators: 1) mean spectral frequency (MNF), 2) median spectral frequency (MDF), 3) root mean square (RMS), 4) average rectified value (ARV), 5) muscle fibre conduction velocity (CV), 6) percentage of determinism (%DET), 7) spectral indexes defined as the ratio between signal spectral moments (Fl_k), 8) MNF estimated by autoregressive analysis (MNF_{AR}), 9) MNF estimated by Choi-Williams time-frequency representation (MNF_{CWD}), 10) MNF estimated by continuous wavelet transform (MNF_{CWT}), 11) signal entropy (S), and 12) fractal dimension (FD).

The estimators were tested with simulated EMG signals generated using a model with a planar description of the volume conductor. The simulated contraction level was 80% of the maximal voluntary contraction.

Signals with different levels of synchronization (from 0 to 20% of synchronized MU pairs) and mean CV (Gaussian distribution with standard deviation 0.3 m/s and mean from 3 to 5 m/s) were considered.

The estimators were calculated on epochs of 0.5 s. The effects of different fat layer thicknesses (1 mm or 5 mm) and MU distributions within the muscle (40 random configurations of MU location) were also tested.

It was found that CV estimation was uncor-

la stima di CV non è stata influenzata dal livello di sincronizzazione.

Al contrario, la FD è risultata lo stimatore meno influenzato dalla velocità di conduzione e più legato invece alla sincronizzazione.

Entrambi gli indici erano inoltre poco influenzati dallo spessore dei tessuti sottocutanei e la CV era meno dipendente dalla distribuzione delle MUs rispetto agli altri indici.

In conclusione, i risultati hanno indicato che l'utilizzo di un vettore bidimensionale (CV, FD) fornisce una più dettagliata descrizione delle manifestazioni mioelettriche di fatica muscolare rispetto ad uno stimatore scalare basato soltanto su variabili spettrali o CV.

related to the level of simulated synchronism.

On the contrary, FD was the estimator least affected by CV changes and most related to the level of synchronism.

Both of these indexes were also robust to different fat layers. CV was less sensitive to different MU distributions than the other tested indexes.

In conclusion, the results showed that a two dimensional vector (CV, FD) can give a more detailed description of the myoelectric manifestations of fatigue than a scalar estimator based on spectral variables or CV alone.

Valutazione di forza e fatica in contrazioni isometriche del muscolo trapezio superiore con scala di Borg e segnale sEMG

Assessment of force and fatigue in isometric contractions of upper trapezius muscle by perceived exertion scale and sEMG signal

G. Camarota, R. Merletti, L. Mesin, F. Naddeo, E. Sosso, A. Troiano

La quantificazione di forza e fatica muscolare è importante per la progettazione di postazioni di lavoro ergonomiche, per la programmazione dell'alternanza lavoro-riposo e per la prevenzione e valutazione delle patologie muscolo-scheletriche correlate al lavoro.

In quattordici soggetti (7 maschi e 7 femmine), sono state valutate forza e fatica muscolare in base alla percezione soggettiva (scala di Borg CR10) ed a parametri oggettivi estratti dai segnali elettromiografici di superficie (sEMG) registrati durante un esercizio isometrico selettivo per il muscolo trapezio superiore. I soggetti hanno eseguito contrazioni isometriche della durata di 4-s a diversi livelli di forza (8 contrazioni tra 10% e 80% della massima contrazione volontaria – MVC, con passi di 10% MVC) ed una contrazione isometrica affaticante (a livello di forza costante pari a 50% MVC, sino a esaurimento). Per ogni contrazione sono state annotate le indicazioni soggettive di forza e fatica, basate sulla scala di Borg. I segnali sEMG ad alta densità sono stati acquisiti mediante una schiera bi-dimensionale di 64 elettrodi (distanza interelettrodi pari a 8 mm) posizionata a metà fra acromion e C7. I seguenti parametri sono stati estratti dal segnale sEMG: velocità di conduzione delle fibre muscolari (CV), valore efficace (RMS), frequenza media (MNF), dimensione frattale (FD) ed entropia. Tutti i canali registrati sono stati inoltre elaborati per produrre mappe topografiche dei valori RMS. Sono state confrontate le mappe relative a differenti livelli di forza e a differenti momenti della contrazione affaticante per identificare variazioni di attivazione delle unità motorie (MUs) dovute o a meccanismi periferici di fatica muscolare o a variazioni nella strategia di

Quantifying muscle force and fatigue is important in the design of ergonomic work stations, in the planning of proper work-rest patterns, and for prevention/assessment of work-related musculoskeletal disorders.

In fourteen subjects (7 males, 7 females), muscle force and fatigue were estimated by subjective perception (based on Borg scale CR10) and objective parameters extracted from surface electromyographic (sEMG) signals that were detected during an isometric task selective for the upper trapezius muscle. Subjects performed 4-s long isometric contractions at different force levels (8 contractions between 10% and 80% of the maximal voluntary contraction - MVC, with steps of 10% MVC) and one fatiguing isometric contraction (constant force level at 50% MVC until exhaustion). Subjective indications of force and fatigue were provided on the basis of the Borg scale. High-density sEMG signals were detected by a two-dimensional array of 64 electrodes (interelectrode distance 8 mm), located half way between acromion and C7. The following parameters were calculated from the sEMG signals: muscle fiber conduction velocity (CV), root mean square (RMS), mean frequency of the power spectrum (MNF), fractal dimension (FD), and entropy. All detected channels were also used to build topographical maps of RMS values. Maps related to different force levels and different time points during the fatiguing contraction were compared in order to investigate variations in motor unit (MU) activation due to either peripheral fatigue or changes in MU recruitment strategy adopted by the nervous system.

Both subjective indications and objective parameters calculated from sEMG showed correla-

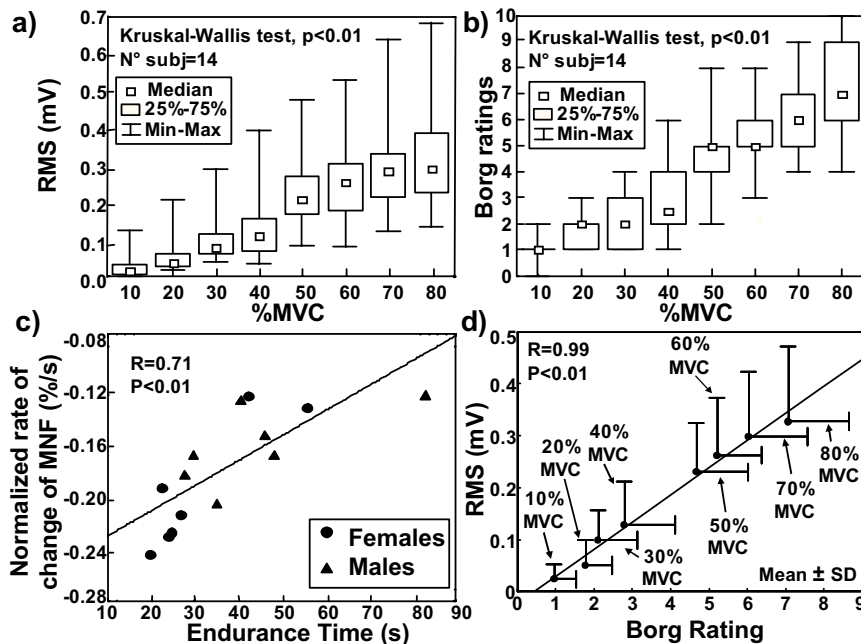
recrutamento delle MUs da parte del sistema nervoso.

Le indicazioni soggettive ed i parametri oggettivi estratti dal segnale sEMG hanno mostrato correlazioni con la forza esercitata e con la durata della contrazione affaticante (tempo di endurance). I principali risultati di questo lavoro possono essere così riassunti:

- sono state osservate correlazioni significative ($p < 0.01$) tra forza esercitata e punteggi della scala di Borg, stime di RMS, stime di entropia (Figura);
- è stata osservata una correlazione significativa ($R = 0.99$, $p < 0.01$) tra stime di RMS e punteggi della scala di Borg per i diversi livelli di forza (Figura);

tions with exerted force and endurance time. The main results of this work can be summarized as follows:

- Borg ratings, RMS estimates, and entropy were significantly correlated ($p < 0.01$) with exerted force (Figure);
- RMS estimates were significantly correlated ($R = 0.99$, $p < 0.01$) with Borg rating of perceived force at different percentages of MVC (Figure);
- normalised rates of change of CV, MNF, and FD (calculated as the percentage ratios between rates of change and initial values) were significantly correlated ($p < 0.01$) with the endurance time (Figure);
- statistically significant differences ($p < 0.01$)



Stime di RMS (a) e punteggi della scala di Borg (b) per diversi livelli di forza. I dati sono riportati come mediana, valore minimo e massimo e range interquartile. c) Tasso di variazione normalizzato di MNF in relazione al tempo di endurance (contrazione isometrica affaticante a 50% MVC). d) Relazione fra stime di RMS e punteggi della scala di Borg per i diversi livelli di forza.

RMS estimates (a) and Borg ratings (b) for different levels of contraction force. Data are reported as median, min-max values, and interquartile range. c) Normalized rate of change of MNF related to endurance time (isometric fatiguing contraction at 50% MVC). d) Borg ratings related to RMS estimates at different percentages of MVC.

- c) sono state ottenute correlazioni significative ($p < 0.01$) tra tempo di endurance e i tassi di variazione normalizzati di CV, MNF, FD (calcolati come rapporti percentuali tra i tassi di variazione assoluti e i valori iniziali)(Figura);
- d) nel confronto tra uomini e donne, sono state osservate differenze statisticamente significative ($p < 0.01$) nei punteggi della scala di Borg: la percezione soggettiva del livello di forza è risultata inferiore per le donne rispetto agli uomini.

L'analisi delle mappe topografiche di RMS ha mostrato che esse non variano durante l'esercizio di sollevamento delle spalle qui considerato (correlazione tra mappe maggiore del 70% nel confronto tra mappe a diversi livelli di forza e maggiore del 90% nel confronto tra mappe in momenti diversi della contrazione affaticante).

In sintesi, i valori della scala di Borg ed i parametri estratti dal segnale sEMG ad alta densità hanno presentato correlazioni significative con la forza esercitata durante contrazioni isometriche del muscolo trapezio superiore. I parametri estratti dal segnale sEMG sono risultati predittivi del tempo di endurance. E' stata osservata una relazione significativa tra i punteggi della scala di Borg e le stime di RMS per i diversi livelli di forza. Infine è stato osservato che la distribuzione spaziale dei valori di RMS è poco influenzata da forza e fatica.

were found in Borg ratings between females and males: load perception was significantly lower in females with respect to males.

The analysis of topographical maps of RMS showed that the spatial distribution of RMS values above the upper trapezius presented a stable pattern during the investigated task of shoulder elevation (correlations between maps higher than 70% in the comparison of maps at different force levels and higher than 90% in the comparison of maps at different epochs of the fatiguing contraction).

In summary, during isometric contractions of the upper trapezius, Borg scale ratings and parameters extracted from high-density sEMG showed significant correlations with exerted force; moreover, sEMG parameters were also predictive of endurance time. A significant relationship was observed between RMS estimates and Borg ratings of perceived force at different percentages of MVC. Finally, the spatial distribution of RMS values was found to be little affected by contraction level and fatigue.

Profili di fatica mioelettrica durante contrazioni elettricamente indotte dei muscoli vasto laterale, vasto mediale obliquo e vasto mediale lungo

Myoelectric fatigue profiles during electrically-elicited contractions of vastus lateralis, vastus medialis obliquus, and vastus medialis longus muscles

A. Botter, R. Merletti, M.A. Minetto

L'analisi nel dominio del tempo e della frequenza del segnale EMG di superficie acquisito durante stimolazione elettrica selettiva del punto motore di un muscolo consente di valutare le manifestazioni mioelettriche di fatica, utili per differenziare muscoli che presentino differente composizione in fibre muscolari.

Sono stati acquisiti segnali EMG di superficie da diciotto soggetti sani di sesso maschile (nove soggetti sedentari e nove atleti dediti a canottaggio), durante stimolazione elettrica di tre muscoli della coscia dell'arto inferiore dominante, nel seguente ordine: vasto mediale obliquo (VMO), vasto laterale (VL), vasto mediale lungo (VML). Per l'acquisizione dei potenziali d'azione composti o onde M sono state utilizzate una schiera lineare di otto elettrodi (distanza interelettrodoica 5 mm), posizionata sul muscolo VMO, e due schiere bidimensionali di 30 elettrodi (5 colonne x 6 righe, distanza interelettrodoica 8 mm), posizionate sui muscoli VL e VML. Sono state acquisite onde M indotte durante 60 s di stimolazione elettrica con impulsi sinusoidali bifasici di durata 152 μ s, a frequenza 25 Hz. Tra ogni contrazione si è osservato un periodo di recupero pari a 5 minuti. Sono riportati in Figura esempi di onde M acquisite dai tre muscoli di un soggetto e mediate durante il primo e l'ultimo secondo di stimolazione.

Per la valutazione delle manifestazioni mioelettriche di fatica è stato considerato il tasso di variazione della velocità di conduzione muscolare (CV), sia in valore assoluto che normalizzato rispetto al valore iniziale.

Nella comparazione dei tre muscoli, il tasso di variazione di CV, assoluto e normalizzato, è risultato significativamente maggiore (test di Krus-

The analysis in the time and frequency domains of the surface EMG signal detected during selective electrical stimulation of the motor point of a muscle allows the assessment of the myoelectric manifestations of fatigue, which are useful to differentiate between muscles with different fiber type distributions.

