

# RAPPORTO ANNUALE 2009



Editing and revisions by R. Merletti and M.A. Minetto

# ANNUAL REPORT 2009



**I** dodici precedenti Rapporti Annuali del Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) sono stati presentati ai loro lettori da importanti rappresentanti italiani del mondo accademico, scientifico, finanziario e amministrativo. E' un piacere e un onore essere il primo scienziato straniero a svolgere questo compito.

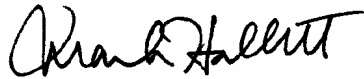
Nella mia posizione di Coordinatore del Medical Neurology Branch e della sezione di Human Motor Control presso il National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS) al National Institute of Health (NIH) statunitense conosco bene gli approcci inter e multidisciplinari che caratterizzano la ricerca sul sistema neuromuscolare nel mondo e, in particolare, in USA e in Europa. Il LISiN ha contribuito in modo importante a questa ricerca attraverso la particolare finestra di indagine offerta dalle tecniche di elettromiografia di superficie (SEMG).

Per molti anni questa tecnica è stata applicata prevalentemente nel settore della terapia fisica e della medicina riabilitativa come strumento di biofeedback o per rilevare l'attivazione di muscoli in relazione al movimento, con particolare riferimento alla analisi del cammino. Il lavoro svolto dal LISiN ha dimostrato che questa è solo una minima parte della informazione ottenibile dalla SEMG.

Nelle ultime due decadi, in alcuni laboratori europei e statunitensi, la tecnica di SEMG è stata sviluppata in uno strumento atto a studiare le strategie di controllo motorio, la fatica musco-

**F**or twelve years the Annual Report of the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) has been introduced to its readers by important representatives of the Italian academic, scientific, financial and administrative communities. It is a pleasure and an honor to be among them as the first foreign scientist taking up this task.

Dr. Mark Hallett



Chief of Human Motor Control Section  
National Institute of Neurological  
Disorders and Stroke, NIH,  
Bethesda, USA

As Chief of the Medical Neurology Branch and of its Human Motor Control Section at the US National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS), National Institute of Health (NIH), I am familiar with the inter- and multi-disciplinary approaches to the investigation of the neuromuscular system carried out across the world, and in

particular in the USA and Europe. LISiN is contributing importantly to this investigation through the special window provided by surface electromyography (SEMG).

For many years this technique has been applied in the realm of physical therapy and rehabilitation medicine either as a tool for biofeedback or to detect muscle activation in relation to human movement, with particular regard to gait. The work done at LISiN demonstrates that this is only a small fraction of the information that can be extracted from SEMG.

In the last two decades, in a few US and European laboratories, SEMG has been developed into a tool to study movement control strategies, muscle fatigue, muscle cramps, innervation zones and individual motor unit properties, with many applications in ergonomics, work related

lare, i crampi, l'anatomia della innervazione e le proprietà di singole unità motorie, con numerose applicazioni in ergonomia, patologie occupazionali, neurofisiologia, medicina dello spazio e anche urologia e ostetricia. La elettromiografia ad alta densità di elettrodi (HDEMG), ottenuta con matrici bidimensionali di decine di contatti sta diventando una potente tecnica per immagini.

Numerosi articoli scientifici pubblicati su riviste internazionali di grande prestigio hanno dimostrato l'utilità, le applicazioni e i limiti di questa tecnica e molti di tali articoli hanno reso pubblici risultati ottenuti dal LISiN.

Nonostante le difficoltà di cui soffre la ricerca italiana e l'elevato ricambio di ricercatori a causa delle scarse prospettive professionali e della carenza di posizioni stabili, il LISiN ha attratto numerosi ricercatori italiani e stranieri e questi ultimi rappresentano oggi la metà del personale scientifico del LISiN. I dodici progetti finanziati dalla Comunità Europea e dalla Agenzia Spaziale Europea e Italiana nel corso di dodici anni (con un lusinghiero rapporto del 50% tra progetti approvati e progetti proposti) dimostrano non solo la qualità della ricerca ma anche la capacità di coordinamento e organizzazione della ricerca a livello internazionale.

Molti risultati ottenuti dal LISiN sono oggi maturi per essere trasferiti al mondo clinico e industriale. Questa non è una fase semplice della ricerca medica. Richiede una buona percezione degli elementi di innovazione da parte dei potenziali utenti e dei managers della sanità, la capacità di superare abitudini e diffidenze e di colmare carenze di informazione e conoscenza. Richiede iniziativa e capacità imprenditoriali, competenza e attività di formazione da parte della comunità accademica locale.

Le iniziative del LISiN nel settore della disseminazione, le pubblicazioni scientifiche e le presentazioni internazionali, le scuole estive, i seminari e i workshops sono necessari e apprezzati. Ma

*disorders, neurophysiology, space medicine and even urology and obstetrics. High density SEMG, obtained through the use of two dimensional electrode arrays is now becoming a powerful imaging technique.*

*Many scientific articles published in highly qualified and very selective peer-reviewed international journals have demonstrated the value, the applications and the limitations of this technique and a large number of them reported work done at LISiN.*

*Despite the difficulties of Italian research and the high turnover of researchers due the lack of professional perspectives and stable employment, LISiN has attracted a considerable number of Italian and foreign investigators, the latter now representing half of the staff. The twelve LISiN projects sponsored by the European Union and by the European and Italian Space Agencies over twelve years with an approval/application rate of 50% have demonstrated the quality of the research as well as the ability to coordinate and lead at an international level.*

*Many of LISiN's results are now mature for transfer to the clinical and industrial worlds. This is not an easy phase in medical research. It requires a proper perception and appreciation of innovation by the potential users and health managers, as well as the overcoming of habits, diffidence and lack of information and knowledge. It takes entrepreneurship, competence and educational efforts by the academic community. The major effort of LISiN in dissemination through publications, presentations at international meetings, summer schools, seminars and workshops is necessary and commendable. But it may be insufficient in an environment where clinicians readily accept products only when they are commercially pushed by industry, and industry is reluctant to transform academic research into products to bring to the market unless they have powerful testimonials and sponsors in the medical community as well as the opportunity*

essi sono insufficienti in un ambiente in cui i clinici accettano nuovi prodotti solo quando questi sono promossi commercialmente dall'industria e l'industria è riluttante a sviluppare il mercato dei prodotti risultanti dalla ricerca accademica a meno che essi non abbiano "testimonials" importanti e non offrano opportunità di profitto in tempi brevi e a basso rischio. L'esperienza statunitense e del NINDS indicano che il bagaglio di conoscenze acquisite in un laboratorio di ricerca trova applicazione clinica solo quando diventa oggetto di libri di testo e di insegnamento nei corsi delle scuole di medicina. Solo quando questo obiettivo sarà raggiunto il contributo del LISiN alla scienza e alla pratica medica sarà pienamente riconosciuto e accettato nella pratica clinica quotidiana.

*to make profit in a short time and with low risk. The US and the NINDS experience shows that the body of knowledge acquired in a successful research laboratory will be clinically applied only after it has become a subject of teaching and academic training through textbooks and courses in medical schools. Only when this goal will be reached will the contribution of LISiN to medicine and routine clinical practice be fully achieved and accepted.*

## 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)

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

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



**European Community**

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

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

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



**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.*

## Aziende che nel 2009 hanno collaborato a progetti LISiN

### *Enterprises who collaborated with LISiN's projects in 2009*



Bitron S.p.A. Unità di Grugliasco

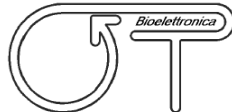
Strada del Portone, 95

10095 Grugliasco (TO), Italy

<http://www.bitron.net/>

La **Bitron** collabora allo sviluppo di sistemi innovativi e finanzia una borsa di dottorato.

*Bitron collaborates to the development of innovative systems and funds one doctoral fellowship.*



**OT Bioelettronica**, C.so Unione Sovietica 312, 10135

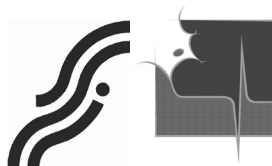
Torino, Italy • [www.ottinosnc.it](http://www.ottinosnc.it)

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.*



**Enti di ricerca che nel 2009 hanno collaborato a progetti LISiN**  
**Research institutions that collaborated with LISiN's projects in 2009**



Aalborg University, Aalborg, Denmark  
Department of Health Science and Technology  
Center for Sensory-Motor Interaction (SMI)  
<http://www.smi.hst.aau.dk/>



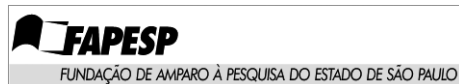
Bulgarian Academy of Sciences, Sofia, Bulgaria  
Centre of Biomedical Engineering  
<http://www.clbme.bas.bg/>



Conselho Nacional de Pesquisa e Desenvolvimento (CNPq), Brasilia, Brasil  
<http://www.cnpq.br>



Ferhat ABBAS University of Setif, Setif, Algeria  
Engineering Faculty  
Electronics Department  
<http://www.univ-setif.dz>



Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, São Paulo, Brasil  
<http://www.fapesp.br>



Istituto Auxologico Italiano, IRCCS  
Laboratorio Sperimentale di Ricerche Auxo-Endocrinologiche, Milan, Italy & Divisione di Auxologia, Verbania, Italy  
<http://www.auxologico.it/>



Manchester Metropolitan University, Manchester, UK  
Institute for Biomedical Research into Human Movement and Health  
<http://www.irm.mmu.ac.uk/>



Politecnico di Torino, Torino, Italy  
Dipartimento di Fisica  
<http://www.polito.it/ricerca/dipartimenti/difis/>



Queen Margaret University  
EDINBURGH

Queen Margaret University, Edinburgh, UK  
<http://www.qmu.ac.uk>



San Luigi Hospital, Orbassano, Italy  
Division of General Surgery  
<http://www.sanluigi.piemonte.it/index.shtml>

**SUPSI**

Scuola Universitaria Professionale  
della Svizzera Italiana

Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana (SUPSI), University of Applied Sciences and Arts of Southern Switzerland, Manno, Switzerland  
<http://www.supsi.ch>



Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil  
Biomechanics Laboratory  
<http://www.ufrj.br>



UNIVERSITY OF JYVÄSKYLÄ



University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland  
Department of Biology of Physical Activity Neuromuscular Research Center  
<https://www.jyu.fi/sport/laitokset/liikuntabiologia/nmrc/>

**FERI**



Univerza v Mariboru

University of Maribor, Maribor, Slovenia  
Faculty of Electrical Engineering and Computer Science  
<http://www.feri.uni-mb.si/>



**iim**

University of Pavia, Pavia, Italy  
Department of Physiology, Human Physiology Unit & Interuniversity Institute of Myology  
<http://www-3.unipv.it/dsffcm/>



University of São Paulo, São Paulo, Brasil  
Escola Politécnica  
Biomedical Engineering Laboratory (LEB)  
<http://www.usp.br>



University of Turin, Turin, Italy  
Department of Internal Medicine  
Division of Endocrinology, Diabetology and Metabolism  
<http://www.unito.it/dmi/>



University of Turin, Turin, Italy  
University School of Motor & Sport Sciences of Torino  
(SUISM), Motor Science Research Center  
<http://www.medicinasportricerca.it/>



Veterans Affairs Palo Alto Health Care System,  
Palo Alto, California, USA  
Rehabilitation R&D Center

## **Autori e affiliazioni**

## **Authors and affiliations**

- 1) Botter A, Cescon C, Marateb HR, Merletti R, Mesin L, Minetto MA, Vieira TMM. *Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Dipartimento di Elettronica, Politecnico di Torino, Torino, Italy*
- 2) Holobar A, Glaser V. *Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia*
- 3) Lateva ZC, McGill KC. *Rehabilitation Research and Development Center, Veterans Affairs Palo Alto Health Care System, Palo Alto, California, USA*
- 4) Rojas M. *Research Department of Automatic Control, Biomedical Engineering Research Center, Technical University of Catalonia, Barcelona, Spain*
- 5) Alexe-Ionescu AL, Barbero G. *Dipartimento di Fisica, Politecnico di Torino, Torino, Italy*
- 6) Farina D, Muceli S, Negro F. *Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Aalborg, Denmark*
- 7) Loram ID. *Institute for Biomedical Research into Human Movement and Health, Manchester Metropolitan University, Manchester, UK*
- 8) Arvat E, Baldi M, Ghigo E, Lanfranco F, Minetto MA. *Division of Endocrinology, Diabetology and Metabolism, Department of Internal Medicine, University of Turin, Turin, Italy*
- 9) Avela JM, Piitulainen HT. *Neuromuscular Research Center, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland*
- 10) Nowakowski M. *Jagiellonian University School of Medicine, Krakow, Poland*
- 11) Destefano I, Ferronato M, Scaglia M. *Division of General Surgery, San Luigi Hospital, Orbassano, Italy*
- 12) Rainoldi A. *Motor Science Research Center, University School of Motor & Sport Sciences of Torino (SUISM), Turin, Italy*

# INDICE DEL CONTENUTO

## **Introduzione**

### **Introduction**

Prof. Roberto Merletti

17

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

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

**Progetto e sviluppo di una sonda rettale conica monouso  
per il prelievo di segnali EMG multicanale dal muscolo sfintere anale esterno**

***Design and development of a disposable conic rectal probe  
for multi-channel surface EMG of the external anal sphincter muscle***

C. Cescon<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

23

**Influenza della durata del segnale EMG di superficie sull'accuratezza  
della decomposizione**

***Influence of the signal length on accuracy  
of surface EMG decomposition***

V. Glaser<sup>2</sup>, A. Holobar<sup>2</sup>

25

**Validazione dell'algoritmo CKC di decomposizione  
del segnale EMG di superficie in un muscolo pennato**

***Validation of the CKC surface EMG decomposition algorithm  
in a pennate muscle***

A. Holobar<sup>2</sup>, Z.C. Lateva<sup>3</sup>, H.R. Marateb<sup>1</sup>, K.C. McGill<sup>3</sup>

27

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

**Individuazione di outlier nel segnale EMG di superficie  
con un sistema esperto automatico basato su logica Fuzzy**

***Outlier detection in HDsEMG  
using an automatic expert-based Fuzzy system***

H. R. Marateb<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, M. Rojas<sup>4</sup>

30

**Misure di impedenza dell'interfaccia elettrodo-gel-cut  
utilizzando gel a base di idrossicellulosa**

***Impedance measurements of the skin-gel-electrode interface  
using hydrocellulose-based gels***

A. L. Alexe-Ionescu<sup>5</sup>, M. Aventaggiato<sup>1</sup>, G. Barbero<sup>5</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

33

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

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

**Reclutamento e frequenza di attivazione delle unità motorie  
nel muscolo gastrocnemio mediale durante oscillazioni posturali**

***Recruitment and discharge rate of motor units  
in the medial gastrocnemius muscle during postural sways***

D. Farina<sup>6</sup>, I.D. Loram<sup>7</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, S. Muceli<sup>6</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

35

**Come sono distribuite le unità motorie nel muscolo gastrocnemio mediale dell'uomo?  
*How are the motor units distributed in the human medial gastrocnemius muscle?***

D. Farina<sup>6</sup>, I.D. Loram<sup>7</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, S. Muceli<sup>6</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

38

**Forza muscolare in condizioni isometriche e componenti lente  
delle frequenze di attivazione delle unità motorie**

***Isometric muscle force and slow components of motor unit discharge rates***

D. Farina<sup>6</sup>, A. Holobar<sup>2</sup>, F. Negro<sup>6</sup>

41

**Rallentamento della velocità di conduzione delle fibre muscolari  
dopo somministrazione di desametasone in soggetti sani**

***Muscle fiber conduction slowing after short-term  
dexamethasone administration in healthy subjects***

E. Arvat<sup>8</sup>, M. Baldi<sup>8</sup>, A. Botter<sup>1</sup>, E. Ghigo<sup>8</sup>, F. Lanfranco<sup>8</sup>, M.A. Minetto<sup>8,1</sup>

43

**Caratteristiche EMG delle fibre muscolari dopo esercizi eccentrici e concentrici**

***Surface EMG properties of muscle fibers after eccentric and concentric exercises***

J.M. Avela<sup>9</sup>, A. Botter<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, H.T. Piitulainen<sup>9</sup>

46

**Variazioni nelle proprietà delle unità motorie a seguito di esercizio eccentrico  
dei flessori del braccio**

***Changes in motor unit characteristics after eccentric elbow flexor exercise***

J. M. Avela<sup>9</sup>, A. Holobar<sup>2</sup>, H. T. Piitulainen<sup>9</sup>

49

**Analisi di segnali EMG monopolari dal muscolo sfintere anale esterno**

***Investigation of monopolar multi-channel surface EMG  
of the external anal sphincter muscle***

C. Cescon<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, L. Mesin<sup>1</sup>, M. Nowakowski<sup>10</sup>

52

**Relazione tra spessore dei tessuti, manometria e EMG dello sfintere anale esterno**

***Relationship between tissue thickness, manometry and EMG of the external anal sphincter***

C. Cescon<sup>1</sup>, I. Destefano<sup>11</sup>, M. Ferronato<sup>11</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, M. Scaglia<sup>11</sup>

54

15

**FORMAZIONE PERMANENTE,  
DISSEMINAZIONE DEI  
RISULTATI**

**CONTINUING EDUCATION,  
DISSEMINATION OF  
RESULTS**

**Il progetto LISiN-SUISM  
Il secondo anno**

**LISiN-SUISM Project  
The second year**

M. Gazzoni<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, A. Rainoldi<sup>12</sup>

**56**

**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>8,1</sup>

**58**

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI  
A CONGRESSI (DAL 2007)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2007)**

**64**



Prof. Roberto Merletti

La prefazione del Prof. Mark Hallett a questo volume mette in evidenza il problema della formazione e dell'addestramento degli operatori sanitari all'uso di nuove tecniche sviluppate nei laboratori di ricerca. I dodici anni di attività del LISiN, gli oltre 150 lavori pubblicati, una decina di numeri speciali di riviste scientifiche dedicati al tema della elettromiografia non invasiva e il testo "Electromyography: physiology, engineering and non-invasive applications" non sono ancora stati sufficienti a promuovere, a livello locale, la formazione specialistica di neurologi, fisiatristi, esperti di scienze motorie e dello sport, terapisti della riabilitazione ed ergonomi, in questo settore.

I partecipanti a seminari e corsi hanno spesso chiesto "In che modo quello che ho imparato mi sarà utile domani nella mia attività libero professionale?" oppure "Dove trovo informazioni sugli standards per eseguire esami, effettuare diagnosi e per ottenere il rimborso dei costi da parte del Sistema Sanitario Nazionale?". Le domande da porre sono invece "Come posso contribuire alla valutazione clinica di questa tecnica appena messa a punto dai laboratori di ricerca?" oppure "Come possiamo sviluppare e proporre insieme le linee guida necessarie per eseguire esami clinicamente utili in modo semplice, affidabile e rapido?".

Le domande fatte dai partecipanti hanno indicato che a) i partecipanti non erano gli operatori di strutture pubbliche a cui ci si intendeva rivolgere, b) non è facile attrarre i destinatari corretti, c) il processo di transfer tecnologico deve passare attraverso la formazione universitaria e l'aggiornamento permanente e d) i venditori di strumentazione forniscono ai loro clienti prodotti preconfezionati che includono istruzioni su come leggere e interpretare i dati forniti, senza in effetti "formare" gli utenti. In altri termini, gli utenti sono "addestrati" quasi sempre da "informatori scien-

*The preface of Prof. Mark Hallett to this volume outlines the problem of education and training of health operators in the use of novel techniques developed in research laboratories. The twelve years of activity of LISiN with more than 150 peer reviewed publications, about ten special issues of international journals devoted to non invasive electromyography, and the textbook "Electromyography: physiology, engineering and non-invasive applications", have not been sufficient to promote the local training of neurologists, rehabilitation doctors and therapists, movement and sport scientists, and ergonomists in this field.*

*Participants to workshops and seminars often asked "How can I use, in my private practice, what I learned today?" or "Where do I find guidelines and instructions on how to perform a test, how to make a diagnosis, how to obtain reimbursement from the National Health Service?". Rather, the expected questions were "How can I contribute to the clinical assessment of this technique just developed in research labs?" or "How can we develop together a set of clinical guidelines to perform routine examinations in a simple, fast and reliable way?".*

*These experiences suggest that a) workshops and seminar did not attract the audience to which they were addressed, b) the right audience is difficult to find and/or involve, c) the correct process of technology transfer to the national health service must involve academic and continuing education, d) salesmen of medical equipment usually provide the purchasers with a "canned" product that includes instructions on how to read and interpret results but without any real "education" of the users. In other words, training of the users is often performed by salesmen whose interest in research and education is certainly*

tifici" il cui interesse per la ricerca e la formazione è molto inferiore a quello per la vendita di un prodotto.

Il LISiN ha in corso alcune iniziative di formazione il cui obiettivo è il trasferimento dei risultati della ricerca a medici, fisioterapisti ed esperti di scienze motorie attraverso il canale accademico formativo, invece di quello commerciale. Esse sono:

1. Sviluppo di strumenti didattici multimediali su personal computers

Questa iniziativa è promossa nell'ambito della collaborazione con la Scuola Universitaria Interfacoltà in Scienze Motorie (SUISM) di Torino e la azienda e-Mentor, con finanziamento della Compagnia di San Paolo. Essa consiste nello sviluppo di circa 20 moduli didattici che presentano in modo intuitivo, tramite animazioni ed esempi e senza equazioni matematiche, una serie di concetti di base di fisica, di biomeccanica e di elettrofisiologia. Nel 2009 sono stati completati i primi quattro moduli (vedasi il contributo dal titolo "Il progetto LISiN-SUISM - Il secondo anno").

