

# RAPPORTO ANNUALE 2008



**ANNUAL REPORT 2008**



**I**nvestire nella mente (istruzione, arte, scienza, tecnologia e sapere in generale) non è più un lusso dei Paesi occidentali e delle economie più ricche. Gli ingegneri e gli informatici europei si confrontano oggi con quelli cinesi e indiani che non sono da meno. I Paesi che non sostengono lo sviluppo delle idee chiudono quello della ricchezza e del benessere.

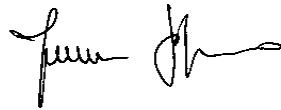
La scienza del terzo millennio è oggi caratterizzata sia dal raggiungimento dei limiti di alcuni settori sia dalla apertura di nuove frontiere dove saperi diversi si intersecano e si fondono generando innovazione che supera i limiti delle singole competenze, fondendole in aree e scienze nuove battezzate con nomi ibridi che vanno dalla mecatronica alla bioingegneria, dalle bio-nano-tecnologie alla neuronica, alla biomimetica. Quali principi di fisica sono sfruttati dal volo di un calabrone, di un colibrì o di una farfalla? Che cosa insegnano a un ingegnere il nuoto di un delfino o i segnali ultrasonici di un pipistrello? In che modo un tumore o un difetto fetale possono essere prevenuti, bloccati o corretti da un esperto in scienza dei materiali e come può una membrana biologica insegnarci a filtrare fumi e rifiuti industriali? Potrebbe un muscolo insegnarci a costruire un nuovo tipo di motore o un magnetometro aiutarci a descrivere l'evoluzione di una paralisi o il gesto di un atleta? E' possibile trarre benessere e ricchezza dalla

**I**nvesting in human minds (continuing education, art, science, technology and knowledge in general) is no longer a luxury of the Western world and of rich economies. European engineers and computer scientists now compete with colleagues from China and India. The Countries who do not support the development of their intellectual resources limit their own wealth and welfare.

*In the third millennium science is reaching its limits in some areas but is also opening new frontiers in fields where different knowledges merge and melt creating innovations that go beyond the individual fields and generate new branches with hybrid names such as mechatronics, bioengineering, bio-nanotechnologies, neuronics and biomimetics. What is the physics of the flight of bumblebees, hummingbirds or butterflies? What can the swimming of a porpoise or the sonar of a bat*

*teach to an engineer? How can a tumor or a foetal defect be prevented, stopped or corrected by an expert in material science and how can a biological membrane teach us how to filter industrial fumes and wastes? Could a muscle teach us how to design a new motor or could a magnetometer help us in describing the evolution of a paralysis or the performance of an athlete? Is it possible to draw wealth and wellbeing from competences so far apart, delivered by different institutions to so very different students?*

Prof. Francesco Profumo



Rettore del Politecnico di Torino  
Rector of Politecnico di Torino

Prof. Ezio Pelizzetti



Rettore dell'Università di Torino  
Rector of Università di Torino

confluenza di saperi così lontani, trasmessi da istituzioni diverse a persone diverse?

L'ingegneria biomedica è uno dei settori in cui questi saperi convergono e si intersecano. E' un settore vastissimo che si articola in aree in cui aspetti profondamente diversi della ingegneria e della fisica da un lato e della biologia e della medicina dall'altro si fondono in persone curiose e fortemente motivate e in prodotti e tecnologie che hanno forte impatto sulla salute, sulla vita quotidiana e sulla economia.

Il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) del Politecnico di Torino rappresenta un esempio di eccellenza europea in questo settore e la collaborazione con il Centro Ricerche della Scuola Universitaria Interfacoltà in Scienze Motorie (SUISM) della Università di Torino costituisce un caso esemplare di trasmissione e integrazione di saperi sia tra le due istituzioni sia tra studenti di diversa estrazione culturale.

Questo volume, il dodicesimo della serie, riporta e condivide con ricercatori italiani e stranieri i risultati di studi che spaziano dai crampi all'ergonomia industriale, dal controllo del movimento da parte del cervello alla prevenzione delle lesioni da parto, allo studio della postura. I ricercatori che hanno condotto questo lavoro sono solo in parte italiani: gli altri vengono da Brasile, Iran, Serbia, Slovenia, Spagna e sono spesso finanziati dai loro Paesi. Le collaborazioni scientifiche si estendono dalla Mayo Clinic (Minnesota, USA) a centri canadesi, inglesi e danesi.

Il laboratorio è finanziato sia da Enti internazionali, sia dalle Fondazioni Bancarie torinesi e frequentato da tesisti, dottorandi e assegnisti il cui numero si auspica aumenti con i contributi della Regione Piemonte che a questo laboratorio dovrebbe dedicare particolare attenzione.

*Biomedical Engineering is one area where these different competences merge and cross. Widely different expertises in engineering and physics on one side, and in biology and medicine on the other side, merge into this extremely extended field, in a number of curious and highly motivated people and in products and technologies with a strong impact on human health, daily life, and economics.*

*The Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) of Politecnico di Torino represents a case of European excellence in this field and its collaboration with the Research Center of the School of Movement Sciences (SUISM) of Università di Torino provides an example of transfer and integration of knowledge between two institutions and two populations of students of widely different background.*

*This volume, the 12th of a series, describes and shares with Italian and foreign researchers the results of studies that range from cramps to industrial ergonomics, from movement control by the brain to posture analysis, to prevention of lesions during child delivery. Only a fractions of the researchers who carried out this work are from Italy: the others come from Brasil, Iran, Serbia, Spain, Slovenia and some are supported by their Countries. Scientific collaborations involve the Mayo Clinic (Minnesota, USA), British and Danish research centers and Universities.*

*The Laboratory is sponsored by International Organizations as well as by two local Bank Foundations and includes Master and Doctoral students as well as Post-Doctoral fellows whose number should increase in the near future because of fellowships from the Regional Administration who should devote to this Laboratory a very special attention.*

## Ringraziamenti

## Acknowledgements

Alle attività del LISiN hanno significativamente contribuito le seguenti persone:

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



**F. Brugnoli, S. Scaravelli**  
Compagnia di San Paolo  
[www.compagnia.torino.it](http://www.compagnia.torino.it)



**G. Ferrero, S. Boccardo, L. Somenzari**  
FONDAZIONE CRT  
[www.fondazioneCRT.it](http://www.fondazioneCRT.it)



**F. Profumo**  
 Rettore del Politecnico di Torino  
**M. Rasetti**  
Direttore della Scuola di Dottorato  
[www.polito.it](http://www.polito.it)



**A. Gugliotta, M. Patrissi, D. Caregnato**  
Consorzio per la Ricerca e l' Educazione Permanente  
[www.corep.it](http://www.corep.it)



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

[www.compagnia.torino.it](http://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**

[www.fondazionecrt.it](http://www.fondazionecrt.it)

Sostiene lo sviluppo di nuove apparecchiature e di progetti specifici.

*Supports the development of new equipment and specific projects.*



**ELSE KRÖNER-FRESENIUS-STIFTUNG**

[www.ekfs.de](http://www.ekfs.de)

Finanzia la ricerca tramite il co-finanziamento del Progetto "Technologies for Anal Sphincter Analysis and Incontinence" (TASI).

*Supports the research through the Project "Technologies for Anal Sphincter Analysis and Incontinence" (TASI).*



**European Community**

[www.cordis.lu](http://www.cordis.lu)

Finanzia la ricerca attraverso il Progetto Europeo "Cybernetic Manufacturing Systems" (CyberManS) e il Progetto Marie Curie "Decomposizione di segnali elettromiografici multicanale di superficie" (DEMUSE).  
*Supports the research through the European RTD Project "Cybernetic Manufacturing Systems" (CyberManS) and the Marie Curie IEF Project "Decomposition of multichannel surface electromyograms" (DEMUSE).*



**European Space Agency**

[www.esa.int](http://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](http://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](http://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](http://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](http://www.didattica.polito.it/scudo)

Finanzia borse di dottorato.

*Funds doctoral fellowships.*

**Piccole e medie aziende che nel 2008 hanno collaborato a progetti LISiN**  
**Small and medium enterprises who collaborated with LISiN's projects in 2008**



ENKI, Viale Gramsci 20, 41037 Mirandola (BO), Italy  
[www.enki-microtubes.com](http://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](http://www.epasrl.it)  
La E.P.A. ha finanziato un progetto di ergonomia industriale.

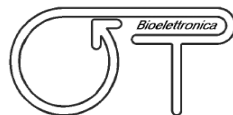
*E.P.A. supported a project of industrial ergonomics.*



Kaiser Italia, Via di Popogna 501, 57128 Livorno (LI), Italy • [www.kayser.it](http://www.kayser.it)

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

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



OT Bioelettronica, C.so Unione Sovietica 312, 10135 Torino, Italy • [www.ottinosnc.it](http://www.ottinosnc.it)

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

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





**Sirio Automazione**, Via Simioli 70, 10098 Rivoli (TO), Italy • [www.sirioautomazione.it](http://www.sirioautomazione.it)

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

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

## **Affiliazioni degli Autori**

## **Affiliations of Authors**

- 1) Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Dipartimento di Elettronica, Politecnico di Torino, Torino, Italy
- 2) Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Aalborg, Denmark
- 3) Division of Endocrinology and Metabolism, Department of Internal Medicine, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy
- 4) Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia
- 5) Division of General Surgery, San Luigi Hospital, Orbassano, Italy
- 6) Psychosomatic Medicine and Psychotherapy, Department of Internal Medicine, University Hospital Tuebingen, Tuebingen, Germany
- 7) Frauenklinik Braunschweig, Braunschweig, Germany
- 8) Jagiellonian University School of Medicine, Krakow, Poland
- 9) University of Kassel, Institute of Ergonomics and Industrial Science, Kassel, Germany
- 10) Department of Integrative Physiology, University of Colorado, Boulder, USA
- 11) School of Health Sciences, Queen Margaret University, Edinburgh, UK
- 12) Department of Health Science, University of Applied Sciences of Southern Switzerland, Lugano, Switzerland
- 13) School of Physiotherapy, Vita-Salute San Raffaele University, Milano, Italy
- 14) Motor Science Research Center, School of Motor Sciences, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy

# INDICE DEL CONTENUTO

## **Introduzione**

### **Introduction**

Prof. Roberto Merletti

17

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

## **RESEARCH PROJECTS ON NEUROMUSCULAR SYSTEM ENGINEERING**

**Modello di generazione del segnale EMG di superficie con volume conduttore multi-strato con spessore dello strato sottocutaneo variabile**

***Model of generation of surface EMG with multi-layer volume conductor with variable thickness of subcutaneous tissue***

L. Mesin<sup>1</sup>

21

**Stima della distribuzione delle unità motorie dal segnale EMG di superficie multi-canale**

***Motor Unit Distribution Estimation by multi-channel surface EMG***

L. Mesin<sup>1</sup>, A. Troiano<sup>1</sup>

23

**Riduzione in tempo reale dell'interferenza di rete nel segnale EMG multi-canale**

***Real-time reduction of power line interference in multi-channel surface EMG***

A. Boye<sup>2</sup>, D. Farina<sup>2</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, L. Mesin<sup>1</sup>, A. Troiano<sup>1</sup>

25

# TABLE OF CONTENTS

**Stima di forza dal segnale EMG di superficie durante contrazioni a forza variabile**  
***Force estimation from surface EMG during non constant force contractions***

M. Aventaggiato<sup>1</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>, E. Guasco<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

27

**Confronto tra la decomposizione del segnale EMG multi-canale di superficie ed intramuscolare**

***Comparison of multi-channel surface and indwelling EMG decomposition***

A. Botter<sup>1</sup>, D. Farina<sup>2</sup>, A. Holobar<sup>1</sup>, M.A. Minetto<sup>1,3</sup>, F. Negro<sup>2</sup>

29

**Selezione della funzione di costo per la decomposizione basata sul gradiente di segnali elettromiografici di superficie**

***Selection of the cost function for gradient-based decomposition of surface electromyograms***

A. Holobar<sup>1</sup>, D. Zazula<sup>4</sup>

32

**Segmentazione di immagini basate sul segnale EMG**

***Watershed segmentation of EMG-based images***

T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

34

**Progetto e sviluppo di un sistema per la calibrazione delle sonde di pressione rettali**

***Design and development of a system for the calibration of rectal pressure probes***

C. Cescon<sup>1</sup>, E. Davico<sup>1</sup>

36

**Progetto e realizzazione di piattaforme per la misura congiunta di sEMG e forza**

***Design and implementation of platforms for the joint measurement of sEMG and force***

R. Introzzi<sup>1</sup>

38

**Progetto TASI - Risultati preliminari**

***TASI project - Preliminary results***

C. Cescon<sup>1</sup>, I. Destefano<sup>5</sup>, P. Enck<sup>6</sup>, H. Franz<sup>7</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, M. Nowakowski<sup>8</sup>

**41**

**Origine delle componenti non propaganti nel segnale EMG di superficie  
dal muscolo sfintere anale esterno**

***On the origin of non-propagating components in surface EMG  
from the external anal sphincter***

P. Enck<sup>6</sup>, H. Hinninghofen<sup>6</sup>, A. Holobar<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

**44**

**EMG ed analisi del movimento per la valutazione ergonomica  
di un compito di assemblaggio di una autovettura**

***EMG and motion capturing for ergonomic evaluation  
of a car assembling task***

C. Cescon<sup>1</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>, T. Gudehus<sup>9</sup>, J. Klippert<sup>9</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, J. Zick<sup>9</sup>

**47**

**Valutazione ergonomica di operazioni di saldatura  
tramite analisi video e EMG di superficie**

***Video and surface EMG ergonomic evaluation of welding tasks***

M. Gazzoni<sup>1</sup>, E. Guasco<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, A. Troiano<sup>1</sup>

**49**

**Adattamenti delle unità motorie a bassa soglia durante contrazioni isometriche intermittenti**

***Adjustments in low-threshold motor units during intermittent, isometric contractions***

R. M. Enoka<sup>10</sup>, D. Farina<sup>1</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>, A. Holobar<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, D. Zazula<sup>4</sup>

51

**Inducibilità dei crampi muscolari in diversi muscoli della gamba e del piede**

***Elicitability of muscle cramps in different leg and foot muscles***

A. Botter<sup>1</sup>, M.A. Minetto<sup>1,3</sup>

54

**Affidabilità dell'identificazione manuale ed automatica della zona di innervazione del trapezio tramite analisi del segnale EMG di superficie**

***Manual and automatic inter-rater reliability in locating the innervation zone of trapezius muscle using surface EMG***

M. Barbero<sup>11,12</sup>, F. Coutts<sup>11</sup>, R. Gatti<sup>13</sup>, L. Lo Conte<sup>1</sup>, F. Macmillan<sup>11</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

57

**Identificazione automatica delle zone di innervazione usando un algoritmo basato su una rete neurale**

***Automatic identification of innervation zones using a neural network based algorithm***

R. Merletti<sup>1</sup>, F.A. Soares<sup>1</sup>

60

**Eterogeneità dei muscoli del polpaccio durante contrazioni isometriche volontarie**

***Heterogeneity of calf muscles during isometric voluntary contractions***

R. Merletti<sup>1</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

62

**Sostituzione e co-attivazione del gastrocnemio mediale e laterale in postura eretta**

***Substitution and co-activation of medial and lateral gastrocnemius during standing***

R. Merletti<sup>1</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

64

14

**FORMAZIONE PERMANENTE,  
DISSEMINAZIONE DEI  
RISULTATI**

**CONTINUING EDUCATION,  
DISSEMINATION OF  
RESULTS**

**Il progetto LISiN-SUISM - Il primo anno**

***LISiN-SUISM Project - The first year***

R. Merletti<sup>1</sup>, A. Rainoldi<sup>14</sup>

**66**

**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<sup>1</sup>, M.A. Minetto<sup>1,3</sup>

**67**

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI  
A CONGRESSI (DAL 2006)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2006)**

**73**





Prof. Roberto Merletti

L'insegnamento di "saperi così lontani, trasmessi da istituzioni diverse a persone diverse" e i settori in cui "questi saperi convergono e si intersecano" sono i temi della prefazione che i Rettori del Politecnico e della Università di Torino hanno gentilmente scritto per questo volume. La necessità di una cultura inter- e multi-disciplinare è sentita in modo crescente nelle nuove aree di ricerca tra cui quella relativa al Sistema Neuromuscolare. Nel 2008 il LISiN ha affrontato argomenti che vanno dallo studio dei gel per elettrodi alla episiotomia e alla incontinenza, dalle tecniche di modellistica e di elaborazione dei segnali alla ergonomia industriale, facendo convergere elettronica con patologie occupazionali e ginecologia, chimica con analisi del movimento.

L'aumento delle richieste di collaborazioni internazionali, di scambi e di iniziative di formazione e le conseguenti opportunità di far confluire esperienze e competenze diverse hanno fortemente condizionato le attività del LISiN nel 2008. Sono stati offerti corsi in Ingegneria del Sistema Neuromuscolare, in Elementi di Elettronica, in Statistica, Sicurezza sul lavoro, Ingegneria dello Sport e dell'Esercizio Fisico e Fisiologia quantitativa a studenti dei due Atenei torinesi e molti seminari sono stati tenuti, su invito, presso altre Università italiane e straniere. Le collaborazioni con la Queen Margaret University di Edimburgo (UK), con le Università di Aalborg (DK) e di Tuebingen (D), con la Frauenklinik Braunschweig (D), con il Jagiellonian University Medical College di Cracovia (PL), e con la prestigiosa Mayo Clinic (USA) rappresentano solo alcune delle attività internazionali del LISiN nel 2008. Altrettanto significative sono le permanenze al LISiN di studenti, dottorandi e docenti da Algeria, Brasile, Danimarca, Iran, Romania, Serbia, Slovenia e Spagna.

*The teachings "delivered by different institutions to so very different students" and the fields in which "different competences merge and cross" are the theme of the Preface of this Report kindly written by the Rectors of the Politecnico and the University of Torino. The need for inter-disciplinary and multi-disciplinary knowledge is felt more and more deeply in many new research areas among which the study of the Neuromuscular System is certainly a very important one. In 2008 LISiN addressed research topics ranging from the electrode gels to episiotomy and incontinence, from sophisticated signal processing and modelling techniques to industrial ergonomics, merging electronics with occupational disorders and gynaecology, chemistry with movement sciences.*

*Increasing the opportunities for international exchanges and training, cross-fertilization between experiences and competences strongly conditioned the activities of LISiN in 2008. Courses were offered in Engineering of the Neuromuscular System, Basic Electronics, Statistics, Occupational Health, Quantitative Physiology and Engineering of Sport and Physical Exercise to students of academic institutions in Torino and many invited seminars were delivered to students of foreign institutions. Collaborations with the Queen Margaret University of Edinburgh (UK), with the Universities of Aalborg (DK) and of Tuebingen (D), with the Frauenklinik Braunschweig (D), the Jagiellonian University Medical College of Krakow (PL) and with the prestigious Mayo Clinic (USA) represent some of the international activities of LISiN in 2008. Equally important is the hosting of students, doctoral candidates and visiting professors from Algeria, Brazil, Denmark, Iran, Rumania, Serbia, Slovenia and Spain.*

*The collaborations with the Division of General*

Le collaborazioni con la Divisione di Chirurgia Generale dell'ospedale San Luigi Gonzaga, la Scuola Universitaria Interfacoltà in Scienze Motorie, la Divisione di Endocrinologia dell'Università a Torino e l'Ospedale San Raffaele a Milano non sono meno importanti.

Il LISiN ha ricevuto molti lusinghieri riconoscimenti internazionali nel 2008. I principali sono stati l'invito a tenere la lezione di apertura del XVII Congresso della International Society of Electrophysiology and Kinesiology (Niagara Falls, June 28 2008) e la nomina del Prof. R. Merletti a "Fellow" di tale società scientifica. Non meno rilevanti sono stati l'offerta gratuita di uno stand per presentare i risultati delle ricerche al German Congress of Gynaecology e la nomina del Prof. R. Merletti a membro del Comitato Editoriale di "Physiological Measurement" e "Biomedical Signal Processing and Control".

Nel 2008 il LISiN ha offerto un gran numero di opportunità a studenti e ricercatori italiani e stranieri. Questo è stato possibile grazie alla continuità del contributo di istituzioni locali, nazionali e internazionali. Ci auguriamo che queste opportunità aumentino negli anni a venire e che un crescente numero di studenti e ricercatori possa trarne vantaggio e possa poi trovare posizioni stabili al Politecnico di Torino.

*Surgery of the San Luigi Gonzaga Hospital, the School of Movement Sciences, and the Division of Endocrinology and Metabolism of the University in Torino and with the San Raffaele Hospital in Milano are not less important.*

*Last but not least, many international recognitions honoured LISiN in 2008, the main ones being the invitation to deliver the Opening Lecture of the XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (Niagara Falls, June 28 2008) and nomination of Prof. R. Merletti to "Fellow" of this Society. Not less important were the availability of a free stand to present research results at the German Congress of Gynaecology, and Prof. R. Merletti nomination as member of the Editorial Boards of "Physiological Measurement" and "Biomedical Signal Processing and Control".*

*LISiN provided a wealth of opportunities to Italian and International students and researchers in 2008. This became possible because of the continuing financial support of local, national and international institutions. We hope that this interest will continue and grow in the coming years and that an increasing number of students and researchers will take advantage of such opportunities and possibly find stable positions at Politecnico di Torino.*

## 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. Contract professor of Statistics at School of Motor Sciences of Università 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)
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 (E-mail: loredana@cs.bu.edu)
Hamid Reza Marateb	Graduate in Medical Engineering at Amirkabir University of Technology and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: hamid.marateb@polito.it)

- Luca Mesin Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Mathematics for Engineering Sciences at Politecnico di Torino. Assistant professor of Biomedical Engineering at Politecnico di Torino  
(E-mail: [luca.mesin@polito.it](mailto:luca.mesin@polito.it))
- Marco Alessandro Minetto Graduate in Medicine and Surgery, specialized in Internal Medicine, and PhD in Medical Pathophysiology at Università di Torino. Contract professor of Human Physiology at School of Motor Sciences of Università di Torino  
(E-mail: [marcominetto@libero.it](mailto:marcominetto@libero.it))
- Fabiano Soares Graduate in Telecommunication Engineering at UnB-Universidade de Brasilia  
(E-mail: [fabiano.soares@delen.polito.it](mailto:fabiano.soares@delen.polito.it))
- Domenico Signorile Technical Secretary  
(E-mail: [domenico.signorile@delen.polito.it](mailto: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](mailto:amedeo.troiano@delen.polito.it))
- Carla Vaschetto Administrative Management  
(E-mail: [carla.vaschetto@delen.polito.it](mailto:carla.vaschetto@delen.polito.it))
- Taian Vieira Graduate in Physical Education at UFRJ Universidade Federal do Rio de Janeiro and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino  
(E-mail: [taian.vieira@delen.polito.it](mailto: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>

### **Modello di generazione del segnale EMG di superficie con volume conduttore multi-strato con spessore dello strato sottocutaneo variabile**

### **Model of generation of surface EMG with multi-layer volume conductor with variable thickness of subcutaneous tissue**

L. Mesin

Questo lavoro ha introdotto un nuovo modello analitico per la generazione di segnale EMG di superficie da un volume conduttore non invariante nello spazio costituito da un muscolo piano e uno strato di tessuto sottocutaneo di spessore variabile.

I tessuti sono stati descritti come volumi conduttori in condizioni stazionarie. È stato considerato un volume conduttore che consisteva in un tessuto sottocutaneo e un tessuto muscolare. Il tessuto sottocutaneo è stato assunto isotropo con conducibilità  $\sigma = 4.3 \times 10^{-4}$  S/m. Lo strato muscolare è stato assunto come anisotropo, con conducibilità trasversale  $\sigma_{MT} = 0.09$  S/m e longitudinale  $\sigma_{ML} = 0.4$  S/m. Un semi-spazio è stato utilizzato come geometria per il muscolo. Il tessuto sottocutaneo è stato descritto come uno strato posto sopra al muscolo con uno spessore variabile. Lo spessore del tessuto sottocutaneo è stato suddiviso in un valore costante  $y_F$  e una funzione  $f(x,y)$  (con variazioni dolci e con ampiezza pari a  $y_F$ ) moltiplicata per un parametro  $\varepsilon < 1$ , in modo da considerare piccole variazioni rispetto allo spessore costante  $y_F$ . Una risposta impulsiva approssimata è stata ottenuta analiticamente con una espansione

*This work introduced a new analytical model for the generation of surface EMG signals from a non space invariant volume conductor constituted by a planar muscle and a subcutaneous tissue with variable thickness.*

*Tissues were modelled as volume conductors in stationary conditions. A two layer volume conductor describing subcutaneous and muscle tissues was considered. The subcutaneous tissue was assumed isotropic with conductivity  $\sigma = 4.3 \times 10^{-4}$  S/m. The muscle was assumed anisotropic, with transversal conductivity  $\sigma_{MT} = 0.09$  S/m and longitudinal conductivity  $\sigma_{ML} = 0.4$  S/m. The muscle layer was a hemi-space. The subcutaneous tissue layer was placed over the muscle and had a variable thickness. The thickness of the subcutaneous tissue was divided into a constant value  $y_F$  and a function  $f(x,y)$  (smooth and of the same magnitude as  $y_F$ ) multiplied by a parameter  $\varepsilon < 1$ , so that small variations with respect to the constant thickness  $y_F$  were considered. An approximate impulse response was obtained analytically by expanding the boundary condition and the potential as series of powers of  $\varepsilon$ . A hierarchy of Poisson problems*

delle condizioni al bordo e del potenziale in serie di potenze di  $\epsilon$ . Una gerarchia di problemi di Poisson è stata ottenuta per una geometria piana, per la quale è stata ottenuta la soluzione. La serie è stata troncata al secondo ordine.