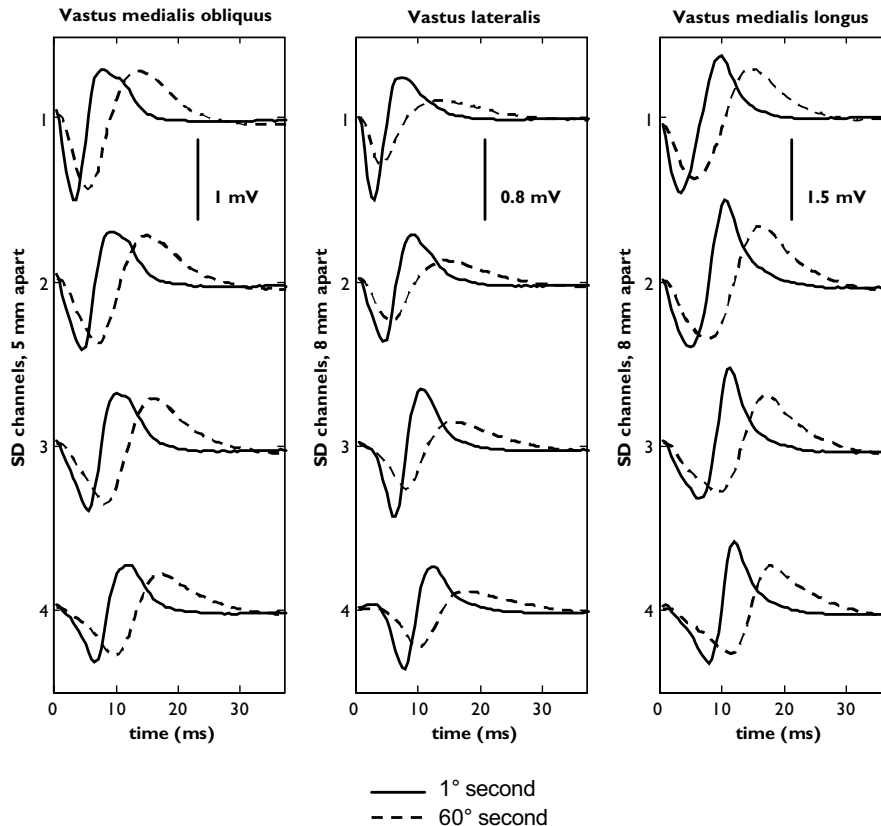
In eighteen healthy male subjects (nine sedentary subjects and nine rowers) surface EMG signals were detected during electrically elicited contractions of three muscles of the dominant thigh, in the following order: vastus medialis obliquus (VMO), vastus lateralis (VL), and vastus medialis longus (VML). A linear array of eight electrodes (interelectrode distance 5 mm), placed over the VMO muscle, and two bidimensional arrays of 30 electrodes (5 columns x 6 rows, interelectrode distance 8 mm), located over the VL and VML muscles, were used for the detection of the compound muscle action potentials or M-waves. M-waves were recorded as the muscles were stimulated at 25 Hz for 60 s with a single cycle biphasic sinusoidal waveform of 152 μ s duration. A recovery period of five minutes was applied between contractions. Examples of M-waves detected from the three muscles in one subject during the first and last second of stimulation are reported in the Figure.

Rate of change and normalized rate of change (calculated as the percentage ratio between rate of change and initial value) of muscle fiber conduction velocity (CV) were adopted to assess myoelectric manifestations of fatigue.

In the comparison of the three muscles, CV rate of change and normalized rate of change were significantly greater (Kruskal-Wallis test,

kal-Wallis, $p < 0.01$) per il muscolo VL rispetto ai muscoli VMO e VML, mentre non sono state osservate differenze significative tra VMO e VML [mediana (range interquartile), tasso di variazione assoluto: VL, -0.031 (0.003) m/s^2 ; VMO, -0.024 (0.003) m/s^2 ; VML -0.026 (0.001) m/s^2 ; tasso di variazione normalizzato: VL, -0.61 (0.07) $\%/s$; VMO, -0.46 (0.10) $\%/s$; VML, -0.47 (0.03) $\%/s$].

$p < 0.01$) for the VL muscle with respect to the VM muscles, whereas no significant difference was found between VMO and VML muscles [median (interquartile range), CV rate of change: VL, -0.031 (0.003) m/s^2 ; VMO, -0.024 (0.003) m/s^2 ; VML -0.026 (0.001) m/s^2 ; CV normalized rate of change: VL, -0.61 (0.07) $\%/s$; VMO, -0.46 (0.10) $\%/s$; VML, -0.47 (0.03) $\%/s$].



Quattro canali di onde M acquisite, distalmente rispetto alla zona di innervazione, dai muscoli vasto mediale obliquo, vasto laterale e vasto mediale lungo, stimolati per 60 s a 25 Hz. Per ciascun muscolo, la linea continua mostra la schiera di onde M (mediate) acquisite durante il primo secondo, mentre la linea tratteggiata mostra la schiera di onde M (mediate) acquisite durante l'ultimo secondo di stimolazione elettrica. E' evidente per ogni muscolo un allargamento dell'onda M singolo-differenziale (SD) tra l'inizio e la fine della contrazione, indicativo della progressiva separazione tra i valori di velocità di conduzione di unità motorie diverse, ma con modesta variazione del valor medio.

Four channel M-waves were detected on one side of the innervation zone of vastus medialis obliquus, vastus lateralis, and vastus medialis longus, stimulated for 60 s at 25 Hz. For each muscle, the continuous line shows the array of (averaged) waves detected during the first second, whereas the dashed line shows the array of (averaged) waves detected during the last second of electrical stimulation. A widening of the single differential (SD) M-wave from the beginning to the end of the contraction is evident for each muscle and indicates a progressive separation of the values of conduction velocity between different types of motor units with a small change of mean value.

Nella comparazione dei due gruppi di soggetti, il tasso di variazione di CV, assoluto e normalizzato, relativo al muscolo VML è risultato significativamente maggiore (test U di Mann-Whitney, $p < 0.01$) per i soggetti sedentari rispetto agli atleti [mediana (range interquartile), tasso di variazione assoluto: soggetti sedentari, $-0.028 (0.004) \text{ m/s}^2$; atleti, $-0.020 (0.005) \text{ m/s}^2$; tasso di variazione normalizzato: soggetti sedentari, $-0.51 (0.16) \text{ \%/s}$; atleti, $-0.37 (0.08) \text{ \%/s}$].

In sintesi, sono state osservate maggiori manifestazioni mioelettriche di fatica per il muscolo VL rispetto ai muscoli VMO e VML, in linea con le note differenze nella composizione in fibre muscolari. In aggiunta, il muscolo VML è risultato più resistente alla fatica negli atleti dediti a canottaggio rispetto ai soggetti sedentari, mentre non sono state osservate differenze tra atleti dediti a canottaggio e soggetti sedentari nel profilo di fatica mioelettrica dei muscoli VMO e VL.

In the comparison of the two groups of subjects, CV rate of change and normalized rate of change for the VML muscle were significantly greater (Mann-Whitney U test, $p < 0.01$) for sedentary subjects with respect to athletes [median (interquartile range), CV rate of change: sedentary subjects, $-0.028 (0.004) \text{ m/s}^2$; athletes, $-0.020 (0.005) \text{ m/s}^2$; CV normalized rate of change: sedentary subjects, $-0.51 (0.16) \text{ \%/s}$; athletes, $-0.37 (0.08) \text{ \%/s}$].

In summary, myoelectric manifestations of fatigue were greater for VL with respect to VM muscles, in agreement with the known histochemical difference between the vasti muscles. Furthermore, the VML muscle of rowers resulted less fatigable with respect to sedentary subjects, whereas no differences were found between rowers and sedentary subjects in the myoelectric fatigue profile of VMO and VL muscles.

Affidabilità di un nuovo metodo di stimolazione nervosa per lo studio dell'attività muscolare involontaria

Reliability of a novel neurostimulation method to study involuntary muscle phenomena

A. Botter, D. De Grandis, R. Merletti, M.A. Minetto, R. Ravenni

Esperimenti condotti con stimolazione elettrica dolorosa del nervo tibiale posteriore hanno dimostrato che esiste una frequenza di stimolazione al di sopra della quale si innesca un crampo del muscolo flessore breve dell'alluce. Tale frequenza è stata denominata "frequenza soglia" (FS). Tuttavia, la ridotta tollerabilità di questi metodi, dovuta alla stimolazione diretta del nervo tibiale posteriore a livello della caviglia, ne ha limitato l'utilizzo.

Obiettivo del presente lavoro è stato lo sviluppo di un metodo alternativo e più tollerabile per l'induzione di fascicolazioni e crampi con stimolazione elettrica. Su 19 soggetti, sono state condotte due sessioni giornaliere di stimolazione del muscolo abducente dell'alluce, per tre giorni. Sono stati applicati al punto motore principale treni di stimolazione da 150 impulsi rettangolari monofasici di durata 152 μ s. La frequenza è stata incrementata a partire da 4 pps con steps di 2 pps sino a comparsa di crampo muscolare. L'intensità di corrente era del 30% maggiore del livello di corrente in grado di evocare una onda M massimale e il recupero tra prove successive era pari a 1 min. Dopo sviluppo del primo crampo, lo stesso protocollo è stato ripetuto a distanza di 30 minuti, per un totale di sei sessioni sperimentali, per ogni soggetto, nei tre giorni.

La registrazione EMG di superficie è stata realizzata con una schiera lineare (8 elettrodi, distanza interelettrodo 5 mm), posizionata tra il punto motore e il tendine distale. Si è provveduto a mantenere costanti in tutte le sessioni la temperatura ambientale e quella cutanea.

Sono state indotte fascicolazioni in tutte le sessioni (in ciascuno dei 19 soggetti) e due crampi al giorno per ciascuno dei tre giorni (in 18 soggetti). Nessun soggetto ha lamentato dolore in

Experiments involving painful electrical stimulation of the posterior tibial nerve to induce a cramp of the flexor hallucis brevis muscle showed that the stimulation frequency was the key factor in inducing a cramp and that a "threshold frequency" (TF) could be identified. However, the discomfort due to the direct stimulation of the posterior tibial nerve at the ankle limited the applicability of these methods.

Our aim was to test an alternative, more tolerable method to electrically induce fasciculations and cramps. Two daily sessions of electrical stimulation of the abductor hallucis muscle were performed in 19 volunteers over three days. Stimulation trains of 150 monophasic rectangular pulses with duration of 152 μ s were applied. Frequency was increased starting from 4 pps and with steps of 2 pps until a cramp was induced. The current intensity was 30% higher than that eliciting maximal M-wave and recovery between trials was 1 min. After the first cramp was induced, the same protocol was repeated 30 minutes later, for a total of six experimental sessions performed on each subject in the three days.

A surface electrode array (8 contacts, 5 mm apart) was placed between the motor point and the distal tendon. Ambient and skin temperature were kept constant in all sessions.

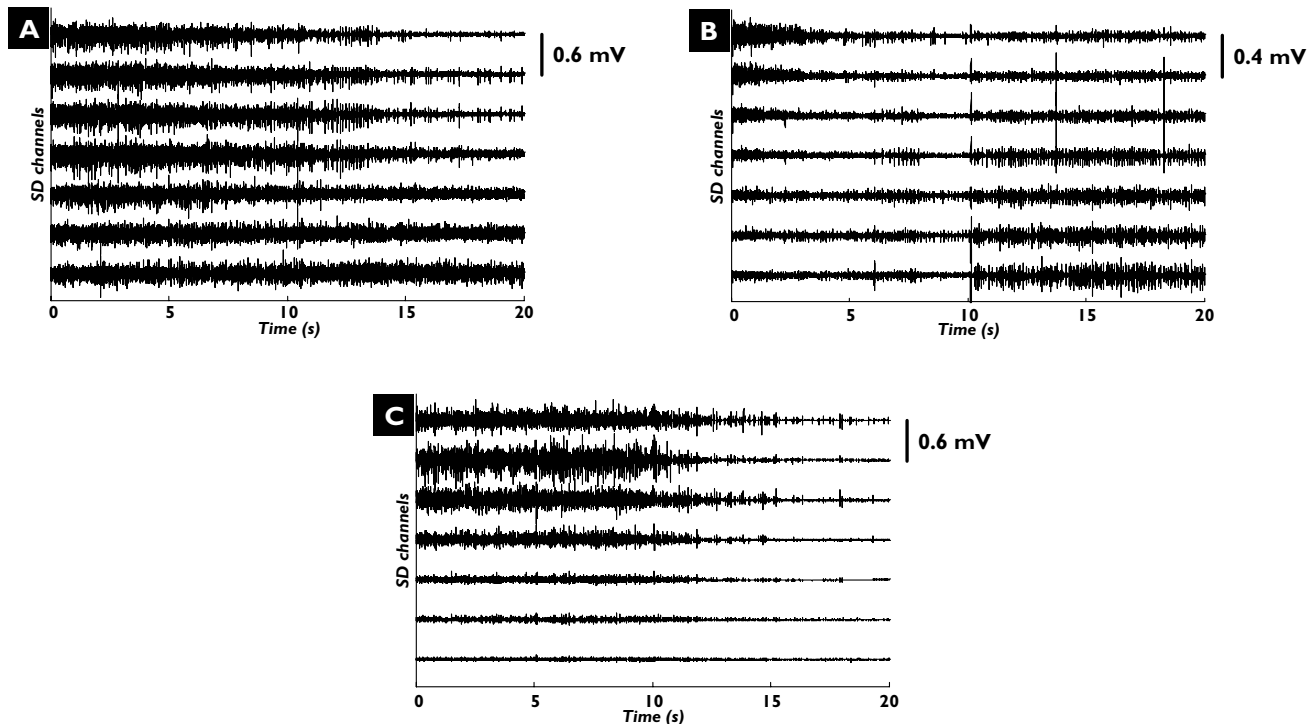
Fasciculations were elicited in all sessions (in each of 19 subjects) as well as two cramps per day for all three days (in 18 subjects). No subject reported pain or discomfort due to the stimulation. Three examples of spatiotemporal development of cramp are reported in the Figure: the three examples are representative, respectively, of 60%, 5%, and 35% of the cramps we elicited.

The observed median (first and third quartile) values of TF were:

relazione alla stimolazione. La Figura riporta esempi di decorso spazio-temporale di crampi muscolari in tre soggetti, rappresentativi, rispettivamente, del 60%, 5%, 35% dei crampi indotti.

Sono stati ottenuti i seguenti valori mediani

day 1 (session 1), 13 (10-16) pps;
 day 1 (session 2), 16 (14-18) pps;
 day 2 (session 1), 16 (12-18) pps;
 day 2 (session 2), 18 (14-20) pps;
 day 3 (session 1), 17 (14-18) pps;



Esempi di decorso spazio-temporale di tre diversi crampi muscolari: sono riportati 20 s della registrazione EMG dopo il termine della stimolazione elettrica. Soggetto A). Crampo muscolare indotto con una frequenza di stimolazione di 18 pps e un'intensità di corrente di 31 mA. Il crampo si è sviluppato in un'estesa area di muscolo, con successiva riduzione di dimensione e intensità (non è riportata la risoluzione del crampo). Soggetto B). Crampo muscolare indotto con una frequenza di stimolazione di 14 pps e un'intensità di corrente di 26 mA. Il crampo si è sviluppato a carico di una ridotta area di muscolo ed ha cambiato la sua posizione dopo 10 s o, alternativamente, si è rapidamente risolto ed è comparso, dopo un'ampia fascicolazione, un secondo crampo. Soggetto C). Crampo muscolare indotto con una frequenza di stimolazione di 18 pps e un'intensità di corrente di 32 mA. Il crampo ha interessato una ridotta area di muscolo, senza modificare la sua posizione sino a risoluzione dopo circa 15 s.