2. Svolgimento di tesi di laurea o di dottorato in collaborazione con la Scuola di Scienze Motorie di Torino (SUISM) e la Queen Margareth University di Edimburgo

Nell'ambito della collaborazione citata al punto 1, tre tesi di laurea in Scienze Motorie sono state svolte, in parte presso il LISiN, insegnando i concetti di base di elettrofisiologia, addestrandogli gli studenti all'uso della strumentazione disponibile e alla interpretazione dei risultati ottenuti. E' in corso (2° anno) un dottorato in fisioterapia svolto in collaborazione con la Queen Margaret University di Edimburgo.

3. Didattica presso l'Università Vita e Salute dell'Ospedale San Raffaele di Milano

Un modulo di elettromiografia non invasiva (15 ore) è stato offerto agli studenti del corso

*much less than that in selling a product to potential customers.*

*LISiN is carrying out continuing education and training activities aimed to transferring research results to clinicians, physical therapists, experts in movement sciences through the academic channel. These activities are:*

*1. Development of PC-based multimedia teaching tools*

*This activity is carried out jointly with the School of Movement Sciences and in collaboration with the company E-Mentor, within a project supported by Compagnia di San Paolo. The project aims to develop about 20 interactive teaching modules that present basic concepts of physics, biomechanics and electrophysiology by means of intuitive examples and animations and guide the students through the animations. Four modules have been completed in 2009 (see the contribution titled "LISiN-SUISM Project - The second year").*

*2. Joint supervision of doctoral dissertations in collaboration with the School of Movement Sciences (SUISM) of Torino and the Queen Margareth University of Edimburgh*

*Within the collaboration mentioned in item 1 above, three thesis and doctoral dissertations in Movement Sciences have been partially carried out at LISiN where students have been trained in the proper use of instrumentation and proper interpretation of results. A doctoral project in Physical Therapy is under way (2<sup>nd</sup> year) in collaboration with the Queen Margaret University of Edinburgh.*

*3. Teaching activity at the Università Vita e Salute, San Raffaele Hospital, Milano*

*A 15 hour teaching module on non-invasive EMG has been offered by LISiN within the curriculum for the Degree of Physical Therapy at*

di Laurea in Fisioterapia della Università Vita e Salute dell'Ospedale San Raffaele di Milano con l'obiettivo di mostrare a) i limiti delle applicazioni correnti, b) il loro superamento grazie alle tecniche innovative oggi disponibili nei laboratori di ricerca, c) un approccio critico alla letteratura e alla pubblicità commerciale.

#### 4. Serie di seminari e workshops

In collaborazione con la Scuola di Dottorato del Politecnico di Torino è stata avviata una serie di workshops, ciascuno consistente di 2-4 lezioni/discussioni tenute da ricercatori del LISiN e da ricercatori invitati da altre sedi universitarie italiane e straniere. In particolare, il 27 Novembre 2009, è stato organizzato a Lubiana il "Second Slovenian-Italian Workshop on Quantitative Needle and High Resolution Surface EMG" con la partecipazione di circa 70 ricercatori.

#### 5. Altre iniziative

Altre iniziative di formazione di III livello sono in via di avviamento in collaborazione con la Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana (SUPSI) e con l'azienda elettronica Bitron SpA di Grugliasco (Torino).

La promozione di iniziative didattiche con il Sistema Sanitario Nazionale e con la Facoltà di Medicina dell'Università di Torino soffre di alcune lentezze.

A livello internazionale non sono mancate proposte di disseminazione di risultati a livello accademico. Tre iniziative meritano di essere sottolineate: a) la preparazione di un numero speciale della rivista "Critical Reviews in Biomedical Engineering" sul tema "High Density EMG", b) la preparazione di un numero speciale della rivista "Physiological Measurement" sul tema "Electrode-skin Interface", c) la lezione di apertura del Congresso su "Biosignals and Biorobotics" che si è tenuto il 5 Gennaio 2010 a Vitoria (Brasile). Queste attività incrementano molto la visibilità internazionale del LISiN e le richieste di periodi

*Università Vita e Salute, San Raffaele Hospital, Milano. The objectives of the course focused on a) the limitations of current EMG techniques, b) the innovative techniques available from advanced research laboratories, c) the critical analysis of literature and advertising material.*

#### 4. Seminar and workshop series

*A series of seminars and workshops has been promoted with the Graduate School of Politecnico di Torino. Each Workshop offered 2-4 lectures/discussions by LISiN researchers and speakers from other institutions/universities. In particular, the "Second Slovenian-Italian Workshop on Quantitative Needle and High Resolution Surface EMG" was organized in Ljubljana on November 27, 2009. About 70 participants from four countries participated to this dissemination initiative.*

#### 5. Other initiatives

*Other dissemination and training initiatives are being organized with Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana (SUPSI) and with the company Bitron SpA (Grugliasco, Torino) at the doctoral level.*

*Teaching and training initiatives with the National Health System and the University of Torino lag behind.*

*Many dissemination initiatives have been proposed to LISiN and are under way at the international level. Three of them are worth mentioning in this report: a) a special issue of the journal "Critical Reviews in Biomedical Engineering" devoted to the topic "High Density EMG", b) a special issue of the journal "Physiological Measurement" on the topic "Electrode-skin Interface", c) the key-note lecture at the congress on "Biosignals and Biorobotics" held on January 5, 2010 in Vitoria (Brasil).*

*These events greatly enhance the international visibility of LISiN and generate many requests for visits, sabbatical and post-doctoral periods by foreign researchers who substantially contribute to*

di formazione e ricerca presso il LISiN da parte di dottorandi, borsisti post-doc, e docenti stranieri che contribuiscono in modo rilevante alle attività e al progresso del LISiN. Tuttavia, come sperimentato negli anni passati, esse non hanno impatto significativo sul trasferimento di conoscenze agli operatori sanitari in Italia.

*LISiN's research activities and progress. However, as in previous years, these visits and exchanges did not have any significant impact on the local dissemination and knowledge transfer activities in 2009.*

## 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)
Matteo Aventaggiato	Graduate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: matteo.aventaggiato@delen.polito.it)
Umberto Barone	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and contract researcher (E-mail: umberto.barone@delen.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)
Corrado Cescon	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: corrado.cescon@polito.it)
Sebastiano Digenti	Graduate in Electronic Engineering at Università di Catania and contract researcher (E-mail: sebastiano.digenti@delen.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)
Hamid Reza Marateb	Graduate in Medical Engineering at Amirkabir University of Technology (Iran) and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: hamid.marateb@polito.it)
Marco Alessandro Minetto	Graduate in Medicine and Surgery, master degree in Internal Medicine, and PhD in Medical Pathophysiology at Università di Torino. Contract professor of Human Physiology at the School of Motor Sciences of University of Turin (E-mail: marco.minetto@unito.it)

Domenico Signorile

Technical Secretary  
(E-mail: [domenico.signorile@delen.polito.it](mailto:domenico.signorile@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 (Brasil) 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>*

**Progetto e sviluppo di una sonda rettale conica monouso per il prelievo di segnali EMG multicanale dal muscolo sfintere anale esterno**

***Design and development of a disposable conic rectal probe for multi-channel surface EMG of the external anal sphincter muscle***

C. Cescon, R. Merletti

Studi recenti hanno dimostrato che esiste una significativa correlazione fra le lacerazioni tissutali che occorrono nel corso dei parti vaginali, con o senza episiotomia, e lo sviluppo di incontinenza fecale nella donna. Sono attualmente in corso studi clinici atti a dimostrare che, conoscendo a priori la morfologia, specifica di ciascuna donna, delle innervazioni che inducono la contrazione dello sfintere anale esterno (il muscolo circolare volontario che permette la chiusura del canale anale), è possibile praticare l'episiotomia in modo ottimale, senza ledere tali innervazioni. In questo modo sarebbe possibile contrastare una delle principali cause di incontinenza fecale nelle donne adulte.

In figura è presentata una sonda anale, multi-canale, monouso e a basso costo, per il prelievo di segnali elettromiografici di superficie, dai muscoli sfinteri. Il dispositivo è composto da:

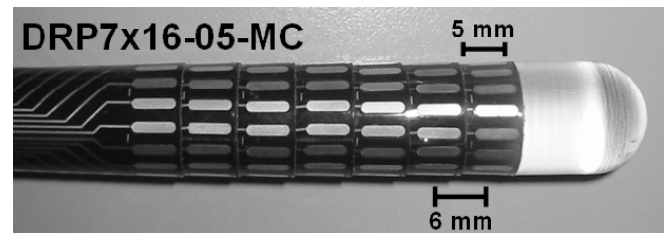
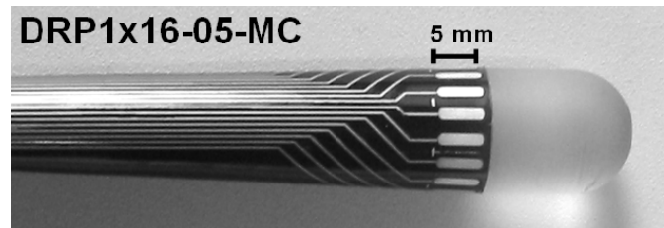
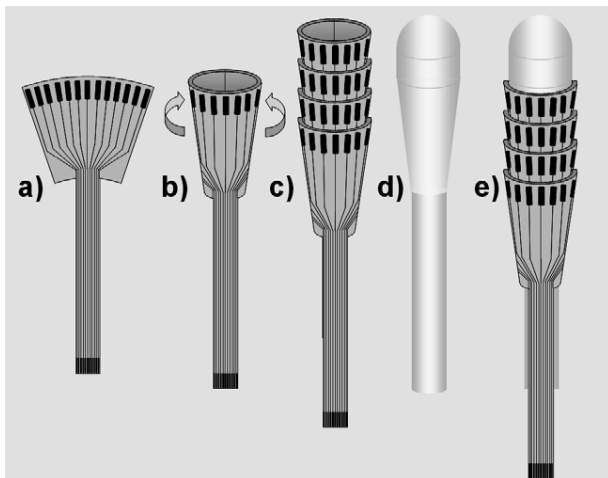
1) circuiti elettrici flessibili contenenti una schiera di elettrodi d'argento, 2) un supporto in plastica con forma troncoconica nella parte centrale. I circuiti di plastica flessibili (a) sono avvolti e incollati (b,c) attorno al supporto centrale

*Recent studies demonstrated there exists a significant correlation between tissue lesions which occur during natural childbirth, with or without episiotomy, and subsequent appearance of fecal incontinence in women. Ongoing clinical studies demonstrated that knowledge of each individual anal sphincter morphology (ring shaped muscle which contracts to close the anal canal) may reduce one of major causes of fecal incontinence in adult women.*

*A low-cost multichannel disposable probe, was designed and developed to detect surface electromyographic signals from sphincter muscles. The device is constituted of: 1) electrical circuits with one silver electrode array printed on flexible plastic film, 2) a plastic support with a conic portion in the central part of the body. The plastic flexible circuits (a) are wrapped and glued (b,c) around the plastic support (d) creating a cylindrical probe with one or more arrays of electrodes (e). The analysis of EMG signals recorded from the probe allows the gynaecologists to know the distribution of innervation of the sphincter muscles. The application of the present probe is*

(d) creando così una sonda cilindrica con una o più schiere di elettrodi (e). La lettura del segnale registrato tramite la sonda, permette, di identificare la distribuzione delle terminazioni nervose lungo la circonferenza dello sfintere. La presente sonda è utilizzata per il prelievo di segnali EMG multicanali dal muscolo sfintere anale esterno per l'identificazione della distribuzione delle zone di innervazione, il calcolo delle mappe di ampiezza e l'identificazione di potenziali d'azione di singola unità motoria. Sonde EMG monouso a basso costo e minimamente invasive consentono l'analisi preventiva su tutte le donne gravide.

*the detection of multichannel EMG signals from the external anal sphincter for the identification of innervation distribution, computation of amplitude maps, identification of single motor unit action potentials. Low-cost, disposable and minimally invasive EMG probes will enable preventive screening of pregnant women.*



Rappresentazione schematica delle parti costituenti la sonda rettale conica: i circuiti di plastica flessibili (a) sono avvolti e incollati (b,c) attorno al supporto centrale (d) creando così una sonda cilindrica con una o più schiere di elettrodi (e). Sono mostrati, nei pannelli a destra, esempi di sonde con una e sette schiere da 16 elettrodi (DRP1x16-05MC e DRP7x16-05MC). *Schematic representation of the parts constituting the conic rectal probe: plastic flexible circuits (a) are wrapped and glued (b,c) around the plastic support (d) creating a cylindrical probe with one or more arrays of electrodes (e). Two examples of probes with one and seven 16-electrode arrays are shown in the right panel (DRP1x16-05MC and DRP7x16-05MC).*



## **Influenza della durata del segnale EMG di superficie sull'accuratezza della decomposizione**

## **Influence of the signal length on accuracy of surface EMG decomposition**

V. Glaser, A. Holobar

La decomposizione del segnale EMG di superficie (sEMG) utilizzando la tecnica Convolution Kernel Compensation (CKC) (A. Holobar, D. Zazula, "Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation" *IEEE Trans. Signal Process.*, 2007, 55(9) pp. 4487-4496) si è dimostrata robusta al rumore ed alla varietà delle caratteristiche anatomiche dei muscoli, ma è stata valutata solo off-line, su segnali di durata pari o maggiore di 10 s. In questo studio sono stati utilizzati segnali sEMG simulati per valutare le prestazioni del metodo CKC su segnali sEMG di breve durata e per verificare la capacità del metodo CKC di decomporre segnali sEMG online.

I segnali sEMG sono stati simulati secondo modalità molto simili a quelle descritte in Holobar et al. "Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface EMG", *Clin. Neurophysiol.*, 2009;120:551-562. Sono stati simulati due diversi livelli di contrazione: 10% e 30% della massima contrazione volontaria (MVC). Il numero di unità motorie (MU) attive al 10% (30%) MVC era pari a 63 (93) delle 120 simulate. La frequenza di attivazione delle MU è stata fatta aumentare linearmente con il livello di eccitazione, da 8 pps (attivazioni al secondo) al reclutamento della MU, a 35 pps al livello di eccitazione corrispondente al 100% MVC. Il sistema di prelievo consisteva in una matrice di 13×5 elettrodi di forma circolare (raggio 1 mm) con distanza interelettrodica 3.5 mm. La decomposizione CKC è stata testata su 5 diversi valori di durata del segnale: 20 s, 10 s, 5 s, 3 s e 1 s. La frequenza di campionamento utilizzata era pari a 2048 campioni/s.

L'accuratezza della decomposizione CKC, cioè la percentuale di attivazioni di una MU correttamente identificate rispetto a tutte le attivazioni simulate per quella MU, è stata valutata su 10 simulazioni diver-

*Surface EMG (sEMG) decomposition based on Convolution Kernel Compensation (CKC) method (A. Holobar, D. Zazula, "Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation" *IEEE Trans. Signal Process.*, 2007, 55(9) pp. 4487-4496) demonstrates robustness to noise and to diversity in anatomical characteristics of muscles, but has been validated off-line only, on sEMG signals of length of 10 s or more. This study utilized synthetic sEMG to quantify the CKC performance on short sEMG signals and assess the feasibility of online CKC decomposition.*

*Surface EMG simulation modalities were similar to those described by (Holobar et al. "Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface EMG", *Clin. Neurophysiol.*, 2009;120:551-562). Two different levels of constant excitation to the muscle were tested: 10% and 30% of Maximum Voluntary Contraction (MVC). The number of motor units (MU) active at 10 % (30%) MVC was 63 (93) out of 120 simulated. MU discharge rates increased linearly with excitation, from 8 pulses per second (pps) at MU recruitment, to 35 pps at maximal excitation of 100% MVC. The recording system was a grid of 13×5 electrodes of circular shape (radius 1 mm) with 3.5-mm interelectrode distance. CKC decomposition was tested on five different epoch lengths: 20 s, 10 s, 5 s, 3 s and 1 s. Sampling frequency was set to 2048 samples/s.*

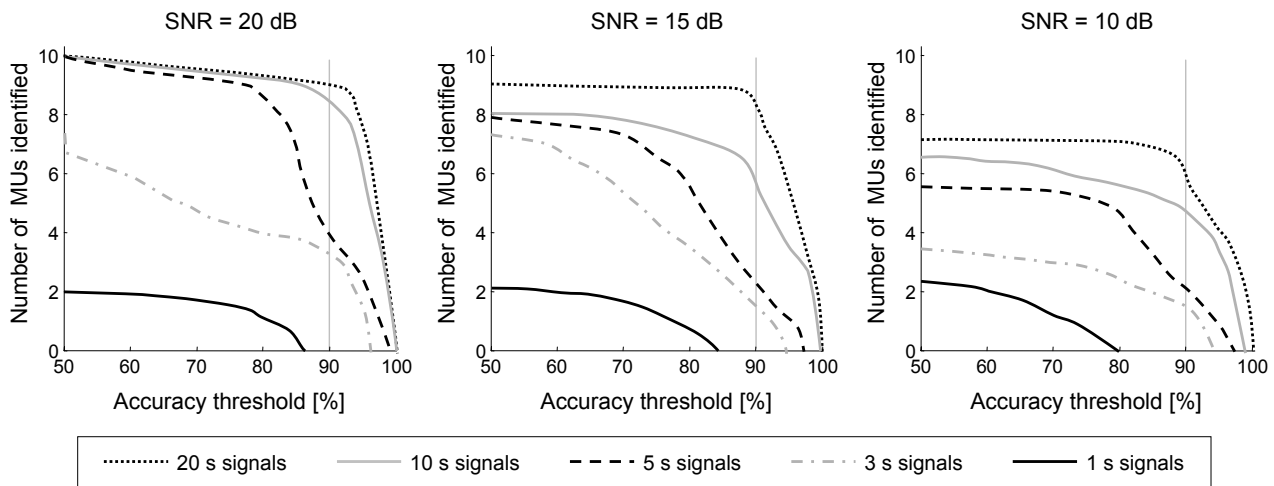
*The CKC decomposition accuracy, i.e. the percentage of accurately identified discharges per MU with respect to all the simulated MU discharges, was assessed over 10 simulation runs. In each run, coloured Gaussian noise with Signal-to-Noise Ratio (SNR) of 20 dB, 15 dB and 10 dB was added to syntehtic sEMG, respectively.*

se. Per ogni simulazione, è stato aggiunto al segnale sEMG rumore gaussiano colorato con rapporto segnale rumore (SNR) pari a 20dB, 15dB e 10dB. In media, sono state identificate  $10 \pm 3 / 8 \pm 2$  MU con un'accuratezza  $\geq 90\%$  dai segnali sEMG di durata 20s al 10%/30% MVC e con SNR di 20 dB (figura). Per i segnali di durata pari a 10 s (5 s), questo valore è diminuito a  $9 \pm 2 / 7 \pm 2$  ( $4 \pm 2 / 6 \pm 3$ ) ed è diminuito ulteriormente a  $4 \pm 3 / 5 \pm 2$  e  $0 \pm 1 / 0 \pm 2$  per segnali di durata rispettivamente pari a 3 s e 1 s.

In conclusione, le prestazioni del metodo CKC dipendono in modo significativo dalla durata dei segnali sEMG utilizzati. Questo risultato indica che sono necessari nuovi approcci per la decomposizione online dei segnali sEMG.

On average,  $10 \pm 3 / 8 \pm 2$  MUs with the accuracy  $\geq 90\%$  were identified from 20 s long sEMG signals at 10%/30% excitation level and 20 dB SNR (figure). For 10s (5s) long signals, these numbers decreased to  $9 \pm 2 / 7 \pm 2$  ( $4 \pm 2 / 6 \pm 3$ ) and were further decreased to  $4 \pm 3 / 5 \pm 2$  and  $0 \pm 1 / 0 \pm 2$  for 3s and 1s long signals, respectively.

In conclusion, the performance of the CKC method depends significantly on the length of given sEMG signals. Novel approaches are needed for online decomposition of sEMG signals.



Numero complessivo di MU identificate con un'accuratezza sull'attivazione maggiore o uguale al valore soglia specificato sull'asse x per diverse durate dei segnali sEMG (20 s, 10 s, 5 s, 3 s e 1 s) e differenti rapporti segnale-rumore (SNR).

I segnali EMG di superficie sono stati simulati utilizzando un modello del volume conduttore piano (D. Farina, R. Merletti, "A novel approach for precise simulation of the EMG signals detected by surface electrodes", IEEE Trans Biomed Eng 2001, pp. 637-646) e acquisiti con una matrice di  $13 \times 5$  elettrodi per un livello di eccitazione pari al 10% dell'eccitazione volontaria massima. I risultati sono stati mediati su 10 simulazioni diverse. Le linee verticali indicano il 90% di accuratezza nella ricostruzione delle attivazioni dell'unità motoria.

Number of motor units identified with the discharge accuracy greater or equal to the threshold value specified on x-axis for different lengths of surface EMG signals (20 s, 10 s, 5 s, 3 s and 1 s) and different Signal-to-Noise Ratios (SNR). Surface EMG was simulated with planar volume conduction model (D. Farina, R. Merletti, "A novel approach for precise simulation of the EMG signals detected by surface electrodes", IEEE Trans Biomed Eng 2001, pp. 637-646) and acquired with a grid of  $13 \times 5$  electrodes during a contraction with the excitation level set to 10% of maximum voluntary excitation. Results were averaged over 10 simulation runs. Vertical gray lines denote the 90% accuracy in the detection of motor unit discharges.