Come esempio di applicazione, è stata considerata una variazione lineare dello spessore del tessuto sottocutaneo tra 1.4 and 2.6 mm da tendine a tendine lungo la direzione delle fibre muscolari. Una schiera lineare con 25 elettrodi (distanza interelettrodo 5 mm), centrata sulla zona di innervazione è stata simulata. Le fibre sono state poste con una profondità compresa tra 1 mm e 8 mm e con distanza trasversale dalla schiera tra -20 mm e 20 mm. Fibre muscolari simmetriche con semi-lunghezza 60 mm sono state simulate. Segnali EMG interferenti corrispondenti all'80% della contrazione massima sono stati simulati per 10 distribuzioni casuali delle unità motorie nel muscolo.

Il valore rettificato medio (ARV) e la frequenza media (MNF) sono stati calcolati da porzioni di segnali simulati di durata 5 s. La velocità di conduzione (CV) è stata stimata con un metodo di massima verosimiglianza da coppie di canali. Le variabili sono state stimate in modo affidabile solo lontano dalla zona di innervazione e dai tendini. Lontano dalla zona di innervazione e dai tendini, i valori di ARV e MNF sono risultati minori quando sono stati stimati da segnali prelevati al di sopra di un tessuto sottocutaneo di maggior spessore (la variazione per ARV stimato da segnali monopolari e singolo differenziali è del 10% e 20% rispettivamente; la variazione per MNF stimata da segnali monopolari e singolo differenziali è del 10% e 5% rispettivamente). La stima di CV non è stata influenzata dalla variazione dello spessore del tessuto sottocutaneo simulata.

I risultati hanno mostrato che le variabili di ampiezza e spettrali estratte dal segnale EMG sono influenzate anche da piccole variazioni di spessore dello strato sottocutaneo. Invece la CV stimata con un metodo di massima verosimiglianza da coppie di canali non è affetta da tali variazioni.

was obtained for a planar geometry, for which a solution was found. Series truncation to a second order approximation was considered.

As an example of application, a linear variation of the thickness of the subcutaneous tissue layer between 1.4 and 2.6 mm from tendon to tendon along the direction of the muscle fibres was considered. A linear array with 25 electrodes (5 mm inter-electrode distance), centred over the innervation zone was simulated. Fibres were located in a range of depths 1 – 8 mm and with transversal distances from the detection array from -20 mm to 20 mm. Symmetrical muscle fibres with semi-length 60 mm were simulated. Interference EMG signals at 80% of the maximal voluntary contraction (MVC) were simulated for 10 random distributions of the MUs within the muscle.

Average rectified value (ARV) and mean frequency (MNF) were estimated from a 5 s epoch of simulated signal from each channel. Conduction velocity (CV) was estimated at different locations along the simulated detection array considering pairs of adjacent channels, using a maximum likelihood method. ARV and MNF estimated far from IZ and tendons are lower when estimated above a thicker subcutaneous tissue layer (about 10%-20% variation for ARV estimated from monopolar-SD signals, respectively; 10%-5% variation for MNF estimated from monopolar-SD signals, respectively). CV was not affected by the simulated variation of thickness of the subcutaneous tissue layer.

The results showed that amplitude and spectral variables extracted from EMG are largely affected by the position of the detection point even for small variations of the thickness of the subcutaneous tissue. On the other hand, CV estimated by a maximum likelihood approach from channel pairs is not affected by the thickness of the subcutaneous tissue in the simulated range of variation.

## **Stima della distribuzione delle unità motorie dal segnale EMG di superficie multi-canale**

## **Motor Unit Distribution Estimation by multi-channel surface EMG**

L. Mesin, A. Troiano

Questo lavoro ha proposto un nuovo metodo che può estendere l'applicazione del segnale EMG di superficie multi-canale alla stima non invasiva della distribuzione spaziale delle unità motorie (MU) in un muscolo, come alternativa alla biopsia. L'ampiezza del potenziale di una MU prelevato da una schiera di elettrodi posizionata in direzione trasversale rispetto alle fibre muscolari ha un valore massimo per l'elettrodo posto sopra la MU e diminuisce per elettrodi di prelievo più distanti. La rapidità di decrescita dell'ampiezza del segnale dipende dalla profondità della MU nel muscolo (è maggiore per MU superficiali) ed è stata proposta come stimatore della profondità della MU.

Il sistema nervoso centrale regola il livello di una contrazione muscolare tramite il reclutamento spaziale e temporale delle MU. Il principio di Henneman assume che le MU piccole siano reclutate per prime e quelle più grandi siano coinvolte nella contrazione per livelli di forza crescenti. Se le MU più grandi sono distribuite preferibilmente in porzioni più superficiali o più profonde del muscolo, il reclutamento delle MU a diversi livelli di forza è anche correlato all'attivazione di tali diverse porzioni del muscolo. Questo permette di studiare la distribuzione delle MU nel muscolo utilizzando il segnale EMG prelevato da una schiera lineare di elettrodi posizionata in direzione ortogonale rispetto a quella delle fibre muscolari, confrontando il segnale corrispondente a bassi livelli di forza (per i quali solo le MU piccole sono attive) e quello relativo ad alti livelli (in cui tutte le MU sono reclutate).

Siccome MU differenti hanno una diversa distanza dal centro della schiera, la separazione del loro contributo sarebbe richiesta per stimare la profondità delle MU tramite lo studio del deca-

*This work proposed a new method which could extend the potential applications of multi-channel surface EMG to the non invasive estimation of the spatial distribution of motor units (MU) within a muscle, as an alternative to biopsies. The magnitude of the surface MU potential detected by an array of electrodes placed transversal to the muscle fibres has a maximum on the electrode placed over the MU and decreases for more distant recording electrodes. The steepness of the decrease depends on MU depth within the muscle (it is larger for superficial MUs) and was proposed as an estimator of MU depth.*

*Spatial and temporal MU recruitment are the strategies by which the central nervous system regulates the level of a contraction. The Henneman size principle states that small MUs are recruited first, and larger MUs later as the required force level increases. If larger MUs are preferentially distributed either superficially or deep within the considered muscle, the recruitment of the MUs at different force levels is also related to the activation of different portions of the muscle. This allows the investigation of MU distribution within the muscle by comparison of surface EMG signal at low (only small MUs recruited) and high force levels (all MUs recruited) recorded by a linear array of electrodes placed orthogonally to the direction of the fibres.*

*As MUs are differently displaced with respect to the centre of the detection array, the separation of their contribution in space is required to estimate MU depth by examining the decay of the potential distribution in the transversal direction. A simpler and faster global estimation (which does not require this information) was obtained by transforming the space domain (i.e. the set of detection points of the electrode array) into*

dimento spaziale della distribuzione di potenziale. Una stima globale più semplice e veloce (che non richiede la separazione dei contributi di MU diverse) è stata ottenuta trasformando il dominio spaziale (ovvero l'insieme dei punti di prelievo della schiera) nel dominio di Fourier. Infatti, l'ampiezza della trasformata di Fourier ( $|S(k_x, t)|$ ) non dipende dalla posizione delle MU rispetto al centro della schiera di prelievo. Il momento centrale di secondo ordine  $w^2(t)$  dell'ampiezza della trasformata di Fourier mediata nel tempo  $\langle w^2(t) \rangle$  (indicata come "media del momento centrale di secondo ordine") è stato proposto per stimare la posizione delle MU. Dato che l'ampiezza della trasformata di Fourier ha una dispersione che è correlata inversamente alla dispersione dell'antitrasformata, una dispersione maggiore/minore dell'ampiezza della trasformata di Fourier è stata correlata alla disposizione più superficiale/profonda delle MU.

Il metodo è stato testato su segnali simulati. Considerando diversi livelli di forza,  $\langle w^2(t) \rangle$  è aumentato per livelli di forza crescenti se le MU grandi (reclutate solo per alti livelli di contrazione) erano posizionate in porzioni più profonde del muscolo rispetto alle MU più piccole (reclutate anche per livelli di contrazione bassi).

Il metodo è stato applicato a segnali sperimentali prelevati dal bicipite brachiale di sei soggetti sani. Confrontando simulazioni e dati sperimentali, viene suggerito che le MU più grandi sono distribuite preferibilmente in profondità nel bicipite brachiale.

*the Fourier domain. Indeed, the magnitude of the Fourier transform ( $|S(k_x, t)|$ ) is not sensitive to the displacement of different MUs with respect to the centre of the detection array. The second order central moment  $w^2(t)$  of the magnitude of the Fourier transform averaged over time  $\langle w^2(t) \rangle$  (referred to as "averaged second order central moment") was proposed to estimate the location of the MUs. As the magnitude of the Fourier transform has a spread which is inversely related to the spread of the original function, a larger/smaller spread of the magnitude of the Fourier transform was related to the depth of the MUs.*

*The method was tested on simulated signals. When different force levels were considered,  $\langle w^2(t) \rangle$  increased with increasing force level if the larger MUs (recruited at high level contractions) were located deeper than smaller MUs (recruited also at low level contractions).*

*The method was applied on experimental signals from the biceps brachii of six healthy subjects. Comparing simulations and experimental data, it was suggested that larger MUs were distributed preferentially deeper within biceps brachii.*



## Riduzione in tempo reale dell'interferenza di rete nel segnale EMG multi-canale

## Real-time reduction of power line interference in multi-channel surface EMG

A. Boye, D. Farina, R. Merletti, L. Mesin, A. Troiano

I segnali elettrofisiologici sono solitamente rumorosi poiché la loro ampiezza è piccola e il corpo umano è suscettibile all'interferenza di rete. Metodi hardware (elettrodi attivi, circuito DRL, circuito di terra virtuale, equalizzazione delle impedenze elettrodo-cuti e sistemi di guarding) sono stati proposti per ridurre l'acquisizione dell'interferenza di rete. L'interferenza residua può essere rimossa da tecniche di elaborazione digitale del segnale. Un nuovo metodo di elaborazione digitale per la rimozione dell'interferenza di rete è stato proposto. Tale metodo è una versione modificata di quello di Widrow adatta per elaborare un segnale multi-canale.

Il metodo di Widrow richiede una sinusoide di riferimento con frequenza pari a quella dell'interferenza da rimuovere. Tale sinusoide di riferimento è stata ottenuta da un PLL (Phase Locked Loop). Segnali di riferimento per ogni armonica dell'interferenza possono essere ottenuti moltiplicando l'uscita del PLL per il numero dell'armonica e duplicando il metodo di Widrow.

In sistemi multi-canale, il modo comune può essere enfatizzato mediando su diversi canali. L'utilizzo di tale segnale medio permette di ottenere una stima migliore dell'interferenza, che viene poi sottratta ad ogni canale.

In questo modo, un numero arbitrario di armoniche può essere rimosso da un numero arbitrario di canali.

Il metodo è stato applicato su segnali ottenuti sommando una interferenza simulata o sperimentale a segnali EMG simulati.

Le prestazioni del metodo sono state valutate in termini del rapporto segnale - interferenza (SIR), definito come il rapporto fra la potenza del segnale e quella dell'interferenza. La Figura mostra il SIR prima e dopo l'applicazione del

*Electrophysiological signals are generally noisy because of their low amplitudes and the body's susceptibility to power line interference. Hardware techniques (active electrodes, DRL circuit, virtual ground circuit, electrode-skin impedance equalization, and guarding systems) have been proposed to reduce the acquisition of power line interference. Residual power line interference superimposed to the acquired data can be removed by digital signal processing techniques. A new digital processing method to remove power line interference is proposed, which is a multi-channel modified version of Widrow's method.*

*Widrow's method requires a reference sinusoid with the frequency of the interference to be removed. The reference signal was obtained using a Phase Locked Loop (PLL). Reference signals can be generated for each harmonic of the interference, by multiplication of the output of the PLL by the harmonic number and by duplications of the Widrow method.*

*In multi-channel systems the common mode can be enhanced by averaging across all channels. Using this enhanced common mode improves the estimation of the interference. This estimate can then be subtracted from each channel.*

*In this way, an arbitrary number of harmonics can be removed from an arbitrary number of channels.*

*The method was tested on signals obtained by adding simulated EMG signals to simulated or experimental interference.*

*The performance of the method was described in terms of the Signal to Interference Ratio (SIR), defined as the ratio between the power of the signal and that of the interference. The Figure shows SIR before and after the application of the method to remove A) simulated and B) experimental inter-*

metodo per rimuovere un'interferenza A) simulata e B) sperimentale sovrapposta a segnali EMG simulati.

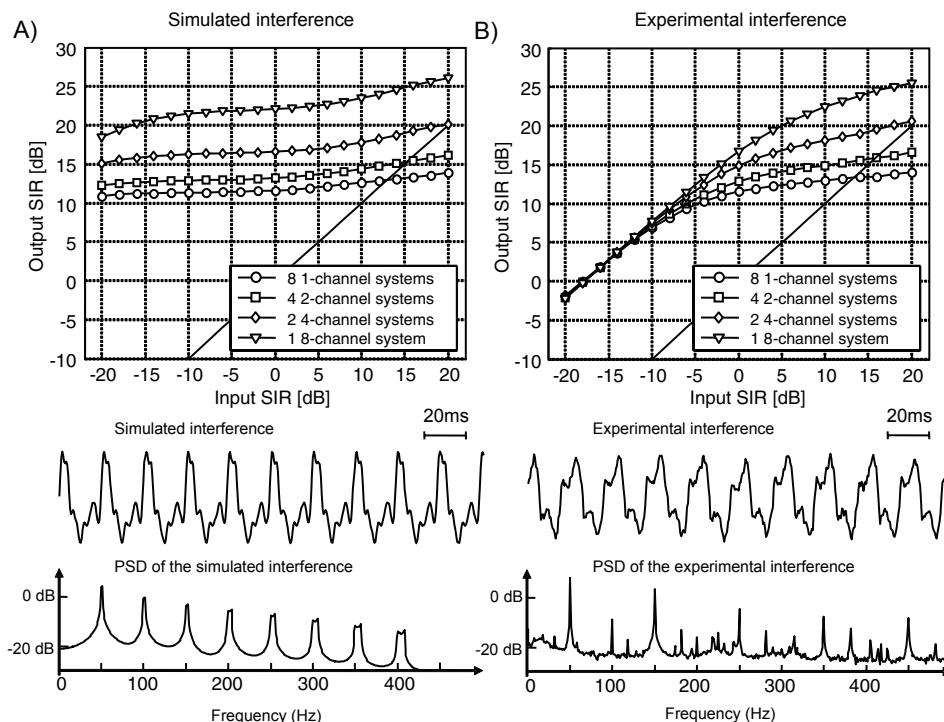
Il metodo ha aumentato il SIR in uscita rispetto a quello in ingresso, sia nel caso di interferenza simulata che sperimentale.

Le prestazioni sono migliorate quando è stato utilizzato un numero di canali maggiore.

ference added to simulated EMG signals.

The method improved output SIR with respect to input SIR both in the case of simulated and experimental interference.

The performance improved by increasing the number of channels.



Analisi delle prestazioni del metodo applicato a segnali ottenuti come somma di segnale EMG e interferenza. A) Rapporto fra potenza del segnale EMG simulato e potenza dell'interferenza simulata (SIR) ottenuto dopo l'applicazione del metodo per la rimozione dell'interferenza (SIR in output) in funzione del SIR del segnale considerato (SIR di input). B) Studio del SIR in output in funzione del SIR di input utilizzando segnali ottenuti sommando lo stesso segnale EMG simulato utilizzato in A) e una interferenza di rete misurata su un soggetto. La parte inferiore della figura mostra 200 ms dell'interferenza A) simulata e B) sperimentale e la densità spettrale di potenza (PSD) stimata con il metodo di Welch mostrata in scala semilogaritmica.  
 Analysis of the performance of the method applied to signals obtained summing EMG signal and interference. A) Ratio between power of simulated EMG signal and power of simulated interference (SIR) obtained after the application of the method to remove the interference (output SIR) as a function of the SIR of the considered signal (input SIR). B) Analysis of output SIR as a function of the input SIR using signals obtained summing the same simulated EMG as in A) and experimental power line interference acquired from a subject. The lower part of the figure shows 200 ms of the time series of the interference signal and the power spectral density (PSD), estimated by the Welch averaging method, in a semi logarithmic plot.

## Stima di forza dal segnale EMG di superficie durante contrazioni a forza variabile

## Force estimation from surface EMG during non constant force contractions

M. Aventaggiato, M. Gazzoni, E. Guasco, R. Merletti

La coppia generata su un'articolazione durante una contrazione isometrica è assunta essere correlata con l'ampiezza del segnale sEMG tramite una relazione non lineare. In questo lavoro è stato sviluppato ed ottimizzato un modello matematico per stimare la coppia agente sull'articolazione del gomito utilizzando il segnale sEMG prelevato dai muscoli flessori ed estensori.

Cinque soggetti hanno partecipato alla sperimentazione. Ad ogni soggetto è stato chiesto di eseguire quattro flesso-estensioni consecutive del gomito in condizioni isometriche seguendo il profilo di una rampa (Figura). Sono stati testati tre diversi range di forza (tra 0-30%, 0-50%, e 0-70% della forza massima per flessione ed estensione).

Per registrare il segnale sEMG dal Bicipite Brachiale è stata utilizzata una matrice di elettrodi formata da 64 elettrodi (3 mm di diametro, 8 mm di distanza interelettrodoica, LISiN – Spes Medica, Battipaglia, Salerno). La matrice è stata posizionata in direzione trasversale sul bicipite brachiale in modo da coprire l'intera semicirconferenza del muscolo. Per acquisire il segnale sEMG dal brachioradiale e dal capo laterale e mediale del tricipite brachiale sono state utilizzate tre schiere lineari di elettrodi (8 elettrodi, 5 mm di distanza interelettrodoica).

Per stimare i parametri del modello è necessaria una fase di addestramento. L'approccio generale è basato sulla minimizzazione dell'errore quadratico medio tra la coppia misurata e la coppia stimata dal modello utilizzando particolari valori dei parametri. I valori dei parametri del modello sono modificati iterativamente per minimizzare l'errore di stima. Sono stati confrontati due diversi algoritmi di minimizzazione: il metodo del Simplex e il metodo "subspace trust region" basato sull'algorit-

*The joint torque generated during an isometric muscle contraction is assumed to be non linearly related to the sEMG signal amplitude. A mathematical model was created and optimized in order to estimate the torque acting on the elbow joint from sEMG detected from the elbow flexors and extensors.*

*Five subjects participated to the protocol. Each subject was requested to perform four consecutive flexion-extensions of the elbow in isometric conditions following a ramp profile (Figure). Three different force ranges (between 0-30%, 0-50%, and 0-70% MVC for flexion and extension) were tested. A two-dimensional adhesive array of 64 circular electrodes (3 mm diameter, 8 mm inter-electrode distance, LISiN - Spes Medica, Battipaglia, Salerno, Italy) was used to detect signals from Biceps Brachii. The two dimensional array was placed transversally on the Biceps Brachii muscle in order to cover the whole semi-circumference of the muscle. Three linear electrode arrays (8 electrodes, 5 mm inter-electrode distance) were used to acquire signals from Brachioradialis, Triceps Brachii lateral head, and Triceps Brachii medial head.*

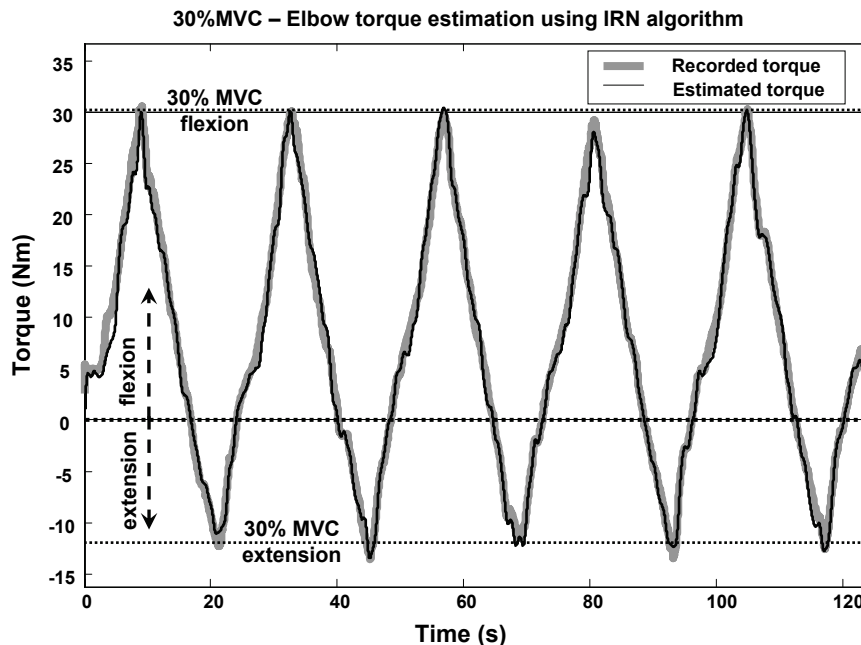
*A mathematical training process is necessary to estimate the model parameters. The general approach is based on the minimization of the mean square error between the measured torque and the torque estimated, with a particular set of parameter values, by the model. The values of the parameter of the mathematical model are iteratively modified in order to reach the minimum estimation error. Two minimization algorithms have been compared: the Simplex method and the subspace trust region method, based on the interior-reflective Newton (IRN) algorithm. To evaluate the convergence to a global minimum,*

mo interior-reflective di Newton (IRN). Per valutare l'effettiva convergenza del processo di minimizzazione al minimo globale, la minimizzazione è stata ripetuta dieci volte per ciascun segnale con diverse inizializzazioni dei valori dei parametri.

L'errore quadratico medio ottenuto tra la coppia stimata e quella registrata è di  $11.2\% \pm 2.1\%$  (media  $\pm$  deviazione standard,  $N = 150$ ) per l'algoritmo IRN e di  $13.8\% \pm 3.0\%$  (media  $\pm$  deviazione standard,  $N = 150$ ) per il metodo del Semplesso. Il tempo di elaborazione per una singola minimizzazione è di  $35.4 \pm 4.1$  s (media  $\pm$  deviazione standard,  $N = 150$ ) per il metodo del Semplesso e di  $168.0 \pm 46.2$  s per il metodo dell'IRN (media  $\pm$  deviazione standard,  $N = 150$ ). I risultati dimostrano che l'IRN fornisce stime della coppia migliori rispetto al Semplesso ma richiede un tempo di elaborazione maggiore.

the minimization was repeated ten times for each signal with different initializations of parameter values.

The mean square error between estimated and recorded torque was  $11.2\% \pm 2.1\%$  (mean  $\pm$  SD,  $N = 150$ ) for the IRN algorithm and  $13.8\% \pm 3.0\%$  (mean  $\pm$  SD,  $N = 150$ ) for the Simplex algorithm. The processing time was  $35.4 \pm 4.1$  s (mean  $\pm$  SD,  $N = 150$ ) for the Simplex method and  $168.0 \pm 46.2$  s for IRN method (mean  $\pm$  SD,  $N = 150$ ). Results show that IRN algorithm gives best torque estimates with respect to Simplex but with a higher computational time.



Confronto tra la coppia agente sul gomito registrata e la stima della coppia ottenuta dal segnale sEMG utilizzando l'algoritmo IRN. La serie di rampe è stata eseguita dal soggetto al 30%MVC. La coppia di flesso-estensione registrata (linea spessa grigia) e la stima della coppia (linea nera sottile) sono mostrate sovrapposte (errore di stima 8.2%).

Comparison between the recorded elbow torque and the EMG-estimated torque obtained using IRN algorithm. The ramp series were performed by the subject at 30%MVC. The recorded flexion-extension torque (gray thick line) and the estimated torque (black thin line) are shown superimposed (estimation error: 8.2%).

## Confronto tra la decomposizione del segnale EMG multi-canale di superficie ed intramuscolare

## Comparison of multi-channel surface and indwelling EMG decomposition

A. Botter, D. Farina, A. Holobar, M.A. Minetto, F. Negro

Obiettivo di questo studio è stato quello di confrontare la performance della tecnica "gradient Convolution Kernel Compensation (gCKC)" per la decomposizione di segnale EMG multi-canale di superficie (Holobar&Zazula "Gradient convolution kernel compensation applied to surface EMG", ICA 2007, pp. 617–624) con la performance del metodo implementato nel software "EMGLAB" (McGill et al. "EMGLAB: an interactive EMG decomposition program" J. Neurosci. Meth. 149, pp.121-133, 2005) per la decomposizione del segnale EMG intramuscolare.

Hanno partecipato allo studio dodici soggetti di sesso maschile, in buona salute. Sono stati simultaneamente acquisiti segnali EMG di superficie (sEMG) e intramuscolari (iEMG) o dal muscolo bicipite brachiale (BB) o dal muscolo tibiale anteriore (TA) del lato dominante in corso di contrazioni isometriche a forza costante al 5%, 10%, 15% e 20% della massima contrazione volontaria (MVC). I segnali sEMG sono stati acquisiti in configurazione monopolare utilizzando una matrice di  $10 \times 6$  elettrodi (diametro 1 mm, distanza inter-elettrodi 5 mm). Per entrambi i muscoli, la matrice è stata centrata sulla zona di innervazione principale, con le colonne allineate secondo la direzione delle fibre muscolari. I segnali iEMG sono stati acquisiti in configurazione differenziale utilizzando una coppia di due elettrodi a filo inseriti nel muscolo (con ago 23 G) a distanza di 1 cm e in posizione prossimale (a distanza di 1 cm) rispetto all'estremo superiore della matrice di elettrodi di superficie.