Examples of spatiotemporal development of three different muscle cramps: 20 s of post-stimulation EMG recording, immediately after the end of the stimulation train, are shown. Subject A). Muscle cramp induced with a stimulation frequency of 18 pps and a current intensity of 31 mA. The cramp developed in a large muscle area, then decreased in size and intensity (cramp resolution is not shown). Subject B). Muscle cramp induced with a stimulation frequency of 14 pps and a current intensity of 26 mA. The cramp either developed in a small area and then changed the position of its focus after 10 s, or quickly disappeared and a second cramp developed after a large fasciculation. Subject C). Muscle cramp induced with a stimulation frequency of 18 pps and a current intensity of 32 mA. The cramp involved a small portion of the muscle and did not shift its location until it disappeared after about 15 s.

(primo e terzo quartile) di FS:

giorno 1 (sessione 1), 13 (10-16) pps;

giorno 1 (sessione 2), 16 (14-18) pps;

giorno 2 (sessione 1), 16 (12-18) pps;

giorno 2 (sessione 2), 18 (14-20) pps;

giorno 3 (sessione 1), 17 (14-18) pps;

giorno 3 (sessione 2), 18 (14-22) pps.

I coefficienti di correlazione intraclassa tra i valori di FS delle due sessioni giornaliere sono risultati pari a 0.82 (giorno 1), 0.92 (giorno 2) e 0.90 (giorno 3). Il coefficiente di correlazione intraclassa tra i valori di FS dei tre giorni è risultato pari a 0.85.

In conclusione, l'assenza di dolore indotto dalla stimolazione e la dimostrazione di affidabilità del parametro FS supportano l'utilizzo del proposto metodo di stimolazione nervosa per lo studio dell'attività muscolare involontaria. Nel presente studio è stato valutato l'abduzione dell'alluce, un muscolo che non è frequentemente sottoposto a stimolazione elettrica. Altri muscoli sono o di maggiore interesse per scopi riabilitativi o sottoposti a stimolazione a scopo di contromisura in condizioni di microgravità. Non è ad oggi noto e dovrà essere valutato in futuri studi se e come i crampi possano conseguire alla stimolazione elettrica di questi muscoli.

day 3 (session 2), 18 (14-22) pps.

The TF intersession intraclass correlation coefficients (ICCs) were 0.82, 0.92, and 0.90 for day 1, 2, and 3, respectively. The TF interday ICC was 0.85.

In conclusion, the absence of pain due to the stimulation and the demonstration of TF reliability support the use of the proposed neurostimulation method for the laboratory study of involuntary muscle phenomena. This study concerned the abductor hallucis, a muscle which is not usually electrically stimulated for reasons other than cramp research. Other muscles are either of greater interest in rehabilitation or subject to stimulation as a countermeasure in microgravity environments. If and how cramps may be an undesired result of stimulation of these muscles is unknown and should be the topic of further research.

La risposta del sistema nervoso simpatico al cold pressor test modifica forza e frequenza di sparo delle unità motorie a bassa soglia

L. Arendt-Nielsen, C. Cescon, D. Farina, S. Roatta

Il sistema nervoso simpatico influenza le funzioni che controllano le attività motorie. Il presente studio analizza i cambiamenti nella forza delle singole unità motorie e la loro frequenza di attivazione durante la stimolazione del sistema nervoso simpatico indotta dal cold pressor test (CPT) in soggetti sani.

Due gruppi di soggetti sono stati analizzati in due protocolli sperimentali. In entrambi gli studi i soggetti erano seduti e dovevano contrarre i muscoli flessori dorsali della caviglia per 5 minuti in 4 condizioni: prima, durante, 1 minuto dopo e 9 minuti dopo il CPT (che consisteva nell'immergere la mano nell'acqua fredda a 4° per 5 minuti).

I seguenti segnali sono stati registrati: segnale EMG intramuscolare con elettrodi a fili dal muscolo tibiale anteriore, forza prodotta dall'articolazione della caviglia, frequenza cardiaca, pressione arteriosa e livello di dolore soggettivo (con una scala visiva analogica).

Nel primo studio 12 soggetti (età media \pm SD, 28 ± 4.6 anni) dovevano mantenere la frequenza di sparo di una unità motoria più bassa possibile (~ 8 pps), basandosi sul feedback visivo e uditivo fornito dall'amplificatore per segnali intramuscolari. Il twitch meccanico dell'unità motoria è stato estratto con la tecnica dello spike-triggered averaging dal segnale di forza.

Nel secondo studio 11 soggetti (età 26.5 ± 4.5 anni) dovevano mantenere un livello di forza isometrica al 10% MVC con feedback di forza. Singole unità motorie sono state identificate durante la contrazione allo scopo di stimarne la frequenza di sparo.

In entrambi gli studi, il CPT ha aumentato in maniera significativa la pressione arteriosa e la

Sympathetic modulation by cold pressor test alters the spike-triggered average torque and discharge rate of low-threshold motor units

The sympathetic nervous system mediates functions that support motor activity. The study aimed at investigating changes in motor unit twitch torque and discharge rate during sympathetic activation induced by the cold pressor test (CPT) in healthy male subjects.

Two groups of subjects were studied according to two experimental protocols. In both studies subjects in sitting position were asked to perform 5-min ankle dorsi-flexions before, during, 1 min after and 9 min after CPT (left hand immersed in water at 4°C for 5 min). The following signals were recorded: intramuscular EMG with wire electrodes from the tibialis anterior muscle, torque produced at the ankle joint, heart rate, arterial blood pressure, and subjective pain rating (with a visuo-analog scale).

In the first study, 12 subjects (age, mean \pm SD, 28 ± 4.6 yr) were asked to maintain the discharge rate of a given motor unit (target motor unit) as low as possible (~ 8 pps), being provided with visual and auditory feedback of the intramuscular EMG signal. The twitch torque of the target motor unit was extracted with spike-triggered average of the joint torque.

In the second study, 11 subjects (age, 26.5 ± 4.5 yr) were asked to maintain an isometric contraction at 10% of the maximum voluntary contraction with force feedback. Individual motor units were identified during the contraction with the aim of estimating their discharge rates.

In both studies, CPT resulted in significant increases in blood pressure and heart rate. The pain rating was (mean \pm SD) 4.5 ± 2.4 during CPT. In study I, the amplitude of the estimated twitch torque increased by $82 \pm 71\%$ ($P < 0.05$) and its half-relaxation time decreased by $15.8 \pm 9.3\%$ ($P < 0.05$).

frequenza cardiaca. Il livello di dolore era (media \pm SD) 4.5 ± 2.4 durante il CPT. Nel primo studio l'ampiezza del twitch di forza è aumentata dell' $82 \pm 71\%$ ($P < 0.05$) e il suo "half-relaxation time" è diminuito del $15.8 \pm 9.3\%$ ($P < 0.05$) durante il CPT in confronto alla condizione di controllo. Nel secondo studio la frequenza di sparo delle unità motorie ($n=14$ unità motorie) è aumentata da 9.9 ± 1.2 pps a 10.6 ± 1.5 pps ($P < 0.05$) durante il CPT rispetto al controllo. Nelle contrazioni seguenti il CPT, tutte le variabili sono ritornate ai valori di controllo.

Conclusioni:

1) Durante il CPT il twitch di forza delle unità motorie si accorcia (Studio 1). Questi effetti sono probabilmente mediati dall'azione diretta dell'adrenalina sulle fibre muscolari.

2) La forza prodotta dalle unità motorie a bassa soglia ad una certa frequenza di scarica diminuisce con l'accorciarsi del twitch.

3) La frequenza di sparo delle unità motorie aumenta durante il CPT (studio 2) probabilmente per un meccanismo di compensazione per mantenere lo stesso livello di forza. Lo studio mostra per la prima volta sull'uomo come l'attivazione del sistema nervoso simpatico alteri sostanzialmente le proprietà contrattili delle fibre muscolari e la frequenza di sparo delle unità motorie.

during CPT with respect to the control condition. In study II, the motor unit discharge rate ($n=14$ motor units) increased from 9.9 ± 1.2 pps to 10.6 ± 1.5 pps ($P < 0.05$) during CPT with respect to control. In the contractions following CPT all variables returned to control values.

Conclusions:

1) During CPT the motor unit twitch torque is shortened (study I). These effects are likely mediated by a direct action of adrenaline on skeletal muscle fibers.

2) The force produced by low-threshold motor units at a fixed discharge rate decreases during CPT due to twitch shortening.

3) Motor unit discharge rate increases during CPT (study II), probably as a compensatory mechanism to maintain a constant force level. The study shows for the first time in humans that sympathetic activation substantially affects the contractility of skeletal muscle fibers and the discharge rate of motor units.

Applicazioni cliniche della elettromiografia di superficie nello studio di soggetti a rischio per sindrome del tunnel carpale

Clinical applications of surface electromyography in the evaluation of subjects at increased risk for the carpal tunnel syndrome

R. Bonfiglioli, A. Botter, M. Calabrese, M. Gazzoni, P. Mussoni, F.S. Violante

Scopo di questo progetto è stato quello di indagare il possibile contributo dell'elettromiografia di superficie (sEMG) nello studio di soggetti esposti a fattori di rischio per una patologia da sovraccarico biomeccanico dell'arto superiore: la sindrome del tunnel carpale (STC).

Sono stati esaminati 37 lavoratori (18 maschi e 19 femmine), asintomatici per STC, di cui 14 non esposti a fattori di rischio (gruppo di controllo, GC) e 23 esposti a fattori di rischio (gruppo sperimentale, GS).

Sono stati acquisiti segnali sEMG durante contrazioni isometriche affaticanti del muscolo abduktore breve del pollice (ABP) per l'analisi delle differenze nel profilo di fatica mioelettrica tra i due gruppi. È stata utilizzata una schiera lineare di 16 elettrodi (distanza interelettrodica 2.5 mm) posta sul muscolo ABP e allineata con la direzione delle fibre.

Ad ogni soggetto è stato richiesto di eseguire due contrazioni della durata di un minuto, al 20% e al 50% della massima contrazione volontaria (MVC).

Sono state estratte dal segnale sEMG le se-

Aim of this project was to investigate the role of surface electromyography (sEMG) in the study of subjects exposed to risk factors for a pathology of the upper limb due to biomechanical overload: the carpal tunnel syndrome (CTS).

Thirty-seven workers (18 males and 19 females), asymptomatic for CTS, participated to the study: 14 subjects were not exposed to risk factors (control group, CG) and 23 subjects were exposed to risk factors (experimental group, EG).

sEMG signals were detected during isometric fatiguing contractions of abductor pollicis brevis (APB) muscle in order to compare the myoelectric fatigue profiles of the two groups. A linear array of 16 electrodes (interelectrode distance 2.5 mm) was placed over the APM muscle and was aligned with the direction of the muscle fibers.

Subjects were asked to perform two contractions of 1-min duration at 20% and 50% of the maximal voluntary contraction (MVC).

sEMG variables of interest were: average rectified value (ARV), mean frequency of the power spectrum (MNF), and muscle fiber conduction velocity (CV). For each variable, initial value and

	Variables	Control Group	Experimental Group	P value
20% MVC contractions	ARV: iv	93.1 ± 44.8 μV	68.6 ± 33.9 μV	<0.05
	MNF: nrc	-0.30 ± 0.17 %/s	-0.16 ± 0.14 %/s	<0.05
50% MVC contractions	ARV: iv	245 ± 71.2 μV	157 ± 73.4 μV	<0.05
	MNF: nrc	-1.11 ± 0.36 %/s	-0.55 ± 0.31 %/s	<0.05
	CV: nrc	-0.69 ± 0.30 %/s	-0.34 ± 0.22 %/s	<0.05

iv: initial value; nrc: normalized rate of change
Values are reported as mean ± standard deviation

guenti variabili: valore rettificato medio (ARV), frequenza media dello spettro di potenza (MNF) e velocità di conduzione delle fibre muscolari (CV), espresse sia come valore iniziale che come tasso di variazione normalizzato rispetto al valore iniziale.

Nel confronto tra i due gruppi di soggetti sono state osservate le differenze statisticamente significative (test U di Mann-Whitney, $p < 0.05$) riportate in Tabella.

Le differenze osservate tra i due gruppi di soggetti sono compatibili con una perdita selettiva di unità motorie veloci nei soggetti GS.

In conclusione, le evidenze preliminari di differenti risposte mioelettriche tra i due gruppi di lavoratori suggeriscono che l'EMG di superficie possa essere utilizzato come valido strumento di diagnosi precoce della STC.

normalized rate of change (percentage ratio between rate of change and initial value) were calculated.

The comparison between the two groups showed the statistically significant (Mann-Whitney U test, $p < 0.05$) differences which are reported in the Table.

The observed differences between the two groups of subjects are compatible with the selective loss of fast motor units in EG subjects.

In conclusion, preliminary evidences of different myoelectric responses between the two groups of workers suggest that sEMG may be used as a valuable tool for early diagnosis of CTS.

Ripetibilità della stima della distribuzione delle zone di innervazione del muscolo sfintere anale esterno

Repeatability of innervation zone identification in the external anal sphincter muscle

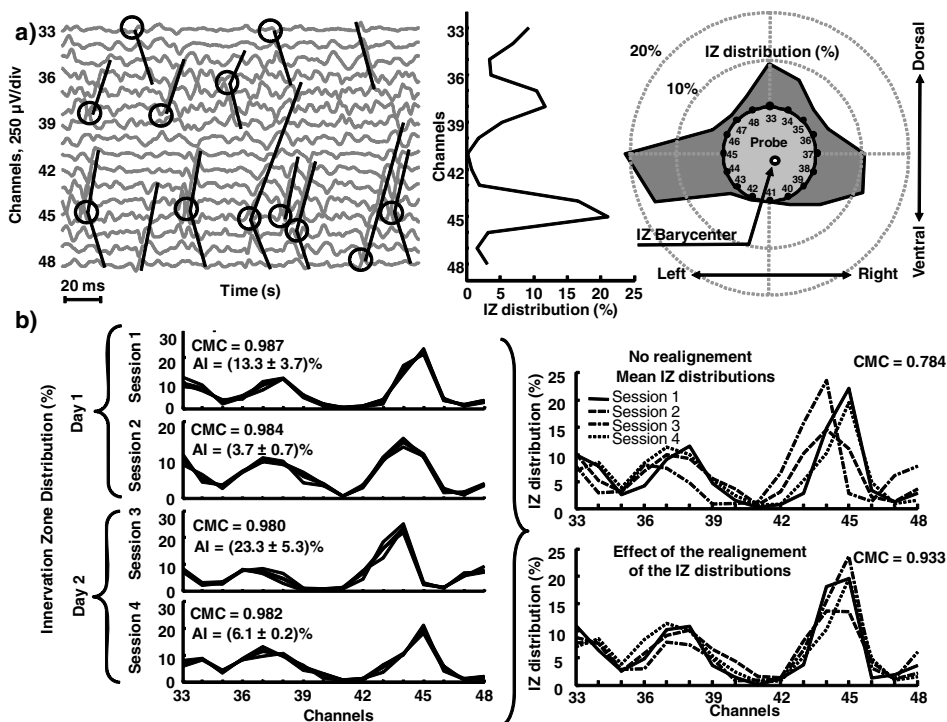
E. Davico, P. Enck, F. Mastrangelo, R. Merletti, L. Mesin

Lo studio della distribuzione delle zone di innervazione (IZs) dello sfintere anale può dare importanti indicazioni per la riduzione del rischio associato alle operazioni di episiotomia.