## **Validazione dell'algoritmo CKC di decomposizione del segnale EMG di superficie in un muscolo pennato**

A. Holobar, Z.C. Lateva, H.R. Marateb, K.C. McGill

I muscoli posteriori della coscia sono: semimembranoso, semitendinoso e bicipite femorale (BF). La conoscenza dell'architettura di questi muscoli e della sua variabilità inter-individuale è di rilievo per la definizione di protocolli di allungamento muscolare e per la terapia di lesioni muscolari in soggetti sani, nonché per la programmazione di interventi chirurgici di allungamento muscolare in individui con paralisi cerebrale. L'indagine EMG di superficie (sEMG) permette di studiare non invasivamente l'architettura muscolare.

L'accuratezza della decomposizione del segnale sEMG può essere verificata sulla base della propagazione dei potenziali d'azione identificati. Tuttavia, questa propagazione non può essere identificata nel caso di acquisizione di segnali sEMG da muscoli pennati, com'è il BF. Obiettivo di questo studio è stato verificare l'accuratezza della decomposizione del segnale sEMG acquisito dal muscolo BF sulla base del confronto con la decomposizione di segnali intramuscolari (iEMG).

Hanno partecipato all'esperimento due soggetti di sesso maschile, di età pari a 28 e 31 anni. I due soggetti sono stati posizionati su un lettino, in decubito prono, con il ginocchio in flessione a 45°. E' stata posizionata sulla coscia posteriore, lungo la linea tra la tuberosità ischiatica e la parte laterale della fossa poplitea, una matrice di 5x26 elettrodi di superficie (distanza inter-elettrodica 8 mm). Sono stati acquisiti segnali sEMG con gli elettrodi di quattro delle 5 colonne (97 segnali in totale) e sono stati acquisiti segnali iEMG utilizzando due o tre elettrodi ad ago inseriti attraverso i fori della restante colonna della matrice. Sono stati simultaneamente acquisiti i segnali EMG di superficie ed intramuscolari nel

## **Validation of the CKC surface EMG decomposition algorithm in a pennate muscle**

*The hamstring muscle group consists of three muscles: semimembranosus, semitendinosus, and biceps femoris (BF). Subject-specific information about the architecture of these muscles is important for developing stretching exercises and treating strain injuries in normal individuals, and for planning surgical lengthening in individuals with cerebral palsy. Surface EMG (sEMG) provides a non-invasive way to obtain this information.*

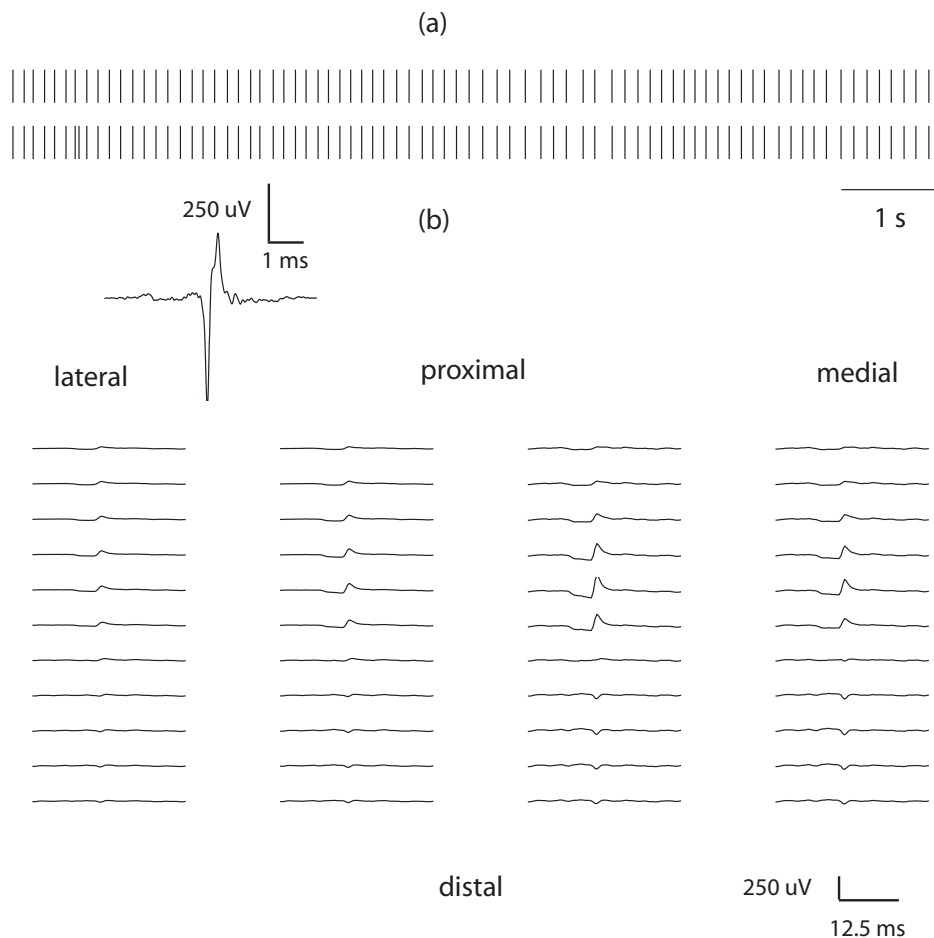
*sEMG decomposition has previously relied on the detection of action-potential propagation to verify the accuracy of its results. However, the sEMG from short-fibered pennate muscles, including BF, consists of standing waves in which propagation cannot be detected. The purpose of this study was to assess the accuracy of sEMG decomposition in BF by comparing the results with those obtained from intramuscular EMG (iEMG).*

*Two male subjects, aged 28 and 31 years, participated in the experiment. Each lay prone on a bed with the knee flexed at 45°. A 5-column by 26-row surface electrode array with an inter-electrode distance of 8 mm was placed on the thigh along the line from the ischial tuberosity to the lateral side of the popliteal fossa. sEMG signals were recorded from the electrodes in four of the five columns (97 channels in all), and iEMG signals were recorded by inserting two or three needle electrodes through holes in the remaining column. The signals were recorded simultaneously during 20-second-long low force constant isometric contractions. The sEMG signals were decomposed using the CKC algorithm (A. Holobar, D. Zazula, "Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation" IEEE Trans Signal Process, 2007, 55: 4487-4496), and the iEMG signals were decomposed using the EMGlab program (KC*

corso di contrazioni isometriche a bassa forza, di durata pari a 20 s.

I segnali sEMG sono stati decomposti utilizzando l'algoritmo CKC (A. Holobar, D. Zazula, "Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation" IEEE Trans Signal Process, 2007, 55: 4487-4496) mentre i segnali iEMG sono stati decomposti utilizzando

McGill, ZC Lateva, HR Marateb, "EMGLAB: an interactive EMG decomposition program", J Neurosci Methods, 2005, 149: 121-133). The results were compared to find MUAP trains detected in common by both the sEMG and iEMG decompositions, and the percentage of discharges on which the two decompositions agreed to within  $\pm 0.5$  ms was tabulated.



a. Istanti di attivazione per una unità motoria ottenuti attraverso decomposizione del segnale iEMG (in alto) e del corrispondente segnale sEMG (in basso). Il tasso di agreement (percentuale di attivazioni individuate con entrambe le tecniche di acquisizione rispetto al numero di attivazioni individuate con l'acquisizione iEMG) è risultato pari al 97%.

b. Sono riportati i MUAP ottenuti dal segnale iEMG (in alto, filtraggio passa-alto a 1 kHz) e dalle undici righe distali della matrice di elettrodi di superficie (in basso, segnali non filtrati).

a. The firing times of a motor unit obtained by decomposing an iEMG signal (top) and the corresponding sEMG signal (bottom). The agreement rate (percentage of firings detected by both techniques with respect to the number of firings detected by iEMG) was 97%.

b. The MUAP waveforms from the iEMG signal (top, high-pass filtered at 1 kHz) and from the distal eleven rows of 2-D array of the sEMG signal (bottom, unfiltered) are shown.

il software EMGLab (KC McGill, ZC Lateva, HR Marateb, "EMGLAB: an interactive EMG decomposition program", J Neurosci Methods, 2005, 149: 121-133).

Sono stati confrontati i risultati delle due tecniche di decomposizione per individuare sequenze di MUAP identificate da entrambe le tecniche ed è stata calcolata la percentuale di attivazioni identificate in comune.

Sono state analizzate, in totale, 24 contrazioni. Sono state identificate, per ciascuna contrazione, da 3 a 5 sequenze di MUAP in comune tra le due tecniche, con un agreement medio ( $\pm DS$ ) pari a  $83 \pm 4\%$ . Sono riportati in figura i MUAP e il pattern di attivazione per una sequenza di MUAP. Sebbene preliminari, questi risultati dimostrano che il metodo CKC può decomporre accuratamente segnali sEMG acquisiti da un muscolo pennato qual è il BF.

*A total of 24 contractions were analyzed. From 3 to 5 MUAP trains were detected in common per contraction, with a mean agreement rate ( $\pm std$ ) of  $83 \pm 4\%$ . The MUAPs and firing patterns of one train are shown in the figure. Although preliminary, these results demonstrate that the CKC method can accurately decompose sEMG signals from pennate muscles such as BF.*

## Individuazione di outlier nel segnale EMG di superficie con un sistema esperto automatico basato su logica Fuzzy

## Outlier detection in HDsEMG using an automatic expert-based Fuzzy system

H. R. Marateb, R. Merletti, M. Rojas

L'elettromiografia di superficie ad alta densità (HDsEMG), realizzata con matrici di elettrodi, ha trovato applicazione per la valutazione non invasiva della funzione neuromuscolare. L'appropriata interpretazione dei segnali HDsEMG richiede l'identificazione di segnali "buoni". Quando si acquisiscono segnali utilizzando molti elettrodi, sono di frequente riscontrati problemi di contatto (con i connessi problemi relativi all'interferenza di rete) e corto-circuiti (in caso di acquisizioni condotte con gel conduttivi). Diventano quindi importanti l'identificazione e l'interpolazione dei segnali "non buoni".

In set di dati con multipli outlier si può realizzare una polarizzazione della media ovvero può risultare piccola la distanza tra il valore medio e gli outlier, risultando pertanto alterata l'individuazione di segnali "buoni" in presenza di un elevato numero di segnali "non buoni".

Sono stati descritti diversi metodi per l'individuazione di outlier, ad esempio i metodi basati su distribuzione, profondità, distanza o densità.

Ciascuno di questi metodi è risultato efficace nell'individuazione di outlier in differenti condizioni. Ad esempio, l'approccio basato sulla densità identifica outlier solo quando questi siano isolati. Al fine di superare le limitazioni di ciascun metodo e migliorarne la performance, è possibile combinare questi metodi con un sistema di Mamdani basato su logica Fuzzy. È inoltre possibile migliorarne la performance utilizzando metodi statistici multivariati rispetto a metodi univariati.

È stato considerato il valore efficace (RMS) per epoche di segnale HDsEMG di durata pari a 60 ms e 240 ms. Sono state considerate più di 25 regole al fine di combinare metodi appropriati per l'identificazione di outlier.

High Density surface electromyography (HDsEMG) has been applied in both research and clinical applications for non-invasive neuromuscular assessment in several different fields using 2-D array. Proper interpretation of HDsEMG signals requires the identification of "good" channels. When recording with many channels, bad-contacts (that introduces large power line interference) and short-circuits (when using gels) are likely and the identification and interpolation of "bad" channels is important.

Data sets with multiple outliers are subject to masking and swamping effects where one outlier masks the second outlier or swamps the second observation when a cluster of outliers skews the mean and the covariance estimates toward it. Thus, the resulting distance between the outliers and the mean may be small while for the "good" data it may be large, making it hard to recognize "good" from "bad" channels.

A variety of outlier detection methods exist e.g. distribution-based, depth-base, distance-based or density-based. Each of these methods can identify outliers in different cases. For example the density-based approach finds only outliers that are isolated. It is possible to combine these methods using Mamdani's Fuzzy system to overcome the problems of each method and take advantage of their performance. Also, using multivariate instead of univariate methods and robust statistics instead of normal location and scale estimators, results in increasing the performance of the system.

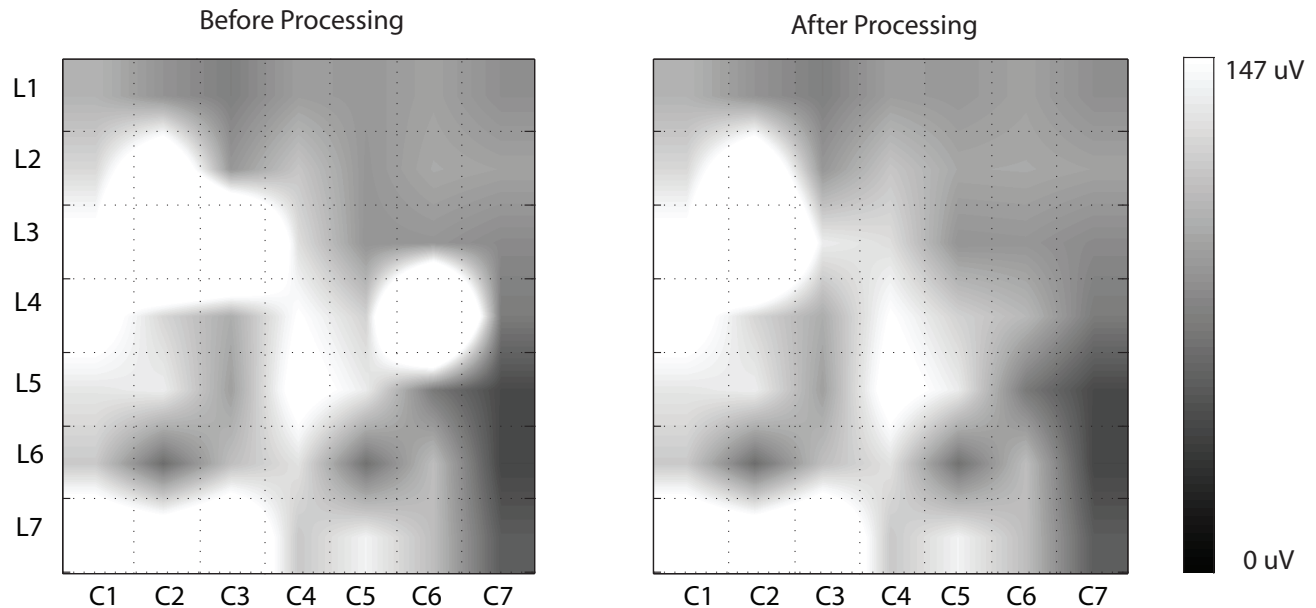
The root-mean-square value of each 60-ms and 240-ms epochs of each HDsEMG channel was used as feature. More than twenty five rules were obtained from the experts to combine appropriate outlier detection methods. Fuzzy mem-

Sono stati applicati a segnali simulati parametri ottenuti con il metodo "Particle Swarm Optimization" (H.R. Marateb, K.C. McGill, "Resolving superimposed MUAPs using particle swarm optimization", IEEE Trans. BME., Vol. 56, Iss. 3, 2009, pp. 916-919). L'output del sistema era rappresentato dalla probabilità di individuazione di outlier per ciascun segnale in cui fossero presenti problemi di contatto oppure corto-circuiti. Sono stati identificati come segnali "non buoni" quelli per i quali la probabilità di individuazione di outlier fosse maggiore del 75%.

È stata valutata l'accuratezza del metodo sulla base di segnali HDsEMG sia reali che simulati.

bership parameters were tuned using particle swarm optimization (H.R. Marateb, K.C. McGill, "Resolving superimposed MUAPs using particle swarm optimization", IEEE Trans. BME., Vol. 56, Iss. 3, 2009, pp. 916-919) on a training data set based on simulated signals. The output of the system was the outlier probability for each channel for the 'bad-contact' and 'short-circuit' cases. Channels, whose outlier probability was higher than 75%, were regarded as "bad" channels.

The accuracy of the method was assessed by using simulated and experimental HDsEMG signals. A total of 100 signals with different signal-to-noise ratios ranging from 5 dB to 30 dB



Mappa di attività singolo-differenziale per un'epoca di segnale EMG (di durata pari a 60 ms) acquisito dal muscolo bicipite brachiale durante una flessione isometrica del gomito a intensità pari al 10% della forza massima, prima (a sinistra) e dopo (a destra) processing. L'asse x e l'asse y sono, rispettivamente, colonne e righe della matrice. Sono stati artificialmente introdotti nell'acquisizione originale problemi di contatto in corrispondenza di L3C3, L4C6 e un corto-circuito in corrispondenza di L2C5. Il sistema esperto basato su logica Fuzzy ha correttamente individuato questi problemi, che sono stati rimossi con l'algoritmo PDE (Partial Differential Equations). L'istogramma dell'immagine è stato ingrandito automaticamente per maggior chiarezza: il bianco corrisponde a elevate stime di valore efficace e il nero a basse stime di valore efficace.

The single-differential activity map for 60-ms epoch in Biceps Brachii during isometric elbow flexion at 10% MVC before (left) and after (right) pre-processing. The x-axis and y-axis are respectively array columns and rows. The original frame had bad-contact problems artificially introduced at L3C3, L4C6 and a short-circuit problem introduced at L2C5 that were identified by the Fuzzy systems and substituted by the Partial Differential Equations (PDE) algorithm. The image histogram was equalized and magnified automatically for clarity. White correspond to high RMS values and black to low RMS values.

Sono stati simulati in totale 100 segnali con differente rapporto segnale-rumore, in range compreso tra 5 dB e 30 dB (D. Farina, R. Merletti, "A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes", IEEE Trans. on BME, Vol. 48, Iss. 6, Jun 2001, pp. 637-646). Sui segnali simulati sono stati di seguito introdotti segnali "non buoni".

I segnali EMG reali sono stati acquisiti dal muscolo bicipite brachiale (utilizzando una matrice di 16x8 elettrodi, con distanza inter-elettrodica 10 mm) di 10 soggetti nel corso di flessioni isometriche a intensità pari al 10%, 30% e 50% della forza massima. La qualità dei segnali acquisiti è stata preliminarmente valutata da tre operatori. L'accuratezza del metodo di identificazione di outlier, applicato ai segnali reali, è stata definita in termini di percentuale di accordo tra l'algoritmo utilizzato e le valutazioni dei tre operatori.

L'accuratezza del metodo è risultata pari a 92% e 85%, rispettivamente, per i segnali simulati e reali.

Dopo identificazione di segnali "non buoni", è stato utilizzato un metodo di interpolazione basato sulle equazioni alle derivate parziali (PDE) per la ricostruzione della mappa di attività. È riportato in figura un esempio di risultati.

In accordo con questi risultati, il sistema esperto basato su logica Fuzzy rappresenta un approccio promettente per l'identificazione di outlier nel segnale HDsEMG. La robustezza del metodo potrebbe essere ulteriormente migliorata rendendo la probabilità di individuazione di outlier funzione della complessità del segnale.

*were simulated (D. Farina, R. Merletti, "A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes", IEEE Trans. on BME, Vol. 48, Iss. 6, Jun 2001, pp. 637-646). "Bad" channels were introduced in the array afterwards. EMG signals were recorded from the Biceps Brachii muscle (16x8 electrode arrays, IED=10 mm) in 10 subjects during isometric flexion at 10%, 30% and 50% MVC. The quality of the signal was assessed by three experts as the reference. The accuracy of the outlier detection method for experimental signals was identified as the percentage of cases in which the algorithm and three experts agreed.*

*The accuracy of the method was 92% and 85% for the simulated and real signals respectively.*

*After identifying "bad" channels, PDE-based image inpainting method was used to interpolate bad-channels to provide the activity map. An example of the results is shown in the figure.*

*According to the results, the expert-based fuzzy system is a promising approach to identify outliers in HDsEMG signals. However, the robustness of this method could be improved by making the outlier probability threshold depend on signal complexity and using the global fuzzy membership parameters instead of the training data set.*



## Misure di impedenza dell'interfaccia elettrodo-gel-cute utilizzando gel a base di idrossicellulosa

## Impedance measurements of the skin-gel-electrode interface using hydrocellulose-based gels

A. L. Alexe-Ionescu, M. Aventaggiato, G. Barbero, R. Merletti

Per ottenere un modello elettrico del sistema elettrodo-gel-cute sono stati acquisiti dati di impedenza nel range di frequenza 10 Hz ÷ 13 MHz. Le misure di impedenza sono state effettuate utilizzando 2 dei 4 elettrodi di Ag-AgCl di una schiera monouso (area elettrodo 3.5 mm<sup>2</sup>, distanti 20 mm, Spes Medica - LISiN) applicata sulla pelle dorsale della prima falange del pollice sinistro con del biadesivo spugnoso. Per ciascuna rilevazione, i fori del biadesivo spugnoso sono stati riempiti con differenti gel conduttivi così da creare il contatto tra la superficie dell'elettrodo e la cute. I dati di impedenza sono stati ottenuti per cinque gel aventi la stessa matrice polimerica (3% di idrossietilcellulosa e cinque differenti concentrazioni di KCl (0%, 1%, 3%, 6%, e 9%).