Lo spessore del tessuto sottocutaneo a livello dei siti di inserzione è risultato pari a  $3.7 \pm 1.3$  mm per il muscolo BB e  $2.7 \pm 1.4$  mm per il muscolo TA. La profondità media di inserzione dei fili è risultata, nei due muscoli, pari a  $8 \pm 3$  mm (BB) e  $7 \pm 4$  mm (TA).

*The aim of this study was to compare the performances of gradient Convolution Kernel Compensation (gCKC) technique for decomposition of multichannel surface EMG (introduced in Holobar&Zazula "Gradient convolution kernel compensation applied to surface EMG", ICA 2007, pp. 617–624) and EMGLAB program tool for decomposition of indwelling EMG (introduced in McGill et al. "EMGLAB: an interactive EMG decomposition program" J. Neurosci. Meth. 149, pp.121-133, 2005).*

*Twelve healthy males participated in the study. Surface (sEMG) and indwelling EMG (iEMG) were acquired simultaneously either from the dominant biceps brachii (BB) or the tibialis anterior (TA) muscles, during their isometric constant force contractions at 5%, 10%, 15% and 20% of maximum voluntary contraction (MVC). sEMG was acquired in a monopolar mode by a matrix of  $10 \times 6$  electrodes (1 mm in diameter, inter-electrode distance of 5 mm). In both muscles, the matrix was centred over the main innervation zone, with columns aligned with the muscle fibres. iEMG was recorded in bipolar mode by a pair of wire electrodes inserted into the muscle (with a 23 G needle) 1 cm apart and 1 cm proximally to the surface array top. Thickness of subcutaneous tissue at the place of needle insertions was  $3.7 \pm 1.3$  mm for BB and  $2.7 \pm 1.4$  mm for TA. Average depth of needle insertion was  $8 \pm 3$  mm (BB) and  $7 \pm 4$  mm (TA).*

*Acquired signals were amplified, band-passed filtered (10-500 Hz for sEMG, 500-5kHz for iEMG) and decomposed by gCKC (sEMG) and EMGLAB (iEMG).*

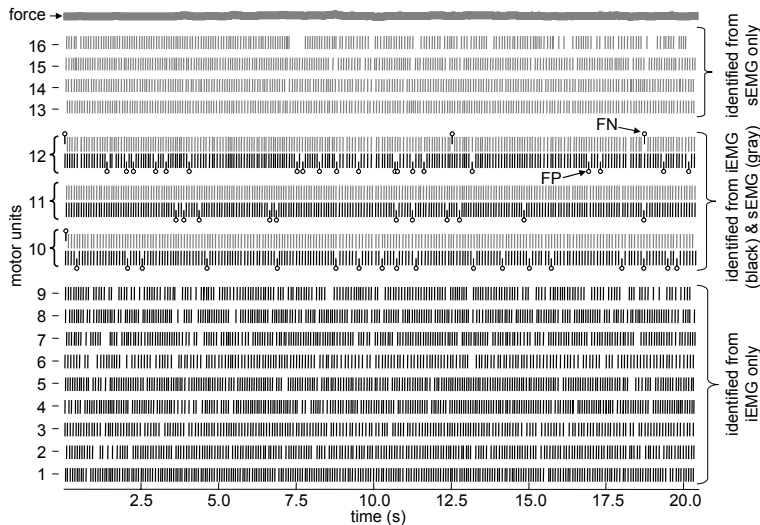
*The percentage of motor unit discharges commonly identified at the same time instants by the two decomposition techniques (with discharge*

I segnali acquisiti sono stati amplificati, filtrati (filtro passa-banda 10-500 Hz per i segnali sEMG, 500-5kHz per i segnali iEMG) e decomposti con “gCKC” (segnali sEMG) e “EMGLAB” (segnali iEMG).

È stata calcolata la percentuale di scariche di unità motoria identificate, allo stesso istante temporale, dalle due tecniche di decomposizione (con tolleranza per l’istante di attivazione uguale

time tolerance set equal to  $\pm 0.5$  ms) was computed and used as a measure of gCKC accuracy.

Results of decompositions are summarized in the Figure. On average,  $10 \pm 4$  ( $13 \pm 3$ ) motor units (MUs) were identified from the two channels of iEMG in TA (BB) muscle. At the same time, gCKC identified  $9 \pm 3$  ( $8 \pm 3$ ) MUs from the 60-channel sEMG. Although gCKC and EMGLAB tools agreed on  $90 \pm 10\%$  of identified MU discharges,



**tibialis anterior:**

MVC	10%	15%	20%
No. MUs in iEMG	9 ± 4	8 ± 4	9 ± 3
No. MUs in sEMG	7 ± 3	7 ± 3	8 ± 3
No. common MUs	1 ± 1	1 ± 1	2 ± 1
TP (%)	94 ± 10	89 ± 9	94 ± 9
FP (%)	6 ± 6	11 ± 9	6 ± 9
FN (%)	13 ± 8	16 ± 10	17 ± 8

**biceps brachii:**

MVC	10%	15%	20%
No. MUs in iEMG	12 ± 3	13 ± 3	11 ± 3
No. MUs in sEMG	6 ± 3	7 ± 3	7 ± 3
No. common MUs	1 ± 1	1 ± 1	1 ± 1
TP (%)	91 ± 8	88 ± 7	90 ± 3
FP (%)	9 ± 8	10 ± 4	10 ± 3
FN (%)	11 ± 7	12 ± 10	11 ± 8

Sinistra: pattern di attivazione di unità motorie identificate con “gCKC” (segnali sEMG) e “EMGLAB” (segnali iEMG) da un soggetto per una contrazione isometrica del muscolo tibiale anteriore al 20% della forza massima. Ciascuna linea verticale indica un istante di sparso. Le unità motorie 10, 11 e 12 sono state identificate da entrambi gli strumenti di decomposizione “gCKC” e “EMGLAB”. I rispettivi pattern di attivazione sono riportati su due righe, per come identificati con “gCKC” (linee grigie) e con “EMGLAB” (linee nere). Le attivazioni di unità motoria identificate con “EMGLAB”, ma non con “gCKC” sono indicate come falsi negativi (FN). Le attivazioni di unità motoria identificate con “gCKC”, ma non con “EMGLAB”, sono indicate come falsi positivi (FP). Le attivazioni di unità motoria identificate con entrambe le tecniche sono indicate come veri positivi (TP).

Destra: le tabelle riportano il numero di unità motorie (No. MUs, media ± DS) identificate dai 2 canali del segnale iEMG, dai 60 canali del segnale sEMG e da entrambi i segnali EMG (unità motorie comuni) acquisiti dai muscoli tibiale anteriore (tabella superiore) e bicipite brachiale (tabella inferiore). Sono inoltre riportate le percentuali di veri positivi (TP), falsi positivi (FP) e falsi negativi (FN), come sopra indicato.

Left: MU discharge patterns identified by gCKC from sEMG (gray lines) and by EMGLAB from simultaneously recorded iEMG (black lines) of the tibialis anterior muscle during an isometric constant force contraction at 20 % MVC. Each vertical line indicates a MU discharge at a given time instant. MUs 10, 11 and 12 were identified by both gCKC and EMGLAB decomposition tools. Their discharge patterns are depicted twice, once as identified by gCKC (gray) and once as identified by EMGLAB (black). MU discharges, identified by EMGLAB, but not by gCKC are denoted as False Negatives (FN). MU discharges, identified by gCKC, but not by EMGLAB are denoted as False Positives (FP). MU discharges identified by both techniques are denoted as True Positives (TP).

Right: Tables with number of motor units (No. MUs, mean ± SD) identified from two-channel iEMG, from 60-channel sEMG and from both iEMG and sEMG (common MUs) for tibialis anterior (top table) and biceps brachii (bottom table). True Positives (TP), False Positives (FP) and False Negatives (FN) of common MU discharges, as defined above, are also listed.

a  $\pm 0.5$  ms): tale percentuale è stata utilizzata come misura dell'accuratezza di decomposizione della tecnica "gCKC".

I risultati delle decomposizioni sono riassunti in Figura. Per il muscolo TA sono state identificate, in media,  $10 \pm 4$  unità motorie dai 2 canali del segnale iEMG e  $9 \pm 3$  unità motorie dai 60 canali del segnale sEMG e per il muscolo BB  $13 \pm 3$  unità motorie dai segnali iEMG e  $8 \pm 3$  dai segnali sEMG.

Sebbene le due tecniche di decomposizione siano risultate in accordo sul  $90 \pm 10\%$  delle scariche di unità motoria identificate, il numero di unità motorie identificate con entrambe le tecniche è risultato relativamente basso ( $1 \pm 1$  unità motoria per contrazione): le due tecniche hanno quindi identificato diversi gruppi di unità motorie attive.

Per le unità motorie identificate da entrambe le tecniche, "gCKC" ha mostrato un buon accordo con lo strumento di decomposizione "EMGLAB". La tecnica "gCKC" può quindi essere utilizzata nei casi in cui l'utilizzo di aghi non sia fattibile o desiderabile oppure può essere applicata insieme con la decomposizione di segnali iEMG al fine di aumentare il numero di unità motorie identificabili.

*the number of MUs identified by both techniques was relatively low ( $1 \pm 1$  MU per contraction). Thus, the techniques identified different groups of active MUs.*

*For the MUs detected by both systems, gCKC demonstrated a good match in identified discharges with EMGLAB decomposition tool. gCKC can therefore be used in cases when needles are not usable or desirable, or may be applied together with iEMG to increase the number of identified MUs.*

## Selezione della funzione di costo per la decomposizione basata sul gradiente di segnali elettromiografici di superficie

## Selection of the cost function for gradient-based decomposition of surface electromyograms

A. Holobar, D. Zazula

È stata recentemente proposta da Holobar e Zazula la tecnica “gradient Convolution Kernel Compensation (gCKC)” per la stima diretta di sequenze irregolari di impulsi (PS), quali le sequenze di attivazione di unità motorie, a partire dalle loro miscele convolutive, quali i segnali EMG di superficie. Questo metodo utilizza registrazioni multicanale ed una procedura di ottimizzazione basata sul gradiente per ottenere uno stimatore lineare del minimo errore quadratico medio (LMMSE) delle singole sequenze (PS) (per dettagli, vedasi A. Holobar, D. Zazula, “Gradient convolution kernel compensation applied to surface electromyograms, ICA 2007, pp. 617–624”).

In questo studio, abbiamo sviluppato un metodo analitico per il confronto di diverse funzioni di costo nell’ottimizzazione della tecnica “gCKC” e abbiamo definito il loro ruolo sulla convergenza e stabilità del metodo “gCKC”. In particolare, abbiamo studiato comuni funzioni di costo che sono frequentemente utilizzate in diversi algoritmi di separazione di sorgenti e abbiamo dimostrato che queste non sono ottimali per la separazione di sequenze di impulsi di unità motorie.

I risultati teorici sono stati verificati su due diversi insiemi di segnali. Il primo esperimento ha valutato l’influenza del rumore nel caso di segnali generati da un processo di miscela casuale e PS casuali. Il secondo esperimento è stato condotto su segnali EMG di superficie sperimentali, registrati con una matrice bi-dimensionale di  $5 \times 13$  elettrodi (distanza interelettrodica 3.5 mm), dal muscolo abduktore breve del pollice in nove soggetti maschi durante rampe crescenti di forza della durata di 6 s (da 0% a 10% della massima contrazione volontaria).

In entrambi gli esperimenti sono state utilizzate, come funzioni di costo per il gCKC,  $f_1(t) = \tanh(t)$ ,

*Recently, Holobar and Zazula proposed the gradient Convolution Kernel Compensation (gCKC) technique for direct assessment of sparse pulse sequences (PS), such as motor unit innervation pulse trains, out of their convolutive mixtures, such as surface electromyograms. This method employs multichannel recordings and gradient-based optimization to derive a linear minimum mean square error (LMMSE) estimator of the individual PS (for details, see A. Holobar, D. Zazula, “Gradient convolution kernel compensation applied to surface electromyograms, ICA 2007, pp. 617–624”).*

*In this study, we derived an analytical framework for mutual comparison of different cost functions in gCKC optimization, and outlined their impact on the convergence and stability of the gCKC method. We particularly studied popular cost functions that are frequently used in other source separation algorithms and demonstrated that they are not optimal for separation of motor unit pulse sequences.*

*Theoretical results were validated on two different sets of test signals. The first experiment evaluated the influence of noise in the case of multichannel synthetic signals with random mixing process and random PSs. The second experiment was conducted on experimental surface EMG signals, recorded by a 2D matrix of  $5 \times 13$  electrodes (interelectrode distance 3.5 mm), from abductor pollicis brevis muscle in nine male subjects during 6 s long force-up ramps (from 0% to 10% of maximum voluntary contraction). In both experiments,  $f_1(t) = \tanh(t)$ ,  $f_2(t) = t \cdot \exp(-t^2/2)$  and  $f_3(t) = \log(1+t^2)$  were used as cost functions in gCKC, with  $t$  denoting estimated PS. The first two functions were proposed by Hyvärinen and are used*

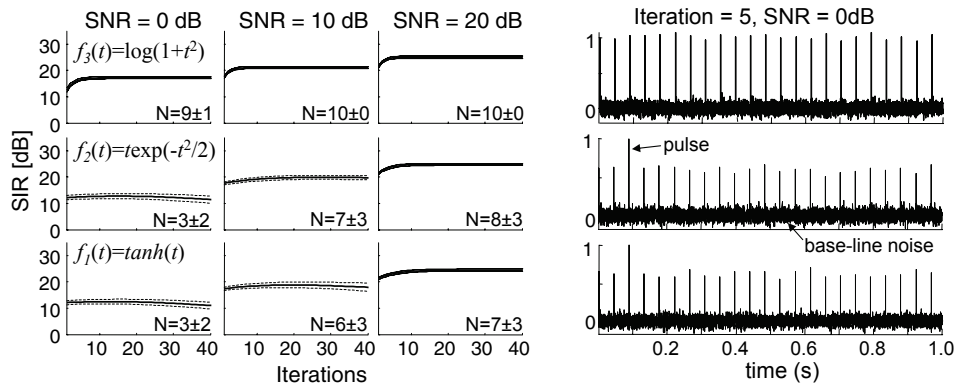


$f_2(t)=t \cdot \exp(-t^2/2)$  e  $f_3(t)=\log(1+t^2)$ , dove  $t$  indica i PS stimati. Le prime due funzioni sono state proposte da Hyvärinen e sono utilizzate nel noto algoritmo “fast ICA”. La funzione  $f_3(t)$  è stata selezionata su base empirica per la sua robustezza agli outlier.

I risultati del primo esperimento sono riassunti in Figura. La funzione  $f_3(t)=\log(1+t^2)$  ha fornito risultati migliori delle altre due sia nel numero di PS identificati sia nel rapporto segnale/interferenza (riferirsi alla Figura per la definizione). Nel secondo esperimento, utilizzando la funzione di costo  $f_3(t)=\log(1+t^2)$ , sono state ricostruite dal metodo “gCKC” i PS di  $17 \pm 3$  (media  $\pm$  DS) unità motorie per soggetto. Le altre due funzioni di costo,  $f_1(t)$  e  $f_2(t)$ , non sono giunte a convergenza; questo può essere spiegato da a) una più alta sensibilità di entrambe le funzioni al rumore, b) la possibile presenza di artefatti (cioè outlier) nel segnale EMG di superficie e c) miscele del segnale EMG mal condizionate.

in the popular fast ICA algorithm. Function  $f_3(t)$  was selected empirically due to its high robustness to outliers.

Results of the first experiment are summarized in the Figure. Function  $f_3(t)=\log(1+t^2)$  outperformed the other two functions in both the number of identified PSs and their signal-to-interference ratio (for definition, see Figure). In the second experiment, PSs of  $17 \pm 3$  (mean  $\pm$  SD) motor units per subject were reconstructed by gCKC with the cost function set to  $f_3(t)=\log(1+t^2)$ . The other two cost functions,  $f_1(t)$  and  $f_2(t)$ , failed to converge, which could be explained by a) higher sensitivity of both cost functions to the noise, b) possible presence of signal artefacts (i.e., outliers) in surface EMG, and c) bad conditionality of surface EMG mixtures.



Numero N di sequenze di impulsi ricostruiti (media  $\pm$  deviazione standard) e rapporto segnale/interferenza (SIR) in diverse iterazioni dell’ottimizzazione CKC basata sul gradiente (a sinistra) e sequenze di impulsi ricostruite alla quinta iterazione dell’ottimizzazione CKC basata sul gradiente con SNR=0 dB (a destra) per tre diverse funzioni di costo  $f_3(t)=\log(1+t^2)$  (in alto),  $f_2(t)=t \cdot \exp(-t^2/2)$  (in centro) e  $f_1(t)=\tanh(t)$  (in basso). L’indice SIR è stato definito come il rapporto tra l’energia degli impulsi ricostruiti e l’energia del rumore di base (a destra). A sinistra, le linee continue spesse indicano la media, le linee tratteggiate sottili indicano la deviazione standard. I risultati sono mediati su 10 simulazioni.

Number of reconstructed pulse sequences  $N$  (mean  $\pm$  SD) and signal-to-interference ratio (SIR) in different iterations of CKC gradient optimization (left panel) and reconstructed pulse sequences in the fifth iteration of the gradient CKC optimization with SNR = 0 dB (right panel) for three different cost functions  $f_3(t)=\log(1+t^2)$  (top row),  $f_2(t)=t \cdot \exp(-t^2/2)$  (middle row) and  $f_1(t)=\tanh(t)$  (bottom row). SIR was defined as the ratio between the energy of reconstructed pulses and the energy of base-line noise (see right panel). In the left panel, thick solid lines indicate the mean, dashed thin lines indicate std. deviation.

The results were averaged over 10 simulation runs.

## Segmentazione di immagini basate sul segnale EMG

## Watershed segmentation of EMG-based images

T.M.M. Vieira

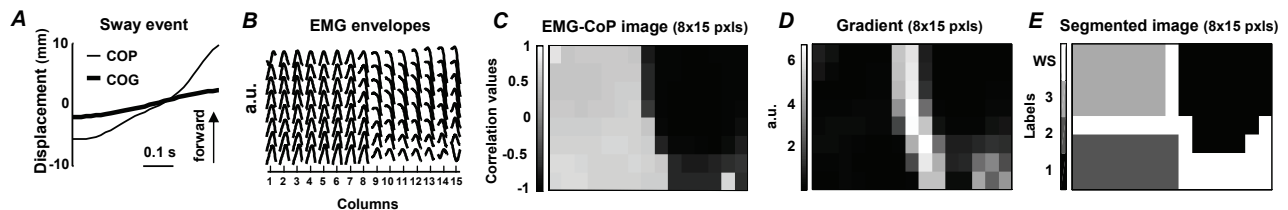
Con l'avvento delle schiere di elettrodi bidimensionali i segnali EMG sono stati rappresentati sempre più spesso come immagini. La risoluzione dell'immagine è legata al numero di elettrodi e l'intensità dei pixel corrisponde all'ampiezza o ad altre variabili del segnale EMG. Questo studio delinea l'uso della tecnica "watershed" per segmentare le immagini EMG-centro di pressione (EMG-CoP), calcolate dalla cross-correlazione tra i segnali EMG rettificati e filtrati ed il CoP (Figura, sezioni A-C).

Una linea spartiacque rappresenta superfici elevate e ristrette (sporgenze) che separano superfici più ampie di altitudini più basse, i bacini di raccolta. Gruppi di canali con involucri EMG correlati al CoP (gruppi di pixel con intensità simile) sono stati gestiti come bacini di raccolta, mentre la transizione da pixel con alta/bassa intensità a pixel con bassa/alta intensità è stata identificata come una linea spartiacque (Figura, sezione C). Fondamentalmente, la tecnica "watershed" consiste in due passaggi: i) ordinamento dei pixel in ordine crescente di livelli di grigio,

With the advent of bidimensional arrays of electrodes the EMG signals have been more and more often represented as image frames. The image resolution is constrained to the number of electrodes and the intensity of the pixels corresponds to the amplitude or to some other variables of the EMG signal. This study outlines the use of the watershed technique to segment the EMG-Centre of Pressure (EMG-CoP) image, generated by cross-correlating rectified and smoothed EMG signals and body CoP (Figure, panels A-C).

A watershed line represents elevated and narrow surfaces (ridges) separating wider surfaces of lower altitudes, the catchment basins. Groups of channels with EMG envelopes similarly correlated to CoP (groups of pixels with similar intensity) are approached as the catchment basins, whereas the transition from pixels with high/low intensity to pixels with low/high intensity is approached as the watershed line (Figure panel C).

Basically, the watershed technique consists in two steps: i) sorting the pixels with increasing order



A) Tipica oscillazione in avanti nel centro di gravità (CoG) e del centro di pressione (CoP). B) 120 involucri EMG del gastrocnemio mediale e laterale per l'oscillazione mostrata in A. C) L'immagine a livelli di grigio EMG-CoP è generata sulla base della cross-correlazione fra gli involucri EMG (B) e CoP (A). D) Gradiente dell'immagine EMG-CoP. E) Il gradiente viene segmentato in regioni di pixel vicini con intensità simile utilizzando la tecnica "watershed".

A) Typical forward sway of centre of gravity (CoG) and centre of pressure (CoP). B) 120 EMG envelopes of medial and lateral gastrocnemii for the sway shown in A. C) The grayscale EMG-CoP image is generated by cross-correlating the EMG envelopes (B) and CoP (A). D) The gradient of the EMG-CoP image. E) The gradient is segmented into clusters of neighbor pixels with similar intensity with the watershed technique.

ii) riempimento dei bacini scandendo i pixel nell'ordine crescente. Il primo pixel scandito, con il più basso livello di grigio nell'immagine, viene contrassegnato con un numero per identificare il bacino corrente. I pixel scanditi successivamente vengono assegnati al bacino corrente se sono nelle vicinanze del bacino stesso oppure vanno a costituire un nuovo bacino e vengono quindi contrassegnati con un numero diverso. Quando siano individuati due minimi non adiacenti, vengono valutate le loro zone di influenza geodetica e i pixel scanditi successivamente vengono assegnati al bacino con minore distanza geodetica.

Ovviamente, la segmentazione "watershed" fornirebbe gruppi di canali inadeguati se applicata direttamente all'immagine generata sulla base dei valori di cross-correlazione (Figura, sezione C), poiché gli involucri EMG correlati positivamente con il CoP sarebbero considerati come linee spartiacque. Per questo motivo le linee spartiacque sono state stimate dal gradiente dell'immagine EMG-CoP (Figura, sezione D), che enfatizza il bordo degli oggetti nelle immagini. Prima dell'utilizzo dell'algoritmo "watershed" sono state applicate all'immagine le operazioni di dilatazione-erosione e erosione-dilatazione al fine di smussare il gradiente. In Figura (sezione E) è mostrata l'immagine segmentata dove i gruppi di pixel sono etichettati con un numero identificativo.

La tecnica di segmentazione "watershed" sembra essere uno strumento utile per l'identificazione automatica delle modulazioni locali dell'attività EMG. L'algoritmo proposto può essere facilmente esteso per segmentare le immagini EMG generate utilizzando descrittori di ampiezza, quali il valore efficace (RMS) e il valore rettificato medio (ARV).

*of gray level; ii) flooding the basins by scanning the pixels in the sorted order. The first scanned pixel(s), with the lowest gray level in the image, is labeled with a number to identify the current basin. Successive scanned pixels are assigned to the current basin if they are in the neighborhood of the basin, or constitute a new basin, thus labeled with a different number. When two non-neighbors minima are found, their geodesic influence zones are evaluated and successively scanned pixels are assigned to the basin with the shortest geodesic distance.*

*Obviously, the watershed segmentation would provide inadequate cluster of channels if applied directly to the image formed with the cross-correlation values (Figure panel C), since EMG envelopes positively correlated with CoP would be considered as watershed line. Instead, watershed lines were estimated from the gradient of the EMG-CoP image (Figure panel D), which emphasizes the edge of objects in the image. Image opening followed by image closing operation was applied to smooth the gradient before applying the watershed algorithm. The segmented image is shown in the Figure (panel E), where individual group of pixels was labeled with an identification number.*

*Watershed segmentation seems to be a useful tool for the automatic identification of local modulations of EMG activity. The proposed algorithm can be easily extended to segment EMG images generated with amplitude descriptors like the root mean square (RMS) and the absolute rectified value (ARV).*

# Progetto e sviluppo di un sistema per la calibrazione delle sonde di pressione rettali

# Design and development of a system for the calibration of rectal pressure probes

C. Cescon, E. Davico

Lo scopo del presente lavoro è stato lo sviluppo di un amplificatore portatile per l'acquisizione della pressione dello sfintere anale con l'utilizzo di sonde rettali con palloncino riempito d'acqua realizzate dalla ditta ENKI srl nell'ambito del progetto TASI.

Abbiamo realizzato un amplificatore a batteria con guadagno regolabile e due uscite, che permette la registrazione del segnale di pressione.