Il metodo di stima delle IZs dello sfintere anale

The investigation of the distribution of the innervation zones (IZs) of the external anal sphincter (EAS) can provide information useful for preventing damage due to episiotomy.

The method proposed by the European Project



a) Epoca di segnale EMG della schiera più esterna durante una contrazione massimale volontaria. L'algoritmo calcola la distribuzione della zona di innervazione (IZ) per il segnale considerato e presenta la percentuale di potenziali di unità motoria (MUAP) relativi a unità motorie (MUs) innervate al di sotto di ciascun canale. b) Le distribuzioni delle IZs sulla schiera più esterna sono mostrate per ciascuna sessione ed utilizzate per calcolare il CMC su ogni sessione. Il CMC viene poi calcolato su ogni acquisizione con e senza allineamento delle distribuzioni delle IZs stimate.

a) The figure shows an epoch of EMG on the external array during a maximal voluntary contraction. The algorithm identifies the innervation zone (IZ) distribution of motor units (MUs) for the given signal and shows the percentage of motor unit action potentials (MUAPs) corresponding to MUs innervated under each channel. b) IZ distributions on the third array for a typical subject are shown for each session and then are used to compute the coefficient of multiple correlation (CMC) between IZ distributions for each session. CMC is computed between all IZ distributions of the given subject, with and without realignment between the IZ distributions.

esterno (EAS), proposto nel Progetto Europeo "On ASymmetry In Sphincters" (OASIS) è stato recentemente testato su segnali simulati, verificando una buona capacità di stima della distribuzione simulata (vedere Localizzazione automatica della zona di innervazione: validazione su simulazione del muscolo sfintere anale esterno). Questo lavoro valuta la ripetibilità della stima delle IZs su segnali sperimentali.

Tredici soggetti hanno partecipato agli esperimenti. I segnali elettromiografici (EMG) di superficie sono stati acquisiti utilizzando una sonda anale con tre schiere di elettrodi (ciascuna di 16 elettrodi e spaziata di 15 mm) a differente profondità, in quattro differenti sessioni sperimentali. Tre contrazioni massimali di 10 secondi sono state acquisite in ogni sessione.

La ripetibilità della stima della distribuzione delle IZs è stata testata valutando il coefficiente di correlazione multiplo (CMC) tra distribuzioni delle IZs stimate tra acquisizioni diverse dello stesso soggetto.

Un'alta ripetibilità ($CMC > 0.8$) è stata verificata comparando le distribuzioni ottenute da ciascuna schiera in ogni sessione. Un valore inferiore ($CMC > 0.7$) è stato misurato considerando diverse sessioni, ma un valore equivalente ($CMC > 0.8$) è stato ottenuto dopo aver allineato le distribuzioni delle IZs stimate (tale allineamento è necessario per compensare l'errore di riposizionamento della sonda).

La ripetibilità della stima della distribuzione delle IZs di muscoli sfinterici indica applicazioni potenziali della elettromiografia di superficie ad alta densità di elettrodi nella prevenzione e studio dell'incontinenza.

"On ASymmetry In Sphincters" (OASIS) for the estimation of the distribution of IZs of EAS from high-resolution surface EMG was tested on simulated signals and indicated good performance in the estimation of the distribution of IZs (see Automatic localization of innervation zones: a simulation study of the external anal sphincter). This work assessed repeatability of the estimation of IZ distribution on experimental signals.

Thirteen healthy female subjects participated in the measurements. Surface EMG signals were acquired using an anal probe with three arrays (of 16 channels each) at different locations within the anal canal (15 mm distance between adjacent arrays), during four independent experimental sessions. Three maximal voluntary contractions (MVC) of 10 s were performed for each session.

Repeatability of the estimation of the distribution of IZ was tested by evaluating the coefficient of multiple correlation (CMC) between the IZ distributions estimated from the signals recorded from each subject (see Figure). A high repeatability ($CMC > 0.8$) was found comparing IZ distributions estimated from signals recorded by each array within the same session. A slightly lower value was obtained considering signals recorded during different sessions ($CMC > 0.7$), but a higher value ($CMC > 0.8$) was obtained after aligning the estimated IZ distributions (realignment needed to overcome operator's error in repositioning the probe exactly in the same place).

This result strengthens the potential applications of high density surface EMG in the prevention and investigation of incontinence.

Ripetibilità nella identificazione di unità motorie del muscolo sfintere anale esterno

Repeatability of motor unit identification in external anal sphincter muscle

P. Enck, A. Holobar, R. Merletti

Abbiamo studiato la ripetibilità della ricostruzione del pattern di attivazione di unità motorie (MUs) sulla base di segnali elettromiografici di superficie (sEMG) acquisiti dal muscolo sfintere anale esterno con una sonda anale di 48 elettrodi. È stata in particolare valutata la possibilità di identificare la stessa MU in contrazioni muscolari differenti, temporalmente separate (dopo rimozione e re-introduzione della sonda).

Sono state in totale studiate 16 donne, alle quali è stato richiesto di eseguire dodici contrazioni massimali (MVC) di durata pari a 10 s (3 contrazioni per ciascuna sessione di misura, 2 sessioni al giorno in due giorni distinti). Dopo ogni sessione la sonda veniva rimossa e re-introdotta nel canale anale. I segnali così acquisiti sono stati decomposti con il metodo "gradient Convolution Kernel Compensation", identificando pattern di attivazione per 4 ± 1 MU per contrazione (media \pm DS).

Con la tecnica "spike triggered averaging" sono stati ricostruiti potenziali di unità motoria (MUAPs), successivamente comparati a coppie per ogni soggetto studiato. Al fine di compensare per possibili variazioni nel posizionamento della sonda anale, i MUAPs ricostruiti sono stati inizialmente ri-allineati nel tempo e nello spazio, utilizzando come misura di somiglianza tra MUAP il coefficiente di cross-correlazione bidimensionale.

Sono state appaiate MUs identificate in differenti contrazioni nel caso in cui il loro massimo coefficiente di cross-correlazione superasse la predefinita soglia di 0.80. Sono state mediamente identificate 1.9 ± 0.5 MUs in almeno due contrazioni della stessa sessione sperimentale (cioè senza rimozione e re-inserimento della sonda). Con re-inserimento della sonda, il numero di

We studied the repeatability of the motor unit (MU) discharge pattern reconstruction estimated from multi-channel surface electromyograms (sEMG), recorded by a 48-channel anal probe from the external anal sphincter muscle. In particular, the ability of identifying the same MU in different, temporally separated muscle contractions (after probe removal and reinsertion) was investigated.

Altogether, twelve 10 s long maximum voluntary contractions (MVC) were performed by each of 16 female subjects examined (3 contractions per measurement session, 2 sessions per day, two measurement days). After each session, the probe was removed and reinserted into the anal canal. The acquired signals were decomposed by the gradient Convolution Kernel Compensation method, yielding the discharge patterns of 4 ± 1 MUs per contraction (mean \pm SD).

Motor unit action potentials (MUAPs) were reconstructed by spike triggered averaging technique and pairwise compared for each subject. In order to compensate for possible variations in the anal probe position, the reconstructed MUAP templates were first spatio-temporally realigned, using the 2D cross-correlation coefficient as a MUAP similarity measure.

MUs identified in different contractions were considered matched if their maximal cross-correlation coefficient exceeded the predefined threshold of 0.80. On average, 1.9 ± 0.5 MUs were identified in at least two contractions of the same session (i.e., with no probe reinsertion). With probe reinsertion, the average number of jointly identified MUs dropped to 1.3 ± 0.5 (inter-session comparison within the same measurement day) and to 1.2 ± 0.5 (inter-day comparison), respectively. The Figure shows a repre-

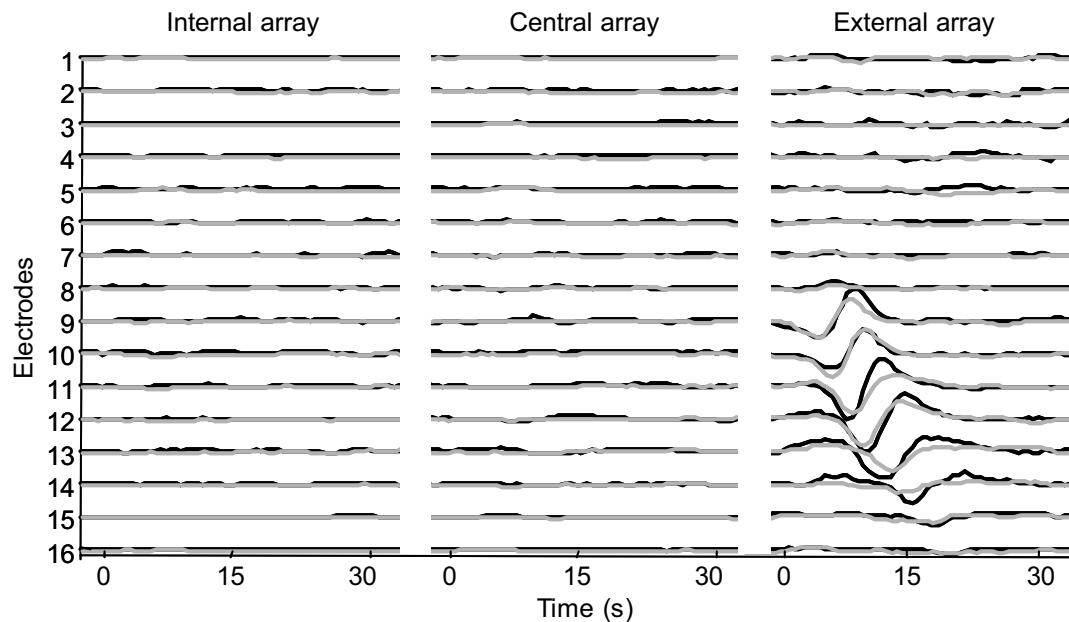
MUs mediamente identificate è, rispettivamente, sceso a 1.3 ± 0.5 (comparazione tra sessioni distinte del medesimo giorno sperimentale) e 1.2 ± 0.5 (comparazione tra i due giorni).

E' riportato in Figura un esempio rappresentativo, relativo a un soggetto valutato in giorni non consecutivi.

I risultati di questo studio suggeriscono che è possibile il monitoraggio nel lungo termine di singole MUs del muscolo sfintere anale esterno e che questo può essere realizzato in modo non invasivo, utilizzando le tecniche di sEMG ad alta densità di elettrodi.

representative example from one subject evaluated in non-consecutive days.

The results of this study suggest that long-term tracking of the individual MUs in external anal sphincter muscle is possible and that this can be done non-invasively, by using high-density sEMG.



“Impronta digitale” di unità motoria (potenziale d’azione multicanale di unità motoria) del Soggetto 3; Sessione 1, Contrazione 1, MU numero 3 (in nero), Sessione 4, Contrazione 1, MU numero 4 (in grigio). Tra le due sessioni sono intercorsi quattro giorni. Il coefficiente di cross-correlazione relativo a questo appaiamento è 0.81, appena al di sopra della soglia di accettabilità, fissata a 0.80.

Motor unit fingerprint (multi-channel motor unit action potential) of Subject 3; Session 1, Contraction 1, MU 3 (black), Session 4, Contraction 1, MU 4 (grey). Four days passed between both sessions. Cross-correlation coefficient of this match was 0.81, just above the acceptance threshold of 0.80.

Crosstalk muscolare sul segnale sEMG dello sfintere anale esterno

Crosstalk of nearby muscles on sEMG signal of the external anal sphincter muscle

E. Davico, I. De Stefano, G. Gariglio, F. Mastrangelo, C. Rastello

Uno studio condotto durante il progetto europeo OASIS mostrò la presenza rilevante di potenziali non propaganti nei segnali sEMG acquisiti dal muscolo sfintere anale esterno (EAS) di soggetti sani di ambo i sessi. Tali potenziali potrebbero essere attribuiti al crosstalk prodotto dall'azione di altri muscoli sinergicamente attivati.

L'obiettivo di questo lavoro è stato di valutare l'effetto di crosstalk dovuto all'attivazione dei muscoli glutei sul segnale sEMG prelevato dall'EAS, misurando le variazioni dei parametri globali del segnale sEMG.

Otto volontari di sesso femminile (età 55.7 ± 4.5 anni) hanno partecipato agli esperimenti. Nessuno dei soggetti presentava incontinenza fecale. Tutti i soggetti studiati erano coinvolti in un programma di riabilitazione del pavimento pelvico: erano stati allenati a contrarre selettivamente lo sfintere anale o la muscolatura glutea. Sono stati acquisiti segnali sEMG dal muscolo EAS con l'utilizzo di una sonda anale da 48 elettrodi (svilupata durante il progetto europeo OASIS).

Sono stati valutati per ciascun canale e per ogni acquisizione i parametri globali del segnale sEMG (ARV, RMS, MNF e MDF).

Per ogni soggetto, posizionato in decubito prono, è stato valutato l'effetto di crosstalk sul segnale sEMG acquisito dal muscolo EAS in condizione di riposo ed a seguito di sollevamento dell'arto inferiore destro o sinistro (attivazione della muscolatura glutea di destra o di sinistra).

Sono state osservate differenze statisticamente significative tra i parametri sEMG ottenuti in condizione di riposo e quelli ottenuti a seguito di attivazione selettiva della muscolatura glutea: queste differenze hanno suggerito o la presenza di crosstalk sui segnali acquisiti dal muscolo EAS

A study carried out within the framework of the European Project OASIS showed a relevant presence of non propagating potentials in the sEMG signals detected from External Anal Sphincter muscle (EAS) of healthy males and females. These potentials could be supposed to be induced by crosstalk from nearby synergically activated muscles.

The purpose of this work was to assess the degree of crosstalk from glutei muscles on sEMG of EAS and to evaluate the effect of crosstalk on the extracted sEMG parameters.

Eight female volunteers (55.7 ± 4.5 years) participated to the measurements. No subject had faecal incontinence. All subjects were enrolled in a pelvic floor rehabilitation program: they were trained to selectively contract either the anal sphincter or the glutei muscles. The sEMG signals were detected from the EAS using a 48 electrode anal probe (developed during the European project OASIS).

The sEMG global parameters (ARV, RMS, MNF and MDF) were computed for each channel and for each acquisition.