E' stata studiata la dipendenza dell'impedenza dal tempo per ogni gel. L'impedenza del sistema elettrodo-gel-cute è stata misurata per 40 minuti con intervalli di 5 minuti tra ciascuna rilevazione. Per frequenze della tensione applicata inferiori a 100Hz, per tutte le concentrazioni di KCl testate, l'impedenza dipende dal tempo. Nel caso in cui non sia presente nel gel il KCl, l'impedenza non dipende dal tempo nella banda di frequenza esplorata. L'interfaccia elettrodo-gel-cute si comporta come un sistema lineare: l'impedenza è indipendente dall'ampiezza della tensione applicata (10 mV ÷ 1 V) o della corrente iniettata (10 nA ÷ 10 µA). Come atteso, i risultati dimostrano che al crescere della concentrazione di sale (KCl) nel gel, l'impedenza del sistema elettrodo-gel-cute decresce (vedi figura).

L'analisi dell'interfaccia globale dimostra che il contributo maggiore all'impedenza deriva dalla giunzione gel-cute.

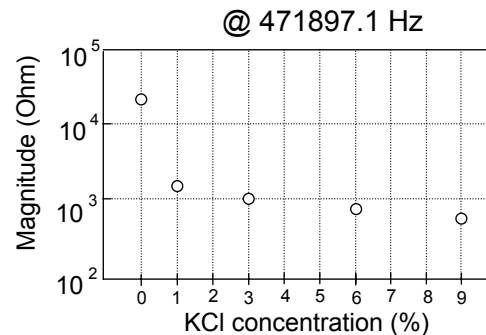
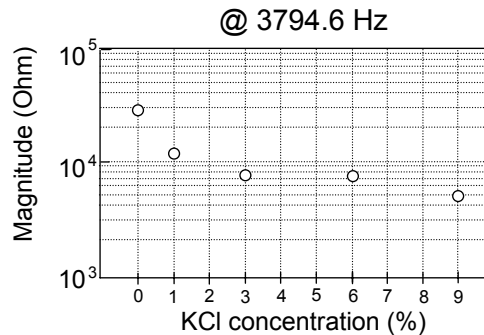
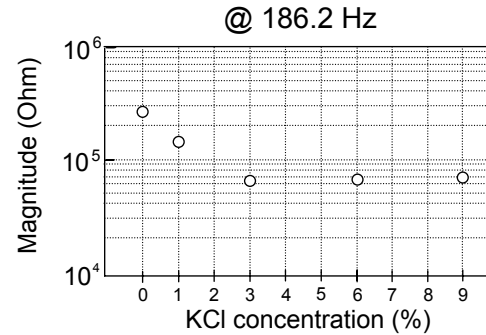
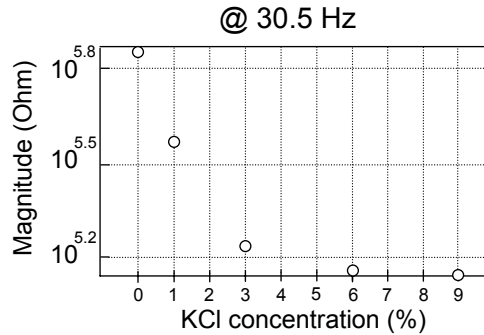
To obtain an electrical model of the system electrode-gel-skin, we acquired impedance data in the frequency range 10 Hz ÷ 13 MHz. Impedance measurements were executed using two of four Ag-AgCl electrodes of an adhesive and disposable array (3.5 mm<sup>2</sup> electrode surface, 20 mm apart, Spes Medica - LISiN) applied on the dorsal skin of the first phalanx of the left thumb with perforated adhesive foam. For each impedance measurement, the holes of the foam were filled with different conductive gels providing the contact between the electrode and the skin surface. Impedance data were acquired for five gels with the same polymeric matrix (3% hydroxyethylcellulose and five different KCl concentrations (0%, 1%, 3%, 6%, and 9%).

The dependence of impedance from time was investigated for all gels. The impedance of the system electrode-gel-skin was measured for 40 minutes with intervals of five minutes between measures. Impedance depends on time for frequency of the applied voltage smaller than 100Hz, for all non zero concentrations of KCl. In the case where no KCl is added to the gel, the impedance is time independent for all frequencies. The electrode-gel-skin interface behaved as a linear system: impedance was independent of the amplitude of the applied voltage (10 mV ÷ 1 V) or of the injected current (10 nA ÷ 10 µA). As expected, for increasing concentration of salt (KCl) in the gel, the impedance of the electrode-gel-skin system decreases (see figure below).

The analysis of the global interface demonstrates that the most important contribution to the impedance of the electrode comes from the gel-skin interface and not the metal-gel interface.

# Magnitude of the impedance of the electrode-gel-skin system.

Date: 06-Nov-2009; Sbj: 1; Applied voltage: 100mV; i.e.d.: 20mm.



Modulo dell'impedenza del sistema elettrodo-gel-cute per gel aventi la stessa matrice polimerica (3% idrossietilcellulosa) e diverse concentrazioni di sale (0%, 1%, 3%, 6%, e 9% di KCl) per quattro frequenze differenti (30.5 Hz, 186.2 Hz, 3794.6 Hz e 471897.1 Hz). Le misure di impedenza sono state effettuate utilizzando due dei quattro elettrodi di Ag-AgCl di una schiera adesiva e monouso (area dell'elettrodo 3.5mm<sup>2</sup>, distanza interelettrodo 20mm, Spes Medica - LISiN) applicata sulla pelle dorsale della prima falange del pollice sinistro. La schiera è stata applicata sulla cute con del biadesivo spugnoso, con quattro fori. I fori sono stati riempiti con del gel per creare un contatto elettrico tra l'elettrodo e la cute. Per tutte le frequenze, il modulo dell'impedenza è inferiore per gel con una concentrazione di KCl elevata.

*Magnitude of the impedance of the electrode-gel-skin system for gels with the same polymeric matrix (3% hydroxyethylcellulose) and different salt concentrations (0%, 1%, 3%, 6%, and 9% KCl) at four different frequencies (30.5 Hz, 186.2 Hz, 3794.6 Hz, and 471897.1 Hz). The impedance is measured differentially between two of the four Ag-AgCl electrodes of an electrode array (20mm apart, Spes Medica -LISiN) placed on the dorsal skin of the first phalanx of the left thumb. The array was attached to the skin with a double face adhesive foam, which has four holes. To establish an electric contact between the electrode and the skin, the holes have been filled with gel. The magnitude of the impedance is lower for gels with high KCl concentrations for all frequencies.*

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

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

### **Reclutamento e frequenza di attivazione delle unità motorie nel muscolo gastrocnemio mediale durante oscillazioni posturali**

### **Recruitment and discharge rate of motor units in the medial gastrocnemius muscle during postural sways**

D. Farina, I.D. Loram, R. Merletti, S. Muceli, T.M.M. Vieira

Accorciamenti intermittenti e fasici del tricipite surale sono coinvolti nel controllo delle oscillazioni posturali che intervengono durante il mantenimento della stazione eretta. Tuttavia, non sono state ad oggi prodotte evidenze elettrofisiologiche che supportino la natura intermittente della strategia motoria di controllo posturale.

In questo studio, abbiamo valutato come le unità motorie (UM) del muscolo gastrocnemio mediale siano attivate nel controllo delle oscillazioni corporee in avanti (micro-cadute) durante il mantenimento della postura eretta sia con occhi aperti che chiusi.

Sono stati acquisiti segnali EMG intramuscolari (iEMG) da tre differenti posizioni del muscolo gastrocnemio mediale di nove soggetti (Figura, sezione A). Ciascun segnale è stato successivamente decomposto nelle costituenti sequenze di

*Intermittent and impulsive shortenings of the calf muscles have been implicated for the control of human postural sways in quiet standing. However, electrophysiological evidences supporting the intermittent nature of the postural controller are not available in the current literature.*

*In this study, we investigated how the motor units (MUs) in the medial gastrocnemius muscle are activated for the control of forward sways (micro falls) of the body during quiet standing with eyes open and with eyes closed.*

*Three intramuscular electromyograms (iEMG) were recorded from three different locations in the medial gastrocnemius muscle of nine subjects (Figure panel A) and each decomposed into motor unit action potentials.*

*To test whether the recruitment or the discharge rate of MUs was modulated for the control*

attivazione delle UM attive.

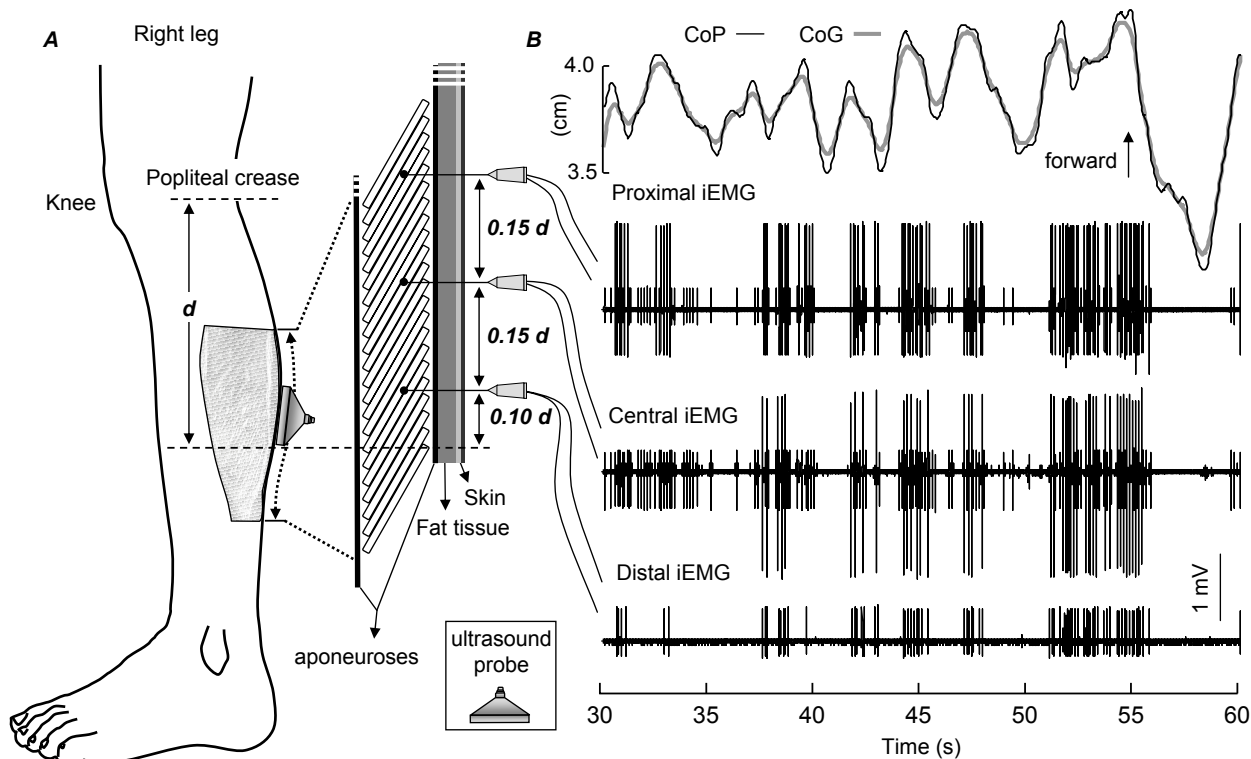
Per determinare se il controllo delle oscillazioni posturali si realizzi attraverso una modulazione del numero o della frequenza di attivazione delle UM, sono stati calcolati sia il numero di UM attive sia la loro frequenza media di attivazione per epoche di segnale EMG di durata pari a un quarto dell'intervallo di una micro-caduta.

L'intermittenza nell'attivazione delle UM è stata valutata calcolando il numero di sequenze di attivazione durante ciascuna oscillazione in avanti del corpo.

of body sways, the number of active MUs and their mean discharge rate were computed for each quarter of individual micro fall events.

The intermittent activation of MUs was evaluated by computing the number of bursts of MUs activity occurring for each forward sway of the body.

On average, 68 % of MUs discharges occurred within the time intervals in which the body swayed in the forward direction. This figure significantly increased to 81 % when considering intervals ranging from 250 ms before the onset to 250



- A, sono riportate le localizzazioni (prossimale, centrale, distale) del muscolo gastrocnemio mediale in cui sono state inserite coppie di elettrodi a filo.
- B, andamento del centro di pressione (CoP), del centro di gravità (CoG) e segnali EMG intramuscolari acquisiti da un soggetto durante 60 s di mantenimento della postura eretta.
- A, depicts the locations of the medial gastrocnemius muscle in which pairs of wire electrodes were inserted (proximal, central and distal).
- B, shows centre of pressure (CoP), centre of gravity (CoG) and intramuscular EMG (iEMG) recorded from one subject during 60 s of quiet standing.

In media, il 68% delle attivazioni di UM si è realizzato durante gli intervalli di oscillazione corporea in avanti. Questa percentuale è significativamente aumentata a 81% quando siano stati considerati intervalli compresi tra 250 ms antecedenti l'inizio e 250 ms successivi al termine delle micro-cadute. Tali intervalli rappresentano il 64% del tempo totale.

Il numero di UM reclutate è risultato significativamente aumentato da due (valore mediano; primo quarto delle micro-cadute) a otto (ultimo quarto) con lo spostamento in avanti del corpo, a prescindere dallo stato di apertura o chiusura degli occhi.

Al contrario, la frequenza di attivazione delle UM si è mantenuta costante, con minime fluttuazioni attorno a 8 Hz nel corso delle micro-cadute. Si è osservata una attivazione intermittente delle UM nel corso di una stessa micro-caduta, con una media di  $1.4 \pm 0.7$  (media  $\pm$  DS) sequenze di attivazione per ciascuna oscillazione. Anche quando i pattern di attivazione di tutte le UM identificate da un soggetto siano stati considerati insieme, si è osservata una intermittenza nelle sequenze di attivazione delle UM nel corso delle micro-cadute (in media,  $1.32 \pm 0.7$  sequenze/oscillazione).

Si riporta in Figura (sezione B) un esempio di attivazione intermittente di UM durante il mantenimento della postura eretta.

Sono state dimostrate modulazioni fasiche e non toniche nell'attività di UM del muscolo gastrocnemio mediale finalizzate a compensare l'incipiente caduta in avanti del corpo durante il mantenimento della postura eretta rilassata.

Il reclutamento di UM si è protratto per circa 147 ms (valore mediano;  $n = 1742$  sequenze di attivazione), realizzandosi ripetutamente sino ad inversione della micro-caduta. Si è osservato un incremento del numero di UM attive durante la progressione della micro-caduta, mentre la frequenza di attivazione delle UM reclutate ha mostrato soltanto minime oscillazioni.

ms after the termination of forward sways. These intervals represent 64% of the total time.

The number of MUs recruited significantly increased from two (median value; first quarter of sway interval) to eight (last quarter) with the forward shift in CoG position, regardless of the visual condition tested.

Conversely, the discharge rate of MUs was not modulated but fluctuated about 8 Hz throughout the micro falls. Interestingly, MUs were activated intermittently within the same micro fall event, with an average of  $1.4 \pm 0.7$  (mean  $\pm$  s.d.) bursts of activity for each sway. Even when pooling the firing patterns of all MUs identified for the same subject, the bursts of discharges were intermittent within a forward sway ( $1.32 \pm 0.7$  bursts/sway, on average).

The Figure (panel B) shows the intermittent activation of MUs during the quiet standing condition.

Phasic rather than tonic modulations of MUs activity in the medial gastrocnemius muscle chiefly compensated for the incipient forward falls of the body when subjects stood at ease.

The recruitment of MUs lasted for about 147 ms (median value;  $n = 1742$  bursts) and occurred repeatedly until an initiated forward fall was reversed. Increasingly more MUs were recruited with the progression of a forward sway, whereas the discharge rate of initially recruited MUs fluctuated marginally.

## **Come sono distribuite le unità motorie nel muscolo gastrocnemio mediale dell'uomo?**

## ***How are the motor units distributed in the human medial gastrocnemius muscle?***

D. Farina, I.D. Loram, R. Merletti, S. Muceli, T.M.M. Vieira

È dimostrato che nel muscolo gastrocnemio del gatto la compartimentalizzazione delle fibre muscolari si realizza attorno alle ramificazioni primarie del nervo tibiale. Tuttavia, non è ancora stabilito se, nell'uomo, i rami terminali di singoli motoneuroni innervino fibre muscolari distribuite in regioni specifiche oppure lungo tutto il muscolo gastrocnemio mediale (GM). Obiettivo del presente studio è stato quello di approfondire queste due ipotesi.

Utilizzando coppie di elettrodi a filo sono stati acquisiti segnali EMG intramuscolari (iEMG) da tre differenti posizioni del muscolo GM, definite, rispettivamente, prossimale, centrale e distale (vedere la Figura del contributo precedente). È stata posizionata una schiera da 16 elettrodi di superficie a lato degli elettrodi intramuscolari, lungo tutta la lunghezza del muscolo. Con tecnica di spike triggered averaging (Figura) sono stati estratti, dai 15 segnali cutanei singolo-differenziali, i potenziali corrispondenti ai MUAP intramuscolari. Questi potenziali hanno ampiezza massima sopra i fili intramuscolari i cui segnali sono usati come trigger. Tale ampiezza decade nelle due direzioni con un andamento a campana a cui è stato applicato un "fitting" con una curva Gaussiana la cui media e deviazione standard forniscono la posizione media e la dispersione dei potenziali sulla superficie della cute. Questi parametri indicano la posizione delle unità motorie (UM) e l'entità della dispersione delle loro fibre muscolari lungo la struttura pennata del muscolo GM.

È stata osservata una chiara corrispondenza locale tra i potenziali di superficie ed intramuscolari: le UM nelle tre posizioni (prossimale, centrale e distale) hanno generato potenziali di superficie registrati solo da elettrodi localizzati al

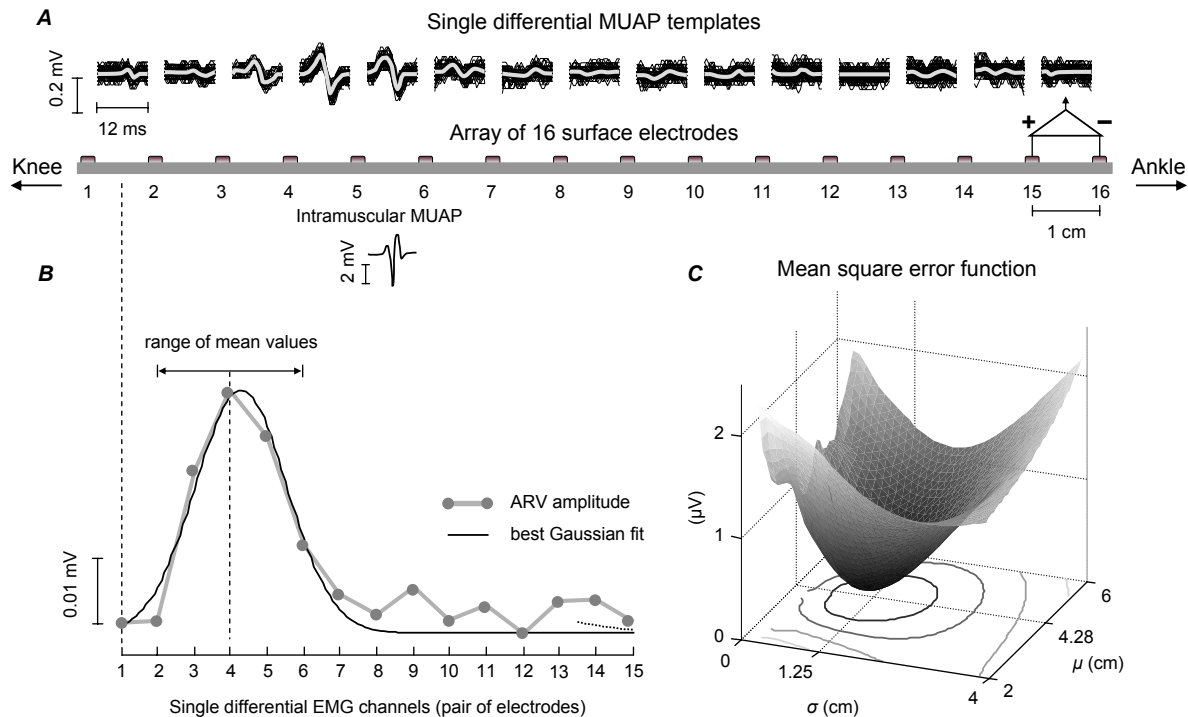
*Conclusive evidences posit the compartmentalisation of muscle fibres in the cat gastrocnemius to occur about the primary branches of the tibial nerve. However, whether the terminal branches of individual motoneurons supply muscle fibres locally or widely distributed in the human medial gastrocnemius (MG) muscle remains unclear. This study tested for these two hypotheses.*

*Intramuscular electromyograms (imEMGs) were recorded from pairs of wire electrodes inserted in three locations along the MG muscle, defined as proximal, central and distal (see Figure in the previous contribution). An array of 16 surface electrodes was placed immediately aside to percutaneous electrodes and covering the whole muscle, longitudinally. Spike triggered averaging of the 15 single differential surface EMGs allowed for the identification of the superficial counterpart of intramuscular potentials (Figure). The amplitude of surface potentials was maximal for the skin location below which intramuscular action potentials were used as trigger, and decreased dramatically when moving slightly in either proximal or distal direction from such location. The spatial distribution of amplitude for the surface potentials was fitted with a Gaussian curve, with its mean and standard deviation reflecting, respectively, the location of motor units (MUs) and the extent to which their fibres are distributed along the pinnated MG muscle.*

*Surface and intramuscular potentials showed a clear and local correspondence, with MUs in the proximal, central and distal locations leading to surface potentials recorded only by the most proximal, central and distal channels. On average, the distribution of the amplitude of surface EMGs was centred at 4.40, 8.02 and 11.63 cm from the most proximal channel, for*

di sopra delle tre posizioni. In media, la distribuzione di ampiezza dei segnali EMG di superficie si è localizzata a 4.40, 8.02 e 11.63 cm dal canale di superficie più prossimale per le UM identificate, rispettivamente, nelle porzioni prossimale, centrale e distale. Il 68% circa dell'area della Gaussiana è contenuto entro  $\pm 1$  cm rispetto alla media, indicando quindi un'elevata selettività del prelievo EMG di superficie. In quattro su 55 casi, la sincronizzazione delle UM nelle diverse regioni del GM ha prodotto potenziali di superficie prelevati da vari elettrodi della schiera, il che potrebbe falsamente suggerire che i potenziali intramuscolari abbiano una estesa distribuzione

MUs identified in the distal, central and proximal locations, respectively. About 68% of the area of all Gaussian curves was distributed within  $\pm 1$  cm, indicating the high selectivity provided by surface recordings. In four out of 55 cases, the synchronisation of MUs in different locations resulted in surface potentials recorded from several electrodes, falsely suggesting that intramuscular potentials distribute widely across the surface of the skin. Interestingly, only on the distal portion of MG muscle, surface electrodes detect the same action potential propagating along the muscle fibres. In other muscle regions, surface signals do not show propagation and are likely due to



A, illustra i potenziali di superficie individuati dalle attivazioni di una UM identificata nel muscolo GM in posizione prossimale. B, mostra la distribuzione di ampiezza ARV (●) lungo i canali ed il suo migliore aggiustamento con una Gaussiana.