L'amplificatore ha due uscite:

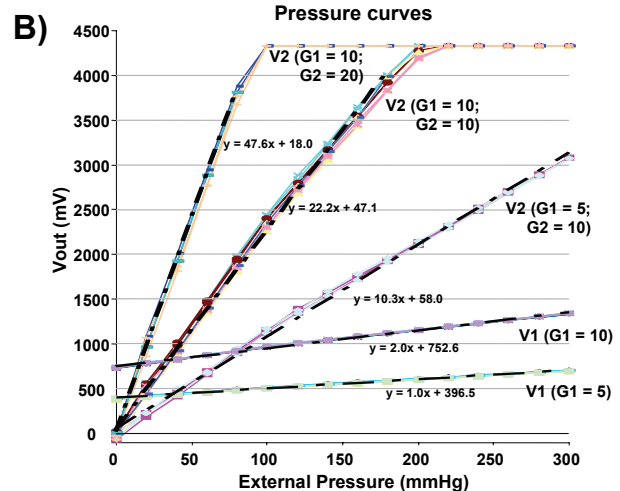
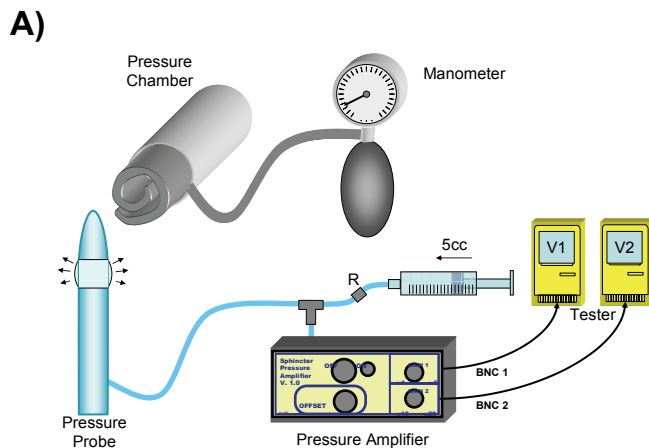
- Uscita 1: segnale grezzo, uscita del primo stadio con guadagno regolabile (x5 - x10).
- Uscita 2: il segnale è amplificato (x10 - x20) filtrato con un filtro passa basso (frequenza di taglio: 20 Hz) dopo la rimozione dell'offset.

The aim of the present work was the development of a portable amplifier for the acquisition of the sphincter pressure with the use of rectal probes with water filled balloons developed by ENKI srl within the TASI project. We developed a battery powered amplifier with adjustable gain and two outputs, which allows the detection of pressure.

The amplifier includes two outputs:

- Output 1: raw signal, output of the first stage with adjustable gain (x5 - x10).
- Output 2: the signal is amplified (x10 - x20) and low-pass filtered (cut-off frequency: 20 Hz) after offset removal.

In this way it is possible to measure the pres-



A) Set-up di misura della calibrazione della sonda di pressione. La sonda di pressione è riempita con 5cc di acqua di rubinetto. Le uscite analogiche dell'amplificatore sono collegate a due voltmetri. B) Risultati del test di calibrazione. Curve di pressione misurate alle due uscite. Nella parte inferiore del grafico sono mostrati i valori all'uscita 1 (offset non eliminato). Le rette di regressione e le rispettive equazioni sono mostrate. Note la linearità del sistema e la bassa isteresi.

A) Measurement set-up of the calibration of the probe. The pressure probe is filled with 5cc of tap water. The analogue outputs are connected to two Volt meters. B) Results of the calibration test. Pressure curves measured at the two outputs are shown. In the lower part of the graph V1 is visible (offset not removed). The regression lines and the respective equations are superimposed. Note the linearity of the system and very limited hysteresis.

In questo modo è possibile misurare la pressione generata dalla contrazione muscolare eliminando la componente presente a riposo dovuta alla naturale elasticità dei tessuti e al tono muscolare.

Il sensore di pressione può misurare fino a 1/3 di atmosfera (253 mmHg) rispetto alla pressione ambientale (da un'analisi della letteratura la pressione rettale varia tra 30 e 90 mmHg) e la sua sensibilità è 0.2 mV/mmHg.

Uno sfigmomanometro è stato modificato per creare una camera di pressione cilindrica che permettesse la calibrazione del sistema. Il range di valori di pressione generati era 0-300 mmHg in modo da permettere la calibrazione del sistema nell'intero campo di valori di interesse.

Il ciclo di calibrazione è stato ripetuto otto volte (due volte per ogni possibile combinazione dei due guadagni Gain-1 e Gain-2).

Ogni ciclo di calibrazione consisteva in 31 misure (da 0 a 300 mmHg e indietro a passi di 20 mmHg). Questa procedura è stata utilizzata per valutare l'eventuale presenza di un effetto di isteresi.

La figura A mostra il set-up utilizzato per la calibrazione del sistema. La figura B mostra i risultati del test di calibrazione di una sonda rettale.

I due gruppi di curve nella parte inferiore della figura corrispondono all'uscita 1. I tre gruppi di curve rimanenti sono relativi all'uscita 2. Il guadagno regolabile permette di avere una elevata sensibilità del sistema nel campo di interesse.

*pressure produced by the muscle contraction removing the pressure which is present during rest because of the elasticity of the tissues and the muscle tone.*

*The pressure sensor used can measure pressure up to 1/3 atm (253 mmHg) with respect to the ambient pressure (rectal pressure in literature ranges between 30 and 90 mmHg) and its sensitivity is 0.2 mV/mmHg.*

*A sphygmomanometer was modified in order to create a pressure chamber which allowed the calibration of the system. The range of pressure values was 0-300 mmHg which allowed the calibration in the entire range of interest.*

*The calibration cycle was repeated eight times (twice for each possible combination of Gain-1 and Gain-2).*

*Each calibration cycle consisted in 31 measures (0 to 300 mmHg and back to 0, with steps of 20 mmHg). This procedure was used to evaluate if there was any hysteresis effect.*

*Figure A shows the set-up used for the calibration of the system. Figure B shows the results of the calibration test on a rectal probe. The two groups of curves in the lower part are relative to Output 1. The three remaining groups of curves are relative to Output 2. The adjustable gain allows a high sensitivity of the system in the range of interest.*

## **Progetto e realizzazione di piattaforme per la misura congiunta di sEMG e forza**

## **Design and implementation of platforms for the joint measurement of sEMG and force**

R. Introzzi

È stato avviato un esperimento pilota per dimostrare la possibilità di discriminare movimenti diversi con l'elettromiografia di superficie (sEMG).

È stato scelto un protocollo relativamente semplice: una registrazione combinata dei segnali di coppie di forza e sEMG sul bicipite e parte del tricipite del braccio durante contrazioni isometriche di flessione ed estensione del gomito e pronosupinazione dell'avambraccio. Due torsionometri indipendenti, allineati con l'articolazione del gomito, sono stati montati sui lati destro e sinistro di un braccio isometrico mantenendo il braccio e l'avambraccio a 120°. Il riquadro a) della Figura mostra la struttura meccanica usata per misurare i due segnali di torsione. Si può vedere il montaggio della maniglia con due cuscinetti sferici che vincolano l'asse della maniglia a passare attraverso i loro centri senza altri vincoli. Quindi una coppia dovuta alla flessione del gomito verrebbe distribuita sui due torsionometri producendo un segnale di modo comune. Una pronosupinazione dell'avambraccio invece produrrebbe una coppia sulla maniglia che solleciterebbe i due bracci in direzioni opposte dando origine ad un segnale differenziale.

La cooperazione con l'ospedale "S. Raffaele" (Milano, Italy) per studiare la relazione, nelle patologie cervicali, tra i punti dolenti e le zone di innervazione sul muscolo trapezio superiore ha portato alla progettazione di una nuova postazione che fornisce un modo semplice per misurare correttamente la forza insieme al segnale sEMG.

Mentre la strumentazione comune per la registrazione di sEMG multicanale è adatta a rilevare l'attività muscolare nell'area compresa tra il collo e la spalla, è necessario un posizionamento appropriato di un trasduttore per fornire anche il segnale di forza relativo a tale attività. La realizzazione doveva essere economica e sufficientemente

*A pilot experiment has been initiated to demonstrate the capability to discriminate different movements with surface electromyography (sEMG).*

*A relatively simple protocol has been chosen: a combined recording of flexion-extension and pronosupination torques and sEMG signals on biceps brachii and part of the triceps brachii in isometric conditions. Two independent torque meters aligned with the elbow have been assembled on the right and left side of an isometric brace with the arm and forearm angle set at 120°. Panel a) of the Figure shows the mechanical structure used to measure the two torque signals. The handle mounting is visible with the two spherical bearing joints which constrain the handle axis to pass through their centres without any other constraints. Thus an elbow-flexion torque would be shared by both of the torque-meters producing a common mode signal. A pronosupination of the forearm instead would produce a torque on the handle which would load the two braces in opposite directions giving a differential signals.*

*The cooperation with Ospedale "S. Raffaele" (Milano, Italy) to study the relationship, in cervical pathologies, between pain trigger points and innervation zones on the upper trapezius muscle led to a new design of a seat to provide a simple way to correctly measure the force together with sEMG signals.*

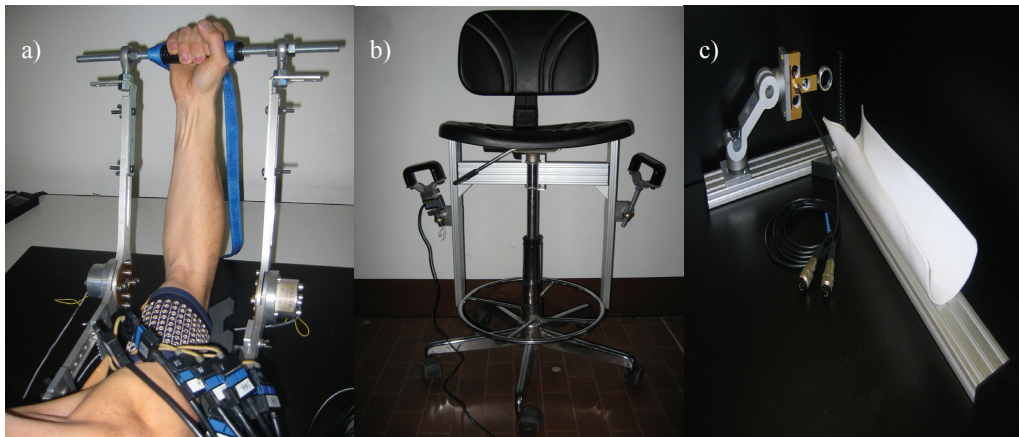
*While the standard equipment for multiple sEMG recording is suitable to access the muscle activity in the area between the neck and the shoulder, a proper positioning of a transducer is needed to provide also the force signal related to that activity. The implementation had to be inexpensive and small enough to allow its transport. A normal seat with adjustment of the height and*

piccola da permetterne il trasporto. È stata scelta una normale sedia con regolazioni dell'altezza e della posizione dello schienale in avanti e indietro come punto di partenza; è stata aggiunta una struttura subito sotto il sedile, montata sul pistone pneumatico, come mostrato nel riquadro b) della Figura. Questo fissa la struttura rispetto al sedile mentre permette qualunque altra regolazione. La struttura consiste di barre di alluminio profilate con guide in cui possono scorrervi slitte di metallo con fori filettati. Questa caratteristica è stata sfruttata per ottenere un modo semplice di regolare l'altezza delle maniglie in relazione alla lunghezza delle braccia del soggetto. Per evitare misure inaccurate dovute al disallineamento tra la forza applicata e l'asse del trasduttore, due cuscinetti sferici sono stati montati sugli attacchi delle celle di carico.

Il monitoraggio della sindrome del tunnel carpale richiede la misura congiunta di sEMG e forza esercitata dai muscoli del pollice. Un nuovo sistema è stato sviluppato per soddisfare a spe-

*the position of the chair back in the forward and backward direction has been chosen as a starting-point. A framework has been added just under the seat and mounted on the pneumatic-piston as shown in panel b) of the Figure. This fixes the structure with respect to the seat while permitting any other adjustment. The framework consists of aluminium rail bars with metal nuts that can slide in the rails and host screws. This feature has been exploited to provide a simple way to adjust the handle height according to the subject's arm length. To avoid inaccurate measurements, due to misalignments between the force direction and the transducer axis, two spherical bearings have been mounted on the load cell joints.*

*Monitoring the carpal tunnel syndrome requires the joint measurement of sEMG and forces exerted by the thumb muscles. A new system has been developed fulfilling design constraints such as modularity and versatility to allow a vast range of specific applications on the hand. The chosen solution consists of three orthogonal rail-*



a) Struttura meccanica usata per misurare sia le coppie dovute alla flessione-estensione del gomito sia alla prono-supinazione dell'avambraccio; b) postazione per lo studio del Trapezio Superiore: il trasduttore misura la forza esercitata dal muscolo quando il soggetto è seduto e tira le maniglie; c) piattaforma per lo studio del Tunnel Carpale: sono visibili la struttura a L, il supporto per la mano e l'avambraccio e la cella di carico biassiale.

*a) Mechanical structure used to measure both torques due to flexion-extension of the elbow and prono-supination of the forearm; b) seat for the study of the Upper Trapezius: the transducer measures the force exerted by the muscle when the subject is sitting and pulls the handles; c) platform for the study of Carpal Tunnel: the L-structure, the support for the hand and the forearm and the biaxial load cell are visible.*

cifiche di progetto di modularità e versatilità per permettere un più largo spettro di applicazioni specifiche sulla mano. La soluzione scelta consiste di barre profilate ortogonali con guide che permettono il libero posizionamento di una cella di carico biassiale rispetto alla maniglia e il supporto per l'avambraccio sia sul piano orizzontale che quello verticale come mostrato nel riquadro c) della Figura.

*bars which feature a free relative positioning of a biaxial load-cell with respect to a handle and the forearm support both on the horizontal and the vertical planes as shown in panel c) of the Figure.*



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

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

## **Progetto TASI Risultati preliminari**

## **TASI project Preliminary results**

C. Cescon, I. Destefano, P. Enck, H. Franz, R. Merletti, M. Nowakowski

Uno degli obiettivi del progetto TASI è il confronto tra i segnali EMG prelevati da soggetti sani e patologici.

L'ipotesi alla base del progetto è che l'episiotomia e/o le lacerazioni provocate dal parto abbiano un ruolo nello sviluppo di incontinenza fecale dal momento che possono provocare danni sia alle fibre muscolari che ai motoneuroni che innervano tali fibre.

Le sonde EMG e gli amplificatori sviluppati durante i progetti OASIS e TASI permettono l'identificazione della distribuzione delle zone di innervazione dello sfintere anale esterno (EAS). Inoltre, è possibile estrarre la mappa di ampiezza dei segnali EMG prelevati dalla sonda con diverse schiere di elettrodi.

L'analisi congiunta dell'ampiezza del segnale EMG e della distribuzione delle zone di innervazione può essere correlata con la storia clinica del paziente e può essere utilizzata per monitorare

*One of the objectives of TASI project is the comparison of EMG signals detected on healthy and pathologic subjects. The hypothesis behind the project is that episiotomy and/or lacerations during delivery play a role in the development of faecal incontinence since they can damage both the muscle fibers and the motoneurons innervating such fibers. The EMG probes and amplifiers developed during project OASIS and TASI allow the identification of the innervation zone distribution on the external anal sphincter (EAS). In addition, the amplitude map of the EMG signals can be extracted from the cylindrical contact area of a multiarray probe.*

*The joint analysis of EMG amplitude and innervation zone distribution can be correlated to the clinical history of the patient and can be used to monitor the effectiveness of a treatment or a surgical operation.*

*An experimental protocol was conducted in*

l'efficacia di un trattamento o di un'operazione chirurgica.

Un protocollo sperimentale è stato condotto in collaborazione con quattro partner clinici:

- Dr. P. Enck, Universitaetsklinikum, Tuebingen (D)
- Dr. H. Franz, Klinikum Braunschweig, Braunschweig (D)
- Dr. M. Nowakowski, Jagiellonian University Hospital, Cracovia (PL)
- Dr. I. Destefano, Ospedale S. Luigi, Orbassano (I).

Le misure sono state effettuate con una sonda riutilizzabile che include tre schiere di 16 elettrodi a barra d'argento (Lunghezza della barra: 10 mm. Distanza tra i centri delle schiere: 15 mm. Diametro: 14 mm).

Ad ogni soggetto è stato chiesto di effettuare una contrazione massimale volontaria (MVC) del muscolo EAS per 10 secondi.

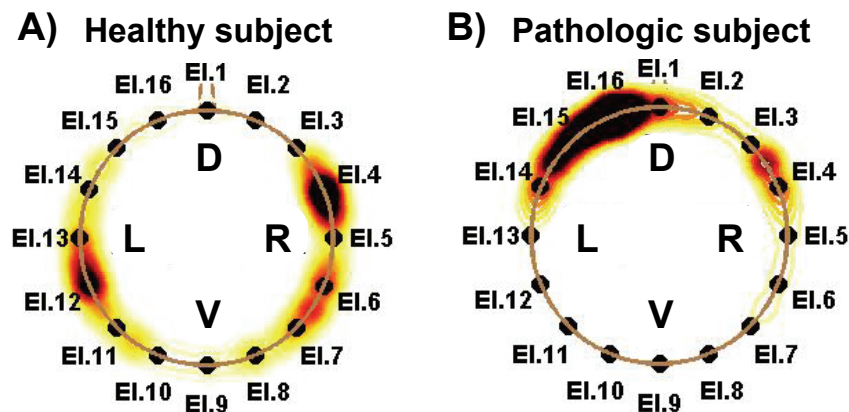
I soggetti partecipanti allo studio sono stati 144 in totale (34 da Tubinga, 44 da Braun-

collaboration with four clinical partners:

- Dr. P. Enck, Universitaetsklinikum, Tuebingen (D)
- Dr. H. Franz, Klinikum Braunschweig, Braunschweig (D)
- Dr. M. Nowakowski, Jagiellonian University Hospital, Krakow (PL)
- Dr. I. Destefano, Ospedale S. Luigi, Orbassano (I).

Measurements were performed with a reusable rectal probe including three arrays of 16 silver bar electrodes each (Bar length: 10 mm. Center to center spacing: 15 mm. Diameter: 14 mm). Each subject was asked to perform a maximal voluntary contraction (MVC) of the EAS maintained for 10 seconds.

The subjects participating to the study were 144 in total (34 from Tuebingen, 44 from Braunschweig, 31 from Krakow and 35 from Orbassano). Thirty-seven subjects were healthy young volunteers (recruited by the German partners) with no delivery and no pathology in the EAS.



Distribuzione delle zone di innervazione nella porzione più distale dello sfintere anale esterno di due soggetti. A) Giovane donna volontaria, 24 anni, 172 cm, 65 kg, nessun parto né interventi chirurgici. B) Soggetto patologico, incontinenza fecale sviluppata dopo un parto con episiotomia. Le aree nere indicano le posizioni dove sono state identificate più di 30 IZ di MUAP. Si tratta di esempi privi di validità statistica. L'analisi statistica dei risultati è in corso.

*Distribution of innervation zones in the most distal portion of the external anal sphincter of two subjects. A) Healthy female volunteer, no delivery no surgery. B) Pathologic female patient, faecal incontinence developed after delivery with episiotomy. Black areas indicate positions where more than 30 MUAP IZs were identified. These are examples with no statistical values. Statistical analysis is under way.*

schweig, 31 da Cracovia e 35 da Orbassano).

Trentasette dei soggetti erano volontari giovani e sani (reclutati dai partner tedeschi) senza parti e senza patologie dello sfintere anale esterno. Tutti gli altri soggetti erano pazienti degli istituti clinici con diverse patologie o lesioni dello sfintere dovute a episiotomie o lacerazioni.

I segnali sono stati suddivisi in epoche di 0.5 secondi. Per ogni canale e ogni epoca è stato calcolato il valore rettificato medio (ARV).

I valori di ARV sono stati mediati nel tempo in modo da avere un valore per ogni canale ed estrarre così la mappa di ampiezza.

L'algoritmo basato sulla trasformata di Radon modificata è stato utilizzato per estrarre la distribuzione delle zone di innervazione (IZ). In quasi tutti i casi, i soggetti che avevano subito un'operazione di episiotomia o che hanno avuto parti con lacerazioni presentano una distribuzione di zone di innervazione più concentrata nella zona dorsale, mentre i soggetti giovani e sani presentano una distribuzione di IZ più uniforme (Figura).

*All the other subjects were patients of the clinical institutions with different pathologies or lesions of the EAS due to episiotomy or lacerations. Signals were divided in epochs of 0.5 seconds. For each channel and epoch average rectified value (ARV) was computed. The ARV values were averaged along the epochs in order to have one ARV value for each channel and extract the ARV map. The modified Radon transform algorithm was used to extract the innervation zone (IZ) distribution. In almost all cases subjects who underwent episiotomy or who had deliveries with lacerations had a distribution of IZs concentrated in the dorsal side while young healthy subjects had a more uniform distribution of IZs (Figure).*

## **Origine delle componenti non propaganti nel segnale EMG di superficie dal muscolo sfintere anale esterno**

## ***On the origin of non-propagating components in surface EMG from the external anal sphincter***

P. Enck, H. Hinninghofen, A. Holobar, R. Merletti

Il muscolo sfintere anale esterno (EAS) controlla volontariamente la chiusura del canale anale e gioca un ruolo rilevante nello sviluppo di incontinenza fecale. La sua attività elettrica può essere valutata in modo non invasivo, attraverso elettrodi di superficie posizionati sulla tonaca mucosa del canale anale. Il segnale EMG di superficie acquisibile dal muscolo EAS presenta frequentemente componenti non propaganti (Figura). Obiettivo di questo lavoro è stato determinare l'origine di queste componenti.

Ventotto donne sane hanno partecipato allo studio, condotto presso la Clinica Ginecologica dell'Università di Tuebingen (Germany).

Sono stati acquisiti segnali EMG di superficie attraverso una sonda anale a 48 contatti con tre schiere di elettrodi da 16 contatti ciascuna (Figura). Su ogni soggetto, posto in posizione prona, sono state eseguite 11 acquisizioni da 10 s: due acquisizioni a riposo, tre durante massima contrazione volontaria (MVC) del muscolo EAS e tre durante estensione dell'anca destra o sinistra contro resistenza manuale applicata da un operatore a livello della caviglia.

I segnali EMG di superficie acquisiti sono stati amplificati, filtrati (filtraggio passa-banda 10-500 Hz) e campionati a 2048 campioni/s. La tecnica "gradient Convolution Kernel Compensation method" (A. Holobar, D. Zazula, "Gradient convolution kernel compensation applied to surface electromyograms, ICA 2007, pp. 617-624") è stata applicata ai segnali EMG acquisiti per la ricostruzione del pattern di attivazione di singole unità motorie.

Sono state identificate, in media,  $6 \pm 2$  unità motorie per contrazione, indipendentemente dal tipo di acquisizione (riposo, MVC del muscolo

*The external anal sphincter (EAS) voluntarily controls the closing of the anal canal and plays an important role in development of faecal incontinence. Its electric activity can be observed noninvasively, with surface electrodes applied to the mucosa in the anal canal. The acquired surface EMG frequently exhibits non-propagating components (Figure) and the aim of this study was to investigate their origin.*

*Twenty-eight healthy females participated to the study in the Gynaecological Clinic of the University of Tuebingen, Germany. Surface EMG was acquired by a 48-channel anal probe with three circumferential arrays of 16 contacts each (Figure). Eleven 10-s long acquisitions were made for each subject in prone position: two in relaxed condition, three at maximum voluntary contractions (MVC) of EAS and three during extension of the right or left hip against the resistance applied by the operator at the ankle. The acquired surface EMG was amplified, band-pass filtered (10-500 Hz) and sampled at 2048 samples/s. The gradient Convolution Kernel Compensation method (introduced in A. Holobar, D. Zazula, "Gradient convolution kernel compensation applied to surface electromyograms, ICA 2007, pp. 617-624") was applied to the acquired signals in order to reconstruct discharge patterns of individual motor units (MU).*

*On average,  $6 \pm 2$  MUs per contraction were identified, regardless of the type of acquisition (rest, MVC of EAS, right or left hip extension). The number of identified MUs was three-times larger on the external array than on the central or internal array ( $p < 0.01$ ). This fact could be partially explained by the anatomy of the anal canal. MUs identified in the rest condition discharged at  $8 \pm 2$*

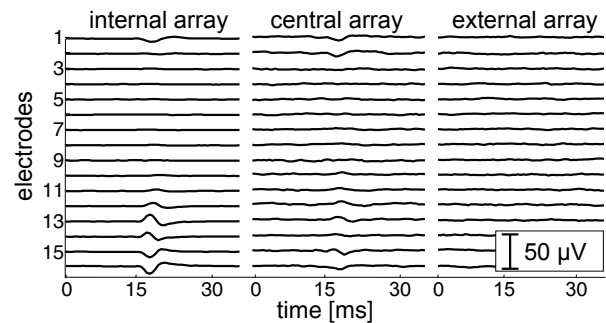
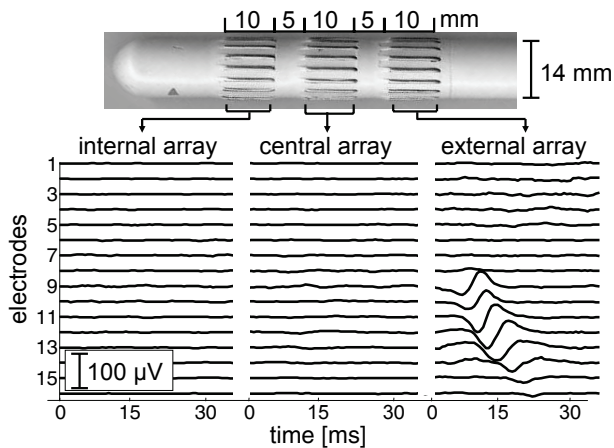
EAS, estensione dell'anca destra o sinistra). Il numero di unità motorie identificate è risultato tre volte superiore per la schiera esterna rispetto alle schiere centrale e interna ( $p < 0.01$ ). Questa osservazione può essere parzialmente spiegata in base all'anatomia del canale anale. Le unità motorie identificate a riposo si sono attivate a una frequenza pari a  $8 \pm 2$  impulsi al secondo (pps). In tutte le altre condizioni, la frequenza di attivazione è risultata pari a  $15 \pm 5$  pps.