The crosstalk effect on the sEMG acquired from the EAS was evaluated with the subjects laying prone on bed. The EAS sEMG signals were compared between the rest condition and the lifting of either the left or right leg from the bed (activation of the left or right gluteus). The parameters extracted from rest acquisitions were found statistically different from those obtained during selective activation of the glutei, suggesting that either crosstalk affects the EAS signals or the EAS or other pelvic floor muscles are activated together with either gluteus. Lifting of either leg increased the sEMG median ARV value by $12 \mu\text{V}$ with respect to the rest condition. Median RMS increased

oppure l'esistenza di contrazione sinergica tra la muscolatura glutea e il muscolo EAS o altri muscoli del pavimento pelvico.

Il sollevamento dell'arto inferiore ha determinato incrementi del valore mediano di ARV di $12 \mu\text{V}$ rispetto alla condizione di riposo. Nel confronto tra le due condizioni è stato inoltre osservato un incremento del valore mediano di RMS di $16 \mu\text{V}$ e decrementi dei valori mediani di MNF e MDF pari, rispettivamente, a 28 Hz e 26 Hz.

Il numero di potenziali non propaganti non è invece risultato influenzato dal sollevamento dell'arto inferiore destro o sinistro: questa osservazione ha suggerito che l'incremento di ampiezza del segnale EMG rispetto alla condizione di riposo fosse in rapporto all'esistenza di potenziali propaganti. E' pertanto ragionevole concludere che tali potenziali propaganti fossero generati dal muscolo EAS o da altri muscoli del pavimento pelvico piuttosto che dalla muscolatura glutea.

by $16 \mu\text{V}$ and MNF and MDF decreased by 28 Hz and 26 Hz, respectively.

The number of non propagating potentials was not affected by lifting of either leg, therefore the increase of EMG amplitude with respect to rest was due to propagating potentials. It seems reasonable to conclude that such propagating potentials were generated by the EAS or other pelvic floor muscles rather than by the glutei.

Valutazione della selettività di contrazione dei muscoli dell'avambraccio

Assessment of selectivity of the contraction of forearm muscles

L. Mesin, E. Sosso

La selettività muscolare, definita come la capacità di attivare un singolo muscolo fra un gruppo di muscoli sinergici, è legata al tipo di esercizio svolto e rappresenta un'importante informazione per valutare diversi tipi di esercizio in studi clinici e fisiologici. Tuttavia, non è semplice realizzare esercizi selettivi per un singolo muscolo in contrazioni volontarie. È stato perciò studiato un metodo per valutare la scelta del tipo di esercizio massimamente selettivo per un singolo muscolo ("Un nuovo metodo per la valutazione di contrazioni selettive dei muscoli dell'avambraccio", Annual Report 2006). Tale metodo è stato applicato allo studio di alcuni muscoli dell'avambraccio durante contrazioni isometriche volontarie. Questi muscoli sono molto vicini e si attivano sinergicamente per permettere movimenti precisi delle dita e dell'articolazione del polso. I muscoli considerati in questo lavoro sono stati: Extensor Carpi Radialis (ECR), Extensor Carpi Ulnaris (ECU) e Extensor Digitorum Communis (EDC). Essi permettono, rispettivamente, l'estensione del polso in deviazione radiale e ulnare, e l'estensione delle dita medio e anulare.

L'attività di questi muscoli è stata valutata, a vari livelli di forza (10-80% della massima contrazione volontaria, MVC) per tre diverse modalità di esercizio (ognuna delle quali massimamente selettiva per un singolo muscolo).

Sette soggetti sani (media \pm DS, età: 23.7 \pm 2.1 anni, altezza: 172 \pm 10 cm, peso: 63 \pm 13 kg) hanno partecipato agli esperimenti dopo aver sottoscritto un consenso informato. Dopo aver determinato l'esercizio massimamente selettivo per ciascuno dei tre muscoli, i segnali elettromiografici (EMG) di superficie sono stati acquisiti con schiere lineari di elettrodi (8 contatti, distanza interelettrodica 5 mm) durante contrazioni isometriche di

Muscular selectivity, defined as the ability to activate a single muscle among a synergic muscle group, depends on the performed exercise and is important for the assessment of different types of exercise in both clinical and physiological studies. However, it is not simple to perform exercises selective for a single muscle in voluntary contractions. Thus, a method to facilitate selective muscle contraction has been developed ("A new method for the assessment of selective contractions in forearm muscles", Annual Report 2006) and applied to investigate the behaviour of several forearm muscles during voluntary isometric contractions. Forearm muscles are very close to each others and act synergically to allow the precise movements of the fingers and wrist. The muscles considered in this work were: Extensor Carpi Radialis (ECR), Extensor Carpi Ulnaris (ECU), and Extensor Digitorum Communis (EDC). They allow, respectively, the extension of the wrist in radial and ulnar deviations, and the extension of medium and ring fingers. The activity of these muscles was assessed, at various levels of force (10-80% of the maximal voluntary contraction, MVC), for three different exercise modalities (each of them maximally selective for a single muscle).

Seven healthy subjects (mean \pm SD; age: 23.7 \pm 2.1 years, height: 172 \pm 10 cm, weight: 63 \pm 13 kg) participated in the experiments after giving informed consent. After determining the contractions maximally selective for each of the three muscles, surface electromyographic (EMG) signals were detected with linear electrode arrays (8 contacts, interelectrode distance 5 mm) during 5-s long isometric contractions. Experiments were repeated in three different days and twice a day.

A Muscular Selectivity Index (MSI), based on the root mean squared (RMS) estimate of the EMG

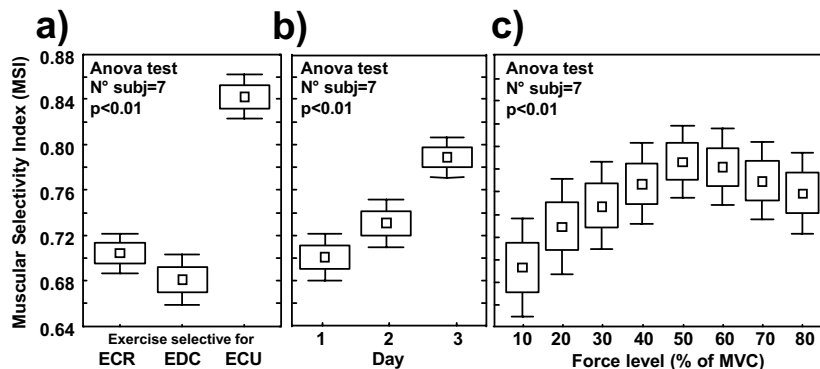
durata 5 s. Gli esperimenti sono stati ripetuti in tre giorni diversi, per due volte al giorno.

È stato introdotto un indice di selettività muscolare (MSI), basato sulla stima di valore rettificato medio (RMS) dei segnali, per la quantificazione del livello di selettività muscolare. Il valore di MSI è 0 quando i muscoli che non dovrebbero essere attivi lo sono, mentre vale 1 nel caso in cui gli stessi muscoli non sono attivi durante la contrazione.

I risultati hanno evidenziato l'impossibilità di realizzare una contrazione perfettamente selettiva per ciascuno dei tre muscoli estensori del polso. Infatti, per ogni modalità di esercizio, almeno due erano i muscoli simultaneamente attivati. Tuttavia, i valori di MSI sono risultati maggiori per l'esercizio più selettivo per il muscolo ECU rispetto agli esercizi più selettivi per i muscoli ECR ed EDC (Figura, sezione a). È stato osservato un trend positivo nei valori di selettività di ogni esercizio tra la prima e l'ultima sessione sperimentale (Figura, sezione b), che suggerisce la possibilità di apprendimento di controllo selettivo. In aggiunta, sono state riscontrate differenze di selettività tra i diversi livelli di forza: il livello maggiormente selettivo è risultato essere il 50% MVC (Figura, sezione c).

signals, was introduced to quantify muscular selectivity level. MSI value is 0 when the muscles that should not be activated are active, and is 1 when such muscles are not active during the contraction.

Results showed that it was not possible to selectively activate each of the three wrist extensors. In fact, at least two muscles were simultaneously active for each exercise modality. However, MSI values were higher for the exercise most selective for the ECU muscle with respect to the exercises more selective for the ECR and EDC muscles (Figure, panel a). The selectivity of each exercise showed a positive trend from the first experimental session to the last one (Figure, panel b). This fact suggests a learning effect. Furthermore, we found differences in selectivity between different effort levels: the most selective exercise level was at 50% MVC (Figure, panel c).



Risultati del test ANOVA. Tutti i dati sono riportati come media, standard error ed intervallo di confidenza al 95%. a) Valori di Muscular Selectivity Index (MSI) per gli esercizi selettivi per ognuno dei tre muscoli. b) Effetto del giorno sui valori di MSI. c) Effetto del livello di forza sui valori di MSI.

Results of the ANOVA test. All data are reported as mean, standard error, and 95% confidence interval. a) Values of Muscular Selectivity Index (MSI) for the exercises selective for each of the three muscles. b) Effect of day on MSI values. c) Effect of the force level on MSI values.

Relazione tra forza muscolare e ampiezza dell'onda M in contrazioni stimulate del muscolo tibiale anteriore

Relation between muscle force and M-wave amplitude in electrically-elicited contractions of the tibialis anterior muscle

R. Merletti, E. Merlo, L. Mesin, C. Orizio

Questo lavoro ha riguardato lo studio della distribuzione delle unità motorie (MUs) nel muscolo tibiale anteriore. Sono stati utilizzati dati relativi a stimolazione elettrica transcutanea, sia sperimentali che simulati.

Sono stati considerati segnali elettromiografici (EMG) acquisiti durante contrazioni elettricamente indotte (potenziali d'azione composti o onde M) e misure di coppia.

Otto soggetti maschi hanno partecipato agli esperimenti. La gamba destra è stata inserita in un braccio isometrico e il piede è stato fissato su una tavoletta di legno con angolo articolare pari a 120° (essendo pari a 180° la flessione plantare completa). Una cella di carico fissata sulla tavoletta ha misurato la forza generata durante le contrazioni. Una corrente di stimolazione bifasica a 20 impulsi al secondo (pps) è stata applicata per 3 s sul punto motore del tibiale anteriore, con ampiezze variabili (fra 17 mA al massimo livello di stimolazione tollerato dal soggetto, con passi di 1.7 mA) in differenti serie di stimolazione separate da 1 minuto di riposo. I segnali EMG di superficie sono stati prelevati sul tibiale anteriore con una schiera lineare (8 elettrodi in configurazione singolo differenziale) allineata con le fibre muscolari.

Sono state simulate onde M usando modelli a strati piani di stimolazione elettrica e di generazione di segnale EMG di superficie. La selezione delle MUs stimulate è stata basata sulla densità di corrente nel territorio di ogni MU e su una soglia di eccitabilità caratteristica della MU. I potenziali d'azione delle MUs stimulate da una corrente di stimolazione sono stati sommati per simulare la corrispondente onda M. La forza generata è stata simulata sommando il contri-

This work investigated motor unit (MU) distribution within the tibialis anterior muscle, using both experimental and simulated data.

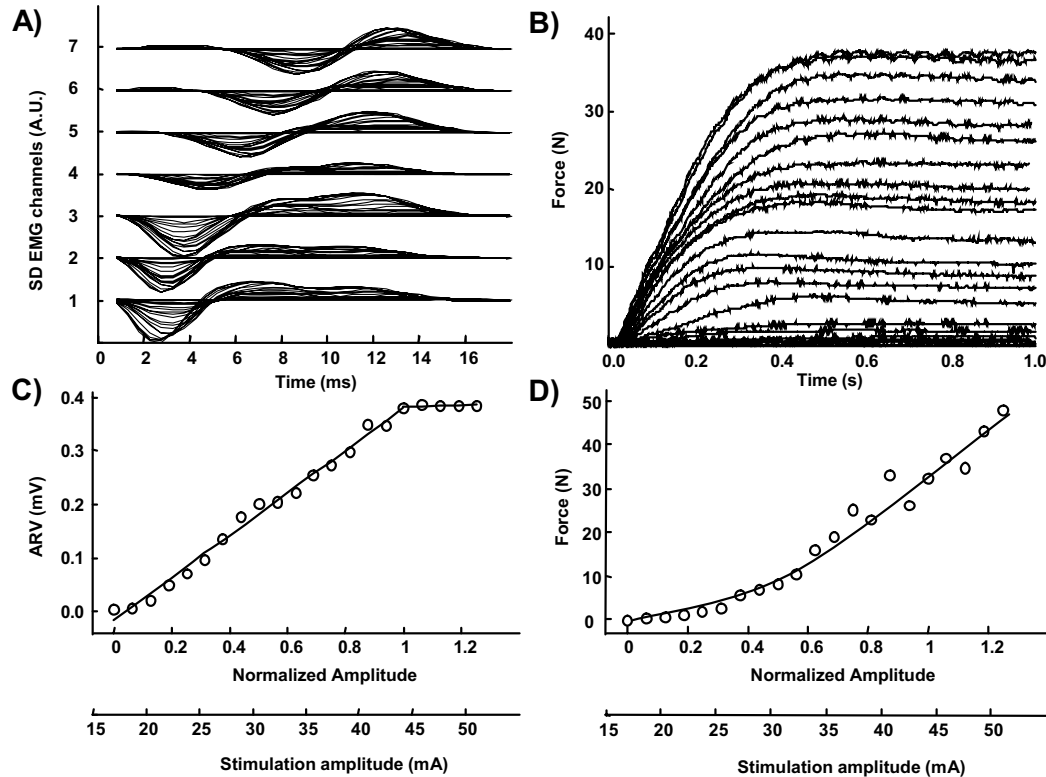
Electromyographic (EMG) signals detected during electrically elicited contractions (compound muscle action potentials or M-waves) and torque were considered.

Eight healthy males participated to the experiments. The right leg was placed in an isometric brace and the foot was fixed to a wooden plate at 120° (180° being full extension of the foot). A load cell fixed to the wooden plate measured the force generated during the contractions. Biphasic stimulation currents at 20 pulses per second (pps) for 3 s were applied to the main motor point of the tibialis anterior muscle with different amplitudes (ranging from 17 mA to the maximal stimulation level tolerated by the subject, with steps of 1.7 mA) in different stimulation sets separated by 1-min rest. Surface EMG signals were detected over the tibialis anterior muscle with a linear array (8 electrodes in single differential configuration) aligned to the muscle fibres.