C, mostra la distribuzione bidimensionale dell'errore quadratico medio ottenuto variando  $\mu$  e  $\sigma$ . Questi parametri indicano dove e quanto siano dispersi i potenziali d'azione intramuscolari acquisiti con elettrodi di superficie.

A, depicts the surface templates triggered by the discharges of one MU identified in the proximal MG location. B, shows the distribution of ARV amplitude (●) across channels and its best Gaussian fitting. C, shows the bi-dimensional distribution of the mean squared error obtained by varying  $\mu$  and  $\sigma$ . These parameters indicate where and how dispersed the intramuscular action potentials appear on the skin.

sulla superficie cutanea. Si segnala che, solo per la porzione distale del muscolo GM, gli elettrodi di superficie acquisiscono lo stesso potenziale d'azione propagante lungo le fibre muscolari. Nelle altre regioni del muscolo, i segnali di superficie non mostrano propagazione e sono presumibilmente dovuti a effetti di fine fibra.

La localizzazione delle UM nel muscolo GM dell'uomo sembra chiara in base ai nostri risultati. La geometria pennata delle fibre muscolari ha consentito, attraverso elettrodi di superficie, l'acquisizione selettiva di potenziali d'azione di singole UM.

Fibre muscolari appartenenti a singole UM sembrano estendersi per breve tratto tra la porzione prossimale e quella distale del muscolo GM. Un analogo grado di compartimentalizzazione potrebbe essere osservabile nella direzione trasversale. Questi risultati suggeriscono inoltre che UM di differenti tipologie potrebbero essere distribuite variamente nel muscolo GM.

*end-of-fiber-effect only.*

*The localisation of MUs in the human MG muscle seems unquestionable from our results. The pinnated arrangement of muscle fibres allowed for the selective detection of action potentials of individual MUs from the surface of the skin. Muscle fibres belonging to individual MUs extend shortly from the proximal to the distal region of MG. Similar degree of compartmentalisation likely occurs transversally. These results also suggest that MUs of different physiological types might be distributed locally in the MG muscle.*



## Forza muscolare in condizioni isometriche e componenti lente delle frequenze di attivazione delle unità motorie

## Isometric muscle force and slow components of motor unit discharge rates

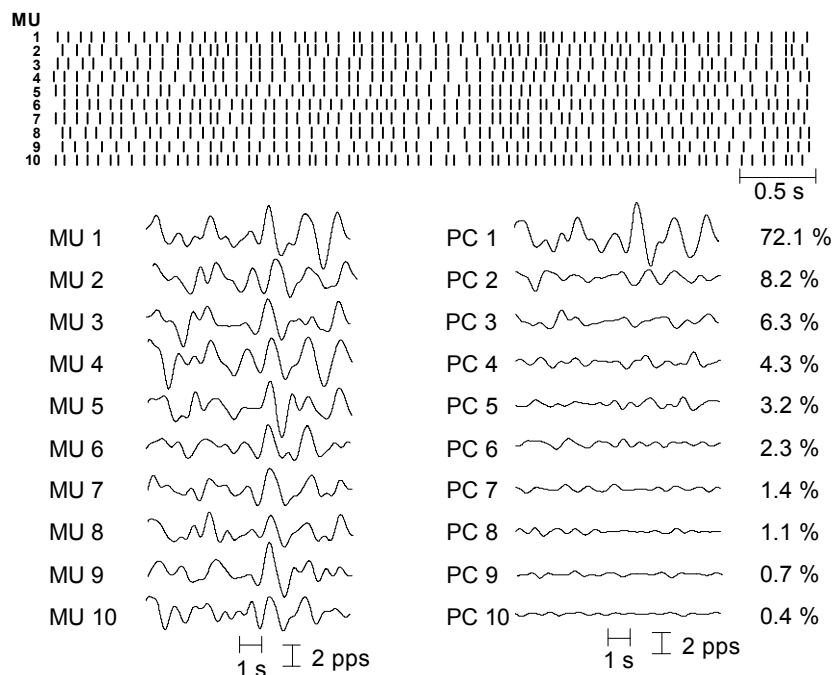
D. Farina, A. Holobar, F. Negro

Obiettivo di questo studio era la valutazione della relazione tra le frequenze di attivazione filtrate delle unità motorie (MU) e la forza muscolare.

Il segnale EMG è stato registrato dal muscolo abductor digiti minimi di 8 soggetti sani con elet-

The aim of the study was to investigate the relation between smoothed motor unit (MU) discharge rates and muscle force.

Intramuscular (wire electrodes) and high-density surface EMG (13×5 electrode grid) were recorded from the abductor digiti minimi muscle



In alto: istanti di attivazione per 10 unità motorie identificate nel segnale EMG di superficie ed intramuscolare dal muscolo abductor digiti minimi durante una contrazione isometrica al 10% della forza massima. In basso a sinistra: frequenze di attivazione filtrate delle 10 unità motorie ottenute filtrando il processo che rappresenta l'inverso degli intervalli inter-sparsi (Hanning window di durata 400-ms e filtro passa-alto a 0.75 Hz per rimuovere il valor medio). In basso a destra: componenti principali estratte dalle frequenze di attivazione mostrate in basso a sinistra. Sulla destra è riportata la percentuale di varianza delle frequenze di attivazione filtrate spiegata da ogni componente principale. MU: Unità motoria; PC: componente principale; pps: spari al secondo.

Top: Discharge times for 10 motor units identified in surface and intramuscular EMG from the abductor digiti minimi muscle during isometric contraction at 10% of the maximal force. Bottom left: Smoothed discharge rates of the 10 motor units obtained by filtering the point process representing the inverse of the interspike intervals (Hanning window of 400-ms duration and high-pass filtering at 0.75 Hz to remove the mean value). Bottom right: principal components extracted from the smoothed discharge rates shown in Bottom left panel. The percent of variance of the smoothed discharge rates explained by each principal component is reported on the right. MU: Motor Unit; PC: Principal Component; pps: pulses per second.

trodi intramuscolari (elettrodi a filo) e elettrodi superficiali ad alta densità (matrice di elettrodi 13×5) durante contrazioni volontarie sostenute per 60 s al 5%, 7.5%, e 10% della forza massima. I treni di attivazione delle MU sono stati estratti dai segnali EMG utilizzando algoritmi di decomposizione. Sono state estratte 222 MU e i loro istanti di attivazione sono stati identificati con un'accuratezza >93%. L'analisi delle componenti principali delle frequenze di attivazione filtrate delle MU (in media  $10 \pm 4$  MU per contrazione) ha indicato che la prima componente principale (PC1) ha descritto il  $44.2 \pm 7.5\%$  della variabilità totale delle frequenze di attivazione filtrate delle MU, quando calcolata sull'intera durata della contrazione, e il  $64.3 \pm 10.2\%$  della variabilità quando calcolata su intervalli di 5 s.

La PC1 è risultata correlata con la forza prodotta dal muscolo ( $62.7 \pm 10.1\%$ ) in modo maggiore ( $P < 0.001$ ) rispetto alle frequenze di attivazione filtrate delle singole MU ( $41.4 \pm 7.8\%$ ). La correlazione è aumentata al  $71.8 \pm 13.1\%$  quando la finestra di filtraggio utilizzata per la frequenza di attivazione aveva una durata simile al twitch di forza medio della MU. Inoltre il coefficiente di variazione (CoV) della forza e di PC1 sono risultati correlati, lungo i 60 s di contrazione, in tutti i soggetti (range di  $R^2 = 0.14-0.56$ ;  $P < 0.05$ ) mentre il CoV della forza è risultato associato in modo significativo alla variabilità dell'intervallo tra le attivazioni in solo un soggetto ( $R^2 = 0.12$ ;  $P < 0.05$ ).

In conclusione, un solo segnale rappresenta la maggior parte della variabilità delle componenti a bassa frequenza delle frequenze di attivazione delle MU e spiega larga parte delle fluttuazioni dell'output di forza durante contrazioni isometriche.

*of 8 healthy men during voluntary contractions sustained for 60 s at 5%, 7.5%, and 10% of the maximal force. Individual MU spike trains were identified from the EMG recordings with decomposition algorithms. A total of 222 MUs were reliably detected and their discharge times identified with accuracy >93 %. Principal component analysis of the smoothed MU discharge rates (on average,  $10 \pm 4$  MUs per contraction) indicated that the first principal component (PC1) described  $44.2 \pm 7.5\%$  of the total variability of the smoothed discharge rates when computed over the entire contraction interval and  $64.3 \pm 10.2\%$  of the variability when computed over 5-s intervals.*

*PC1 correlated with the force produced by the muscle ( $62.7 \pm 10.1\%$ ) by a greater degree ( $P < 0.001$ ) than the smoothed discharge rates of individual MUs ( $41.4 \pm 7.8\%$ ). This correlation increased to  $71.8 \pm 13.1\%$  when the smoothing window for discharge rate had duration similar to the average MU twitch force. Moreover, the coefficients of variation (CoV) of the force and of the PC1 were correlated, along the 60-s contraction, in all subjects ( $R^2$  range =  $0.14-0.56$ ;  $P < 0.05$ ) whereas the CoV for force was significantly associated to the interspike interval variability in only one subject ( $R^2 = 0.12$ ;  $P < 0.05$ ).*

*In conclusion, one signal captures most of the underlying variability of the low-frequency components of MU discharge rates and explains large part of the fluctuations in the force output during isometric contractions.*

## **Rallentamento della velocità di conduzione delle fibre muscolari dopo somministrazione di desametasone in soggetti sani**

## **Muscle fiber conduction slowing after short-term dexamethasone administration in healthy subjects**

E. Arvat, M. Baldi, A. Botter, E. Ghigo, F. Lanfranco, M.A. Minetto

È noto che i glucocorticoidi riducono la sintesi proteica e l'eccitabilità di membrana delle fibre muscolari. Rimangono tuttavia insufficientemente noti gli effetti muscolari della loro somministrazione di breve periodo in soggetti sani.

Nel presente studio sono stati acquisiti segnali EMG di superficie da quattro muscoli scheletrici prima e dopo somministrazione di desametasone in soggetti sani. L'obiettivo dello studio è stato di esaminare se la somministrazione steroidea di breve periodo modificasse la velocità di conduzione delle fibre muscolari e le manifestazioni mioelettriche di fatica.

Venti soggetti sani di sesso maschile sono stati randomizzati a ricevere desametasone (8 mg/die) o placebo per una settimana. Prima e dopo la somministrazione sono stati acquisiti segnali di forza per i muscoli estensori del ginocchio e flessori del braccio e sono stati condotti test elettrofisiologici per lo studio dei muscoli bicipite brachiale, vasto laterale, vasto mediale, tibiale anteriore.

I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti, in corso di contrazione muscolare elettricamente indotta, utilizzando una schiera lineare di otto elettrodi (distanza inter-elettrodica 5 mm).

Sono state acquisite onde M indotte durante 60 s di stimolazione elettrica con impulsi bifasici rettangolari e simmetrici di durata 200  $\mu$ s, a frequenza 20 Hz. Tra ogni contrazione è stato osservato un periodo di recupero di cinque minuti.

La somministrazione steroidea ha incrementato la forza muscolare di  $6.0 \pm 6.0\%$  ( $p=0.01$ ) per i flessori del braccio e di  $8.5 \pm 5.5\%$  ( $p<0.01$ ) per gli estensori del ginocchio ed ha ridotto l'eccitabilità di membrana, come mostrato dalla significativa ( $p<0.05$ ) riduzione della velocità

Glucocorticoids are known to decrease protein synthesis and reduce membrane excitability of muscle fibres. However, their short-term effects on muscle structure and function of healthy subjects remain incompletely characterized.

In the present study, detection of surface EMG signals from four skeletal muscles was performed before and after dexamethasone administration in healthy subjects. The aim was to investigate whether short-term administration of glucocorticoids could modify muscle fiber conduction velocity and myoelectric manifestations of fatigue.

Twenty healthy men were randomized to receive dexamethasone (8 mg/die) or placebo for one week. Force measurements for knee extensors and elbow flexors and electrophysiological tests for biceps brachii, vastus lateralis and medialis, tibialis anterior muscles were performed before and after intervention.

Surface EMG signals were detected, during electrically elicited contractions of the four muscles, by using a linear array of eight electrodes (interelectrode distance 5 mm). M-waves were recorded as the muscles were stimulated at 20 Hz for 60 s with a single cycle biphasic and symmetric square waveform of 200  $\mu$ s duration. A recovery period of five minutes was applied between contractions.

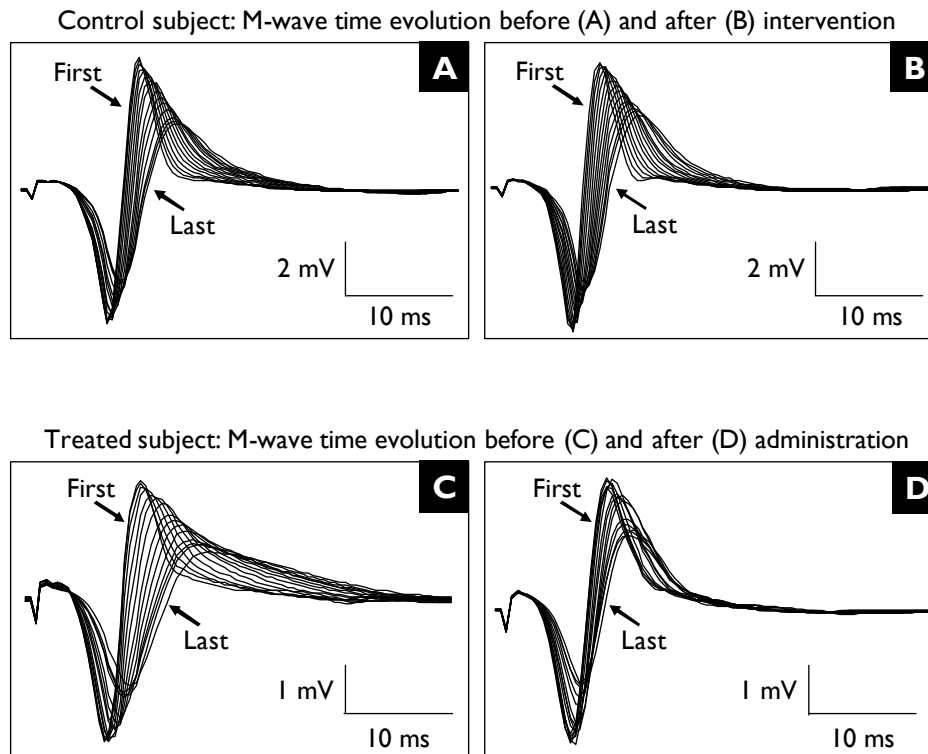
Dexamethasone administration improved force by  $6.0 \pm 6.0\%$  ( $p=0.01$ ) for elbow flexors and by  $8.5 \pm 5.5\%$  ( $p<0.01$ ) for knee extensors and impaired sarcolemmal excitability, as shown by the significant ( $p<0.05$ ) decline of muscle fiber conduction velocity in the four muscles: the mean relative decrease was 10.5% for biceps brachii, 9.1% for vastus lateralis, 10.0% for vastus medialis, and 6.0% for tibialis anterior. No significant

di conduzione delle fibre muscolari nei quattro muscoli: il decremento medio è risultato di 10.5% per il bicipite brachiale, 9.1% per il vasto laterale, 10.0% per il vasto mediale, 6.0% per il tibiale anteriore. Non si sono osservate riduzioni di velocità di conduzione muscolare nel gruppo di soggetti trattati con placebo.

Sono mostrati in Figura esempi di decorso temporale di onde M (per 60 s di stimolazione) acquisite dal muscolo vasto mediale di un soggetto di controllo (sezioni A-B) e di un soggetto trattato (sezioni C-D). Sono evidenti nel soggetto di controllo (sia prima che dopo l'assunzione

*changes were observed in muscle fiber conduction velocity in the group of subjects that received placebo.*

*The Figure shows examples of M-wave time evolution (over 60 s of stimulation) for the vastus medialis muscle of one control subject (panels A-B) and one dexamethasone-treated subject (panels C-D). Widening of the signal and decrease in amplitude during the contraction is evident in the control subject both before and after the intervention as well as in the treated subject before administration, whereas smaller scaling in time and amplitude is evident in the treated subject*



Esempi di decorso temporale di onde M (per 60 s di stimolazione) acquisite dal muscolo vasto mediale di un soggetto di controllo prima (A) e dopo (B) somministrazione di placebo. Ogni curva rappresenta la media delle 20 onde M acquisite (ogni 4 s) durante 1 s di stimolazione. Sono indicate la prima e l'ultima onda M acquisita. C-D: esempi di decorso temporale di onde M acquisite dal muscolo vasto mediale di un soggetto trattato con desametasone.

*Examples of M-wave time evolution (over 60 s of stimulation) for the vastus medialis muscle of one control subject before (A) and after (B) intervention. Each curve is the average of the 20 responses obtained during one second. Curves are four seconds apart. The first and last (averaged) M-waves are indicated. C-D: same as in A-B for the vastus medialis muscle of one dexamethasone-treated subject.*

di placebo) e nel soggetto trattato (prima della somministrazione steroidea) un allargamento e un decremento di ampiezza del segnale durante il corso della contrazione. Al contrario, sono risultate evidenti nel soggetto trattato (dopo il termine della somministrazione) minime modificazioni di durata e ampiezza delle onde M nel corso della contrazione.

In accordo con queste osservazioni, il tasso di variazione della frequenza media dello spettro di potenza è risultato lo stesso tra le due sessioni sperimentali nel soggetto di controllo (prima,  $-0.87\%/s$  e dopo,  $-0.84\%/s$ ), mentre si è ridotto nel soggetto trattato dopo il termine della somministrazione steroidea (prima,  $-1.10\%/s$  e dopo,  $-0.50\%/s$ ). È stato osservato un comportamento analogo per tutti i muscoli ed i soggetti. Infatti, il tasso di variazione della frequenza media dello spettro di potenza non è variato tra le due sessioni sperimentali nei soggetti di controllo, mentre si è significativamente ridotto in tutti i muscoli dei soggetti trattati: il decremento relativo medio del tasso di variazione è risultato di 32.2% per il bicipite brachiale, 24.8% per il vasto laterale, 43.9% per il vasto mediale, 22.6% per il tibiale anteriore.

La dimostrazione che alterazioni di funzione muscolare indotte dalla terapia steroidea possano essere identificate in base a test elettrofisiologici non invasivi presenta importanti implicazioni cliniche per l'identificazione precoce di forme sub-cliniche o pre-cliniche di miopatia steroidea in pazienti trattati.

*after administration. Accordingly, the normalized rate of change of mean frequency was constant in the control subject between the two sessions (before,  $-0.87\%/s$  and after,  $-0.84\%/s$ ), whereas it decreased after the intervention in the treated subject (before,  $-1.10\%/s$  and after,  $-0.50\%/s$ ). A similar behaviour was observed for all the muscles and subjects. In fact, normalized rate of change of mean frequency remained constant between the two sessions in control subjects, whereas it significantly decreased after intervention in all muscles of dexamethasone-treated subjects: the mean relative decrease of rate of change was 32.2% for biceps brachii, 24.8% for vastus lateralis, 43.9% for vastus medialis, and 22.6% for tibialis anterior.*

*The demonstration that glucocorticoid-induced muscle impairments can be unravelled by means of non-invasive electrophysiological tests has clinical implications for the early identification of subclinical or preclinical forms of myopathy in patients under steroid treatment.*

## Caratteristiche EMG delle fibre muscolari dopo esercizi eccentrici e concentrici

## Surface EMG properties of muscle fibers after eccentric and concentric exercises

J.M. Avela, A. Botter, R. Merletti, H.T. Piitulainen

È stato osservato che gli esercizi eccentrici possono compromettere l'integrità di membrana delle fibre muscolari, l'eccitabilità e la conduzione del potenziale d'azione. Non è tuttavia chiaro quanto queste osservazioni possano essere rilevanti per diverse tipologie di esercizio.