Utilizzando la tecnica di spike triggered averaging sul segnale EMG di superficie, con gli istanti di attivazione utilizzati come trigger, sono stati estratti dai segnali EMG i potenziali multicanale di unità motoria (MUAPs). Sono state individuate, per tutte le condizioni e i soggetti studiati, unità motorie con MUAPs non propaganti (velocità di conduzione  $> 850$  rad/s, che corrisponde a  $\sim 6.5$  m/s sulla superficie della sonda anale). Il loro numero non è risultato significativamente differente tra le tre schiere, ma è risultato significativamente inferiore a riposo ( $0.5 \pm 1$  unità

pulses per second (pps). In all other conditions, MUs discharged at  $15 \pm 5$  pps.

Multi-channel MU action potentials (MUAPs) were extracted by spike triggered averaging of surface EMG, with identified discharge instants used as triggers. In all the conditions and all the subjects, MUs with non-propagating MUAPs (conduction velocity  $> 850$  rad/s, which corresponds to  $\sim 6.5$  m/s at the surface of the anal probe) were detected. Their number did not differ between the three arrays and was significantly lower in rest ( $0.5 \pm 1$  MU) than in other conditions ( $1.7 \pm 2$  MU,  $p < 0.01$ ). Non-propagating MUAPs had regular discharge patterns, with coefficient of variability of inter-discharge interval equal to  $15 \pm 5\%$ . Their discharge rate ( $16 \pm 7$  pps) was independent of contraction type and was, in the rest condition only, significantly higher from discharge rates of MUs with propagating MUAPs ( $p < 0.01$ ).

Non-propagating MUAPs are likely contributed by strong MUs that are relatively far away



Sonda anale cilindrica a 48 contatti, con elettrodi disposti in modo circonferenziale (in alto a sinistra) e corrispondenti MUAPs multi-canale di due unità motorie identificate, una con componenti propaganti (in basso a sinistra), l'altra con componenti non propaganti (in basso a destra). I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti durante massima contrazione volontaria, di durata 10 s, del muscolo sfintere anale esterno.

A 48-channel cylindrical anal probe with electrodes arranged in three circumferential arrays (top left) and corresponding multichannel MUAPs of two identified MUs, one with propagating (left bottom) and the other with non-propagating components (right bottom). Surface EMG was acquired during the 10 s long maximum voluntary contraction of the external anal sphincter.

motorie) rispetto alle altre due condizioni ( $1.7 \pm 2$  unità motorie,  $p < 0.01$ ). I MUAPs non propaganti hanno mostrato frequenze di attivazione regolari, con coefficiente di variazione per l'intervallo tra attivazioni successive pari al  $15 \pm 5\%$ . La loro frequenza ( $16 \pm 7$  pps) è risultata indipendente dal tipo di contrazione e, nella sola condizione di riposo, è risultata significativamente maggiore rispetto alla frequenza di attivazione di unità motorie che presentavano MUAPs propaganti ( $p < 0.01$ ).

E' ipotizzabile che contribuiscano ai MUAPs non propaganti (forse interpretabili come risultanti da effetti di fine fibra) quelle unità motorie, a elevata forza di contrazione, che siano distanti dalla sonda intra-anoale, probabilmente nel muscolo elevatore dell'ano e nella muscolatura glutea.

La loro esatta origine rimane indefinita e risulta probabilmente mascherata dalla simultanea co-attivazione e della muscolatura glutea e di quella del pavimento pelvico.

*from the intra-anal probe and can be partially explained by end-of-fiber effects, possibly from levator ani and gluteal muscles. Their exact origin remains unknown and is probably masked by simultaneous co-activation of gluteus and pelvic floor muscles.*

## **EMG ed analisi del movimento per la valutazione ergonomica di un compito di assemblaggio di una autovettura**

## **EMG and motion capturing for ergonomic evaluation of a car assembling task**

C. Cescon, M. Gazzoni, T. Gudehus, J. Klippert, R. Merletti, J. Zick

L'integrazione di registrazioni video, dati cinematici ed informazioni relative all'attività muscolare durante l'esecuzione di un'attività è necessaria per effettuare un'analisi biomeccanica qualitativa e quantitativa in ergonomia, sport e in applicazioni cliniche.

Nell'ambito del progetto CyberManS è stato sviluppato un sistema per l'acquisizione sincrona di video, cinematica e segnale EMG. Il video e i dati cinematici sono stati acquisiti utilizzando il sistema AnimaZoo (basato su sistemi inerziali); i segnali sEMG sono stati acquisiti usando l'amplificatore EMG-USB128 sviluppato presso il LISiN.

Per acquisire congiuntamente dati sEMG e cinematici è stato sviluppato un pacchetto software che consiste in: 1) EMG-Acquisition: software sviluppato dal LISiN per acquisire e visualizzare segnali sEMG, 2) MoCapRecorder: software sviluppato dall'Università di Kassel per acquisire dati cinematici e video, e 3) OWAS-Evaluator: software sviluppato dall'Università di Kassel per mostrare i dati cinematici e video acquisiti con il software MoCapRecorder e per effettuare un'analisi ergonomica basata sul metodo OWAS.

Durante l'acquisizione e la fase di review, i dati video e cinematici sono mostrati dal software OWAS-Evaluator mentre i segnali sEMG sono visualizzati dal software EMG-Acquisition eseguito in parallelo. La sincronizzazione dei dati mostrati è ottenuta tramite una comunicazione tra i processi in cui OWAS-Evaluator funziona come applicazione master. L'utente può avviare la riproduzione continua della registrazione video e dei dati cinematici, sospenderla, avanzare o ritornare indietro di un frame video; i segnali sEMG vengono aggiornati di conseguenza.

Misure di test (2 soggetti) sono state condotte

*The integration of video recording, kinematic data, and information about the muscular activity during the execution of a task is needed to perform qualitative and quantitative biomechanical analyses for ergonomic, sport, and clinical applications.*

*Within the CyberManS project a system for the synchronous acquisition of video, kinematics, and sEMG signals has been developed. Video and kinematic data are acquired using the AnimaZoo system (based on inertial sensors); sEMG data are acquired using the EMG-USB128 amplifier developed at LISiN.*

*A software tool to jointly acquire sEMG and kinematics data was developed and consists in: 1) EMG-Acquisition: software developed by LISiN to acquire and review the sEMG signals, 2) MoCapRecorder: software developed by the University of Kassel to acquire kinematics and video data, and 3) OWAS-Evaluator: software developed by the University of Kassel to show kinematics and video data acquired with MoCapRecorder and to perform an ergonomic analysis based on the OWAS method.*

*During the acquisition and the review phase, kinematic and video data are shown by OWAS-Evaluator while sEMG signals are shown by EMG-Acquisition software running in parallel. The synchronization of the data is obtained by means of an inter-process communication where the OWAS-Evaluator runs as the master application. The user can start the continuous display of the video and kinematic recording, pause it, step forward and backward of one video frame; the sEMG signals are updated accordingly.*

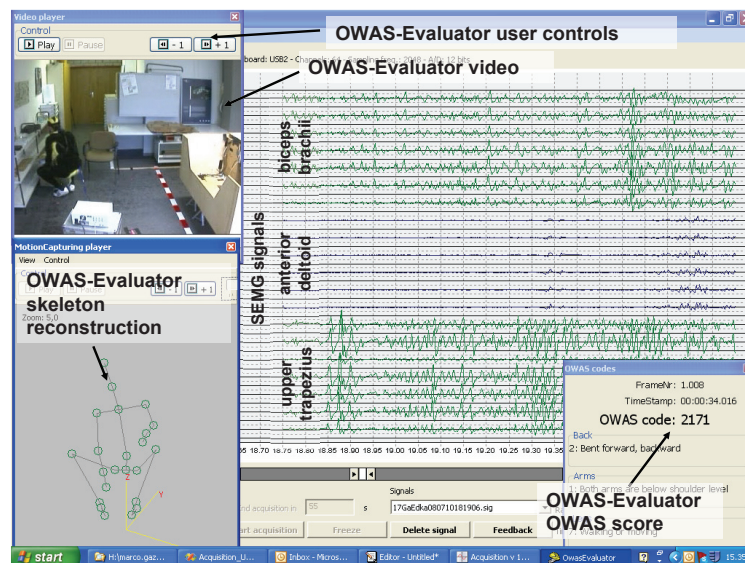
*Successful test measurements (2 subjects) have been carried out in a simulated trunk assembly*

con successo presso l'Università di Kassel, in uno scenario che simulava l'assemblaggio di un baule di una automobile.

I segnali sEMG sono stati acquisiti dai seguenti muscoli: bicipite brachiale capo lungo, deltoide anteriore, deltoide laterale e trapezio superiore (lati destro e sinistro). I segnali sEMG sono stati registrati utilizzando schiere lineari di elettrodi adesive (8 elettrodi, 5 mm di distanza interelettroda), posizionate tra la zona di innervazione e il tendine prossimale, ed amplificati utilizzando l'amplificatore EMG-USB128. Il soggetto indossava la tuta del sistema AnimaZoo (che consiste in 19 sensori inerziali attaccati ad una tuta in lycra) dopo il posizionamento delle schiere per la registrazione del segnale sEMG. In Figura è mostrato un esempio di dati cinematici, video e sEMG sincronizzati acquisiti durante il lavoro di assemblaggio.

scenario at the University of Kassel.

sEMG signals have been recorded from the following muscles: biceps brachii long head, anterior deltoid, lateral deltoid, and upper trapezius (left and right sides). sEMG signals were detected using adhesive electrode arrays (8 electrodes, 5 mm interelectrode distance) positioned between the innervation zone and the proximal tendon and amplified using the EMG-USB128 amplifier. The subject put on the AnimaZoo suit jacket (consisting in a set of nineteen inertial sensors attached to a lycra suit) after the positioning of the arrays for the sEMG detection. An example of synchronized kinematic, video, and sEMG data acquired during the assembling task is shown in the Figure.



Esempio di acquisizione sincronizzata di segnali cinematici, video e sEMG. I software OWAS-Evaluator e EMG-Acquisition sono eseguiti in parallelo. OWAS-Evaluator mostra il video, lo scheletro ricostruito e il punteggio della scala ergonomica OWAS corrispondente alla postura corrente. Il software EMG-Acquisition mostra i segnali sEMG, registrati dai muscoli studiati, corrispondenti al frame mostrato nell'OWAS-Evaluator. La Figura mostra i segnali registrati quando il soggetto solleva la scatola per posizionarla all'interno del baule.

Example of synchronized acquisition of kinematic, video, and sEMG data. The OWAS-Evaluator and the EMG-Acquisition software are running in parallel. The OWAS-Evaluator shows the video, the reconstructed skeleton, and the OWAS ergonomic score of the current posture. The EMG-Acquisition software shows the sEMG signals detected from the investigated muscles corresponding to the frame shown in the OWAS-Evaluator. The Figure shows the signals detected when the subject is lifting the box to put it into the trunk.



## Valutazione ergonomica di operazioni di saldatura tramite analisi video e EMG di superficie

## Video and surface EMG ergonomic evaluation of welding tasks

M. Gazzoni, E. Guasco, R. Merletti, A. Troiano

Questo lavoro è stato condotto nell'ambito del progetto CyberManS, focalizzato all'ottimizzazione di stazioni di saldatura manuali utilizzate in linee di montaggio nel settore automotive. Video e segnali sEMG sono stati simultaneamente acquisiti in uno stabilimento durante la simulazione di una procedura di saldatura.

Allo studio hanno partecipato dodici lavoratori con esperienza di saldatura e sette lavoratori senza esperienza.

Ad ogni soggetto è stato richiesto di ripetere 10 volte l'esecuzione di 10 punti di saldatura. Si farà riferimento all'esecuzione di 10 punti di saldatura con il termine "ciclo di saldatura". Il termine "compito di saldatura" definisce le 10 ripetizioni consecutive del "ciclo di saldatura" (esecuzione di 100 punti di saldatura). Il "compito di saldatura" è stato ripetuto per tre volte (con una pausa di tre minuti tra ripetizioni consecutive).

I segnali sEMG sono stati acquisiti da muscoli delle braccia e del tronco con schiere lineari di elettrodi (posizionate tra la zona di innervazione ed un tendine) ed amplificati utilizzando l'amplificatore EMG-USB128.

Il video è stato acquisito con una fotocamera utilizzando la frequenza di 15 immagini/s.

Per valutare l'attivazione muscolare durante le diverse fasi del lavoro, è stata effettuata un'analisi visiva delle registrazioni sEMG e video (Figura). I segnali sEMG sono stati elaborati per estrarre informazioni relative ai tempi, il livello e la ripetibilità dell'attivazione muscolare.

I risultati possono essere riassunti come segue:  
1) l'analisi video e sEMG ha evidenziato una elevata variabilità nelle strategie utilizzate da soggetti diversi per effettuare lo stesso compito. Nello stesso soggetto, durante la ripetizione dei

*This work was carried out within the CyberManS project, focused on the optimization of manual welding stations used in automotive assembly lines. Simultaneous video and sEMG recordings were performed during the simulation of a welding task in a plant.*

*Twelve workers experienced in welding and 7 without experience participated to the study.*

*Each subject was asked to repeat 10 times the execution of 10 welding points. The execution of 10 welding points will be referred as "welding cycle" in the following. The 10 consecutive repetitions of the "welding cycle" will be referred as "welding task" (execution of 100 welding points). The "welding task" was repeated for three times (with 1 minute rest in between).*

*sEMG signals were detected with adhesive electrode arrays (positioned between the innervation zone and a tendon) from muscles of the arms and of the trunk, and amplified using the EMG-USB128 amplifier. Video was recorded with a camera using a frame rate of 15 frames/s.*

*A visual analysis of sEMG and video recordings has been performed to observe the muscle activation during the different phases of the task (Figure). The sEMG signals were processed to extract information about timing, level, and repeatability of muscle activation.*

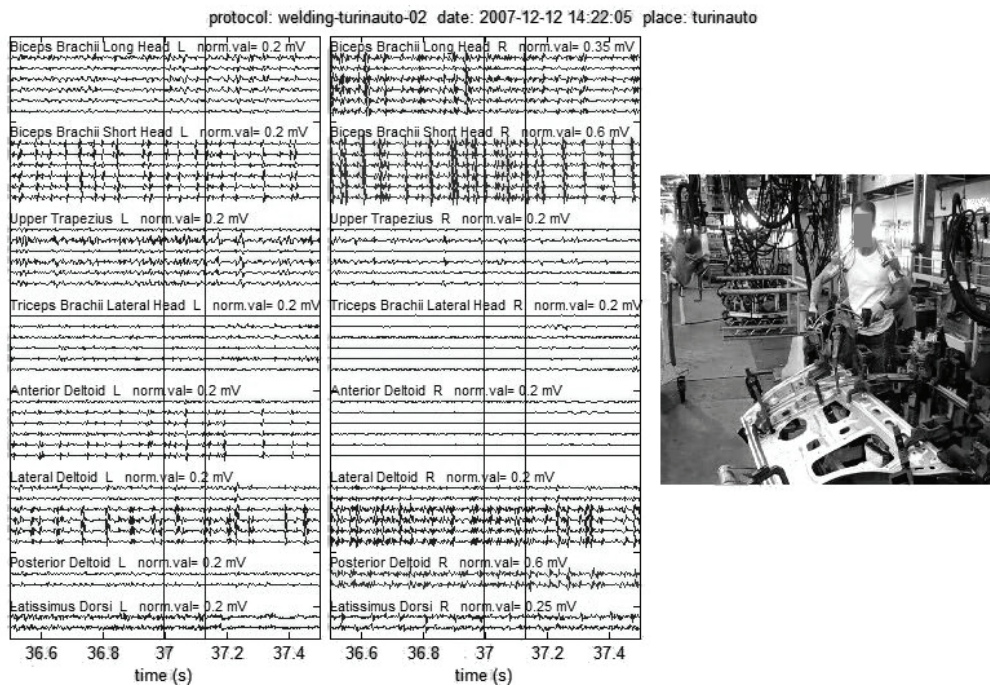
*The results can be summarized as follows: 1) video and EMG analysis disclosed a high variability in the strategies used by different subjects to perform the same task. Different ways to perform the same task were also observed in the same subject during repetitions of the welding cycles. 2) Anthropometric characteristics and level of expertise in the task influence the muscular activity (lower muscle activation in taller subjects, lower muscle activation in subjects experienced in weld-*

cicli di saldatura, sono stati osservati diversi modi di eseguire lo stesso lavoro. 2) Le caratteristiche antropometriche ed il livello di esperienza nell'esecuzione del lavoro influenzano l'attività muscolare (minor attivazione muscolare in soggetti più alti e in soggetti con maggior esperienza in saldatura). 3) La ripetibilità degli involucri di ampiezza del segnale EMG, stimati tra due punti di saldatura consecutivi, è bassa, indicando che i muscoli sono utilizzati in modi diversi quando viene ripetuto lo stesso task.

Sulla base delle osservazioni precedenti, si può concludere che è necessario uno studio su un gruppo più ampio di soggetti (divisi in sottogruppi con caratteristiche antropometriche simili) per ottenere informazioni utili per la valutazione ergonomica della stazione di saldatura.

ing). 3) *The repeatability of EMG envelopes, estimated between two consecutive welding points, is low indicating that muscles are used in different ways when the same task is repeated.*

*On the basis of the previous observations, it is concluded that a study on a wider group of subjects (divided in subgroups with similar anthropometric characteristics) is necessary to obtain useful information for the ergonomic assessment of the welding workstation.*



Esempio di segnali sEMG e video acquisiti in modo sincrono. Sono mostrati i segnali sEMG singolo differenziali (epoca 1 s) per tutti i muscoli ed entrambi i lati del corpo. Le due linee verticali definiscono l'epoca di segnale che include l'istante di lavoro mostrato nel frame video. I segnali sEMG sono normalizzati, per ogni muscolo, rispetto al massimo valore picco-picco dell'epoca di segnale mostrata.

*Example of synchronized video and sEMG signals. Raw single differential sEMG signals (1 s epoch) are shown for all muscles and for both body sides. Two vertical lines define the signal epoch including the work instant shown in the video frame. The sEMG signals are normalized, for each muscle, with respect to the maximum peak to peak value of the shown signal epoch.*

## **Adattamenti delle unità motorie a bassa soglia durante contrazioni isometriche intermittenti**

## **Adjustments in low-threshold motor units during intermittent, isometric contractions**

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

Abbiamo indagato le variazioni nelle soglie di reclutamento e de-reclutamento, frequenza di attivazione e velocità di conduzione muscolare per unità motorie a bassa soglia durante contrazioni a forza variabile del muscolo abduttore breve del pollice (APB). L'obiettivo è stato quello di confrontare gli adattamenti tra diverse unità motorie a bassa soglia a seconda del rispettivo intervallo di attivazione durante l'esercizio.

Sono stati acquisiti segnali EMG di superficie dal muscolo APB della mano dominante di 8 maschi sani, durante 25 contrazioni consecutive (da 12 s di durata) durante le quali la forza incrementava linearmente (nei primi 6 s) per poi diminuire (negli ultimi 6 s) tra 0% e il 10% della forza massima.

L'entità di riduzione della forza alla fine dell'esercizio è stata pari al  $8.5 \pm 9.3\%$  ( $P < 0.05$ ). È stato utilizzato l'algoritmo "Convolution Kernel Compensation" (A. Holobar, D. Zazula, "Correlation-based approach to separation of surface electromyograms at low contraction forces", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 2004, pp. 487-496) per l'identificazione degli istanti di attivazione di 73 unità motorie risultate attive per il 15-95% del tempo totale di esercizio (25 contrazioni a forza variabile).

In ogni contrazione, sono stati identificati i potenziali di unità motoria attraverso spike triggered averaging del segnale EMG di superficie, utilizzando gli istanti di attivazione delle unità motorie come trigger.

Per la stima della velocità di conduzione muscolare è stato utilizzato un metodo multi-canale (Farina et al. "Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays". *Med. Biol. Eng. Comput.* 225-36, 2001), utilizzando da 3 a 6 canali doppio-differenziali del segnale EMG di superficie.

*We investigated the changes in recruitment and derecruitment thresholds, discharge rate and muscle fiber conduction velocity of low-threshold motor units during a series of ramp contractions of abductor pollicis brevis (APB) muscle. The aim was to compare the adjustments in low-threshold motor units relative to the duration of motor unit activity during the task.*

*Multichannel surface EMG signals were recorded from the dominant APB muscle of eight healthy men during 25 consecutive 12s long contractions in which the force linearly increased (in the first 6s) and decreased (in the last 6s) from 0% to 10% of the maximum. The maximal force declined by  $8.5 \pm 9.3\%$  ( $P < 0.05$ ) at the end of the task.*

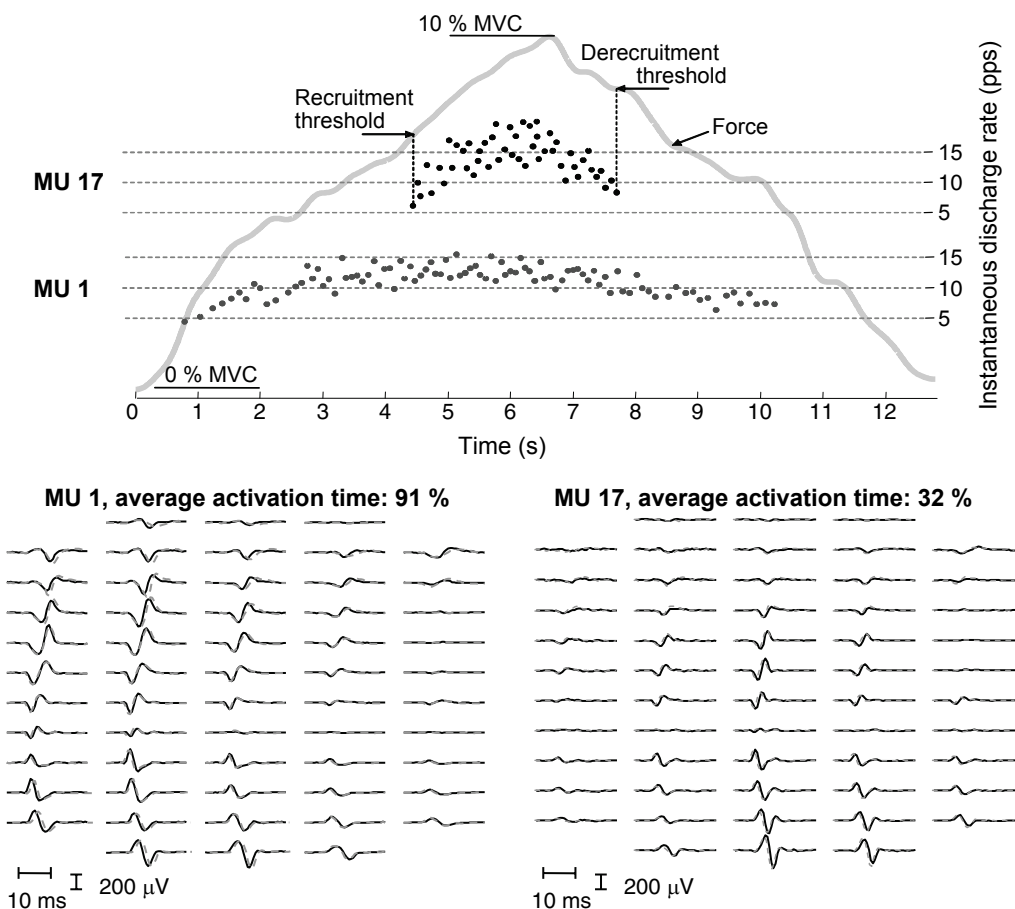
*Convolution Kernel Compensation algorithm (introduced in A. Holobar, D. Zazula, "Correlation-based approach to separation of surface electromyograms at low contraction forces", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 2004, pp. 487-496) was used to identify the discharge times of 73 motor units (MU) which were active for 15 to 95% of the time during all 25 ramp contractions. In each ramp, motor unit action potentials were estimated by spike triggered averaging of surface EMG, with identified MU discharges used as triggers. From the surface MUAPs, muscle fiber conduction velocity (CV) was estimated for each MU with a multichannel method (Farina et al. "Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays". *Med. Biol. Eng. Comput.* 225-36, 2001). For each MU, three to six double-differential surface EMG channels were visually selected for CV estimation.*

*CV decreased during the task by a greater amount for MUs that were initially active for*

È stata osservata una diminuzione della velocità di conduzione muscolare durante l'esercizio, che è risultata maggiore per quelle unità motorie attivate per >70% del tempo totale di esercizio rispetto alle unità motorie meno attivate.