Simulation of M-waves was obtained using an analytical plane layer model of electrical stimulation and generation of surface EMG. The selection of the elicited MUs was determined considering the current density distribution in the territory of each MU and the excitation threshold characteristic of the MU. Motor unit action potentials corresponding to the MUs elicited by the considered stimulation current were added up to simulate a M-wave. Exerted force was simulated by adding the contribution of each of the elicited MUs, estimated on the basis of a model of muscle force in isometric conditions. The effects of different anatomies (fat layer thickness

buto di ogni MU stimolata, stimato tramite un modello di simulazione della forza in condizioni isometriche. È stato studiato l'effetto dell'anatomia (spessore del tessuto adiposo fra 2 e 8 mm), di diversi ordini di reclutamento (soglie di eccitabilità casualmente distribuite fra le MU, oppure soglia maggiore per le MUs più grandi

between 2 and 8 mm), different recruitment orders (random excitation threshold, higher threshold for larger MUs, higher threshold for smaller MUs), and different MU distributions within the muscle (random distribution, larger MU deeper in the muscle, smaller MU deeper in the muscle) were tested.



Esempio di dati sperimentali relativi a un soggetto rappresentativo. Sono riportati onde M, valore rettificato medio (ARV) e forza in funzione della intensità di corrente di stimolazione del muscolo tibiale anteriore, durante stimolazione elettrica transcutanea a diversi livelli di intensità. A) Sovrapposizione di onde M prelevate in modalità singolo differenziale da una schiera di otto elettrodi allineata alle fibre muscolari. B) Sovrapposizione dei segnali di forza acquisiti durante il primo secondo di stimolazione. C) ARV in funzione dell'intensità della corrente di stimolazione, che mostra la saturazione dell'ampiezza del segnale EMG; il valore di corrente corrispondente al ginocchio della curva è stato utilizzato per normalizzare l'intensità di corrente, in modo da confrontare i dati di diversi soggetti. D) Forza in funzione dell'intensità della corrente di stimolazione, che mostra un maggior contributo di unità motorie profonde attivate ad alti livelli di corrente.

Example of experimental data from a representative subject. M-wave, average rectified value (ARV) and force with respect to stimulation amplitude of tibialis anterior muscle, during transcutaneous stimulation at different stimulation levels are reported.

A) Superimposition of single differential M-waves obtained from a linear array of eight electrodes aligned to the muscle fibres. B) Superimposition of force traces during the first second of stimulation. C) ARV vs stimulation intensity showing a saturation of EMG amplitude; the current value of the knee has been used to normalize the current intensity, in order to compare data from different subjects. D) Force vs stimulation amplitude showing a higher contribution of the deeper motor units activated by the highest current levels.

o più piccole) e di differenti distribuzioni delle MUs nel muscolo (distribuzione casuale, MUs grandi più profonde o più superficiali).

Aumentando l'intensità della corrente, l'ampiezza delle onde M sperimentali inizialmente aumentava rapidamente, poi raggiungeva un *plateau*. Quindi le curve del valore rettificato medio (ARV) in funzione dell'ampiezza della corrente di stimolazione mostravano un ginocchio. La forza di contrazione invece aumentava sempre per valori crescenti dell'ampiezza della corrente di stimolazione.

Simili risultati sono stati ottenuti in simulazione.

La posizione del ginocchio delle curve di ARV in funzione della corrente di stimolazione è stata utilizzata per normalizzare i dati sperimentali e simulati. Sono stati considerati solo i livelli di corrente minori del 130% dell'ampiezza di corrente corrispondente al ginocchio. La variazione di velocità di conduzione (CV) dell'onda M e la concavità della curva di forza sono state stimate in funzione dell'ampiezza della corrente di stimolazione.

I dati sperimentali mostravano un aumento statisticamente significativo di CV per livelli crescenti di corrente e una concavità positiva della curva della forza in funzione della corrente. Tali risultati erano compatibili con quelli delle simulazioni solo se le MUs grandi sono distribuite in profondità nel muscolo.

Increases of the current intensity led to a first rapid increase of experimental M-wave amplitude, followed by a plateau. Thus, the curve of the average rectified value (ARV) vs amplitude of the stimulation current showed a knee. Further increases of the stimulation current determined an increase of the exerted force, without relevant changes of the M-wave. Similar results were obtained in simulations.

The position of the knee of the curve ARV vs stimulation current was used to normalize experimental and simulated data. Current levels lower than 130% of the value corresponding to the knee were used. The rate of change of M-wave conduction velocity (CV) and the concavity of force curve were estimated as a function of increasing current levels.

Experimental data showed a statistically significant increase of CV with increasing levels of the stimulation current and a positive concavity of force vs stimulation current curve. Simulations indicated that this was the case only when larger MUs were preferably located deeper in the muscle.

FORMAZIONE PERMANENTE,

DISSEMINAZIONE DEI

RISULTATI

CONTINUING EDUCATION,

DISSEMINATION OF

RESULTS

Formazione permanente e disseminazione dei risultati: congressi, corsi, seminari, visitatori, brevetti, articoli pubblicati da quotidiani o riviste

Continuing education and dissemination of results: congresses, courses, seminars, visiting scientists, patents, articles published on newspapers or magazines

R. Merletti, M.A. Minetto, A. Rainoldi

Il trasferimento di conoscenza ai sistemi sanitari, a strutture di formazione e a piccole imprese è uno dei principali obiettivi del LISiN. Altrettanto importante è la promozione di attività di ricerca e didattica congiunte con altri dipartimenti, facoltà e istituzioni accademiche.

A questo proposito, la collaborazione con la Scuola Universitaria Interfacoltà in Scienze Motorie (SUISM) dell'Università di Torino è ora divenuta una realtà.

La direzione del Centro Ricerche Scienze Motorie (website: www.medicinasportricerca.it), recentemente affidata ad Alberto Rainoldi (un collaboratore del LISiN fin dal 1996), costituisce un esempio di trasferimento di conoscenza delle tecniche sviluppate presso il Laboratorio ad altre realtà accademiche, al fine di sviluppare filoni di ricerca coerenti e di interesse per una vasta porzione della popolazione locale.

Il Centro Ricerche Scienze Motorie è costituito da quattro Unità Operative (UO Funzione Neuromuscolare; UO Allenamento e Performance; UO Psicologia dello Sport; UO Psicologia dello Sviluppo) che, al momento, coprono l'intero spettro dei temi di ricerca di interesse della Scuola.

The delivery of knowledge to health and education systems as well as to companies represents one of the main objectives of LISiN. Promotion of joint research projects with other academic departments, faculties, and institutions is also important.

Concerning this issue, the collaboration with the School of Motor Sciences (SUISM) of the University of Torino is now a fact.

The Motor Science Research Center of SUISM (website: www.medicinasportricerca.it) is now directed by Alberto Rainoldi (who was with LISiN since 1996). This represents an example of transfer of knowledge and technologies from LISiN to other academic institutions. The aim of this collaboration between LISiN and SUISM is to develop lines of research which will be of interest to a large portion of the healthy and pathological local population.

The Motor Science Research Center is organized in four Operative Units: Neuromuscular Function, Performance and Training, Sport Psychology, and Developmental Psychology.

Such a project is now active thanks to a specific grant by Compagnia di San Paolo.

In the framework of this collaboration semi-

Questa iniziativa congiunta ha acquistato ulteriore consistenza grazie a un finanziamento specifico della Compagnia di San Paolo.

Nell'ambito della iniziativa saranno promossi seminari tenuti da docenti esterni (nazionali e stranieri) e tesi di laurea di livello internazionale. Saranno inoltre promossi progetti di ricerca suscettibili di futuro finanziamento da parte di enti nazionali (Ministero dell'Università e della Ricerca, Regione Piemonte, Agenzia Spaziale Italiana, Fondazioni Bancarie) e internazionali (Comunità Europea, European Space Agency).

Come ogni anno, questa sezione dell' Annual Report descrive l'attività svolta nella didattica e nella disseminazione scientifica.

Nel corso dell'anno sono stati organizzati 5 corsi e seminari e sono state tenute 25 lezioni su invito a congressi e corsi internazionali e nazionali.

Inoltre, 21 ricercatori e visitatori sono stati ospiti del LISiN e hanno lavorato su progetti congiunti.

Segue l'elenco delle lezioni su invito tenute dai ricercatori del LISiN, dei seminari, congressi e corsi organizzati, degli ospiti e visitatori, dei brevetti ottenuti e degli articoli apparsi su quotidiani, settimanali o mensili di larga diffusione.

nars and workshops with invited (national and international) speakers will be organized and laurea theses of international level will be promoted. Moreover, research projects will be promoted to collect preliminary data for proposals to be submitted to national (Ministry of University and Research, Piedmont Region, Italian Space Agency) and international (European Community, European Space Agency) funding agencies.

Like every year, this section of the Annual Report describes the activity carried out in teaching and scientific dissemination.

In the course of the year 5 courses and seminars have been organized and 25 invited lectures have been given. Moreover, 21 researchers and visiting scientists have been hosted by LISiN and have worked on joint projects.

We are reporting the list of the invited lectures given by LISiN's researchers, of the seminars, conferences and courses organized, of the visiting scientists and researchers, of the patents and articles published on non scientific daily papers, weekly and monthly magazines.

Lezioni invitate a congressi e corsi internazionali

Invited participations and lectures to international congresses and courses

1. Botter A, Holobar A, Merletti R, Minetto MA. Surface EMG detection, decomposition and interpretation using two dimensional electrode arrays. "XVI International Single Fibre and Quantitative EMG Course", Ljubljana, Slovenia, June 2-3, 2007.
2. Holobar A, Lo Conte L. Decomposition of surface electromyograms: practical experiences. "Symposium on EMG Decomposition", Worcester, MA, USA, May 31-June 2, 2007.
3. Merletti R, Holobar A. The surface EMG as a source of information on motor control. "Progress in Motor Control VI", Santos, Brazil, August 9-12, 2007.
4. Merletti R. Myoelectric manifestations of muscle fatigue as indices of neuromuscular changes. "Medicine and Mobility Congress", Koln, Germany, September 14-15, 2007.

5. Merletti R. The issue of EMG electrode location in isometric and dynamic contractions and for gait analysis. "Interaction between Nervous Control and Musculoskeletal Loading in Normal and Abnormal Locomotion and Training", Jyväskylä, Finland, November 29-December 1, 2007.

Lezioni invitate a congressi e corsi nazionali

Invited participations and lectures to national congresses and courses

1. Gazzoni M. Decomposizione del segnale di superficie nei costituenti treni di potenziali di singole unità motorie. Stima delle caratteristiche di singole unità motorie. Corso ECM "Elementi di elettromiografia multicanale non invasiva", Verbania, Italy, November 7-11, 2007.
2. Merletti R, Minetto MA. Elettromiografia di superficie: metodi e applicazioni in medicina dello sport. Pre-congress Workshop "La tecnologia per gli sportivi disabili". "University and Sport: Progress in Prevention and Treatment of Sports Pathologies" International Congress, Torino, Italy, January 15-17, 2007.
3. Merletti R, Mesin L. Modelli matematici di generazione del segnale elettromiografico. "Seminario Me.R.I.Ma", Torino, Italy, January 24, 2007.
4. Merletti R. Seminario "Elettromiografia non-invasiva – dall'ergonomia ai viaggi spaziali e allo sport", Roma, Italy, March 26, 2007.
5. Merletti R. Manifestazioni mioelettriche di fatica muscolare. "Congresso Nazionale della Società Italiana di Neurofisiologia Clinica", Palermo, Italy, May 24-26, 2007.
6. Merletti R, Mesin L. Introduction to EMG and MMG signals. Workshop on "Mathematical Models for the Simulation of Physiological Signals", Torino, Italy, June 12, 2007.
7. Merletti R. Monitoring muscle force and fatigue by means of surface EMG. "Cybernetic Manufacturing Systems: ergonomic perspectives in the industrial field", Torino, Italy, June 13, 2007.
8. Merletti R, Botter A. EMG di superficie con matrici di elettrodi. "XXVII Corso teorico-pratico in elettromiografia e neurofisiologia clinica", Lido degli Estensi, Ferrara, Italy, August 31- September 10, 2007.
9. Merletti R. EMG di superficie per lo studio dinamico delle funzioni muscolari. "Congresso Nazionale dell'International Academy on Postural Neuromuscular Occlusion Research", San Benedetto del Tronto, Italy, October 12 -13, 2007.
10. Merletti R. L'elettromiografia ad alta risoluzione in ergonomia. "VII Congresso Nazionale della Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Cuneo, Italy, October 24-27, 2007.
11. Merletti R. L'esperienza del progetto SENIAM dieci anni dopo. "VII Congresso Nazionale della Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Cuneo, Italy, October 24-27, 2007.

12. Merletti R. Meccanismi di propagazione del potenziale di azione nelle fibre muscolari e generazione del segnale EMG. Corso ECM "Elementi di elettromiografia multicanale non invasiva", Verbania, Italy, November 7-11, 2007.
13. Merletti R. Il concetto di segnale nel dominio del tempo e nel dominio della frequenza. Corso ECM "Elementi di elettromiografia multicanale non invasiva", Verbania, Italy, November 7-11, 2007.
14. Merletti R. Spettro di potenza di un segnale. Indicatori di modifica spettrale di un segnale. Corso ECM "Elementi di elettromiografia multicanale non invasiva", Verbania, Italy, November 7-11, 2007.
15. Merletti R, Rainoldi A. Minetto MA. Elettromiografia di superficie: applicazioni cliniche in ergonomia, medicina dello sport, del lavoro e dello spazio. I progetti europei nel settore. Corso ECM "Elementi di elettromiografia multicanale non invasiva", Verbania, Italy, November 7-11, 2007.
16. Merletti R. Elettromiografia di superficie: applicazioni cliniche in ginecologia e proctologia. Corso ECM "Elementi di elettromiografia multicanale non invasiva", Verbania, Italy, November 7-11, 2007.
17. Merletti R. Assessment of neck and shoulder muscles by surface EMG. Seminar on "Physiopathology and rehabilitation of the neck pain", Milano, Italy, November 22, 2007.
18. Merletti R. La medicina riabilitativa e l'innovazione tecnico-scientifica. "Medicina e ricerca tra disabilità e società", Torino, Italy, December 3, 2007.
19. Mesin L. Il volume conduttore e il filtro di tessuto. Metodi di prelievo del segnale: segnale monopolare, singolo differenziale, doppio differenziale, uno o più canali. Corso ECM "Elementi di elettromiografia multicanale non invasiva", Verbania, Italy, November 7-11, 2007.
20. Mesin L. Stima del ritardo tra due segnali e applicazioni alla stima della velocità di conduzione. Corso ECM "Elementi di elettromiografia multicanale non invasiva", Verbania, Italy, November 7-11, 2007.

Organizzazioni di seminari, corsi di dottorato e scuole

Organization of seminars, graduate courses and schools

1. "Winter School on Multichannel Surface EMG". LISiN-Politecnico di Torino, Torino, Italy, February 8-10, 2007.
2. "Seminar on sEMG standardization". LISiN-Politecnico di Torino, Torino, Italy, June 11, 2007.
3. "Influenza del fenomeno dell'adsorbimento sugli elettrodi sulla spettroscopia di impedenza di una cella elettrolitica". LISiN-Politecnico di Torino, Torino, Italy, June 19, 2007.
4. "Non invasive electromyography in health and disease". LISiN-Politecnico di Torino, Torino, Italy, October 31, 2007.