Sono stati acquisiti segnali elettromiografici di superficie (sEMG) dal muscolo bicipite brachiale durante contrazioni isometriche volontarie massimali (MVC) e elettricamente stimulate prima (BEF), subito dopo (IA) e due ore dopo (2H) esercizi eccentrici (gruppo ECC, N=12 soggetti) e concentrici (gruppo CON, N=12 soggetti) dei flessori del braccio.

L'esercizio era costituito da tre ripetizioni di 20 contrazioni massimali concentriche o eccentriche su dinamometro isocinetico (con velocità angolare di 1 rad/s). Il range di movimento al gomito era 110°, tra 65° e 175° (con 180° corrispondente alla massima estensione).

Le contrazioni dinamiche massimali sono state intervallate da 15 secondi di riposo e ognuna è stata preceduta da un'attivazione massimale isometrica di un secondo.

Il confronto tra le sessioni BEF e 2H (figura, sezione a) ha evidenziato che la MVC isometrica è diminuita del  $24.7 \pm 13.7\%$  (media  $\pm$  DS) nel gruppo ECC, mentre nel gruppo CON si è osservato un recupero della forza (in entrambi i gruppi sono state osservate diminuzioni significative della MVC isometrica nella sessione IA rispetto alla sessione BEF: dati non riportati).

Sono state inoltre osservate riduzioni nella velocità di conduzione muscolare (CV) e nella frequenza media dello spettro di potenza (MNF) del segnale sEMG durante MVC isometrica nella sessione 2H rispetto alla sessione BEF.

Le riduzioni osservate sono state maggiori nel

*It has been shown that sarcolemmal integrity, excitability and action potential conduction may be impaired acutely after eccentric exercise. However, it is not clear if this applies to different exercise models.*

*Therefore, multichannel surface electromyographic (sEMG) signals were detected from the biceps brachii muscle during isometric maximal voluntary contractions (MVC) and electrically evoked contractions before (BEF), immediately (IA), and two hours (2H) after eccentric (ECC group, N=12) and concentric (CON group, N=12) elbow flexor exercises.*

*The exercise consisted in three sets of 20 maximal concentric or eccentric contractions of the elbow flexors of the right arm, on a motorised isokinetic dynamometer (angular velocity of 1 rad/s). The range of motion at elbow joint was 110°, between 65° and 175° (180° corresponds to full extension). The maximal contractions were performed with fifteen second intervals and with maximal isometric pre-activation starting one second prior to the onset of the movement.*

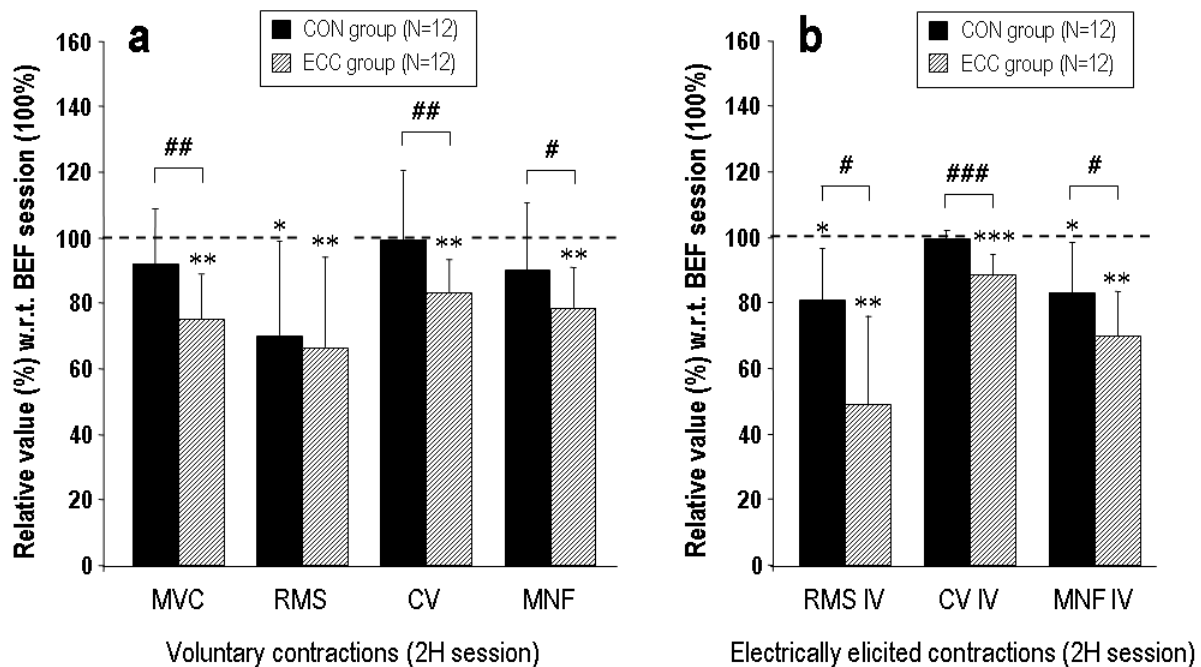
*The comparison between BEF and 2H measurement sessions (figure, panel a) showed that isometric MVC force decreased by  $24.7 \pm 13.7\%$  (mean  $\pm$  SD) in ECC group while in CON group the force recovered (in both groups a significant decrease in the isometric MVC was found at IA session with respect to the BEF session: data not shown). Reductions were also observed in muscle fiber conduction velocity (CV) and mean frequency of the power spectrum (MNF) of sEMG signals at isometric MVC of the 2H session as compared to the BEF session. These reductions were greater in ECC group than in CON group at IA session (data not shown) and were significant in ECC group only at 2H session. Similarly, more*

gruppo ECC rispetto al gruppo CON nella sessione IA (dati non mostrati) e erano significative nel solo gruppo ECC nella sessione 2H.

Analogamente, durante le contrazioni elettricamente stimulate della sessione 2H (figura, sezione b), sono state osservate riduzioni più importanti dei valori iniziali (IV) di CV e MNF nel gruppo ECC rispetto al gruppo CON.

Inoltre, il maggiore incremento della concentrazione di mioglobina nel sangue nel gruppo ECC rispetto al gruppo CON suggerisce un mag-

prominent reductions of the initial values (IV) of CV and MNF were observed in ECC group with respect to the CON group during electrically elicited contractions at 2H (figure, panel b). Moreover, blood myoglobin concentration increased more in the ECC group than in the CON group at IA and 2H after exercise, suggesting greater effect of ECC contractions on the sarcolemmal integrity than CON contractions. In summary, eccentric and concentric exercises induced acute ( $\leq 2$  hours) reductions in both muscle force produc-



Valori relativi (rispetto alla sessione BEF) di forza e variabili EMG ottenute due ore dopo (2H) l'esercizio nel gruppo concentrico (CON) ed eccentrico (ECC). Sezione a: contrazione volontaria isometrica massimale (MVC), valore efficace (RMS), velocità di conduzione (CV) e frequenza media dello spettro di potenza (MNF). Sezione b: valori iniziali del valore efficace (RMS IV), velocità di conduzione (CV IV) e frequenza media dello spettro di potenza (MNF IV) durante stimolazione elettrica monopolare. Le variabili sono state confrontate rispetto alla sessione pre-esercizio (BEF) (linea tratteggiata):

\*\*\* =  $p < 0.001$ , \*\* =  $p < 0.01$  e \* =  $p < 0.05$ . Per ogni variabile sono stati confrontati i due gruppi di soggetti (ECC e CON):  
 ### =  $p < 0.001$ , ## =  $p < 0.01$  e # =  $p < 0.05$ . I dati sono riportati come media e deviazione standard.

Relative values (w.r.t. BEF session) of force and EMG variables obtained two hours after (2H) the exercise in concentric (CON) and eccentric (ECC) groups. Panel a: isometric maximal voluntary contraction (MVC), root mean square (RMS), muscle fiber conduction velocity (CV), and mean frequency of the power spectrum (MNF). Panel b: initial values of root mean square (RMS IV), muscle fiber conduction velocity (CV IV), and mean frequency of the power spectrum (MNF IV) during monopolar electrical stimulation. The variables were compared with respect to the pre-exercise (BEF session) values (dashed line):

\*\*\* =  $p < 0.001$ , \*\* =  $p < 0.01$  and \* =  $p < 0.05$ . For each variable, the two groups (CON and ECC) were compared:  
 ### =  $p < 0.001$ , ## =  $p < 0.01$  and # =  $p < 0.05$ . Mean and standard deviation bars are reported.

giore effetto delle contrazioni ECC (rispetto alle contrazioni CON) sull'integrità della membrana delle fibre muscolari.

In conclusione, contrazioni muscolari eccentriche e concentriche hanno prodotto decrementi acuti (entro le 2 ore) sia nella forza che nella velocità di conduzione delle fibre muscolari. Queste decrementi sono risultati significativamente maggiori a seguito di contrazioni eccentriche del bicipite brachiale rispetto a contrazioni muscolari concentriche.

*tion capability and action potential conduction over the affected muscle cell membranes. These reductions were significantly greater after eccentric than after concentric exercise in biceps brachii muscle.*



## **Variazioni nelle proprietà delle unità motorie a seguito di esercizio eccentrico dei flessori del braccio**

## **Changes in motor unit characteristics after eccentric elbow flexor exercise**

J. M. Avela, A. Holobar, H. T. Piitulainen

Osservazioni anatomiche hanno suggerito che siano prevalentemente le fibre muscolari "fast-twitch" ad andare incontro a danni di membrana a seguito di esercizio eccentrico. Rimane tuttavia da chiarire cosa il danno muscolare comporti nella funzione di singole unità motorie.

Hanno partecipato all'esperimento sedici soggetti di sesso maschile, randomizzati in un gruppo "esercizio" (n=9) e in un gruppo "controllo" (n=7).

Ai soggetti del primo gruppo è stato chiesto di eseguire una serie di 50 contrazioni eccentriche massimali dei flessori del braccio destro, utilizzando un apposito dinamometro isocinetico (velocità angolare di 1 rad/s). Ogni contrazione è stata suddivisa in due fasi, separate da un recupero di 3 secondi. La prima fase corrispondeva al movimento tra 65° e 120° e la seconda fase era tra 120° e 175° (180° corrispondeva alla massima estensione). È stato osservato tra ogni contrazione un periodo di recupero di 20 s. E' stato richiesto ai soggetti di eseguire una pre-attivazione isometrica della durata di 1 s prima di ciascuna delle due fasi della contrazione eccentrica.

Nei soggetti del gruppo "esercizio" sono stati acquisiti segnali EMG di superficie dal muscolo bicipite brachiale, utilizzando una matrice di 64 elettrodi (distanza inter-elettrodica 8 mm, LISiN - OT Bioelettronica, Torino, Italy), nel corso di contrazioni isometriche per vari livelli di forza tra il 10% e il 75% della forza massima (MVC). Le acquisizioni sono state realizzate prima dell'esercizio eccentrico (BEF) e a distanza di due ore (2H), due giorni (2D) e quattro giorni (4D) dal termine dell'esercizio.

Nei soggetti del gruppo "controllo" sono stati acquisiti segnali EMG in due giorni differenti, separati da  $3 \pm 3$  giorni.

*Morphological evidence suggests that predominantly fast-twitch fibers are prone to disruption of their membrane structures during eccentric exercise. However, it is unclear how this is reflected in the function of individual motor units (MUs).*

*Sixteen healthy males participated in the experiment and were randomly divided into exercise (n=9) and control (n=7) groups. The exercise subjects performed one set of 50 maximal eccentric contractions with the elbow flexors of the right arm on a motorised isokinetic dynamometer (angular velocity of 1 rad/s). Each contraction was divided into two phases, separated by three seconds. The first phase was from 65° to 120° and the second from 120° to 175° (180° corresponds to full elbow extension). The maximal eccentric contractions were performed with 20 second intervals and with maximal isometric pre-activation starting one second prior to the onset of the eccentric movement in both phases.*

*In the exercise group, high-density surface EMG (HDEMG) was recorded from biceps brachii muscle with a grid of 64 electrodes (8 mm inter-electrode distance, LISiN - OT Bioelettronica, Torino, Italy) at various isometric contraction levels between 10% and 75% of maximal voluntary contraction (MVC) before (BEF) the exercise, and two hours (2H), two days (2D) and four days (4D) post-exercise. The control subjects were tested on two different days, separated by  $3 \pm 3$  days. The acquired HDEMG was decomposed off-line and mean discharge rate and mean conduction velocity of each identified motor unit (MU) were calculated.*

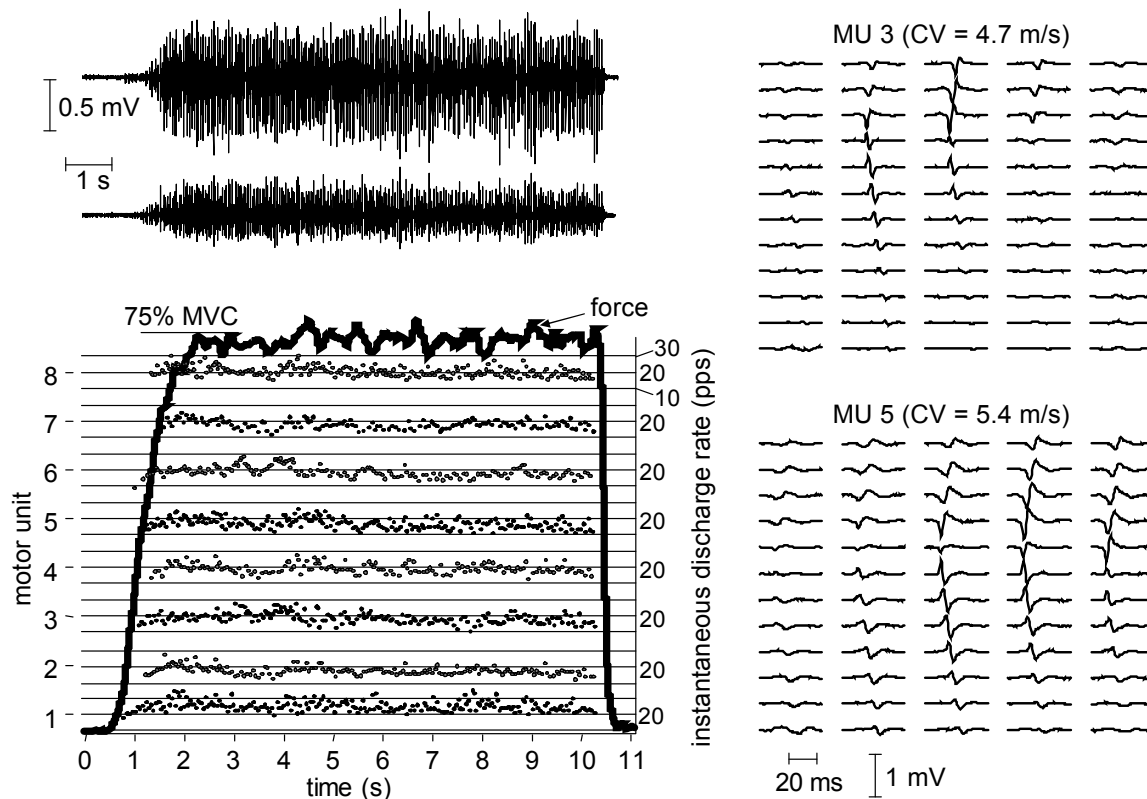
*In the exercise group, MVC force decreased by  $21.3 \pm 5.6$  % at 2H and by  $12.6 \pm 11.1$  % at 2D post-exercise. MU characteristics showed*

I segnali EMG acquisiti sono stati successivamente decomposti off-line e per ogni unità motoria identificata sono stati ottenuti i valori di frequenza media di attivazione e velocità media di conduzione delle fibre muscolari.

Nei soggetti del gruppo "esercizio" si è osservata una riduzione della forza isometrica massima pari a  $21.3 \pm 5.6$  % dopo 2H e  $12.6 \pm 11.1$  % dopo 2D.

changes only at 2H post-exercise. Mean MU discharge rate increased from  $19.5 \pm 4.4$  (BEF) to  $22.6 \pm 5.0$  pulses per second (pps) and from  $24.5 \pm 5.6$  (BEF) to  $28.3 \pm 3.0$  pps at 50% and 75% of MVC, respectively. In contrast, mean muscle fiber conduction velocity decreased at 40% MVC (from  $4.4 \pm 0.3$  to  $4.2 \pm 0.3$  m/s), 50% MVC (from  $4.5 \pm 0.3$  to  $4.2 \pm 0.3$  m/s,  $p < 0.01$ ), and 75% MVC (from  $4.4 \pm 0.3$  to  $4.2 \pm 0.3$  m/s). No

### Biceps brachii: 75 % MVC



In alto a sinistra: segnale EMG differenziale acquisito con una matrice di 13x5 elettrodi di superficie durante una contrazione del bicipite brachiale al 75% MVC condotta prima (BEF) dell'esercizio eccentrico (sono riportati soltanto due canali della colonna centrale). In basso a sinistra: pattern di attivazione per otto unità motorie decomposte: ogni attivazione è indicata con un pallino. Destra: potenziali di azione multi-canale per due unità motorie (numero 3 e numero 5) e relativi valori di velocità di conduzione delle fibre muscolari (CV).

Top left: differential surface EMG acquired with a grid of 13x5 electrodes during the 75% MVC contraction of biceps brachii muscle before (BEF) the eccentric exercise (for clarity only the two channels in the central column and rows 10 and 11 are depicted). Bottom left: discharge patterns of identified motor units (MUs) with each MU discharge denoted by a dot. Right: multichannel MU action potentials of MUs 3 and 5 as detected at the surface of the skin, along with their mean conduction velocity (CV).

La frequenza di attivazione media è aumentata da  $19.5 \pm 4.4$  (BEF) a  $22.6 \pm 5.0$  impulsi al secondo (pps) per contrazioni condotte al 50% MVC e da  $24.5 \pm 5.6$  (BEF) a  $28.3 \pm 3.0$  pps per contrazioni condotte al 75% MVC.

Al contrario, la velocità di conduzione delle fibre muscolari si è ridotta al 40% MVC (da  $4.4 \pm 0.3$  a  $4.2 \pm 0.3$  m/s), al 50% MVC (da  $4.5 \pm 0.3$  a  $4.2 \pm 0.3$  m/s,  $p < 0.01$ ) e al 75% MVC (da  $4.4 \pm 0.3$  a  $4.2 \pm 0.3$  m/s).

Nei soggetti del gruppo "controllo" non sono state invece osservate significative differenze tra le due sessioni sperimentali.

In conclusione, questi risultati documentano come l'esercizio eccentrico possa alterare selettivamente, e in una fase precoce del recupero successivo a esercizio, le proprietà delle unità motorie ad elevata soglia di attivazione.

*significant changes of MU characteristics were observed in the control group.*

*These results indicate that eccentric exercise can selectively disturb the function of high-threshold MUs at an early stage after the exercise.*

## **Analisi di segnali EMG monopolari dal muscolo sfintere anale esterno**

## ***Investigation of monopolar multi-channel surface EMG of the external anal sphincter muscle***

C. Cescon, R. Merletti, L. Mesin, M. Nowakowski

Studi anatomici del muscolo sfintere anale esterno (EAS) hanno mostrato che le fibre muscolari sono circolari vicino alla mucosa. Allontanandosi dalla superficie e più in profondità lungo il canale anale è invece stata mostrata una geometria delle fibre più complessa.

Si può dimostrare che i segnali EMG multicanale registrati con una schiera circolare di elettrodi non hanno componenti di modo comune se le fibre muscolari sono circolari e concentriche con il sistema di elettrodi.

Quindi, la presenza di segnali di modo comune di origine fisiologica può fornire indicazioni circa la geometria delle fibre muscolari del muscolo EAS.

Segnali EMG di superficie sono stati acquisiti dal muscolo EAS di 12 soggetti (7 donne e 5 uomini; età, media  $\pm$  DS:  $49.7 \pm 15.1$  anni) utilizzando una sonda anale con tre schiere circolari di elettrodi a tre diverse profondità nel canale anale.

Singoli MUAP sono stati identificati dal segnale EMG di superficie con la tecnica di decomposizione "Convolution Kernel Compensation" (A. Holobar, D. Zazula, "Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation" IEEE Trans. Signal Process., 2007, 55(9) pp. 4487-4496).

Questo metodo è già stato applicato ai segnali EMG prelevati dal muscolo EAS e si è dimostrata robusta al rumore, permettendo la ricostruzione completa di diverse (fino a 10) unità motorie attive simultaneamente.

Il metodo è stato applicato a segnali sperimentali singolo-differenziali ottenuti dai corrispondenti segnali monopolari (Figura A). Il firing pattern delle diverse unità motorie è stato identificato (Figura B). I potenziali di singola unità motoria sono stati utilizzati per calcolare il

*Anatomical studies on the external anal sphincter (EAS) indicate that muscle fibres near the mucosa are circular at low depth within the anal canal. A more complex geometry of the fibres is documented for increasing radial depth within the muscle and along the anal canal.*

*Monopolar surface EMG signals recorded using an array of electrodes placed in circular direction have no common mode components if the muscle fibres are circular, and concentric with the electrode array.*

*Thus, the presence of common mode signals of physiological origin provides indications about the geometry of muscle fibres of EAS.*

*Surface EMG signals were recorded from EAS from 12 subjects (7 female and 5 male; mean  $\pm$  sd; age:  $49.7 \pm 15.1$  years) using an anal probe carrying three circumferential arrays of 16 electrodes each at three depths within the anal canal.*

*Single MUAPs were identified from surface EMG signals by the "Convolution Kernel Compensation" decomposition method (A. Holobar, D. Zazula, "Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation" IEEE Trans. Signal Process., 2007, 55(9) pp. 4487-4496).*

*Such a method was already applied to EMG signals from EAS muscle and was proved to be robust to noise, allowing a complete reconstruction of up to 10 concurrently active motor units.*

*The method was applied to experimental SD signals obtained from the monopolar ones (Figure A). The firing pattern of different motor units was identified (Figure B). The discharges of the detected motor units were used as triggers to compute the average action potential of each motor units (referred to as MUAP template, Figure C).*

*The contribution of common mode components*

potenziale d'azione medio di ogni unità motoria (chiamato MUAP template, Figura C).