Sono stati osservati incrementi della soglia di

>70% of the time compared with less active MUs. Recruitment and derecruitment thresholds increased for most active motor units, whereas the thresholds decreased for the less active motor units. Another 18 motor units were recruited at an average of  $171 \pm 32$  s after the beginning



In alto: frequenze di attivazione per 2 di 17 unità motorie identificate nel muscolo abduktore breve del pollice di un soggetto. La forza è rappresentata come linea grigia. Ogni punto corrisponde a singole attivazioni dell'unità motoria e l'asse verticale di destra ne indica la frequenza di attivazione istantanea.

In basso: potenziale d'azione multi-canale (12 × 5 segnali differenziali, ottenuti da 13 righe × 5 colonne di elettrodi) per le unità motorie con un tempo di attivazione medio del 91% (a sinistra) e 32% (a destra) durante la prima (linee continue nere) e l'ultima (linee tratteggiate grigie) contrazione a forza variabile.

Top panel: discharge rates for two out of 17 motor units identified from one subject. The force is represented by a grey line. The dots correspond to individual motor unit discharges and the vertical axis on the right indicates instantaneous discharge rate. Bottom panels: the multi-channel action potential (12 × 5 bipolar traces, derived from 13 rows × 5 columns of electrodes) of the motor units with a average time of activity of 91% (left) and 32% (right) during the first (solid black lines) and the last (dashed gray lines) ramp contractions.

reclutamento e di quella di de-reclutamento per le unità motorie maggiormente attivate, mentre le soglie si sono ridotte per le unità motorie meno attivate.

Diciotto ulteriori unità motorie sono state reclutate dopo  $171 \pm 32$  s dall'inizio dell'esercizio. Le soglie di reclutamento e de-reclutamento per queste unità motorie si sono ridotte nel corso dell'esercizio, senza associate variazioni di velocità di conduzione muscolare.

Questi risultati mostrano che le unità motorie a bassa soglia presentano, in corso di contrazione intermittente, adattamenti individuali di velocità di conduzione e modalità di attivazione che sono funzione della durata relativa di attività.

*of the task. The recruitment and derecruitment thresholds of these units decreased during the task, but their CV did not change.*

*These results indicate that low-threshold motor units exhibit individual adjustments in muscle fiber conduction velocity and motor neuron activation that depend on their relative duration of activity during intermittent contractions.*

## Inducibilità dei crampi muscolari in diversi muscoli della gamba e del piede

## Elicitability of muscle cramps in different leg and foot muscles

A. Botter, M.A. Minetto

La fisiopatologia dei crampi muscolari è scarsamente compresa principalmente a causa della imprevedibilità della loro comparsa e delle difficoltà per una loro analisi sperimentale.

Abbiamo recentemente proposto un metodo per l'induzione di crampi del muscolo abduktore dell'alluce attraverso stimolazione elettrica del punto motore muscolare (Minetto et al. *Muscle Nerve* 2008;37:90-100).

Questo metodo è risultato affidabile, ben tollerato e adatto ad essere utilizzato in combinazione con l'indagine elettromiografica di superficie (sEMG).

Al fine di esplorare ulteriormente l'efficacia della stimolazione del punto motore muscolare nell'induzione di crampi, nel presente studio abbiamo valutato se il metodo sia efficace nell'induzione di crampi a carico di diversi muscoli dell'arto inferiore. È stato ipotizzato che muscoli della gamba e del piede che presentino differente suscettibilità per i crampi a comparsa spontanea possano anche essere distinti sulla base del rispettivo profilo di inducibilità per crampi elettricamente indotti.

Sono stati studiati undici soggetti, ciascuno dei quali valutato in due giorni differenti. Nel primo giorno sono stati indotti quattro crampi a carico dei seguenti muscoli: abduktore dell'alluce e gastrocnemio laterale del lato destro, flessore breve dell'alluce e gastrocnemio mediale del lato sinistro. Nel secondo giorno sono stati indotti quattro crampi nei muscoli controlaterali rispetto a quelli studiati nel primo giorno. Sono stati applicati al punto motore di ogni muscolo treni di stimolazione da 150 impulsi rettangolari monofasici (durata 152  $\mu$ s; intensità di corrente: 30% sovra-massimale). La frequenza è stata incrementata a partire da 4 impulsi al secon-

*Cramp pathophysiology still remains poorly understood, mainly due to the unpredictable occurrence and the relative inaccessibility to experimental investigation. We recently proposed a method for inducing cramps in an intrinsic foot muscle, the abductor hallucis, by means of electrical stimulation of the main muscle motor point (Minetto et al. *Muscle Nerve* 2008;37:90-100). This method was reliable, tolerable, and suitable to be used concomitantly with multichannel surface electromyography (sEMG).*

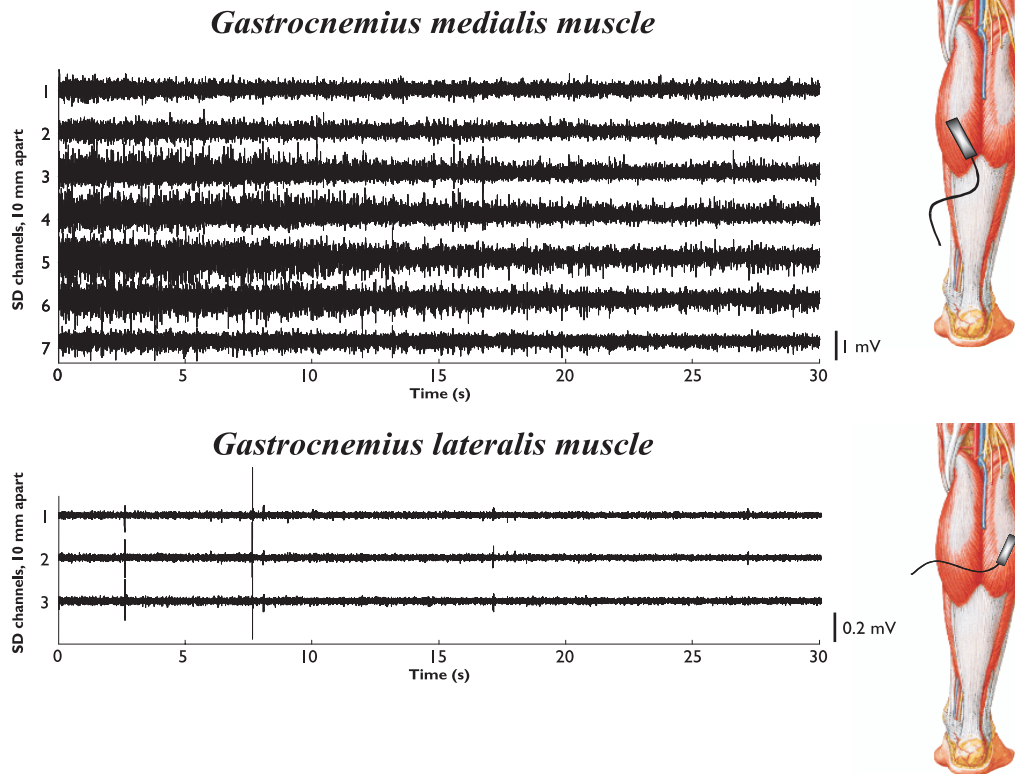
*To further explore the efficacy of the muscle motor point stimulation in cramp elicitation, in the current study we investigated whether the method is effective in inducing cramps in different muscles of the lower limb. It was hypothesized that leg and foot muscles presenting different susceptibility to spontaneous cramps can also be distinguished on the basis of elicibility profiles for electrically elicited cramps.*

*Eleven subjects were studied. Each subject reported to the laboratory on two days. In the first day, four cramps were induced in the following muscles: abductor hallucis and gastrocnemius lateralis of the right side, flexor hallucis brevis and gastrocnemius medialis of the left side. In the second day, four cramps were elicited in the muscles contralateral to those investigated in the first day. Bursts of 150 rectangular stimuli (duration 152  $\mu$ s; current intensity: 30% supramaximal) were applied to the muscle motor points. Stimulation frequency was increased from 4 pulses per second (pps) at increments of 2 pps until a cramp was induced (the experiment was stopped if a cramp was not elicited after reaching a stimulation frequency of 70 pps). The frequency that elicited the cramp was defined as the cramp threshold frequency.*

do (pps) con steps di 2 pps sino a comparsa di crampo muscolare (l'esperimento veniva interrotto quando non si induceva un crampo neppure dopo raggiungimento di una frequenza di stimolazione pari a 70 pps). La frequenza che innescava la comparsa di un crampo è stata definita frequenza soglia.

È riportato in Figura un esempio rappresentativo di decorso spazio-temporale di un crampo del muscolo gastrocnemio mediale: è risultata evidente, dopo il termine della stimolazione, una

*One representative example of spatiotemporal development of one cramp of the gastrocnemius medialis muscle is reported in the Figure: involuntary sEMG activity of the stimulated muscle was evident after cessation of the stimulation, whereas only fasciculation potentials were detected from the gastrocnemius lateralis muscle. Since the two gastrocnemii muscles work in synergy during a voluntary contraction, the observed patterns of sEMG responses provided clear evidence for the involuntary nature of the elicited muscle activity.*



Esempio di 30 s di registrazione EMG dopo il termine della stimolazione, durante un crampo del muscolo gastrocnemio mediale indotto in un soggetto con una frequenza di stimolazione di 18 pps e una corrente di 33 mA.

Sono riportati sette canali singolo-differenziali (SD) della registrazione sEMG per il muscolo gastrocnemio mediale e tre canali SD per il muscolo gastrocnemio laterale: non è stato osservato un coinvolgimento simultaneo dei due capi muscolari né una diffusione del crampo da un capo muscolare all'altro. Si segnalano le differenze tra le scale verticali dei due grafici. *Example of 30-s poststimulation EMG recording in one cramp of the gastrocnemius medialis muscle induced in one subject by a stimulation frequency of 18 pps and a current intensity of 33 mA. Seven single differential (SD) channels of the sEMG recording are shown for the cramping muscle and three SD channels are shown for the gastrocnemius lateralis muscle: no concurrent involvement of the two muscle heads and/or spreading of the cramp from one head to the other was evident.*

*Note different vertical scales.*

attività EMG involontaria del muscolo stimolato, mentre dal muscolo gastrocnemio laterale sono stati rilevati solo potenziali di fascicolazione. Poiché i due muscoli gastrocnemi si attivano sinergicamente durante una contrazione volontaria, le risposte sEMG osservate hanno fornito una chiara evidenza della natura involontaria dell'attività muscolare indotta.

Sono stati indotti 63 crampi nei muscoli della gamba e del piede di 11 soggetti. Il numero di crampi indotti è risultato minore per il flessore breve dell'alluce rispetto all'abditore dell'alluce (16 vs 22 su 22 sessioni per entrambi i muscoli;  $p < 0.05$ ) e per il gastrocnemio laterale rispetto al gastrocnemio mediale (5 vs 20 su 22 sessioni per entrambi i muscoli;  $p < 0.0001$ ). Come atteso, i muscoli della gamba sono risultati più resistenti all'induzione di crampi rispetto ai muscoli del piede. Infatti, sono state osservate differenze significative tra i muscoli di gamba e piede sia nella proporzione di crampi indotti (rispettivamente, 25 vs 38 su 44 sessioni per i due gruppi muscolari,  $p < 0.01$ ) sia nel valore mediano (1°-3° quartile) di frequenza soglia [20 (16-24) pps vs 14 (10-16) pps,  $p < 0.0001$ ].

In conclusione, la dimostrazione che muscoli che presentano differente suscettibilità per i crampi a comparsa spontanea possano anche essere distinti sulla base del profilo di inducibilità per crampi elettricamente indotti supporta l'utilizzo del proposto metodo per la ricerca sui crampi muscolari.

*We were able to elicit 63 muscle cramps in the foot and leg muscles of 11 subjects. The number of cramps which could be elicited was smaller in flexor hallucis brevis than abductor hallucis (16 vs 22 out of 22 trials each;  $p < 0.05$ ) and in gastrocnemius lateralis with respect to the gastrocnemius medialis (5 vs 20 out of 22 trials each;  $p < 0.0001$ ). As expected, leg muscles were more resistant to cramp induction with respect to foot muscles. In fact, significant differences were observed between leg and foot muscles in both the proportion of elicited cramps (pooled data for leg and foot muscles, respectively, 25 vs 38 out of 44 trials each,  $p < 0.01$ ) and cramp threshold frequency [pooled data for leg and foot muscles, respectively, median (1st-3rd quartile), 20 (16-24) pps vs 14 (10-16) pps,  $p < 0.0001$ ].*

*In conclusion, the demonstration that muscles presenting different susceptibility to spontaneous cramps can also be distinguished on the basis of elicibility profiles for electrically elicited cramps supports the use of the proposed method for cramp research.*



## **Affidabilità dell'identificazione manuale ed automatica della zona di innervazione del trapezio tramite analisi del segnale EMG di superficie**

## **Manual and automatic inter-rater reliability in locating the innervation zone of trapezius muscle using surface EMG**

M. Barbero, F. Coutts, R. Gatti, L. Lo Conte, F. Macmillan, R. Merletti

La zona di innervazione può essere identificata tramite l'analisi del segnale EMG di superficie raccolto con una matrice di elettrodi allineata lungo la direzione delle fibre muscolari come il punto da cui si diparte il potenziale d'azione per propagarsi in direzioni opposte verso le due regioni tendinee.

Scopo di questo studio era la valutazione della ripetibilità ed affidabilità di due operatori (MB, RG) nell'individuazione manuale della zona di innervazione del trapezio con l'uso di una matrice di 64 elettrodi equispaziati e disposti in cinque schiere lineari, nonché il confronto di questi risultati manuali con quelli ottenuti automaticamente con un algoritmo sviluppato presso il LISiN da L. Lo Conte (LLC).

I due operatori che hanno raccolto i dati sono stati preventivamente addestrati a posizionare la matrice di elettrodi sul trapezio e ad analizzare visivamente il segnale EMG di superficie. Allo studio hanno partecipato dieci soggetti sani. I soggetti sono stati fatti sedere su una sedia appositamente costruita, con le braccia a riposo lungo il corpo e le mani che impugnavano due maniglie connesse alle celle di carico per misurare la forza esercitata durante il sollevamento delle spalle. Come valore di forza massimale si è considerato il massimo di tre misure. I due operatori hanno applicato indipendentemente la matrice di elettrodi seguendo una procedura standardizzata ed hanno poi raccolto il segnale EMG di superficie durante sei contrazioni isometriche di 10 secondi ciascuna, tre delle quali al 20% MVC e tre al 40% MVC.

Quaranta segnali tra i 120 raccolti sono stati selezionati in modo randomizzato per l'identificazione manuale ed automatica della IZ usando i criteri seguenti:

*The location of the motor endplate zone can be identified from the surface EMG signal detected with linear arrays of electrodes placed along the muscle fibre direction as the point from which the potential propagates in two opposite directions towards the tendon regions.*

*The aim of this study was to assess the inter-rater reliability between two operators (MB, RG) in identifying the innervation zone (IZ) in the trapezius muscle using signals detected with a matrix of 64 equally spaced electrodes disposed in five linear arrays. Manual identification of the IZ was then compared with automatic detection obtained using an algorithm developed at LISiN by L. Lo Conte (LLC).*

*Two operators, involved in data collection, underwent a training session on standard electrode positioning and surface EMG visual signal analysis. Ten healthy subjects participated in this study. Subjects were asked to sit on a special chair with the arms resting along the body, and the hands holding two handles connected to load cells to measure the force exerted during shoulder elevation. The maximal voluntary contraction level was determined as the maximum of three force measurements. The two operators applied the matrix of electrodes following a standardized procedure and collected the surface EMG signal during six isometric contractions of 10 seconds each, three at 20% MVC and three at 40% MVC, during two separate experimental sessions.*

*Fourty signals out of 120 were then randomly selected for manual and automatic analysis using the following criteria:*

- 20 signals collected by operator MB, 10 at 20% MVC and 10 at 40% MVC
- 20 signals collected by operator RG, 10 at

- 20 segnali raccolti dall'operatore MB, 10 al 20% MVC e 10 al 40% MVC
- 20 segnali raccolti dall'operatore RG, 10 al 20% MVC e 10 al 40% MVC

Per tutti i segnali selezionati, la zona di innervazione è stata identificata per tutte le cinque schiere di elettrodi, per un totale di 200 epoche considerate, ognuna di 0,25 secondi.

I canali delle cinque schiere di elettrodi sono stati numerati 1-11, 14-24, 27-37, 40-50 e 53-63 secondo una notazione standard. La zona di innervazione è stata identificata usando il numero di canale corrispondente (Figura 1a).

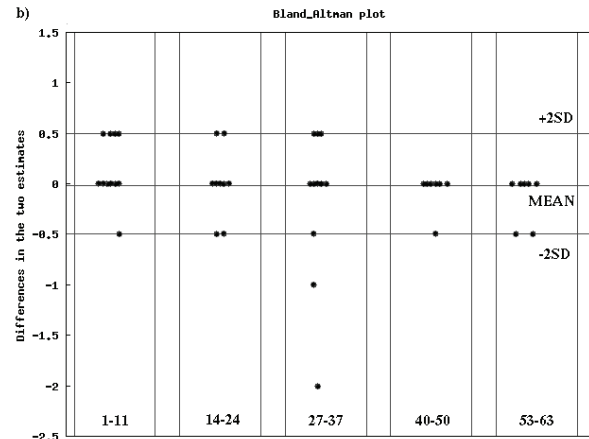
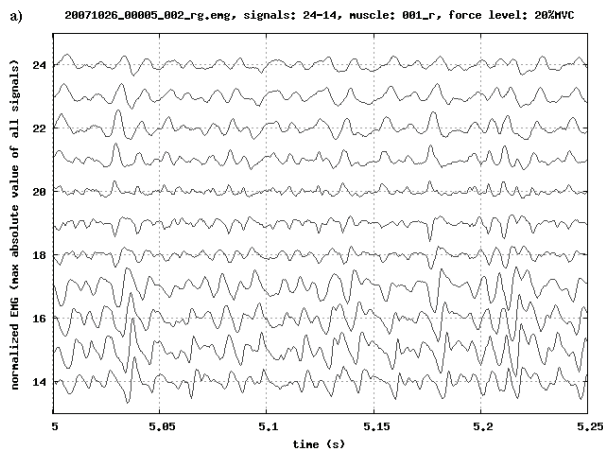
I due operatori hanno identificato la stessa zona di innervazione in 170 casi su 200 (85%) con una precisione pari alla metà della distanza inter-elettrodica (4mm, con gli operatori che interpolavano visivamente tra due segnali). Delle 30 epoche per cui non c'è stata concordanza, 14 corrispondono a contrazioni al 20% MVC e 16 a contrazioni al 40% MVC. L'analisi Bland-Altman mostra che la media delle differenze tra i due operatori non è significativamente diversa

### 20% MVC and 10 at 40% MVC

For all selected signals, all five linear arrays of electrodes were considered in order to determine the IZ location, for a total of 200 epochs of 0.25 seconds each. The channels of the five linear arrays were numbered 1-11, 14-24, 27-37, 40-50, and 53-63 according to a standard notation, and the IZ location was indicated using the corresponding channel number (Figure 1a).

Perfect agreement was reached between the two operators for 170 out of 200 estimates (85%) with a precision of half inter-electrode distance (4mm, with the operators visually interpolating between two signals). Of the 30 epochs for which there was disagreement, 14 correspond to contractions at 20% MVC and 16 at 40%. The Bland Altman analysis shows that the mean of the differences between operators does not differ significantly from zero (-0.02), with only two points outside the concordance interval, which ranges from -0.5 to 0.5 (Figure 1b).

If the resolution considered is an inter-electrode distance instead of half of it, the number



a) Segnale EMG di superficie con una zona di innervazione tra gli elettrodi 19 e 20.

b) Bland-Altman plot: i limiti di concordanza e la media delle differenze per i due operatori sono marcate. Le unità di misura su entrambi gli assi sono espresse in "numero di canali" (vedi testo).

a) Surface EMG epoch showing an innervation zone between electrode 19 and 20.

b) Bland-Altman plot: limits of agreement and mean of differences between operators are labelled. Units on both axes are expressed in "channel number" (see text).

da zero (-0.02), con soli due punti esterni all'intervallo di concordanza, che varia da -0.5 a 0.5 (Figura 1b).

Se si considera una risoluzione pari ad una distanza inter-elettroica, anzichè metà distanza inter-elettroica, il numero di epoche per cui i due operatori concordano sale a 198 su 200. Per queste 198 epoche, in ben 183 casi, pari al 92%, la procedura automatica concorda con la valutazione manuale. La differenza tra valutazione manuale ed automatica per le restanti 15 epoche è al più di una distanza inter-elettroica.

Questi risultati indicano che il protocollo standard adottato garantisce una buona affidabilità dei due operatori nella localizzazione della zona di innervazione del trapezio. I dati mostrano inoltre che il livello di contrazione (% MVC) non incide sulla qualità dell'individuazione della zona di innervazione. I risultati dimostrano anche che la localizzazione automatica della zona di innervazione del trapezio basata su singole epoche è anch'essa affidabile e veloce, pronta per applicazioni in real-time.

Tutte le epoche usate per l'analisi ed i relativi risultati sono disponibili sul server LISiN all'URL [http://www.lisin.polito.it/supplemental\\_material/ar2008/sm1](http://www.lisin.polito.it/supplemental_material/ar2008/sm1) come parte del progetto di standardizzazione e documentazione (LLC).

*of epochs for which the two operators agree is 198 out of 200. Moreover, perfect agreement between these manual results and the automatic procedure is reached for 183 epochs out of 198 (92%), with the difference for the remaining 15 epochs amounting to one inter-electrode distance at most.*

*These results indicate that the standardized protocol adopted guarantees a good inter-rater reliability between two operators in the location of the IZ of the trapezius muscle. Data show that the contraction level (% MVC) does not affect the quality of IZ detection. The automatic detection of the IZ location of the trapezius muscle based on single epochs is also very reliable and fast, ready for real-time applications.*

*Supplemental material, including all analyzed epochs and corresponding results can be browsed at the LISiN server URL [http://www.lisin.polito.it/supplemental\\_material/ar2008/sm1](http://www.lisin.polito.it/supplemental_material/ar2008/sm1) as part of the LISiN standardization and documentation project (LLC).*

## **Identificazione automatica delle zone di innervazione usando un algoritmo basato su una rete neurale**

## **Automatic identification of innervation zones using a neural network based algorithm**

R. Merletti, F.A. Soares

La registrazione dei potenziali di azione di unità motoria (MUAPs) per mezzo di una schiera lineare di elettrodi di superficie rende possibile l'estrazione di informazioni relative all'anatomia e alla fisiologia dei muscoli scheletrici indagati. Tuttavia, queste informazioni possono essere non corrette o fuorvianti se gli elettrodi sono posizionati in prossimità della zona di innervazione (IZ), influenzando fortemente l'ampiezza e i descrittori di frequenza dei segnali EMG di superficie. Questo studio descrive la performance di un algoritmo, basato su reti neurali, per l'identificazione automatica delle IZ.

L'identificazione delle IZ può essere considerata come un problema di riconoscimento di forme. Tra i metodi di riconoscimento di forme, è stato scelto un approccio basato su una rete neurale (NN) per risolvere in modo semplice il problema dell'identificazione dei canali sopra la IZ. Sono state scelte due caratteristiche come input per la rete neurale: l'ampiezza ARV dei segnali in ogni canale e la correlazione tra due canali adiacenti. Questa informazione è sufficiente per trovare una IZ con una ristretta distribuzione lungo il muscolo.

La rete neurale progettata è una versione adattata a quattro livelli della rete neurale "back-propagation". Il primo ed il secondo livello sono gli input della rete, il terzo livello è il "core" e l'ultimo livello presenta i risultati come un vettore con la stessa dimensione del numero di canali del segnale EMG. Ogni elemento del vettore ha valori vicino a 1 (per la presenza della zona di innervazione) o vicino allo 0 (per l'assenza della zona di innervazione) e indica la presenza o l'assenza della IZ in uno specifico canale.