5. Workshop “EMG di superficie e postura eretta”. LISiN-Politecnico di Torino, Torino, Italy, December 17, 2007.

Attività divulgativa

Dissemination

1. Merletti R, Minetto MA. Seminario “Bioingegneria del sistema neuromuscolare – dall’analisi degli sfinteri ai viaggi spaziali e allo sport”, Istituto di Istruzione Superiore “Piero Martinetti”, Caluso, Torino (Italy), March 20, 2007.
2. Merletti R. Bioingegneria del sistema neuromuscolare e tecnologie tessili. “Incontri 2007: conoscere gli altri per guardare al futuro”, Biella, Italy, March 27, 2007.
3. Merletti R, Minetto MA. Ingegneria e Medicina, “Seminari di scienze dell’uomo e della società tecnologica”, Torino, Italy, May 2, 2007.

Ricercatori stranieri e Visitatori

Visiting Scientists

1. Allen Robert: Institute of Sound and Vibration Research, University of Southampton, Southampton, UK
2. Barbero Giovanni: Department of Physics, Politecnico di Torino, Turin, Italy
3. Bergamo Roberto: Associazione Italiana Fisioterapisti e Osteopati per lo Sport, Turin, Italy
4. Boye Andreas: Biomedical Engineering, MSc Programme, Aalborg University, Aalborg, Denmark
5. Collier Richard: School of Health Professions and Rehabilitation Sciences, University of Southampton, Southampton, UK
6. Enck Paul: Department of Internal Medicine VI, Psychosomatic Medicine and Psychotherapy, Tuebingen, Germany
7. Farina Dario: Center for Sensory-Motor Interaction, Aalborg University, Aalborg, Denmark
8. Falla Deborah: Center for Sensory-Motor Interaction, Aalborg University, Aalborg, Denmark
9. Holobar Ales: Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia
10. Hugo Suzanne: Bioengineering Group – Faculty of Engineering, University of Pretoria, Pretoria, Republic of South Africa

11. Istenic Rok: Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia
12. Kumar Nikhilesh: B.Tech, Electrical Engineering, Indian Institute of Technology, Guwahati, India
13. Lowery Madeleine: School of Electrical, Electronic and Mechanical Engineering, University College of Dublin, Dublin, Ireland
14. Moritani Toshio: Laboratory of Applied Physiology, The Graduate School of Environmental Studies, Kyoto University, Kyoto, Japan
15. Nardone Antonio: Division of Physical Therapy and Rehabilitation, Posture and Movement Laboratory, Fondazione Salvatore Maugeri, Scientific Institute of Veruno, Veruno, Italy
16. Nowakowski Michal: III Department of General Surgery, Jagiellonian University, Krakov, Poland
17. Piitulainen Harri: Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland
18. Schieppati Marco: Human Movement Laboratory, Fondazione Salvatore Maugeri, Scientific Institute of Pavia, Pavia, Italy and Department of Experimental Medicine, Section of Human Physiology, University of Pavia, Pavia, Italy
19. Smith Stuart: Bioengineering Group – Faculty of Engineering, University of Pretoria, Pretoria, Republic of South Africa
20. Vieira Taian: Biomechanics Laboratory, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil
21. Windhorst Uwe: Center for Physiology and Pathophysiology, University of Goettingen, Goettingen, Germany

Brevetti

Patents

1. Merletti R. Sistema di collegamento rimuovibile per matrici di elettrodi cutanei per il prelievo di segnali bioelettrici, ITTO2006A000584, (2006)
2. Mesin L, Cocito D, Merletti R. Apparecchiatura per valutare il blocco di conduzione nei nervi motori, ITTO2006A000327, (2006)

I seguenti articoli inerenti il LISiN sono stati pubblicati da quotidiani

The following articles concerning LISiN appeared on Italian Newspapers

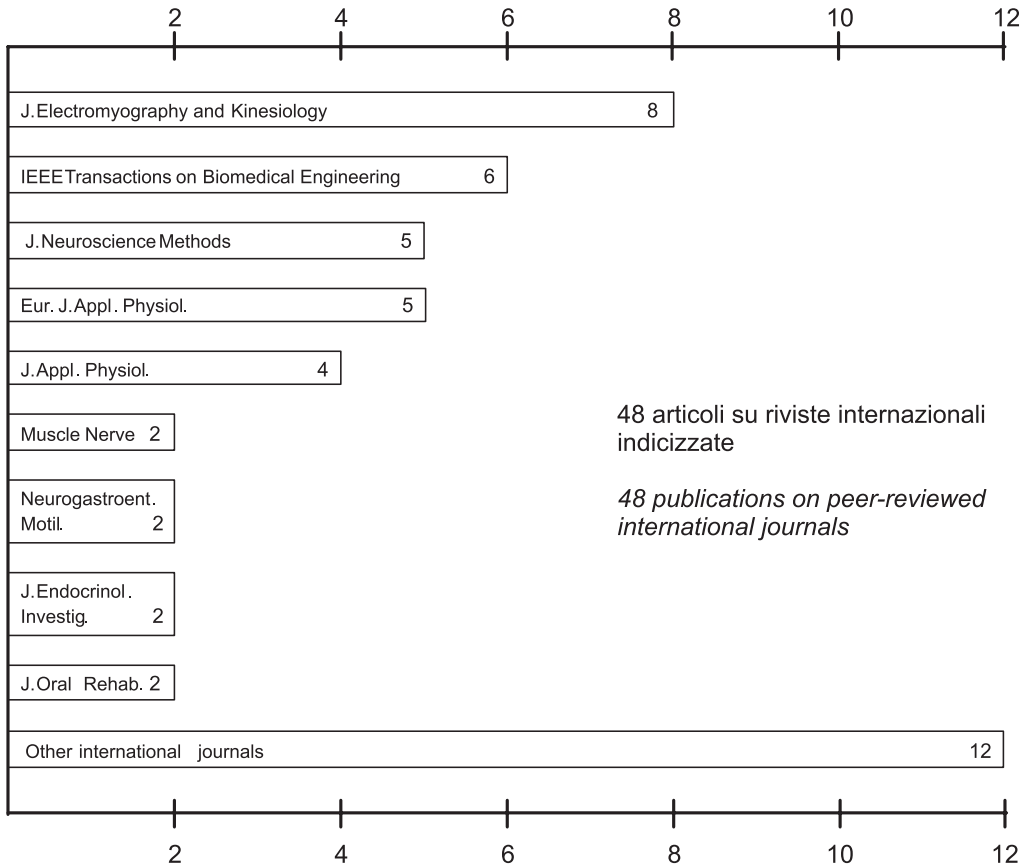
1. "Dallo spazio arriva lo stimolo al muscolo. Applicazioni: gli studi del LISiN al Politecnico di Torino", Il Sole 24 Ore "Nova", 15/02/2007
2. "Il LISiN festeggia dieci anni", sito web del Comune di Torino, 27/02/2007
3. "Bioingegneria al Martinetti", La Voce del Canavese, 19/03/2007
4. "Il Professor Merletti parla di bioingegneria", La Sentinella del Canavese, 19/03/2007
5. "Scienza: bioingegneria", La Stampa, 20/03/2007
6. "Bioingegneria del sistema neuromuscolare", Torinoscienza, 20/03/2007
7. "Il progetto Cybermans, presentazione dei risultati preliminari al Politecnico di Torino", Torinoscienza, 13/06/2007
8. "Robot a metà per vincere lo stress al computer", Tuttoscienze, 27/06/2007
9. Supplemento del Sole 24 Ore, Apparecchiature per usi biomedici, derivate dallo studio delle informazioni elettriche prodotte nelle contrazioni muscolari", in "Italian Applications", 2007
10. R. Iacona, Chi decide che cosa interessa agli italiani?, in "Televisione aperta", 2007

**PUBBLICAZIONI
SCIENTIFICHE E
PRESENTAZIONI A
CONGRESSI (DAL 2005)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS
AND CONGRESS
PRESENTATIONS
(FROM 2005)**

Publicazioni su riviste internazionali (2005 – 2007)

Publications on international journals (2005 – 2007)



Distribuzione delle pubblicazioni del LISiN in riviste internazionali indicizzate (2005-2007)

Distribution of LISiN publications in peer-reviewed journals (2005-2007)

1. Azpiroz F, Fernandez-Fraga X, Merletti R, Enck P. The puborectalis muscle. *Neurogastroenterol. Motil.* 2005;17 (Suppl.1):S68-72.
2. Bottin A, Cescon C, Nowakowski M, Herman R. Non-invasive assessment of the gracilis muscle by means of surface EMG electrode arrays. *J. Surg. Res.* 2006;134:265-9.
3. Campanini, Merlo A, Degola P, Merletti R, Vezzosi G, Farina D. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2007;17:515-26.
4. Carotti E, De Martin JC, Merletti R, Farina D. Compression of surface EMG signals with algebraic code excited linear prediction. *Med. Eng. Phys.* 2007;29:253-8.
5. 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. *J. Oral Rehabil.* 2005;32:708-13.
6. Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Piancino MG, Bracco P, Merletti R. Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance. *J. Oral Rehabil.* 2005;32:411-7.
7. Cescon C, Sguazzi E, Merletti R, Farina D. Non-invasive characterization of single motor unit EMG and MMG activities in the biceps brachii muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2006;16:17-24.
8. Cescon C, Madeleine P, Graven-Nielsen T, Merletti R, Farina D. Two-dimensional spatial distribution of surface mechanomyographical response to single motor unit activity. *J. Neurosci. Methods* 2007;159:19-25.
9. Cescon C, Bottin A, Fernandez Fraga XL, Azpiroz F, Merletti R. Detection of individual motor units of the puborectalis muscle by non-invasive EMG electrode arrays. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2007 Feb 7; [Epub ahead of print]
10. Cescon C, Rebecchi P, Merletti R. Effect of electrode array position and subcutaneous tissue thickness on conduction velocity estimation in upper trapezius muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2007 Mar 16; [Epub ahead of print]
11. Clancy EA, Farina D, Merletti R. Cross-comparison of time- and frequency-domain methods for monitoring the myoelectric signal during a cyclic, force-varying, fatiguing hand-grip task. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2005;15:256-65.
12. Clancy EA, Bertolina MV, Merletti R, Farina D. Time- and frequency-domain monitoring of the myoelectric signal during a long-duration, cyclic, force-varying, fatiguing hand-grip task. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2007 Apr 13; [Epub ahead of print]
13. Enck, P, Hinninghofen H, Merletti R, Azpiroz F. The external anal sphincter and the role of surface electromyography. *Neurogastroenterol. Motil.* 2005;17(Suppl.1):S60-7.
14. Farina D, Gazzoni M, Camelia F. Conduction velocity of low-threshold motor units during ischemic contractions performed with surface EMG feedback. *J. Appl. Physiol.* 2005; 98:1487-94.

15. Farina D, Mesin L. Sensitivity of surface EMG-based conduction velocity estimates to local tissue inhomogeneities – influence of the number of channels and inter-channel distance. *J. Neurosci. Methods* 2005;142: 83-9.
16. Farina D, Zennaro D, Pozzo M, Merletti R, Laubli T. Single motor unit and spectral surface EMG analysis during low-force, sustained contractions of the upper trapezius muscle. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2006;96:157-64.
17. Franz H, Hinninghofen H, Kowalski A, Merletti R, Enck P. Mode of delivery affects anal sphincter innervation. *Gastroenterology* 2006;130(Suppl 2):S724.
18. Gazzoni M, Camelia F, Farina D. Conduction velocity of quiescent muscle fibers decreases during sustained contraction. *J. Neurophysiol.* 2005;94:387-94.
19. Holobar A, Zazula D. Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation. *IEEE Trans. Signal Process.* 2007;55:4487-96.
20. Hinninghofen H, Franz H, Kowalski A, Merletti R, Enck P. Einfluss von Alter, Inkontinenz und Entbindungen auf die Innervation des externen Analsphinkters. *Z. Gastroenterol.* 2006;44:832.
21. Keenan KG, Farina D, Maluf KS, Merletti R, Enoka RM. Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. *J. Appl. Physiol.* 2005;98:120-31.
22. Keenan KG, Farina D, Merletti R, Enoka RM. Influence of motor unit properties on the size of the simulated evoked surface EMG potential. *Exp. Brain Res.* 2006;169:37-49.
23. Keenan KG, Farina D, Merletti R, Enoka RM. Amplitude cancellation reduces the size of motor unit potentials averaged from the surface EMG. *J. Appl. Physiol.* 2006;100:1928-37.
24. Keenan KG, Farina D, Meyer FG, Merletti R, Enoka RM. Sensitivity of the cross-correlation between simulated surface EMGs for two muscles to detect motor unit synchronization. *J Appl. Physiol.* 2007;102:1193-201.
25. Lanzetta M, Pozzo M, Bottin A, Merletti R, Farina D. Reinnervation of motor units in intrinsic muscles of a transplanted hand. *Neurosci. Lett.* 2005;373:138-43.
26. Madeleine P, Cescon C, Farina D. Spatial and force dependency of mechanomyographic signal features. *J. Neurosci. Methods* 2006;158:89-99.
27. Melchiorri G, Rainoldi A. Mechanical and myoelectric manifestations of fatigue in subjects with anorexia nervosa. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2006 Dec 8; [Epub ahead of print]
28. 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. Methods* 2005;142:267-74.