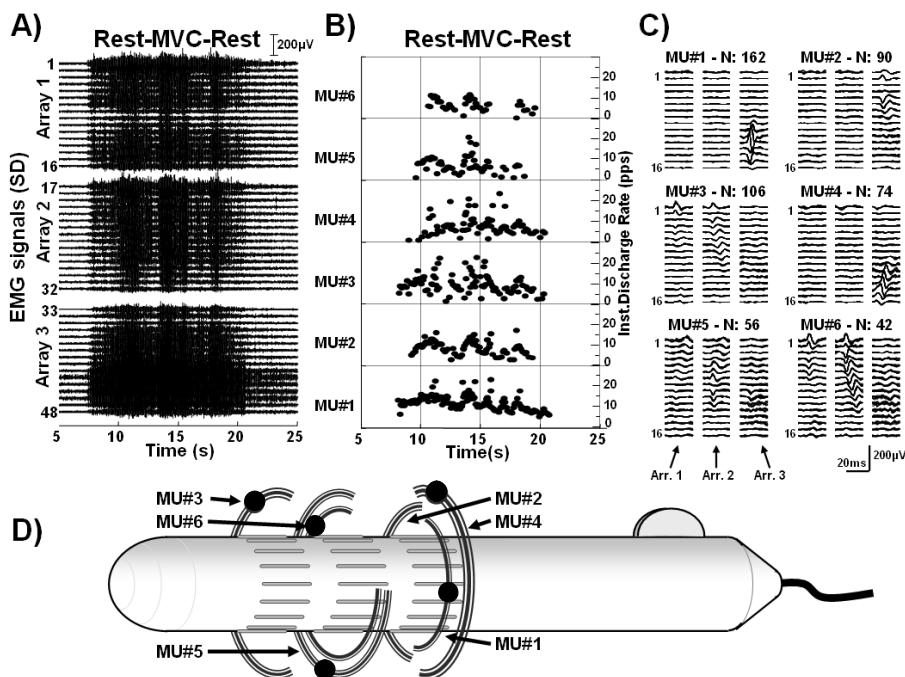
I contributi di modo comune dei singoli MUAP sono risultati minori per le unità motorie situate più in superficie nel muscolo e ad una profondità minore lungo il canale anale.

I risultati ottenuti sono dovuti alla geometria delle fibre che, come confermato da studi anatomici, sono circolari e concentriche alla schiera di elettrodi più vicino alla superficie.

Componenti di modo comune maggiori sono state osservate nel segnale interferente, suggerendo la presenza di crosstalk da muscoli lontani che si contraggono simultaneamente, (e.g. muscolo puborettale, glutei) oppure di fibre più profonde con geometria non cilindrica.

to single MUAPs is lower for motor units located more superficially in the muscle and at a lower depth within the anal canal.

This finding agrees with anatomical observations. Large common mode components are present in the interference signal, suggesting presence of crosstalk from far and large co-contracting muscles (e.g. puborectalis, glutei) or deeper motor units with non-cylindrical geometry.



Esempio rappresentativo di decomposizione del segnale EMG. A) Segnali EMG singolo-differenziali (SD) prelevati con tre schiere di elettrodi. B) Frequenza di attivazione istantanea e C) Templates delle sei unità motorie identificate dall' algoritmo di decomposizione dei segnali EMG mostrati in A). D) Rappresentazione qualitativa delle posizioni delle unità motorie identificate ottenuta dalla morfologia dei potenziali di singola unità motoria. La posizione delle zone di innervazione è indicata dai cerchi neri.

Representative example of decomposition of EMG signals. A) Single differential (SD) raw signals from the three arrays. B) Firing patterns and C) templates of the action potentials of six motor units identified by decomposition of the interference EMG SD signals shown in A). D) Qualitative indication of the locations of the identified motor units deduced from the distribution of amplitude of the template. Location of innervation zones are indicated by black dots.

## **Relazione tra spessore dei tessuti, manometria e EMG dello sfintere anale esterno**

## ***Relationship between tissue thickness, manometry and EMG of the external anal sphincter***

C. Cescon, I. Destefano, M. Ferronato, R. Merletti, M. Scaglia

L'analisi della letteratura ha mostrato che la probabilità di un danno allo sfintere e la prevalenza di incontinenza anale sono in relazione con la pratica di episiotomia. I danni al nervo pudendo dovuti a precedenti traumi ostetrici sono i principali fattori di rischio nelle donne (Wheeler TL, Richter HE. Delivery method, anal sphincter tears and fecal incontinence: new information on a persistent problem. *Cur. Op. Obst. Gynec.* 2007 Oct; 19(5): 474-9). La conoscenza sulla posizione della zona di innervazione potrebbe essere importante per eseguire l'episiotomia in modo da minimizzare il rischio di denervazione.

L'attuale conoscenza dello sfintere anale esterno (EAS) è limitata a indici di forza globali (manometria), a dati strutturali (ultrasonografia, MRI e studi anatomici su cadaveri) e a proprietà elettrofisiologiche locali rilevate con aghi.

Questo lavoro è focalizzato al prelievo e interpretazione dei segnali elettromiografici (EMG) multicanali dal muscolo sfintere anale esterno.

Sono state analizzate le relazioni tra le variabili EMG, le misure manometriche e i parametri anatomici misurati con ecografie 3D. Lo studio è stato condotto su 32 pazienti donne (età:  $48.7 \pm 12$  anni).

È stata utilizzata una sonda anale per prelevare segnali EMG multicanale a diverse profondità durante contrazioni volontarie massimali dello sfintere.

La sonda è formata da tre schiere circolari di 16 elettrodi d'argento equispaziati.

Le misure manometriche sono state effettuate su un sottoinsieme di 29 pazienti. Le misurazioni ecografiche 3D sono state effettuate su un sottoinsieme di 18 pazienti.

L'analisi dei segnali ha permesso l'estrazione di informazioni sulla posizione della zona di innervazione, il valore rettificato medio (ARV) e la frequenza

*The probability of sphincter damage and the prevalence of anal incontinence have been estimated in the literature in relation to episiotomy practice. Injury to the pudendal nerve from prior obstetric trauma is described as the principal risk factor in women (Wheeler TL, Richter HE. Delivery method, anal sphincter tears and fecal incontinence: new information on a persistent problem. *Cur. Op. Obst. Gynec.* 2007 Oct; 19(5): 474-9). The knowledge of innervation zone location could be valuable in performing episiotomy with minimal risk of EAS denervation.*

*The current knowledge of the external anal sphincter (EAS) is limited to global strength indexes (manometry), to structural data (ultrasonography, MRI, and anatomical studies on cadavers) and to local electrophysiological properties detected by needles. This work focuses on detection and interpretation of multichannel surface electromyography (sEMG) of the EAS.*

*We investigated the relationship between sEMG parameters, manometric measurements and anatomical parameters measured with endoanal 3D ultrasound. The study was conducted on 32 female patients (age:  $48.7 \pm 12$  yrs).*

*A novel anal probe was used to record multichannel sEMG signals at different depths during maximal voluntary contractions. The probe holds three circumferential arrays of 16 equally spaced silver bar electrodes. Manometric measurements were performed on a subset of 29 patients. Endoanal 3D ultrasound images were detected on a subset of 18 patients.*

*Information about innervation zone position, sEMG average rectified value (ARV), and motor unit discharge rate was obtained with innovative signal processing techniques. Negative correlation was observed between the ARV of sEMG*

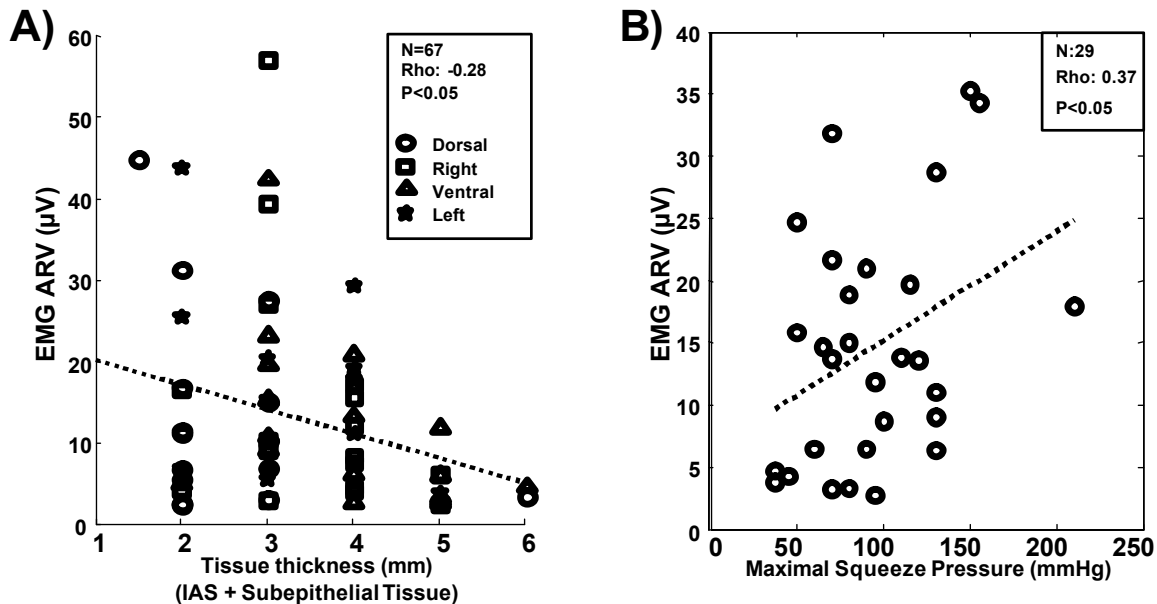
di attivazione delle unità motorie identificate.

È stata osservata una correlazione negativa tra l'ARV dei segnali EMG e lo spessore della mucosa anale e dello sfintere anale interno ( $r=-0.48$ ;  $p<0.05$ ). Correlazione positiva è stata osservata tra l'ampiezza del segnale EMG e la massima pressione dello sfintere ( $r=0.37$ ;  $p<0.05$ ).

L'informazione estratta dai segnali EMG è complementare a quella che si ottiene da misure con ecografi e manometri.

signals and the thickness of anal mucosa and internal sphincter ( $r=-0.48$ ;  $p<0.05$ ). Positive correlation was observed between sEMG amplitude and the maximum sphincter pressure ( $r=0.37$ ;  $p<0.05$ ).

The information extracted from sEMG signals is complementary to that provided by ultrasonography and manometry.



A) Relazione tra ARV del segnale EMG e lo spessore dei tessuti (sfintere anale interno, IAS, e tessuto sotto-epiteliale). I diversi simboli rappresentano i valori corrispondenti ai quattro quadranti. B) Relazione tra ARV del segnale EMG e la massima pressione di contrazione dello sfintere. Sono riportate le rette di regressione (linee tratteggiate).

A) Relationship between EMG ARV and tissue thickness (internal anal sphincter, IAS, and subepithelial tissue). Symbols represent the values in each of the four quadrants. B) Relationship between EMG ARV and maximal squeeze pressure. Regression lines are shown (dashed lines).

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

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

M. Gazzoni, R. Merletti, A. Rainoldi

Come indicato nell'Introduzione, le attività di didattica e trasferimento tecnologico hanno alta priorità per il LISiN. Il principale progetto in questo campo è finanziato dalla Compagnia di San Paolo e coinvolge la Scuola Universitaria di Scienze Motorie di Torino (SUISM).

La collaborazione tra LISiN e SUISM nel 2009 è stata focalizzata sui seguenti progetti.

Il finanziamento su due anni della Compagnia di San Paolo ha permesso di attivare, presso SUISM, due borse di dottorato e l'acquisto della strumentazione necessaria per iniziare l'attività del laboratorio. Dal lato LISiN, il contributo ha finanziato l'implementazione di uno strumento didattico multimediale focalizzato su concetti di biomeccanica di base, elaborazione del segnale, biofisica della generazione del segnale EMG, modalità di prelievo, elaborazione ed interpretazione del segnale EMG. Lo strumento didattico (che sarà disponibile su Web) è attualmente in fase di sviluppo in collaborazione con e-Mentor, una piccola impresa nel campo del e-learning. Attualmente sono stati implementati la struttura base dello strumento didattico e i primi quattro moduli dei 20 previsti.

Inoltre, è stato implementato dal LISiN e fornito alla SUISM uno strumento completo per l'analisi

*As indicated in the Introduction, the teaching and technology transfer activities have high priority for LISiN. The main project in this field is sponsored by Compagnia di San Paolo and involves the University School of Motor & Sport Sciences of Torino (SUISM).*

*The collaboration between LISiN and SUISM in 2009 was focused on the following projects.*

*The two-year grant from Compagnia di San Paolo funded two PhD fellowships at SUISM and the acquisition of the necessary instrumentation to start the laboratory activity. On LISiN side, that contribution supported the implementation of a multimedia teaching tool focused on basic biomechanics, signal processing, biophysics of EMG signal generation, detection modalities, processing, and interpretation of EMG signal. The teaching tool (that will be available on the Web) is currently under development in collaboration with e-Mentor, a small enterprise in the field of e-learning. The basic infrastructure of the tool and the first four modules (out of 20) have been implemented.*

*In addition, a complete tool for the analysis of surface EMG signals was implemented by LISiN and provided to SUISM to allow their PhD and MS students to easily and properly process the*



dei segnali EMG di superficie per permettere agli studenti di dottorato e del corso di laurea di elaborare in modo semplice e guidato i segnali registrati durante i protocolli sperimentali. Questo strumento rappresenta un esempio pratico di “trasferimento tecnologico e di conoscenza” dalla ricerca di base al campo, che è uno dei principali obiettivi del progetto comune.

È attualmente in corso un protocollo per la valutazione della fatica nei muscoli sartorio, gracile, bicipite femorale e vasto mediale. Soggetti che devono essere sottoposti alla ricostruzione del legamento crociato anteriore sono stati selezionati in collaborazione con il Centro di Medicina dello Sport della SUISM.

Misure EMG e di forza vengono effettuate prima e dopo l'intervento chirurgico per valutare se differenti tecniche chirurgiche (tendine rotuleo o tendine gracile/sartorio) determinino differenze sulla funzionalità muscolare e sulla fatica che possano offrire indicazioni per la scelta della tecnica da utilizzare per ottenere il miglior risultato. In questo protocollo sono state utilizzate matrici bidimensionali di elettrodi sviluppate presso il LISiN. Su questo argomento sono state completate due tesi di laurea specialistica presso la SUISM.

CSP - Innovazione nelle ICT è il Centro di ricerca sulle tecnologie informatiche e delle telecomunicazioni della pubblica amministrazione della Regione Piemonte. CSP ha deciso di finanziare SUISM con un progetto di tre anni per la valutazione e la certificazione delle abilità motorie di soggetti sani. Questo progetto è condiviso con il LISiN che fornirà sensori tessili per monitorare EMG, ECG, posizioni e angoli. Inoltre, il coordinamento e l'implementazione dell'intera attività di sviluppo di sensori sarà gestita con il contributo di un ricercatore proveniente dal LISiN.

Nel suo complesso questa collaborazione fornisce un esempio riuscito dell'integrazione degli sforzi di ricerca e di didattica tra due istituzioni accademiche attive in campi diversi e complementari.

*signals collected during the experimental protocols. This tool represents a practical “technology and knowledge transfer” from basic research to the field, which is one of the main objectives of the common project.*

*A protocol for the assessment of fatigue in sartorius, gracilis, biceps femoris, and vastus medialis muscles is currently under way. Candidates for anterior cruciate ligament reconstruction were selected in collaboration with the Center for Sport Medicine at SUISM.*

*EMG and force measures are performed before and after the surgical intervention to assess if different surgical techniques (patellar tendon or gracilis/sartorius tendon) determine differences in muscle function and fatigue which can steer the selection of the technique toward the best solution. In this protocol bidimensional EMG electrode arrays developed at LISiN were adopted. Two MS thesis has been completed at SUISM on this topic.*

*CSP - Innovazione nelle ICT is the Information and Communication Technologies Research centre of the public administration of the Region of Piemonte. They decided to fund SUISM with a three-year project for the assessment and certification of the motor skills in healthy subjects. This project is shared with LISiN that will provide textile sensors to monitor EMG, ECG, position, and angles. Moreover, the coordination and implementation of the whole sensing activity will be managed with the contribution of a researcher from LISiN.*

*Overall this collaboration provides a working example of integration of research and teaching efforts between two academic institutions active in different and complementary fields.*

## **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.

Durante l'anno sono stati organizzati 13 corsi e seminari e sono state tenute 17 lezioni su invito a congressi e corsi internazionali e nazionali.

Inoltre, 27 ricercatori e visitatori, di cui 13 stranieri, 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, delle iniziative divulgative e degli articoli apparsi su quotidiani, settimanali o mensili di larga diffusione.

## **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.*

*During the year 13 courses and seminars have been organized and 17 invited lectures, 13 of them from abroad, have been given.*

*Moreover, 27 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, of the dissemination activities, and of the 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***

*delivered by A. Holobar*

1. Analysis of motor units with high-density surface EMG: possibilities and limitations. "Xth Quantitative EMG Conference", Venice, Italy, May 8-10, 2009.
2. Extraction of clinically relevant information from high-density EMG of skeletal muscles: reliability and repeatability. "The Second Slovenian-Italian Workshop on Quantitative Needle and High Resolution Surface EMG", Ljubljana, Slovenia, November 27, 2009.

*delivered by Prof. R. Merletti*

3. Non-invasive anatomy by surface EMG. "An intensive course on the Functional anatomy and 3D-arthrokinematics of the Shoulder Girdle", Brussels, Belgium, 13-15 February, 2009.
4. Electromyography of the pelvic floor by multi-electrode arrays. "Diagnosis of anorectal and pelvic floor function", Goettingen, Germany, March 14, 2009.

5. Advances in surface EMG. "Bed rest strategy workshop 2009", ESA Congress, Noordwijk, The Netherlands, April 8, 2009.
6. High-density EMG of the external anal sphincter: prevention of child-delivery related disorders. "The Second Slovenian-Italian Workshop on Quantitative Needle and High Resolution Surface EMG", Ljubljana, Slovenia, November 27, 2009.
7. Electromyography of the pelvic floor by multi-electrode arrays. "Kurs Funktionsdiagnostik des Anorektums", Universität München, Chirurgische Klinik Großhadern, München, Germany, December 5, 2009.

*delivered by Marco A. Minetto*

8. Muscle cramps. "Xth Quantitative EMG Conference", Venice, Italy, May 8-10, 2009.
9. Surface EMG in the study of neural strategies and muscle fatigue in clinically relevant conditions. "The Second Slovenian-Italian Workshop on Quantitative Needle and High Resolution Surface EMG", Ljubljana, Slovenia, November 27, 2009.

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

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

*delivered by Prof. R. Merletti*

10. Informazioni e messaggi dal sistema neuromuscolare. "Innovazione e trasferimento Tecnologico", Sport INN, Turin, January 9, 2009.
11. Tecnologie innovative in ergonomia, ginecologia, medicina del lavoro e dello sport. Novara, Italy, March 23, 2009.
12. Ingegneria del sistema neuromuscolare: applicazioni nello spazio, nello sport, in ergonomia e ginecologia. "Appuntamenti con la Scienza", Liceo Martinetti, Caluso, Italy, April 3, 2009.
13. EMG di superficie: prospettive nelle miopatie e nelle miotonie. "Update diagnostico-terapeutico in neurofisiologia clinica: malattie muscolari e neuromuscolari, S. Vito di Cadore, Italy, April 16-18, 2009.
14. Tecniche avanzate di High Density EMG. Università di Udine, Udine, Italy, June 26, 2009.
15. Tecniche avanzate di High Density EMG. Istituto Superiore di Sanità, Roma, Italy, July 8, 2009.
16. Elettromiografia di superficie, metodi e applicazioni. "XXIX Corso di Cultura in Elettromiografia e Neurofisiologia Clinica", Abano Terme (PD), Italy, October 2-11, 2009.

17. Tecnologie per l'analisi dello Sfintere Anale e l'Incontinenza: i risultati di un progetto europeo. Riunione FIOG, Martellago (VE), Italy, October 23-24, 2009.