È stata simulata una serie di 29 segnali, generati da un muscolo con spessore del tessuto adiposo

*By detecting propagating motor unit action potentials (MUAPs) with a linear array of surface electrodes, it is possible to obtain physiological and anatomical information from skeletal muscles. However, this information may be incorrect or misleading if the electrodes are placed near the innervation zone (IZ), where the amplitude and the frequency descriptors of surface EMG signals are incorrect. This study outlines the performance of an algorithm based on neural networks for automatic identification of IZs.*

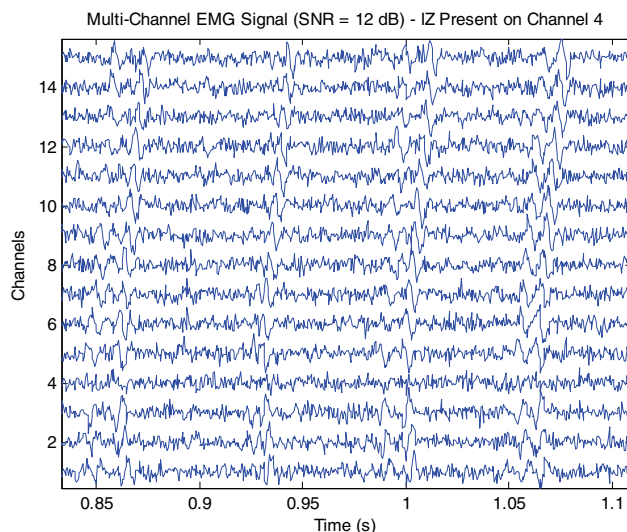
*The identification of IZs can be considered as a pattern recognition problem. Among pattern recognition methods, an approach based on a neural network (NN) was chosen to solve in a simple way the identification of channels over an IZ. Two characteristics were chosen as input for the NN: ARV amplitude of the signal in each channel and correlation between two adjacent channels. This information proved to be sufficient to find an IZ with relatively narrow spread along the length of the muscle.*

*The NN designed is a four layer adaptation of a back-propagation NN. The first and second layers are the input of the network, the third layer is the core and the last layer presents the results. Results are presented as an array with the same size as the number of channels of the EMG signal. Each position in the resulting array has value near 1 (for presence of IZ) or near 0 (for absence of IZ). Each element of this array indicates the presence or absence of IZ in the corresponding channel.*

*A set of 29 signals were simulated, based on a hypothetical muscle with 3 mm of fat layer thickness, 1mm skin layer thickness, and 33 motor units with a fiber length of 220 mm (Figure). A sampling rate of 2048 Hz was used on 15 dif-*

sottocutaneo di 3 mm e della cute di 1 mm e con 33 unità motorie con fibre muscolari di lunghezza pari a 220 mm (Figura ). È stata utilizzata una frequenza di campionamento di 2048 Hz per 15 canali differenziali. Il canale contenente la IZ è stato cambiato da segnale a segnale. Sono stati usati quattro livelli di rapporto segnale-rumore (SNR) nei segnali generati: assenza di rumore, SNR= 16.47 dB, SNR= 12 dB e SNR=9.12 dB (rumore Gaussiano bianco aggiunto al segnale). L'insieme di segnali è stato diviso in due gruppi, uno per l'addestramento della rete e uno per la validazione. Tutte le IZ dei segnali acquisiti dal gruppo della validazione sono state identificate correttamente con la rete neurale. Sono stati ottenuti risultati corretti anche con segnali rumorosi o con segnali con ampia IZ. Questo metodo ha dimostrato di essere efficiente nella localizzazione di IZ singole.

*differential channels. The channel containing the IZ changes from signal to signal. Four SNR levels were used in the generated signals: no noise, SNR= 16.47 dB, SNR= 12 dB, and SNR= 9.12 dB (white Gaussian noise added to the signal). The set of signals was divided in two groups, one for training and one for validation. All the IZs from validation group signals were correctly identified by the NN. All the results were correct even with noisy signals and relatively wide IZ. This method proved to be efficient in locating only single IZs.*



Channel	Output
15	8,61E-12
14	2,94E-09
13	1,14E-06
12	4,62E-07
11	3,27E-07
10	2,83E-07
09	1,05E-06
08	5,89E-06
07	7,09E-16
06	3,60E-08
05	9,27E-05
04	0,999908
03	1,04E-06
02	3,54E-09
01	5,57E-07

15 canali EMG differenziali con 16.5 SNR. Questi sono segnali simulati, sulla base di un ipotetico muscolo con spessore del tessuto adiposo sottocutaneo di 3 mm e della cute di 1 mm, con 33 unità motorie con fibre muscolari di lunghezza pari a 220 mm. È stata utilizzata una frequenza di campionamento di 2048 Hz per 15 canali differenziali. Questi segnali presentano una zona di innervazione sul canale 4. Il sistema della rete neurale è stato usato con l'intero segnale. La IZ è stata individuata correttamente, come mostrato.

*15 differential channel EMG with 16.5 dB SNR. These are simulated signals based on a hypothetical muscle with 3 mm of fat layer thickness, 1 mm skin layer thickness, and 33 motor units with fibers 220 mm long. A sampling rate of 2048 Hz was used for the 15 differential channels. These signals present an innervation zone on channel 4. The NN system was used with the entire signal. The IZ was detected correctly, as shown.*

## Eterogeneità dei muscoli del polpaccio durante contrazioni isometriche volontarie

## Heterogeneity of calf muscles during isometric voluntary contractions

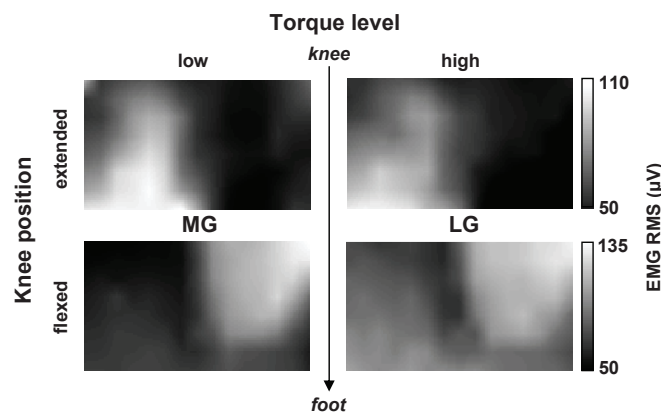
R. Merletti, T.M.M. Vieira

Usando immagini ecografiche è stato recentemente dimostrato che il gastrocnemio mediale ed il soleo lavorano simultaneamente come una unità funzionale, che si accorcia durante le oscillazioni in avanti del corpo per compensare la elasticità del tendine di Achille. D'altronde, la valutazione invasiva e non dell'attività EMG dei muscoli del polpaccio ha rivelato un pattern di attivazione disomogeneo in corso di contrazioni muscolari isometriche. Questo studio ha lo scopo di valutare se la distribuzione dell'ampiezza EMG tra il gastrocnemio mediale ed il gastrocnemio laterale è influenzata dai livelli di coppia alla caviglia generati durante la postura eretta e dall'angolo del ginocchio.

Sei soggetti maschi sani (19-36 anni), hanno sostenuto uno sforzo isometrico di flessione plantare per 10 s, a livelli di coppia corrispondenti a valori medi minimi (bassi) e massimi (alti) della coppia alla caviglia misurata durante tre prove in postura eretta. I soggetti hanno eseguito contrazioni isometriche a) in posizione prona (ginocchio esteso, KE) e b) sulle mani e sulle ginocchia, con anca, gi-

By using ultrasound images, it has been recently demonstrated that medial gastrocnemius and soleus behave simultaneously as a single actuator, shortening during every forward sway of the body to compensate for the compliance of Achilles tendon. On the other hand, invasive and non invasive assessment of calf muscles EMG activity revealed an inhomogeneous pattern of activation during isometric contractions. This study aims to assess whether the distribution of EMG amplitude between gastrocnemii muscles is affected by the torque levels elicited at the ankle during quiet standing and by the knee joint angle.

Six healthy male subjects (19–36 years), sustained isometric plantar flexion for 10 s, at torque levels corresponding to the averaged minimum (low) and maximum (high) values of ankle torque measured from three quiet standing trials. Subjects exerted isometric contractions a) in prone position (knee extended, KE) and b) on hands and knees, with hip, knee and shoulder joints 90° flexed (knee flexed, KF). Surface EMG signals of



Distribuzione spaziale del valore efficace (RMS) del segnale EMG in un soggetto rappresentativo, secondo le posizioni del ginocchio (esteso e flesso) ed i livelli di coppia durante contrazione isometrica (alto e basso).

Spatial distribution of the EMG root mean square (RMS) for one representative subject, according to the knee positions (extended and flexed) and the isometric torque levels (low and high).

nocchio e spalla flessi a 90° (ginocchio flesso, KF). Simultaneamente alla coppia, sono stati acquisiti segnali EMG di superficie da entrambi i muscoli gastrocnemi usando una matrice di 120 elettrodi (8 righe x 15 colonne, elettrodi ad occhio con 2 mm di diametro e 10 mm di distanza interelettrodica). La matrice copriva la maggior parte della superficie di entrambi i muscoli, come rilevato con l'indagine ecografica. I segnali EMG, acquisiti in configurazione monopolare, sono stati filtrati con un filtro passa-banda (10-350 Hz) ed è stata valutata per ogni segnale l'ampiezza RMS, su epoche non sovrapposte di 250 ms.

I livelli minimi e massimi di coppia durante la postura eretta sono risultati compresi tra il 10 e il 40% della massima contrazione volontaria (MVC) in posizione KE e hanno raggiunto valori pari al 54% MVC in posizione KE.

Nel passaggio dalla posizione KE alla posizione KF è stato osservato, in tutti i soggetti, uno spostamento significativo dell'ampiezza EMG verso il gastrocnemio laterale. Analogo spostamento è stato osservato, in 5 casi su 6, nel passaggio dal livello basso al livello alto di coppia. È stata osservata una tendenza dell'attività EMG lungo l'asse longitudinale del muscolo sia nella porzione muscolare prossimale che in quella distale. È stato osservato in due soggetti un incremento dell'ampiezza EMG con il passaggio della posizione KE alla posizione KF per il mantenimento degli stessi livelli di coppia, bassi o alti. Sono osservabili in Figura sia lo spostamento della distribuzione RMS tra i due gastrocnemi sia l'incremento dell'ampiezza EMG.

Poiché le unità motorie più grandi del gastrocnemio mediale sembrano essere reclutate quando il muscolo è accorciato e dopo che viene superata una certa soglia di forza di flessione plantare (~30% MVC), i nostri risultati suggeriscono che i muscoli del polpaccio operino vicino a questa soglia di forza durante il mantenimento di livelli di coppia generati in posizione eretta. Risulta pertanto improbabile che i muscoli del polpaccio di una stessa gamba si comportino come una singola unità funzionale per opporsi alla gravità durante la postura eretta.

*both gastrocnemii muscles were synchronously recorded with torque signals using a matrix of 120 electrodes (8 rows x 15 columns, eyelet electrodes with 2 mm diameter and 10 mm interelectrode distance). The matrix covered most of the surface above both muscles, as observed with ultrasound scanning. Monopolar EMG signals were band pass filtered (10-350 Hz) and RMS amplitude was estimated for each signal with non overlapping epochs of 250 ms.*

*Minimum and maximum standing torque levels ranged from 10 to 40% of maximum voluntary contraction (MVC) in KE position and up to 54% MVC in KF position. A significant shift of EMG amplitude toward lateral gastrocnemius was observed from KE to KF position for all subjects and from low to high torque level in 5 out of 6 cases. A trend of activity was observed along the longitudinal axis toward either proximal or distal muscle portion. In two subjects, the EMG amplitude increased from KE to KF position to maintain the same low or high torque levels. The shift of RMS distribution between gastrocnemii muscles and the increased EMG amplitude can be observed in the Figure.*

*Since larger motor units of medial gastrocnemius seem to be recruited when the muscle is shortened and after some force threshold of plantar flexion is exceeded (~30% of MVC), our results suggest that calf muscles are operating close to such force threshold when maintaining quiet standing torque levels. Therefore, calf muscles of the same leg unlikely behave as a single actuator to oppose gravity during quiet standing.*

## Sostituzione e co-attivazione del gastrocnemio mediale e laterale in postura eretta

## Substitution and co-activation of medial and lateral gastrocnemius during standing

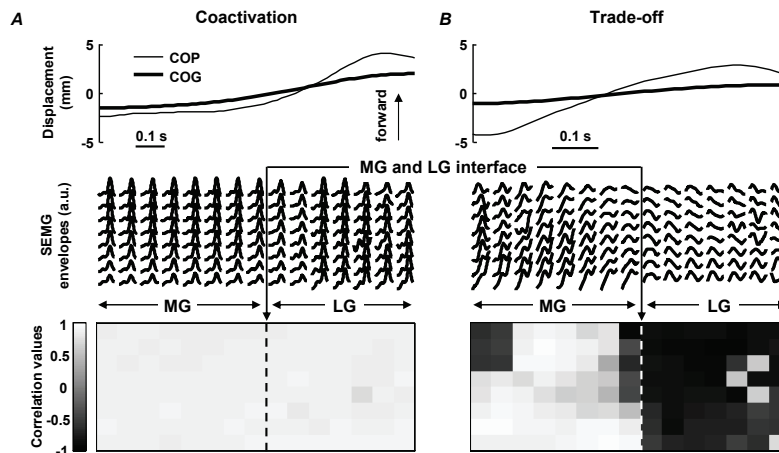
R. Merletti, T.M.M. Vieira

È ancora dibattuto se la stabilizzazione della postura ortostatica derivi da un riflesso meccanico o da risposte anticipatorie. È stato recentemente dimostrato che la compensazione delle oscillazioni corporee in posizione ortostatica risulta da un accorciamento impulsivo e sincronizzato dei muscoli del polpaccio. In questo lavoro abbiamo utilizzato una matrice di 128 elettrodi (8 righe x 16 colonne; 4 mm di diametro e 10 mm di distanza inter-elettrodica) per distinguere il contributo individuale di ogni muscolo alla coppia prodotta alla caviglia durante oscillazioni in avanti del corpo.

Sono stati studiati 8 soggetti. La matrice di elettrodi è stata posizionata sul polpaccio destro previa identificazione ecografica dei muscoli gastrocne-

Whether the stabilization of the orthostatic posture results from mechano-reflex or from anticipatory responses is still debated. Recently, it was demonstrated that body sways compensation during quiet standing likely results from impulsive and synchronous shortenings of the calf muscles. Here we used a matrix of 128 electrodes (8 rows x 16 columns; 4 mm diameter and 10 mm interelectrode distance) to distinguish individual contribution of both muscles to the ankle torque produced during forward sways of the body.

Eight subjects were studied. The matrix of electrodes was positioned on the right calf of the subjects after identification of medial (MG) and lateral gastrocnemius (LG) muscles with ultrasound



A) Sono riportati in alto lo spostamento in avanti del Centro di Gravità (CoG) e del Centro di Pressione (CoP) per il soggetto 8 (oscillazione 5), in mezzo gli involucri del segnale EMG e in basso l'immagine EMG-CoP generata con i massimi o i minimi della funzione di cross-correlazione. B) Sono riportati, per il soggetto 1 (oscillazione 10), lo spostamento in avanti del CoG e del CoP, gli involucri del segnale EMG e l'immagine EMG-CoP: il gastrocnemio mediale e laterale mostrano, rispettivamente, correlazioni positive e negative con il CoP.

A) Forward shift of Centre of Gravity (CoG) and Centre of Pressure (CoP) (top) for the subject 8 (sway 5), the EMG envelopes (middle) and the EMG-CoP image (bottom) generated with the maxima or minima of the cross-correlation function. B) Same as in A for the subject 1 (sway 10), although with medial and lateral gastrocnemii exhibiting positive and negative correlation with CoP, respectively.



mio mediale (MG) e laterale (LG). I massimi ed i minimi della funzione di cross-correlazione, stimata tra gli involucri di ogni segnale EMG e l'andamento del centro di pressione (CoP) per eventi individuali di oscillazioni in avanti, sono stati incorporati in immagini a scale di grigio (8 x 15 pixel). Queste immagini EMG-CoP sono state segmentate con una tecnica automatica per identificare sulla base dei dati acquisiti i siti rappresentativi di attività EMG per i due muscoli gastrocnemi.

Sono state osservate sia l'attivazione congiunta sia la sostituzione tra i muscoli MG e LG (Figura) in tutti i soggetti. L'inizio e la forma delle modulazioni EMG di entrambi i gastrocnemi erano diverse per oscillazioni diverse, con oscillazioni in avanti significativamente deviate verso destra nel caso di una ridotta attività del gastrocnemio mediale ( $\sim 20^\circ$ ). L'attivazione di entrambi i muscoli non era necessariamente simultanea, ma con tempi precisi per ogni muscolo, cosicché le risposte iniziate da MG o LG erano, in generale, completate da risposte motorie del muscolo sinergico non attivato.

Differenti gruppi di fibre all'interno dello stesso muscolo sono stati successivamente reclutati in direzione prossimale-distale o distale-prossimale.

Le osservazioni qui riportate rappresentano la prima dimostrazione di una modulazione indipendente dei muscoli gastrocnemio mediale e laterale nel controllo della postura eretta: questa strategia sembra essere attivata dalle domande di stabilizzazione lungo la direzione laterale. Sebbene l'incremento di attività EMG inizi, per entrambi i gastrocnemi, prima dello spostamento del corpo in avanti, questo può non essere sufficiente per diminuire l'oscillazione corporea, cosicché vengono prodotte risposte complementari e ritardate.

In aggiunta, l'attivazione di entrambi i gastrocnemi non è necessariamente sincronizzata e gruppi distinti di fibre sembrano sequenzialmente attivate nell'ambito dello stesso muscolo, suggerendo l'esistenza di collegamenti selettivi o tra motoneuroni del primo e del secondo ordine o tra motoneuroni del secondo ordine e afferenze la.

*scanning. Maxima or minima of the cross-correlation function, evaluated between the envelopes of each EMG signal and the body centre of pressure (CoP) for individual events of forward sway, were merged into grayscale images (8 x 15 pxls). These EMG-CoP images were automatically segmented with the watershed technique to reduce the data set into representative sites of EMG activity for each gastrocnemius muscle.*

*Either coactivation or substitution between MG and LG muscles (Figure) was consistently observed for all subjects. Nevertheless, the onset and the shape of EMG modulations of both gastrocnemii varied between individual sways, with demodulations of medial gastrocnemius leading to forward sways significantly deviated to the right direction ( $\sim 20$  deg). The activation of both muscles was not necessarily synchronized but precisely and independently timed for each muscle, so that initiated responses of either MG or LG were, in general, complemented by motor responses of the non activated synergistic muscle. Interestingly, different groups of fibers within the same muscle were sequentially recruited either from proximal to distal or from distal to proximal direction.*

*For the first time, we showed that medial and lateral gastrocnemii muscles are independently modulated for the control of upright stance and this ubiquitous strategy seems to be elicited by stabilization demands along the lateral direction. Although the rise of EMG activity of either gastrocnemius initiates before the forward shift of the body, it may not be sufficient to slow the body sway, so that complementary and delayed responses are produced. In addition, the activation of both gastrocnemius muscles is not necessarily synchronized and distinct groups of fibers seem to be sequentially activated within the same muscle, suggesting selective connections, of either descending tracts or Ia afferents, to motoneurons in the spinal cord.*

## **Il progetto LISiN-SUISM Il primo anno**

## **LISiN-SUISM Project The first year**

R. Merletti, A. Rainoldi

Come descritto nel Rapporto Annuale 2007, la creazione del Centro Ricerche della Scuola Universitaria Interfacoltà in Scienze Motorie (SUISM) della Università di Torino, diretto dal Dr. A. Rainoldi, già ricercatore del LISiN, ha generato importanti opportunità sia di reciproca integrazione delle conoscenze, sia di trasferimento delle esperienze acquisite nei 12 anni di attività del LISiN. Un contributo biennale della Compagnia di San Paolo ha finanziato un progetto bilaterale per promuovere il trasferimento di conoscenze tra i due istituti.

Il progetto è in corso e riguarda tre temi principali: a) la preparazione di un Atlante delle zone di innervazione dei muscoli suscettibili di analisi per mezzo di tecniche EMG non invasive; b) un programma didattico bilingue operante su Web e accessibile via internet a studenti e professionisti del settore; c) una serie di progetti di ricerca in scienze del movimento focalizzati sullo studio di forze, del salto, dell'equilibrio e della postura.

Sono coinvolti in questi progetti un candidato al dottorato in Fisioterapia della Queen Margaret University di Edimburgo, due candidati al dottorato in Scienza e Salute dell'Università della Picardie Jules Verne di Amiens e quattro candidati al dottorato in Sistemi Complessi dell'Università

*As described in the 2007 Annual Report, the establishment of a Research Center at the School of Motor and Sport Sciences (SUISM) of the University of Torino, directed by Dr. A. Rainoldi, a former LISiN researcher, generated an important opportunity for reciprocal integration of knowledge and transfer of the experience collected and assessed in the 12 years of LISiN activity.*

*A two-year grant was provided by Compagnia di San Paolo to fund a bilateral project to support the knowledge and technology transfer between LISiN and SUISM.*

*The project is well under way and concerns three topics: a) the preparation of an Atlas of innervation zones of muscles suitable for non invasive EMG analysis; b) a bilingual Web-based teaching tool accessible via internet to students and professionals of the field; c) a number of related research projects in sport and motor sciences focused on the study of force, jumping, balance, posture, and motion tracking.*

*One candidate for the doctoral degree in Physical Therapy at the Queen Margaret University of Edinburgh (UK), two candidates for the doctoral degree in Science et Santé at the University of Picardie "Jules Verne" of Amiens (F), and four candidates for the doctoral degree in Complex*

di Torino. La disponibilità del materiale didattico in via di sviluppo faciliterà la formazione di una nuova generazione di ricercatori nel settore delle Scienze dello Sport. Il finanziamento ottenuto ha consentito di acquisire strumentazione e di finanziare due borse di studio per il periodo 2008-2009.

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

R. Merletti, M.A. Minetto

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 9 corsi e seminari e sono state tenute 15 lezioni su invito a congressi e corsi internazionali e nazionali oltre ai seminari tenuti settimanalmente presso il LISiN.

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.

*Systems at the University of Torino are involved in the projects. The availability of the teaching material under development will help the training of a new generation of researchers in the field of Sport Sciences. The grant contributed to acquire equipment and to fund two fellowships for the 2008-2009 period.*

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

*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 9 courses and seminars have been organized and 15 invited lectures have been given in addition to weekly LISiN seminar series..*

*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. Holobar A. Decomposition of surface EMG: a review of LISiN's activities. "Motor unit analysis in vivo", Aalborg, Denmark, February 7, 2008.
2. Holobar A. Decomposition of high-density surface EMG: possibilities and limitations. "Mechanisms of Plasticity and Disease in Motoneurons Seattle", Washington, USA, June 26-29, 2008.
3. Merletti R. Holobar A. Farina D. Two dimensional high density surface EMG: technology and applications. Opening Lecture of the "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
4. Merletti R. Monitoring single motor unit activity with surface EMG electrode arrays. "Mechanisms of Plasticity and Disease in Motoneurons Seattle", Washington, USA, June 26-29, 2008.
5. Merletti R. High density surface EMG: technology and applications. Italian Institute of Technology, Genova, (Italy), July 29, 2008.
6. Merletti R. Aspetti tecnologici e applicazioni delle metodiche EMG non invasive. Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana, Dipartimento Tecnologie Innovative, Manno, Switzerland, December 1, 2008.
7. Mesin L. Mathematical models of surface EMG signal and new methods for processing surface EMG signals. Italian Institute of Technology, Genova, Italy, July 29, 2008.
8. Minetto MA, Botter A. Surface EMG applications in exercise physiology and sport sciences. "Motor unit analysis in vivo", Aalborg, Denmark, February 7, 2008.
9. Merletti R. Lectures: Basic EMG part 1, Basic EMG part 2 and Advanced EMG. Faculty of Kinesiology, University of Zagreb, Zagreb (Croatia), January 15-16, 2008.

## **Lezioni invitate a congressi e corsi nazionali**

### ***Invited participations and lectures to national congresses and courses***

1. Merletti R. EMG di superficie: prospettive nelle miopatie e nelle miotonie. "Update diagnostico terapeutico in neurofisiologia clinica (parte II): malattie muscolari e neuromuscolari", San Vito di Cadore, Italy, April 6-9, 2008.
2. Merletti R. EMG di superficie ad alta densità di elettrodi: aspetti tecnologici e applicativi. "XXVIII Corso teorico-pratico in elettromiografia e neurofisiologia clinica", Lido degli Estensi, Italy, September 4-14, 2008.

3. Merletti R. EMG di superficie. Convegno "Il paziente e il suo perineo al centro del nostro Centro", Orbassano, Italy, September 22, 2008.
4. Merletti R, Mesin L. Considerazioni sul concetto di "rumore" nel segnale elettromiografico di superficie. "Congresso Nazionale dell'International Academy Postural Neuromuscular Occlusion Research", San Benedetto del Tronto, Italy, October 17-18, 2008.
5. Merletti R. La robotica in riabilitazione. "XXXVI Congresso Nazionale SIMFER: Humana Fabrica - verso una nuova scienza per la riabilitazione", Roma, Italy, November 16-20, 2008.
6. Merletti R. EMG di superficie. Master in odontoiatria neuro-miofasciale. Università degli Studi dell'Aquila, anno accademico 2008/2010, December 6, 2008.

### **Organizzazioni di seminari, corsi di dottorato e scuole**

#### ***Organization of seminars, graduate courses and schools***

1. Course on "Non Invasive Anal Sphincter EMG". Department of Internal Medicine VI, University of Tuebingen, Tuebingen, Germany, February 28 - March 1, 2008.
2. Menegaldo L. Biomechanics of the musculo-skeletal system: mathematical models, optimal control and experimental validation. LISiN-Politecnico di Torino, Torino, Italy, March 3, 2008.
3. 2nd Hands-on Course on Multichannel Surface EMG. LISiN-Politecnico di Torino, Torino, Italy, May 19-22, 2008.
4. Popovic D. Functional electrical therapy (FET) for recovery of functions in individuals with disability. LISiN - Politecnico di Torino, Torino, Italy, May 9, 2008.
5. Kopriva I. Blind separation of signal sources. LISiN - Politecnico di Torino, Torino, Italy, May 21, 2008.
6. Nowakowski M. Experience with minimally invasive anal sphincter EMG at IIIrd Department of Surgery of Jagiellonian University - Colorectal surgery applications. LISiN - Politecnico di Torino, Torino, Italy, June 9, 2008.
7. Kohn A.F. A Web-based simulator of spinal cord neuronal networks that control muscle activation. LISiN - Politecnico di Torino, Torino, Italy, July 7, 2008.
8. Vieira T. Surface EMG assessment of gastrocnemii muscles: Applications and Recommendations. LISiN - Politecnico di Torino, Torino, Italy, July 7, 2008.
9. Mesin L. Models of generation of surface EMG: effect of the volume conductor. LISiN - Politecnico di Torino, Torino, Italy, July 7, 2008.