29. Mesin L, Farina D. Estimation of M-wave scale factor during fatiguing contractions at high stimulation rate. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2005;52:869-77.
30. Mesin L, Farina D. A model of surface EMG generation in volume conductors with spherical inhomogeneities. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2005;52:1984-93.
31. Mesin L, Farina D. An analytical model of surface EMG generation in volume conductors with smooth conductivity variations. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2006;53:773-9.
32. 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.* 2006; 53:593-600.
33. Mesin L, Tizzani F, Farina D. Estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG recordings by optimal spatial filtering. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2006;53:1963-71.
34. Mesin L. Simulation of surface EMG signals for a multi-layer volume conductor with triangular model of the muscle tissue. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2006;53:2177-84.
35. Mesin L, Damiano L, Farina D. Estimation of average muscle fiber conduction velocity from simulated surface EMG in pinnate muscles. *J. Neurosci. Methods* 2007;160:327-34.
36. Mesin L, Cocito D. A new method for the estimation of motor nerve conduction block. *Clin. Neurophysiol.* 2007;118:730-40.
37. 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.* 2005;93:679-86.
38. Minetto MA, Rainoldi A, Gazzoni M, Ganzit GP, Saba L, Paccotti P. Interleukin-6 response to isokinetic exercise in elite athletes: relationships to adrenocortical function and to mechanical and myoelectric fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2006;98:373-82.
39. Minetto MA, Gazzoni M, Lanfranco F, Baldi M, Saba L, Pedrola R, Komi PV, Rainoldi A. Influence of the sample collection method on salivary IL-6 levels in resting and exercise-stimulated conditions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2007;101:249-56.
40. Minetto MA, Lanfranco F, Baldi M, Termine A, Kuipers H, Ghigo E, Rainoldi A. Corticotroph axis sensitivity after exercise: comparison between elite athletes and sedentary subjects. *J. Endocrinol. Invest.* 2007;30:215-23.
41. Minetto MA, Botter A, Ravenni R, Merletti R, De Grandis D. Reliability of a novel neurostimulation method to study involuntary muscle phenomena. *Muscle Nerve* 2007 Oct 2; [Epub ahead of print].
42. Minetto MA, Rainoldi A, Jabre JF. The clinical use of macro and surface electromyography in diagnosis and follow-up of endocrine and drug-induced myopathies. *J. Endocrinol. Invest.* 2007;30:791-6.

43. Pozzo M, Alkner B, Norrbrand L, Farina D, Tesch PA. Muscle-fiber conduction velocity during concentric and eccentric actions on a flywheel exercise device. *Muscle Nerve* 2006;34:169-77.
44. Rainoldi A, Falla D, Mellor R, Bennell K, Hodges P. Myoelectric manifestations of fatigue in vastus lateralis, medialis obliquus and medialis longus muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2007 Jul 16; [Epub ahead of print].
45. Rainoldi A, Gazzoni M, Merletti R, Minetto MA. Mechanical, electromyographical and biochemical variables after a fatiguing task in endurance and power-trained athletes. *J. Sports Sci.* 2007 Nov 7; [Epub ahead of print].
46. Sjøgaard G, Sjøgaard K, Hermens HJ, Sandsjø L, Laubli T, Thorn S, Vollenbroek-Hutten MM, 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.* 2006;96:110-21.
47. Veneziano WH, da Rocha AF, Goncalves CA, Pena AG, Carmo JC, Nascimento FA, Rainoldi A. Confounding factors in water EMG recordings: an approach to a definitive standard. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2006;44:348-51.
48. Zazula D, Holobar A. An approach to surface EMG decomposition based on higher-order cumulants. *Comput. Methods Programs Biomed.* 2005;80(Suppl 1):S51-60.

Publicazioni su riviste nazionali (2005 – 2007)

Publications on national journals (2005 – 2007)

1. Merletti R, Pozzo M, Zennaro D. Neuromuscular assessment of the elderly worker: the European NEW project. *G. Ital. Med. Lav. Ergon.* 2005;27:88-95.
2. 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)*, Settembre 2005: 46-54.

Libri e capitoli di libri (2005 – 2007)

Books and chapters in books (2005 – 2007)

1. Merletti R. Elementi di Elettromiografia di superficie. In: Fusco A, Foglia A, Musarra F, Testa M (Eds). *La Spalla nello sportivo*. Elsevier Masson; 2005:347-358.
2. Rainoldi A, Bergamo R, Merlo A. Atlante delle zone di innervazione dei muscoli superficiali della spalla. In: Fusco A, Foglia A, Musarra F, Testa M (Eds). *La Spalla nello sportivo*. Elsevier Masson; 2005:359-377.

3. Merletti R, Farina D. Advances in non-invasive electromyography. In: Pandalai SG. Recent Research Developments in Biomedical Engineering. Transworld Research Network; 2005:1-35.
4. Rainoldi A, Minetto MA, Merletti R. Biomedical Engineering in Exercise and Sports. Minerva Medica; 2006.
5. Rainoldi A, Minetto MA. Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. 2006.

Presentazioni a congressi nazionali e internazionali (2005 – 2007)

Presentations at national and international congresses (2005 – 2007)

1. Casale R, Gazzoni M, Rainoldi A. Central motor control failure in fibromyalgia syndrome: a SEMG assessment of treatment effectiveness. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
2. Cescon C., Automatic location of muscle innervation zones from multi-channel surface EMG signals. "IEEE International Workshop on Medical Measurement and Applications", Benevento, Italy, April 20-21 2006.
3. Cescon C, Madeleine P, Graven-Nielsen T, Merletti R, Farina D. Two-dimensional spatial distribution of surface mechanomyography response to single motor unit activity. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
4. Cescon C, Bottin A, Nowakowski M, Herman RM. Non-invasive assessment of the gracilis muscle by means of surface EMG electrode arrays. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
5. Cescon C, Rebecchi P, Merletti R. Effect of electrode array position and subcutaneous tissue thickness on conduction velocity estimation in Upper Trapezius muscle. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
6. Cescon C, Gazzoni M, Guasco E, Mastrangelo F, Merletti R. Repetitive task evaluation by means of electromyographic and kinematics signals acquired from upper limbs. "VII Congresso Nazionale della Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Cuneo, Italy, October 24-27, 2007.
7. Cescon C, Negro F, Enoka RM, Farina D. Cancellation of surface action potential amplitude in motor units of the vastus medialis muscle. "37th annual meeting of the Society for Neuroscience", San Diego, USA, November 3-7, 2007.
8. Gazzoni M, Lo Conte L, Merletti R. Simulations of surface electromyographic signals in a distributed environment (GRID). "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
9. Glaser V, Holobar A, Zazula D. An approach to the real-time surface electromyogram decomposition. "11th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2007", Ljubljana, Slovenia, June 26-30, 2007.

10. Gobbo M, Madeleine P, Cescon C, Orizio C, Farina D. Influence of instantaneous discharge rate on motor unit contribution to mechanomyogram. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
11. Holobar A, Zazula D, Gazzoni M, Merletti R, Farina D. Noninvasive analysis of motor unit discharge patterns in isometric force-varying contractions. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
12. Holobar A, Gazzoni M, Farina D, Zazula D, Merletti R. Non-invasive estimation of the degree of motor unit synchronization in the biceps brachii muscle. "11th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2007", Ljubljana, Slovenia, June 26-30, 2007.
13. Holobar A, Gazzoni M, Farina D, Zazula D, Merletti R. Decomposition of high-density surface electromyograms. "The 6th EMB/IEEE International Summer School on Biomedical Signal Processing", Certosa di Pontignano, Siena, Italy, July 10-17, 2007.
14. Holobar A. Gradient Convolution Kernel Compensation applied to surface electromyograms. "7th International Conference on Independent Component Analysis and Signal Separation", London, UK, September 9-12, 2007.
15. Holobar A. On repeatability of motor unit identification in multi-channel surface electromyograms of the external sphincter muscle. ERK 2007, Protoroz, Slovenia, September 24-26, 2007.
16. Holobar A, Gazzoni M, Zazula D, Merletti R. Decomposition of surface electromyograms, recorded during slow dynamic contractions of Biceps Brachii muscle. "VII Congresso Nazionale della Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Cuneo, Italy, October 24-27, 2007.
17. Istenic R, Holobar A, Merletti R, Zazula D. EMG based muscle force estimation using motor unit twitch model and convolution kernel compensation. "11th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2007", Ljubljana, Slovenia, June 26-30, 2007.
18. Madeleine P, Cescon C, Farina D. Mechanomyographic topographical maps in isometric contractions. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
19. Mañanas MA, Rojas M, Mandrile F, Chalet J. Evaluation of muscle activity and fatigue in extensor forearm muscles during isometric contractions. "27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society", Shanghai, China, September 1-4, 2005.
20. Melchiorri G, Rainoldi A. Mechanical and SEMG manifestations of fatigue in subjects with anorexia nervosa. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Turin, June 28-30 and July 1, 2006.
21. Mesin L. Analytical generation model of surface electromyogram for multi layer volume conductors. "Sixth International Conference on Modelling in Medicine and Biology", Bologna, Italy, September 7-9, 2005.

22. Mesin L. A model of electrical stimulation. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
23. Mesin L, Joubert M, Hanekom T, Merletti R, Farina D. A finite element model for describing the effect of muscle shortening on surface. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
24. Mesin L. Simulation of surface EMG signals for a multi-layer volume conductor with triangular model of the muscle tissue. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
25. Mesin L, Farina D. Estimation of muscle fiber conduction velocity in pinnate muscles: a simulation study. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
26. Mesin L, Farina D. An analytical model for surface sEMG generation in volume conductors with smooth variation in conductivity. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
27. Mesin L, Pandolfi L, Farina D. Estimation of motor unit conduction velocity distribution by M-wave deconvolution. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
28. Mesin L, Tizzani F, Farina D. Identification of non-propagating components in surface EMG recordings by optimal spatial filtering. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
29. Mesin L, Farina D. Separation of propagating and non propagating components in surface electromyogram. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
30. Mesin L, Cocito D. A novel approach for the estimation of nerve conduction block. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006.
31. Mesin L, Cescon C, Gazzoni M, Merletti R, Rainoldi A. A new method to estimate myoelectric manifestation of muscle fatigue. "Sixth International Scientific Conference on Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders", Boston, August 27-30, 2007.
32. 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.
33. Minetto MA, Termine A, Ganzit GP, Paccotti P, Rainoldi A. Effects of the training status on the pituitary-adrenal response and recovery from high-intensity isokinetic exercise. "Hormones, Body Composition and Physical Performances International Conference", Turin, January 28-31, 2006.

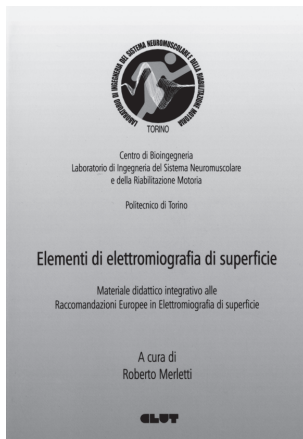
34. Minetto MA, Botter A, Mesin L, Merletti R. M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous neuromuscular stimulation: effect of the stimulation waveform. "IX Quantitative EMG Conference", Ljubljana, Slovenia, June 4-6, 2007.
35. Minetto MA, Botter A, Ravenni R, Merletti R, De Grandis D. Reliability of a novel neurostimulatory method to study muscle cramps. "12nd Annual Congress of the European College of Sport Science", Jyväskylä, Finland, July 11-14, 2007.
36. 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.
37. Rainoldi A, Gazzoni M, Gollin M, Kratter G, Minetto MA. Correlations between flight time and surface electromyographic responses to continuous jumping test. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Turin, June 28-30 and July 1, 2006.
38. Rainoldi A, Falla D, Mellor R, Bennell K, Hodges P. Assessment of myoelectric manifestations of fatigue in the vastus lateralis and medialis muscles. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Turin, June 28-30 and July 1, 2006.
39. Roatta S, Arendt-Nielsen L, Cescon C, Farina D. Sympathetic modulation by cold pressor test alters the spike-triggered average torque and discharge rate of low-threshold motor units. "37th annual meeting of the Society for Neuroscience", San Diego, USA, November 3-7, 2007.
40. Signorino M, Mandrile F, Rainoldi A. Localization of innervation zones in forearm extensor muscles. A methodological study. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Turin, June 28-30 and July 1, 2006.
41. Signorino M, Mandrile F, Rainoldi A. SEMG recordings from the forearm muscles during isometric contractions at different effort level. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Turin, June 28-30 and July 1, 2006.
42. Troiano A, Mesin L, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of upper trapezius muscle by perceived exertion scale and EMG signal. "VII Congresso Nazionale della Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Cuneo, Italy, October 24-27, 2007.
43. Veneziano WH, De Vietro M, Rocha AF, Goncalves CA, Rainoldi A. Surface EMG variable estimates during upper limb dynamic contractions. A comparison between air and underwater environments. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Turin, June 28-30 and July 1, 2006.
44. Zazula D, Holobar A. Blind source separation based on a single observation. "2nd international workshop on biosignal processing and classification. BPC 2006", Setúbal, Portugal, August 2006.
45. Zazula D, Holobar A, Divjak M. Convolution kernel compensation applied to 1D and 2D blind source separation. "Third international conference on signal processing and multimedia applications", Setúbal, Portugal, August 7-10, 2006.

Libri pubblicati dal 1997 al 2007

Books published from 1997 to 2007



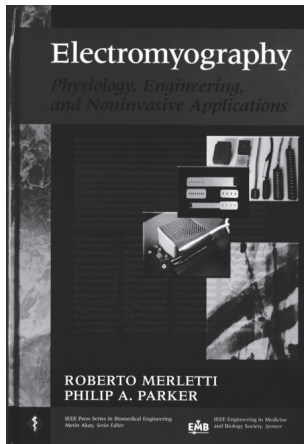
SENIAM- Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie.
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. -1999
ISBN 90-75452-14-4



Elementi di Elettromiografia di superfice.
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T.- 2000
ISBN 88-7922-153-3

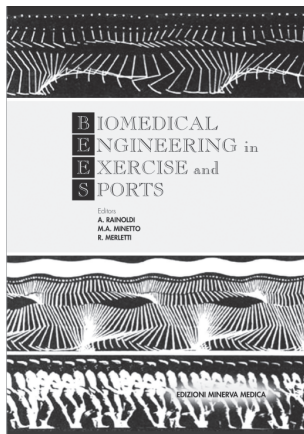


Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW). C.L.U.T.-2004
ISBN 88-7992-191-6



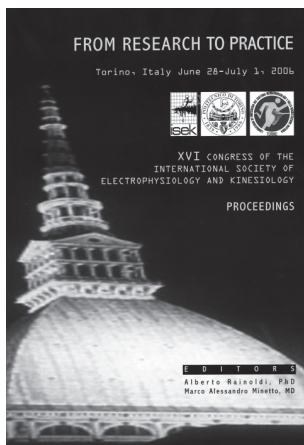
Electromyography Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications.
 Edited by Roberto Merletti and Philip Parker, IEEE PRESS-2004
 ISBN 0-471-67580-6

The textbook is aimed to graduate students in biomedical engineering, exercise physiology, and movement sciences.



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

The contributions collected in the book were presented during an international Congress on “*Biomedical Engineering in Exercise and Sports*”, that was organized in Turin, Italy, after the 2006 Olympic Winter Games. In that occasion, international experts worked together to disseminate, among national clinical researchers and practitioners in movement sciences, sports, and rehabilitation medicine, existing knowledge about exercise for testing and training in normally and differently able athletes.



Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology.

Edited by Alberto Rainoldi and Marco A. Minetto, 2006

The contributions collected in the book were presented during the “*XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK)*”, that was organized in Turin, Italy, on June 29-30 and July 1, 2006. The 2006 Congress Theme was “*From Research to Practice*”.

Thirty three countries were represented with more than 300 participants and contributors, who presented and discussed new ideas and applications.