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

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

1. Caldwell D. "Design of the iCub humanoid robot", LISiN, Turin, Italy, February 3, 2009.
2. Workshop: "LISiN, ingegneri dei muscoli", Turin, Italy, March 19, 2009.
3. Sapino M, Baratta F, Gualino M. "Caratteristiche e proprietà della cute", LISiN, Turin, Italy, April 2, 2009.
4. Sapino M, Baratta F, Gualino M. "Chimica dei Polimeri", LISiN, Turin, Italy, April 22, 2009.
5. Loram I, Vieira T. "Control of standing balance with ultrasonography and EMG", LISiN, Turin, Italy, May 21, 2009.
6. Workshop: "Prelievo, elaborazione e applicazioni del segnale elettromiografico di superficie", LISiN, Turin, Italy, May 29, 2009.
7. Ritzel CH. "Adattamenti muscolo-scheletrici: ricerca e riabilitazione", LISiN, Turin, Italy, June 16, 2009.
8. Skufca JD. "Eigenposes and eigenfeet: using principal components to describe body configuration for postural control analysis", LISiN, Turin, Italy, June 17, 2009.
9. Holobar A. "Recent applications of high-density EMG decomposition", LISiN, Turin, Italy, July 29, 2009.
10. Mazzocchio R, Piu P, Vieira T. "Control of human posture", LISiN, Turin, Italy, October 27, 2009.
11. Piitulainen H. "Gross sarcolemmal fatigue after intensive exercise?", LISiN, Turin, Italy, October 28, 2009.
12. Crivellini M, Galli M. "Presentazione del progetto TRAMA (TRAIning in Motion Analysis)", LISiN, Turin, Italy, November 17, 2009.
13. Minetto MA, Maffioletti N, D'Antona G, Roatta S. "Elettrostimolazione: problemi aperti e nuove applicazioni", LISiN, Turin, Italy, December 11, 2009.

## Ricercatori stranieri e Visitatori

## Visiting Scientists

1. Arabadzhiev Todor: Centre of Biomedical Engineering, Bulgarian Academy of Science, Sofia, Bulgaria
2. Baratta Francesca: Dipartimento di Scienza e Tecnologia del Farmaco, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy
3. Brusa Paola: Dipartimento di Scienza e Tecnologia del Farmaco, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy
4. Caldwell Darwin: Department of Advanced Robotics, Italian Institute of Technology (IIT), Genova, Italy
5. Crivellini Marcello: Dipartimento di Bioingegneria, Politecnico di Milano, Milano, Italy
6. D'Antona Giuseppe: Unità di Fisiologia Umana, Dipartimento di Fisiologia, Università di Pavia, Pavia, Italy
7. Galli Manuela: Dipartimento di Bioingegneria, Politecnico di Milano, Milano, Italy
8. Giuliano Michela: Dipartimento di Scienza e Tecnologia del Farmaco, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy
9. Glaser Vojko: Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia
10. Hodson-Tole Emma: Institute for Biophysical and Clinical Research into Human Movement, Manchester Metropolitan University, Manchester, UK
11. Holobar Ales: Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia
12. Ionescu Anca-Luiza: Faculty of Applied Sciences, University Politehnica of Bucharest, Splaiul Independentei, Romania, Italy
13. Itiki Cinthia: Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle, EPUSP-PTC, Universidade de São Paulo, Escola Politécnica, Sao Paulo, Brasil
14. Läubli Thomas: Institut für Sozial und Präventivmedizin (Universität Zürich) und Zentrum für Organisations- und Arbeitswissenschaften (Eidgenössische Technische Hochschule Zürich), Zürich

15. Loram Ian: Institute for Biophysical and Clinical Research into Human Movement, Manchester Metropolitan University, Manchester, UK
16. Maffiuletti Nicola: Neuromuscular Research Laboratory, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland
17. Mazzocchio Riccardo: U.O.C. Neurofisiologia Clinica, Dip. Neuroscienze, Azienda Ospedaliera Universitaria Senese, Siena, Italy
18. Mebarkia Kamel: Electronics Department, Engineering Faculty, Farhat ABBAS University of Setif, Setif, Algeria
19. Piitulainen Harri: Neuromuscular Research Center, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland
20. Piu Pietro: Scienze Neurologiche Applicate Sezione Neuroscienze, Università di Siena, Siena; Italy
21. Raghav Shantanu: Indian Institute of Technology, Guwahati, India
22. Ritzel Cintia Helena: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Medicina, Porto Alegre, Brazil
23. Reffad Aicha: Electronics Department, Engineering Faculty, Farhat ABBAS University of Setif, Setif, Algeria
24. Roatta Silvestro: Divisione di Fisiologia, Dipartimento di Neuroscienze, Università di Torino, Torino, Italy
25. Sapino Marco: Dipartimento di Scienza e Tecnologia del Farmaco, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy
26. Skufca Joseph D.: (1) Department of Mathematics, Clarkson University, Potsdam, NY (USA), (2) Center for Rehabilitation Engineering and Science Technology (CREST), Clarkson University, USA
27. Sprager Sebastijan: Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia

## **Brevetto**

## **Patent**

Cescon C, Merletti R. "Sensore per l'acquisizione di segnali bioelettrici da un muscolo anulare, in particolare per elettromiografia di superficie multicanale", 2009 (Patent number: TO2009A000814).

1. 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, Turin, Italy, February 11, 2009.
2. Mesin L. 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, Turin, Italy, February 23, 2009.
3. Gazzoni M. "LISiN: ingegneri dei muscoli", Jobmeeting, Turin, Italy, March 19, 2009.
4. Mesin L. 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, Turin, Italy, June 11, 2009.
5. LISiN's staff. "La Notte dei Ricercatori 4° edizione: esperimenti, informazione, interazione ed esperienze scientifiche con gli atenei e i principali enti scientifici piemontesi", Torino, Italy, September 25, 2009.
6. D'Antona G, Minetto MA. Attivazione neuromuscolare e regolazione della forza (parte prima). *Scienza&Sport* 2/2009:22-27.
7. D'Antona G, Minetto MA. Attivazione neuromuscolare e regolazione della forza (parte seconda). *Scienza&Sport* 3/2009:20-23.
8. D'Antona G, Minetto MA. Elettrostimolazione neuromuscolare - basi fisiologiche e principi di utilizzo (parte prima). *Scienza&Sport* 4/2009:14-19.

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

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

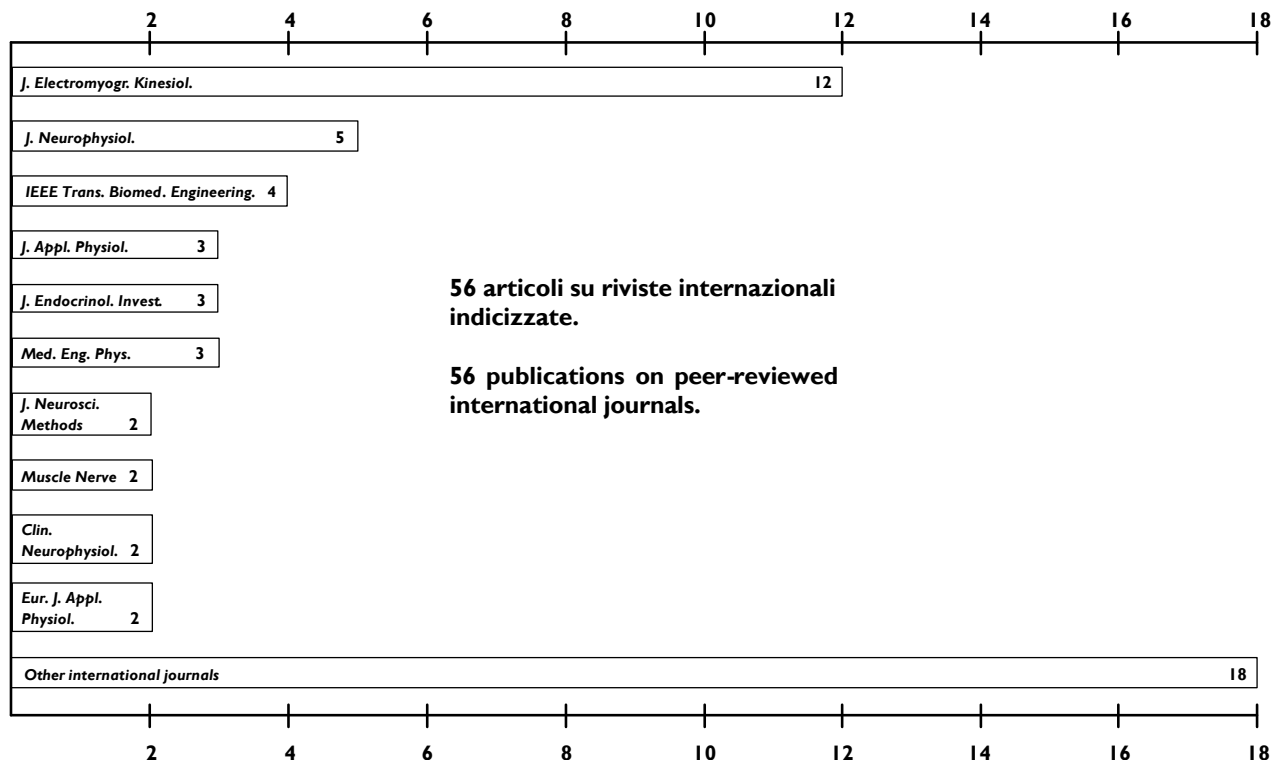
1. "AAA ingegneri cercasi, tante le proposte del LISiN, il laboratorio del Politecnico sul Sistema Neuromuscolare", *Futura*, Genuary, 2009.
2. "Come la mente comanda i movimenti del corpo", *Dirigente d'azienda*, February, 2009.
3. "Nova neinvazivna raziskava živ no-miši nega sistema", *Medicina danes*, (Slovenia), July, 2009.
4. "Il progetto AIMES: un contributo alla standardizzazione delle procedure per l'applicazione dell'elettromiografia di superficie", *SUPSI Health*, September, 2009.

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI A  
CONGRESSI (DAL 2007)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2007)**

**Publicazioni su riviste internazionali (2007 – 2009)**

***Publications on international journals (2007 – 2009)***



Distribuzione delle pubblicazioni del LISiN in riviste internazionali indicizzate (2007-2009)

*Distribution of LISiN publications in peer-reviewed journals (2007-2009)*



1. Alexe-Ionescu AL, Barbero G, Merletti R. Electrode potential and selective ionic adsorption. *Physics Letters* 2009;37:1791-1795.
2. Botter A, Lanfranco F, Merletti R, Minetto MA. Myoelectric fatigue profiles of three knee extensor muscles. *Int. J. Sports Med.* 2009;30:408-417.
3. Botter A, Merletti R, Minetto MA. Pulse charge and not waveform affects M-wave properties during progressive motor unit activation. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19:564-573.
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;29:253-258.
6. Carotti E, Merletti R, Farina D. Compression of multi-dimensional biomedical signals with spatial and temporal codebook excited linear prediction. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2009;56:2604-2610.
7. Casale R, Sarzi-Puttini P, Atzeni F, Gazzoni M, Buskila D, Rainoldi A. Central motor control failure in fibromyalgia: a surface electromyography study. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2009;10:78.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. Clancy EA, Bertolina MV, Merletti R, Farina D. Time- and frequency-domain monitoring of the myoelectric signal during a long-duration, cyclic, force-varying, fatiguing hand-grip task. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008;18:789-797.
13. Enck P, Franz H, Davico E, Mastrangelo F, Mesin L, Merletti R. Repeatability of innervation zone identification in the external anal sphincter muscle. *NeuroUrol. Urodyn.* 2009 Jul 24 [Epub ahead of print].
14. 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.

15. 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.* 2009;101:350-359.
16. 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.
17. 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.
18. Holobar A, Gazzoni M, Farina D, Merletti R, Zazula D. Estimating motor unit discharge pattern from the surface electromyogram. *Clin. Neurophysiol.* 2009;120:551-562.
19. Holobar A, Zazula D. Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation. *IEEE Trans. Signal Process.* 2007;55:4487-4496.
20. Holobar A, Zazula D. On the selection of the cost function for gradient-based decomposition of surface electromyograms. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2008;2008:4668-4671.
21. 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.
22. Marateb HR, McGill KC. Resolving superimposed MUAPs using particle swarm optimization. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2009;56:919-919.
23. Melchiorri G, Rainoldi A. Mechanical and myoelectric manifestations of fatigue in subjects with anorexia nervosa. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008;18:291-297.
24. 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.
25. Merletti R. Spectral variables do not necessarily reflect histological types of recruited motor units. *J. Appl. Physiol.* 2008;105:1679-1680.
26. 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. (Bristol, Avon)* 2009;24:122-134.
27. Merletti R, Holobar A, Farina D. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008;18:879-890.
28. Merletti R, Farina D. Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philos. Transact. A Math. Phys. Eng. Sci.* 2009;367:357-368.
29. 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.

30. 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.* 2009;19:851-863.
31. Mesin L, Cocito D. A new method for the estimation of motor nerve conduction block. *Clin. Neurophysiol.* 2007;118:730-740.
32. Mesin L, Damiano L, Farina D. Estimation of average muscle fiber conduction velocity from simulated surface EMG in pinnate muscles. *J. Neurosci. Methods* 2007;160:327-334.
33. Mesin L, Gazzoni M, Merletti R. Automatic localisation of innervation zones: A simulation study of the external anal sphincter. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19:e413-421.
34. Mesin L, Gervasio R. Detection volume of simulated electrode systems for recording sphincter muscle electromyogram. *Med. Eng. Phys.* 2008;30:896-904.
35. Mesin L, Merletti R. Distribution of electrical stimulation current in a planar multilayer anisotropic tissue. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2008;55:660-670.
36. Mesin L, Merletti R, Rainoldi A. Surface EMG: The issue of electrode location. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19:719-726.
37. Mesin L, Smith S, Hugo S, Viljoen S, Hanekom T. Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface EMG recordings. *Med. Eng. Phys.* 2009;31:374-383.
38. Minetto MA, Botter A. Elicitability of muscle cramps in different leg and foot muscles. *Muscle Nerve* 2009;40:535-544.
39. Minetto MA, Botter A, De Grandis D, Merletti R. Time and frequency domain analysis of surface myoelectric signals during electrically-elicited cramps. *Neurophysiol. Clin.* 2009;39:15-25.
40. 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.
41. 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;101:249-256.
42. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Farina D. Discharge properties of motor units of the abductor hallucis muscle during cramp contractions. *J. Neurophysiol.* 2009;102:1890-1901.
43. 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;30:215-223.
44. 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.

45. 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.
46. Negro F, Holobar A, Farina D. Fluctuations in isometric muscle force can be described by one linear projection of low-frequency components of motor unit discharge rates. *J Physiol.* 2009;587:5925-5938.
47. Oliveira LF, Matta TT, Alves DS, Garcia MAC, Vieira TMM. Effect of the shoulder position on the biceps brachii EMG in different dumbbell curls. *J. Sport Sci. Med.* 2009;8:24-29.
48. Oliveira LF, Vieira TM, Macedo AR, Simpson DM, Nadal J. Postural sway changes during pregnancy: a descriptive study using stabilometry. *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.* 2009;147:25-28.
49. 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.
50. 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.
51. Rainoldi A, Gazzoni M, Melchiorri G. Differences in myoelectric manifestations of fatigue in sprinters and long distance runners. *Physiol. Meas.* 2008;29:331-340.
52. 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.
53. 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.
54. Vieira TD, Oliveira LF, Nadal J. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19:e513-519.
55. Vieira TM, Oliveira LF, Nadal J. Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. *Braz. J. Med. Biol. Res.* 2009;42:665-673.
56. Vieira TMM, Windhorst U, Merletti R. Is the stabilization of quiet upright stance in humans driven by synchronized modulations of the activity of medial and lateral gastrocnemius muscles? *J Appl Physiol* 2009 Nov 12 [Epub ahead of print].

## **Pubblicazioni 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 (2007 – 2009)**

## ***Books and chapters in books (2007 – 2009)***

Minetto MA, Benso A, Ghigo E, Lanfranco F. Motor performance and muscle mass as function of the hormonal responses to exercise. In: *Hormone use and abuse by athletes. Endocrine Updates.* Ghigo E, Lanfranco F, Strasburger CJ (Editors). Springer: Norwell, MA. In press.

## **Presentazioni a congressi internazionali e nazionali (2007 – 2009)**

## ***Presentations at national and international congresses (2007 – 2009)***

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 Falls, 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
3. Cescon C, Destefano I, Ferronato M, Scaglia M, Merletti R. Relationship between ultrasound measurements of tissue thickness, manometry and multichannel sEMG of the external anal sphincter. "3° Congresso Nazionale della Società Italiana di Chirurgia Colo-Rettale", Catania, Italy, October 5-7, 2009.
4. Cescon C, Destefano I, Ferronato M, Scaglia M, Merletti R. Relationship between ultrasound measurements of tissue thickness, manometry and multichannel sEMG of the external anal sphincter. "19th World Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology", Hamburg, Germany, September 13-17, 2009.
5. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
6. Cescon C, Gazzoni M, Guasco E, Mastrangelo F, Merletti R. Repetitive task evaluation by means of electromyographic and kinematics signals acquired from upper limbs. "VII Congresso Nazionale della Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Cuneo, Italy, October 24-27, 2007.

7. Cescon C, 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
11. 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.
12. 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.
13. 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.
14. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
15. 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.
16. 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.
17. 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.

18. Holobar A, Minetto MA, Botter A, Negro F, Farina D. Decoding the activity of populations of motor neurons from multichannel surface and intramuscular EMG. International Workshop and Conference on Human Reflexes "Wiring and Firing of Motoneurons", May 11-15, 2009, Bornova, Izmir, Turkey.
19. Holobar A, Minetto MA, Botter A, Negro F, Farina D. Primerjava posrednih in neposrednih meril točnosti izdvajanja prozenj motoricnih enot iz elektromiogramov (Comparison of Direct and Indirect Measures of Accuracy in the Identification of Motor Unit Firing Patterns from EMG). In: Baldomir Zajc, Andrej Trost (Eds.) Proceedings of the "Eighteen International Electrotechnical and Computer Science Conference ERK 2009", Volume B (ISSN 1581-4572), pp. 333-336, 2009, Portoroz, Slovenia.
20. 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.
21. 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.
22. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
23. Istenič 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.
24. Istenič 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.
25. Marateb HR, Introzzi R, Merletti R, Cescon C. "A low-noise front-end amplifier for biopotential recordings. "11th International Congress of Medical Physics and Biomedical Engineering", Munich, Germany, September 7-12, 2009.
26. Marateb HR, McGill KC. Resolving superimposed MUAPs by particle swarm optimization. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
27. Marateb HR, Soares FA, Rojas M, Merletti R. An expert-based fuzzy system for automatically identifying the location of muscle innervation zones in surface electromyography. "Xth Quantitative EMG Conference", Venice, Italy, May 8-10, 2009.
28. 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.

29. Mesin L. Estimation of monopolar signals from sphincter muscles. "XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Niagara Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
30. 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.
31. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
32. 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.
33. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
34. 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.
35. 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.
36. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
37. 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.
38. 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.
39. 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.
40. 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.



41. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Farina D. Discharge properties of motor units in the abductor hallucis muscle during electrically-elicited cramps. International Workshop and Conference on Human Reflexes "Wiring and Firing of Motoneurons", May 11-15, 2009, Bornova, Izmir, Turkey.
42. 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.
43. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
44. 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.
45. 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.
46. 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.
47. Vieira TMM. 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.
48. 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.
49. Vieira TMM, Holobar A, Merletti R. Identification of motor unit discharge patterns in the gastrocnemii muscles during quiet standing. "XIX Conference of the International Society of Posture and Gait Research", Bologna, Italy, June 21-25, 2009.
50. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
51. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.
52. 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 Falls, Ontario, Canada, June 18 – 21, 2008.

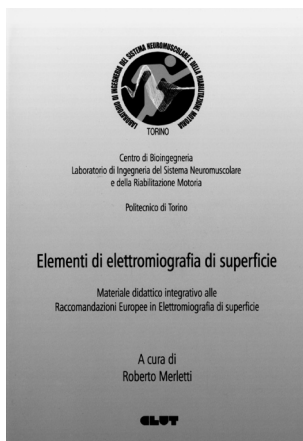
53. Zazula D, Holobar A, Angely F. Analysis of electrocardiograms using the convolution kernel compensation approach. "14th International Workshop on Systems, Signals and Image Processing 2007", Maribor, Slovenia, June 27-30, 2007.

## Libri pubblicati dal 1997 al 2009

## Books published from 1997 to 2009



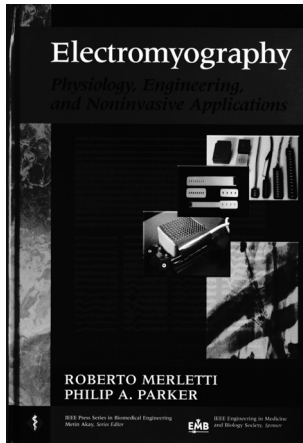
*SENIAM- Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie.*  
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. - 1999  
ISBN 90-75452-14-4



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

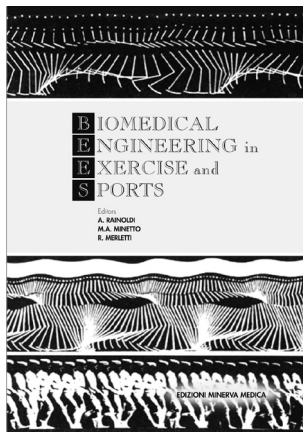


*Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW).* C.L.U.T. - 2004  
ISBN 88-7992-191-6



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

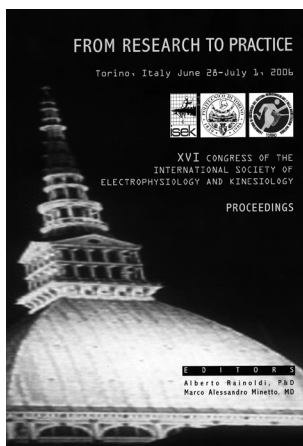
The textbook is aimed to graduate students in biomedical engineering, exercise physiology, and movement sciences.



*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.