## **Ricercatori stranieri e Visitatori**

## **Visiting Scientists**

1. Alvarez Gus: Sensor Products Inc., Madison, NJ, USA.
2. Bajardi Sante: CIPES Piemonte, Turin, Italy.
3. Calderini Mario: Finpiemonte spa, Turin, Italy.
4. Fernandes de Oliveira Liliam: Chief of Biomechanics Laboratory Bioscience Department, EEFD/UFRJ, Cidade Universitária, Rio de Janeiro, Brazil.
5. Garcia Gonzalo: FATRONIK efe de Departamento Biorobótica, Donostia - San Sebastian, Spain.
6. Ghione Giovanni: Director of Department of Electronics, Politecnico di Torino, Turin, Italy.
7. Keller Thierry: FATRONIK efe de Departamento Biorobótica, Donostia - San Sebastian, Spain.
8. Kohn André Fabio: Department of Biomedical Engineering, University of Sao Paulo, Brazil.
9. Kopriva Ivica: Institut Ruder Boskovic, Division of L.A.I.R., Zagreb, Croatia.
10. Mebarkia Kamel: Electronics Department, Engineering Faculty, Ferhat ABBAS University of Setif, Setif, Algeria.
11. Menegaldo Luporini Luciano: Military Institute of Engineering - IME, Department of Mechanical and Materials Engineering, Rio de Janeiro, Brazil.
12. Milenkovic Vladimir: Faculty of Electrical Engineering, Department of Physical Electronics, Section for Medical and Nuclear Technique, University of Belgrade, Belgrade, Serbia.
13. Nowakowski Michal: Illrd Department of General Surger, Jagiellonian University School of Medicine, Krakow, Poland.
14. Orizio Claudio: Dipartimento di Scienze Biomediche e Biotecnologie, University of Brescia, Brescia, Italy.
15. Popovič Dejan: Center for Sensory Motor Interaction, Aalborg University, Aalborg, Denmark.
16. Popovič Mirjana: Center for Sensory Motor Interaction, Aalborg University, Aalborg, Denmark.
17. Reffad Aicha: Electronics Department, Engineering Faculty, Ferhat ABBAS University of Setif, Setif, Algeria.

18. Rojas Monica: Research Department of Automatic Control Biomedical Engineering Research Center, Technical University of Catalonia, Barcelona, Spain.
19. Salguero Andrei: Facultad de Ingeniería, Departamento de Electrónica, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia.
20. Seynnes Olivier: Department of Exercise and Sport Science, Institute for Biophysical and Clinical Research into Human Movement (IRM), Manchester Metropolitan University, Alsager, Cheshire, England.
21. Zazula Damjan: University of Maribor, Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, Maribor, Slovenia.

## **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).

## **Attività divulgativa**

### ***Dissemination***

1. Merletti R, Introzzi R. Seminario "Bioingegneria del sistema neuromuscolare: dalla sport al parto, dall'ergonomia allo spazio", Istituto di Istruzione Superiore "Piero Martinetti", Caluso, Italy, April 11, 2008.
2. LISiN's staff. "La Notte dei Ricercatori: esperimenti, informazione, interazione ed esperienze scientifiche con gli atenei e i principali enti scientifici piemontesi", Torino, Italy, September 26, 2008.
3. Merletti R. Seminario "Che cos'è il LISiN: attività di ricerca, tesi di laurea, dottorati, progetti e finanziamenti nazionali e internazionali, i corsi offerti nel settore, gli studenti e le collaborazioni internazionali, possibilità di lavoro, assegni di ricerca e contratti a progetto, descrizione di progetti e di opportunità". Politecnico di Torino, Torino, Italy, December 10, 2008.

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

***The following articles concerning LISiN appeared on Italian Newspapers***

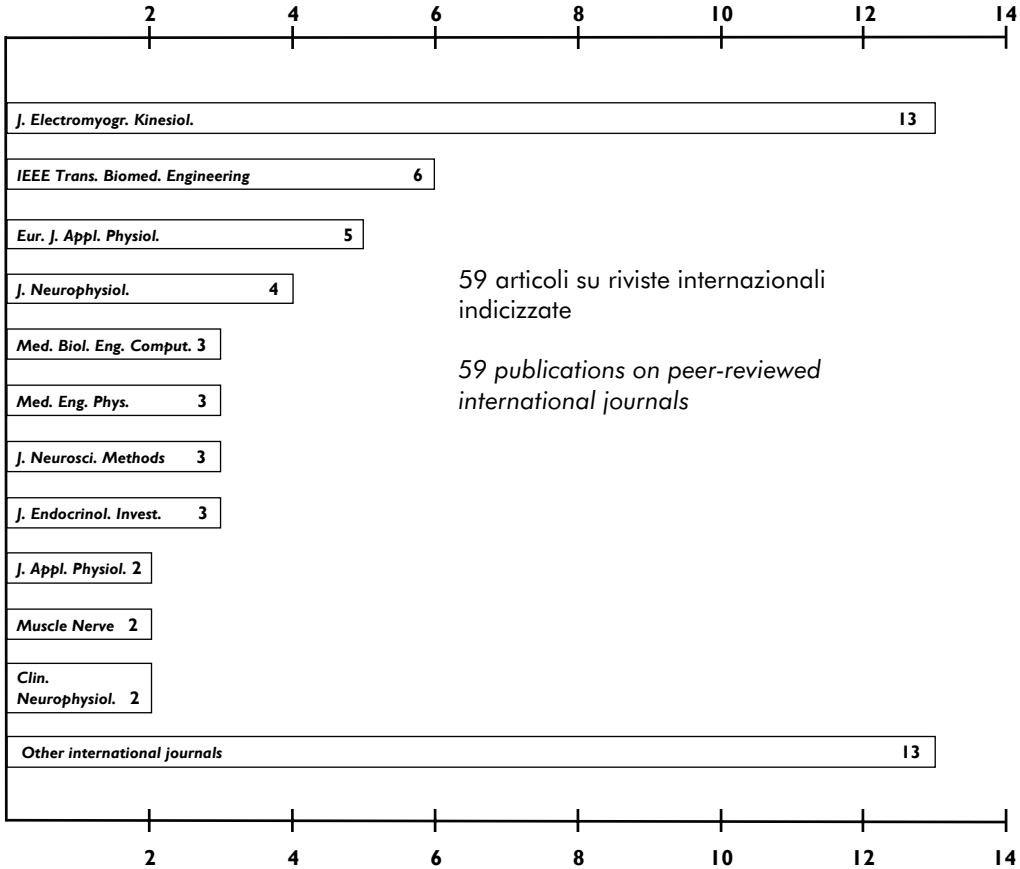
1. "Space, sport, ergonomics and sphincters", eStrategies Projects: Science, Technology and Innovation, British Publishers, number 6/2008.
2. "Prende il via mercoledì 9 la settimana della scienza al Liceo Piero Martinetti", La sentinella, 07/04/2008.
3. "La Scienza al Martinetti", La Gazzetta del Canavese, 07/04/2008.
4. "Luci sul simulatore web di Kohn per capire le funzioni del midollo", La Stampa, Torino Sette, 04/07/2008.
5. "Costume: tecniche passatempo", Airone, number 329 – September 2008.
6. "La sfida? Salvare le fibre dei muscoli", Tuttoscienze, 03/12/2008.



**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI A  
CONGRESSI (DAL 2006)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2006)**

**Publicazioni su riviste internazionali (2006 – 2008)**  
**Publications on international journals (2006 – 2008)**



Distribuzione delle pubblicazioni del LISiN in riviste internazionali indicizzate (2006-2008)  
Distribution of LISiN publications in peer-reviewed journals (2006-2008)

1. Botter A, Lanfranco F, Merletti R, Minetto MA. Myoelectric fatigue profiles of three knee extensor muscles. *Int. J. Sports Med.* in press.
2. Botter A, Merletti R, Minetto MA. Pulse charge and not waveform affects M-wave properties during progressive motor unit activation. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008 Apr 30 [Epub ahead of print].
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.* 2008;18:382-389.
7. Cescon C, Madeleine P, Farina D. Longitudinal and transverse propagation of surface mechanomyographic waves generated by single motor unit activity. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2008;46:871-877.
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, Rebecchi P, Merletti R. Effect of electrode array position and subcutaneous tissue thickness on conduction velocity estimation in upper trapezius muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008;18:628-636.
10. 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.
11. 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.* 2008;18:789-797.
12. 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.
13. Farina D, Cescon C, Negro F, Enoka RM. Amplitude cancellation of motor-unit action potentials in the surface electromyogram can be estimated with spike-triggered averaging. *J. Neurophysiol.* 2008;100:431-440.

14. Farina D, Holobar A, Gazzoni M, Zazula D, Merletti R, Enoka RM. Adjustments differ among low-threshold motor units during intermittent, isometric contractions. *J. Neurophysiol.* 2008 Nov 12 [Epub ahead of print].
15. Farina D, Negro F, Gazzoni M, Enoka RM. Detecting the unique representation of motor-unit action potentials in the surface electromyogram. *J. Neurophysiol.* 2008;100:1223-1233.
16. Farina D, Pozzo M, Lanzetta M, Enoka RM. Discharge variability of motor units in an intrinsic muscle of transplanted hand. *J. Neurophysiol.* 2008;99:2232-2240.
17. 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.
18. Franz H, Hinninghofen H, Kowalski A, Merletti R, Enck P. Mode of delivery affects anal sphincter innervation. *Gastroenterology* 2006;130(Suppl 2):S724.
19. Holobar A, Gazzoni M, Farina D, Merletti R, Zazula D. Estimating motor unit discharge pattern from the surface electromyogram. *Clin. Neurophysiol.* in press.
20. Holobar A, Zazula D. Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation. *IEEE Trans. Signal Process.* 2007;55:4487-96.
21. 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.
22. 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.
23. 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.
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. Madeleine P, Cescon C, Farina D. Spatial and force dependency of mechanomyographic signal features. *J. Neurosci. Methods* 2006;158:89-99.
26. Marateb HR, McGill KC. Resolving superimposed MUAPs using particle swarm optimization. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* in press.
27. Melchiorri G, Rainoldi A. Mechanical and myoelectric manifestations of fatigue in subjects with anorexia nervosa. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008;18:291-297.

28. Merletti R. Motor units in cranial and caudal regions of the upper trapezius muscle have different discharge rates during brief static contractions. *Acta Physiol. (Oxf)* 2008;192:453.
29. Merletti R, Botter A, Troiano A, Merlo E, Minetto MA. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. *Clin Biomech*, 2008 Nov 28 [Epub ahead of print].
30. Merletti R, Holobar A, Farina D. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008;18:879-890.
31. Merletti R, Farina D. Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philos. Transact. A Math. Phys. Eng. Sci.* 2009;367:357-368.
32. 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.
33. Mesin L. Simulation of surface EMG signals for a multilayer volume conductor with a superficial bone or blood vessel. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2008;55:1647-1657.
34. Mesin L, Cescon C, Gazzoni M, Merletti R, Rainoldi A. A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008 Sep 26 [Epub ahead of print].
35. Mesin L, Cocito D. A new method for the estimation of motor nerve conduction block. *Clin. Neurophysiol.* 2007;118:730-40.
36. 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.
37. 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.
38. Mesin L, Gervasio R. Detection volume of simulated electrode systems for recording sphincter muscle electromyogram. *Med. Eng. Phys.* 2008;30:896-904.
39. 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.
40. Mesin L, Merletti R. Distribution of electrical stimulation current in a planar multilayer anisotropic tissue. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2008;55:660-670.
41. Mesin L, Merletti R, Rainoldi A. Surface EMG: The issue of electrode location. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008 Sep 29 [Epub ahead of print].

42. Mesin L, Smith S, Hugo S, Viljoen S, Hanekom T. Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface EMG recordings. *Med. Eng. Phys.* 2008 Jun 26 [Epub ahead of print].
43. 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;53:1963-1971.
44. Minetto MA, Botter A, De Grandis D, Merletti R. Time and frequency domain analysis of surface myoelectric signals during electrically-elicited cramps. *Neurophysiol. Clin.* in press.
45. Minetto MA, Botter A, Ravenni R, Merletti R, De Grandis D. Reliability of a novel neurostimulation method to study involuntary muscle phenomena. *Muscle Nerve* 2008;37:90-100.
46. 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.
47. 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.
48. Minetto MA, Lanfranco F, Tibaudi A, Baldi M, Termine A, Ghigo E. Changes in awakening cortisol response and midnight salivary cortisol are sensitive markers of strenuous training-induced fatigue. *J. Endocrinol. Invest.* 2008;31:16-24.
49. 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.
50. 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;30:791-796.
51. 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;34:169-177.
52. 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.* 2008;18:1032-1037.
53. Rainoldi A, Gazzoni M, Casale R. Surface EMG signal alterations in Carpal Tunnel syndrome: a pilot study. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2008;103:233-242.
54. Rainoldi A, Gazzoni M, Melchiorri G. Differences in myoelectric manifestations of fatigue in sprinters and long distance runners. *Physiol. Meas.* 2008;29:331-340.

55. 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.* 2008;26:321-331.
56. Sjøgaard G, Søgaard K, Hermens HJ, Sandsjö 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;96:110-121.
57. Troiano A, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R, Mesin L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait Posture* 2008;28:179-186.
58. 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;44:348-351.
59. Vieira TMM, Oliviera LF, Nadal J. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing. *J. Electromyogr. Kinesiol.* in press.

### **Publicazioni su riviste nazionali**

### ***Publications on national journals***

Bonfiglioli R, Botter A, Draicchio F, Calabrese M, Mussoni P, Curti S, Mattioli S, Merletti R, Violante FS. Usefulness of surface electromyography of hand muscles in the assessment of myoelectric parameters changes due to repetitive manual tasks. *G. Ital. Med. Lav. Ergon.* 2007;29(3 Suppl):575-578.

### **Libri e capitoli di libri (2006 – 2008)**

### ***Books and chapters in books (2006 – 2008)***

1. Rainoldi A, Minetto MA, Merletti R. *Biomedical Engineering in Exercise and Sports.* Minerva Medica; 2006.
2. Rainoldi A, Minetto MA. *Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology.* 2006.

## **Presentazioni a congressi internazionali e nazionali (2006 – 2008)**

### ***Presentations at national and international congresses (2006 – 2008)***

1. Barbero M, Gatti R, Lo Conte L, Merletti R. Inter-rater reliability in locating the innervation zone using sEMG signals in trapezius muscle. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
2. Botter A, Merletti R, Minetto MA. Myoelectric fatigue profiles during electrically-elicited contractions of vastus lateralis, vastus medialis obliquus, and vastus medialis longus muscles. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
3. 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 28-30 and July 1, 2006.
4. 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.
5. 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 28-30 and July 1, 2006.
6. Cescon C, Falla D, Lindstrøm R, Farina D. Experimental muscle pain changes the spatial distribution of trapezius muscle activity during dynamic tasks. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
7. 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.
8. Cescon C, Gazzoni M, Merletti R. Short term bed rest reduces conduction velocity of individual motor units in leg muscles. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
9. 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 28-30 and July 1, 2006.
10. Cescon C, Negro F, Enoka RM, Farina D. Cancellation of surface action potential amplitude in motor units of the vastus medialis muscle. "Neuroscience 2007, 37th annual meeting of the Society for Neuroscience", San Diego, USA, November 3-7, 2007.

11. 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 28-30 and July 1, 2006.
12. Divjak M, Holobar A, Zazula D. On prototyping of virtual learning environments: teacher oriented approach. "Interactive Computer Aided Learning", Villach, Austria, September 27-29, 2006.
13. Farina D, Holobar A, Gazzoni M, Zazula D, Merletti R, Enoka RM. Activity-dependent changes in motor unit behavior and muscle fiber conduction velocity during cyclic tasks of the abductor pollicis brevis muscle. "Neuroscience 2008, 38th Annual Meeting of the Society for Neuroscience", Washington, USA, November 15-19, 2008.
14. Gazzoni M, Davico E, Mastrangelo F, Merletti R, Enck P, Mesin L. Automatic localization of innervation zones of sphincter muscles: reliability and repeatability of a new method. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
15. 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 28-30 and July 1, 2006.
16. 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.
17. Glaser V, Ludeman L, Holobar A, Zazula D. Sequential convolution kernel compensation with block input. "International Conference on Biomedical Electronics and Biomedical Informatics", Rhodes, Greece, August 20-22, 2008.
18. 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 28-30 and July 1, 2006.
19. Holobar A. On repeatability of motor unit identification in multi-channel surface electromyograms of the external sphincter muscle. "16th International Electrotechnical and Computer Science Conference", Portorož, Slovenia, September 24-26, 2007.
20. Holobar A, Enck P, Hinninghofer H, Merletti R. Decomposition of surface EMG from external anal sphincter. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
21. 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.



22. 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.
23. Holobar A, Gazzoni M, Merletti R, Zazula D. Dekompozicija veckanalnih površinskih elektromiogramov, posnetih med dinamičnimi mišicnimi skrcitvami. "15th International Electrotechnical and Computer Science Conference", Portorož, Slovenia, September 21- 25, 2006.
24. 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.
25. Holobar A, Zazula D. Identification of motor unit discharge patterns in time-frequency plane. "7th Int. conf. on mathematics and computers in biology and chemistry", Cavtat, Croatia, June 12-15, 2006.
26. Holobar A, Zazula D. Gradient Convolution Kernel Compensation applied to surface electromyograms. "7th International Conference on Independent Component Analysis and Signal Separation", London, UK, September 9-12, 2007.
27. Holobar A, Zazula D. On the selection of the cost function for gradient-based decomposition of surface electromyograms. "30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society", Vancouver, Canada, August 20-24, 2008.
28. 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 28-30 and July 1, 2006.
29. Holobar A, Zazula D, Merletti R. DEMUSETOOL - a tool for decomposition of multichannel surface electromyograms. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
30. Istenic R, Holobar A, Gazzoni M, Zazula D. Muscle force estimation using a measure of muscle activation extracted from surface EMG. "International Conference on Computational intelligence, Man-machine systems and cybernetics", Puerto De La Cruz, Tenerife, Canary Islands, Spain, December 14-16, 2007.
31. 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.
32. 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 28-30 and July 1, 2006.

33. Marateb HR, McGill KC. Resolving superimposed MUAPs by particle swarm optimization. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
34. 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", Torino, Italy, June 28-30 and July 1, 2006.
35. Menegaldo L, Oliveira LO, Vieira TMM. Plantar flexors torque estimation by a modified Hill model. "Bioengineering 08 Imperial College", London, UK, September 18 - 19, 2008.
36. Mesin L. A model of electrical stimulation. "XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Torino, Italy, June 28-30 and July 1, 2006.
37. 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 28-30 and July 1, 2006.
38. Mesin L. Estimation of monopolar signals from sphincter muscles. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
39. Mesin L. Model of generation of surface EMG with multi-layer volume conductor with variable thickness of subcutaneous tissue. "Primo Congresso Nazionale di Bioingegneria", Pisa, Italy, July 3-5, 2008.
40. Mesin L, Boye A, Troiano A, Merletti R, Farina D. Real-time reduction of power line interference in multichannel surface EMG. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
41. 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, USA, August 27-30, 2007.
42. Mesin L, Cescon C, Gazzoni M, Merletti R, Rainoldi A. A new method to estimate myoelectric manifestations of muscle fatigue. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
43. 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 28-30 and July 1, 2006.
44. 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 28-30 and July 1, 2006.

45. 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 28-30 and July 1, 2006.
46. 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 28-30 and July 1, 2006.
47. 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 28-30 and July 1, 2006.
48. Mesin L, Merlo E, Merletti R, Orizio C. Motor units distribution and recruitment order retrieved from force / M-wave relationship during stimulated contraction. "Primo Congresso Nazionale di Bioingegneria", Pisa, Italy, July 3-5, 2008.
49. 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 28-30 and July 1, 2006.
50. 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 28-30 and July 1, 2006.
51. Mesin L, Troiano A. Motor unit distribution estimation by multichannel surface EMG. "4th International Congress MEDSIP 2008 – Advances in Medical, Signal and Information Processing", Santa Margherita Ligure, Italy, July 14-16, 2008.
52. Minetto MA, Botter A, De Grandis D, Merletti R. Novel insights into cramp pathophysiology from M-wave analysis during cramp discharge. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
53. 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.
54. Minetto MA, Botter A, Ravenni R, De Grandis D, Merletti R. Nuovi rilevamenti sulla fisiopatologia dei crampi muscolari dall'analisi di onde M durante il crampo. "Congresso Nazionale della Società Italiana di Neurofisiologia Clinica", Venezia, Italy, 15 -17 maggio 2008.
55. 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.

56. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Farina D. Discharge variability of motor units in the abductor hallucis muscle during electrically-elicited cramps. "Neuroscience 2008, 38th Annual Meeting of the Society for Neuroscience", Washington, USA, November 15-19, 2008.
57. 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, Italy, January 28-31, 2006.
58. Rainoldi A. Innovative techniques for surface EMG recordings and applications in sport sciences. "National Academy of Physical Education and Sports", Bucarest, Romania, June 16, 2007.
59. 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", Torino, Italy, June 28-30 and July 1, 2006.
60. 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", Torino, Italy, June 28-30 and July 1, 2006.
61. Rainoldi A, Gazzoni M, Gollin M, Minetto MA. Neuromuscular responses to continuous and intermittent voluntary contractions. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
62. 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.
63. 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", Torino, Italy, June 28-30 and July 1, 2006.
64. 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.
65. Troiano A, Vieira TMM, Davico E. Recommendations for optimal electrode positioning to acquire high quality surface EMG from medial gastrocnemius and upper trapezius muscles. "European Conference of Adapted Physical Activity (EUCAPA)", Torino, Italy, October 9-11, 2008.
66. 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", Torino, Italy, June 28-30 and July 1, 2006.

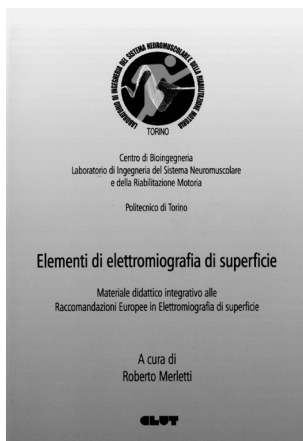
67. Vieira T.M.M. Recording propagating sEMG signals from medial gastrocnemius: a pilot study. "2nd Summer School on Advanced Technologies for Neuro-motor Assessment and Rehabilitation". Bologna, Italy, July 13-19, 2008.
68. Vieira TMM. The role of medial and lateral gastrocnemius muscles for the control of quiet standing posture: preliminary results. International PhD course on "Physical activity at work and leisure in a healthy perspective". Odense, Denmark, October 20-23, 2008.
69. Vieira TMM, Mastrangelo F, Merletti R. Assessment of gastrocnemius heterogeneity using a high density sEMG system. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
70. Vieira TMM, Merletti R. Trade-off and coactivation between gastrocnemii during a quiet standing test: preliminary results. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
71. Vieira TMM, Salles BF, de Oliveira LF. Assessment of surface EMG rms amplitude during maximal voluntary contraction. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Fall, Ontario (Canada), June 18 – 21, 2008.
72. Zazula D, Holobar A. Blind source separation based on a single observation. "2nd international workshop on biosignal processing and classification", Setúbal, Portugal, August 1-5, 2006.
73. Zazula D, Holobar A, Angely F. Analysis of electrocardiograms using the convolution kernel compensation approach. "14th International Workshop on Systems, Signals and Image Processing 2007", Maribor, Slovenia, June 27-30, 2007.
74. Zazula D, Holobar A, Divjak M. Convolution kernel compensation applied to 1D and 2D blind source separation. "3rd international conference on signal processing and multimedia applications", Setúbal, Portugal, August 7-10, 2006.

## Libri pubblicati dal 1997 al 2008

## Books published from 1997 to 2008



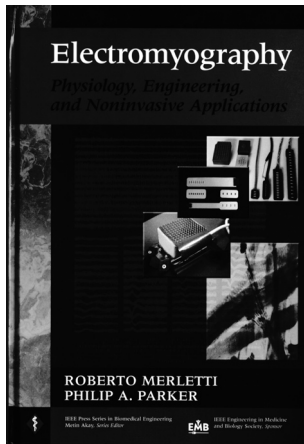
*SENIAM- Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie.*  
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. -1999  
ISBN 90-75452-14-4



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

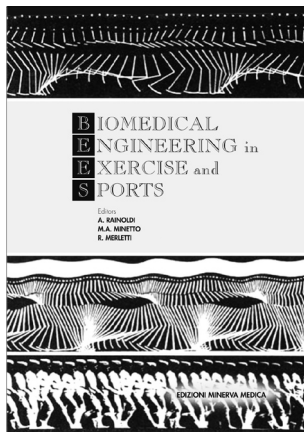


*Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW).* C.L.U.T.-2004  
ISBN 88-7992-191-6



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

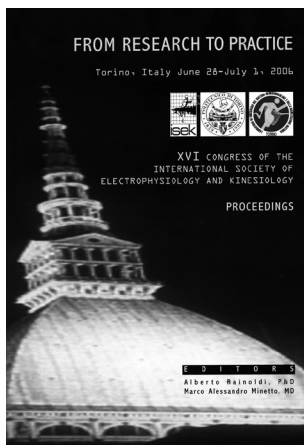
The textbook is aimed to graduate students in biomedical engineering, exercise physiology, and movement sciences.



*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.

Finito di stampare nel mese di gennaio 2009  
presso Arti Grafiche Roccia, Torino