

# **RAPPORTO ANNUALE 2010**



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

# **ANNUAL REPORT 2010**



**L**'Italia dovrebbe essere molto orgogliosa della qualità dei suoi laureati di eccellenza, anche se la capacità di trattenere questi talenti nel Paese è poi molto problematica.

Circa 12.000 laureati lasciano il Paese ogni anno per continuare la loro formazione o per lavorare come scienziati e ingegneri in istituzioni straniere. Molti rimangono in queste istituzioni dove diventano scienziati apprezzati e spesso raggiungono posizioni di leadership e alta responsabilità, qualche volta in concorrenza con il loro paese di origine. Il loro successo è spesso considerato come il successo del sistema universitario italiano, tuttavia molti abbandonano definitivamente tale sistema per il resto della loro vita accademica. Alcuni di questi espatriati ritornano in Italia, dopo una esperienza all'estero, con la speranza di condividere quanto hanno appreso e di promuovere le loro idee pensando di poter trasferire e sviluppare, nella loro Scuola o nel loro Paese di origine, ciò che appariva così facile fare nel loro Paese di adozione.

La mia impressione, visitando recentemente il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) al Politecnico di Torino, è che questo rappresenti una esperienza di ricerca che è riuscita a svilupparsi, sotto la guida di uno di questi leader con formazione internazionale, nonostante le difficoltà di sopravvivenza che altri laboratori universitari analoghi hanno incontrato.

**I**taly should be very proud of her ability to train elite researchers, although retention of this talent within the country remains a substantial challenge.

About 12.000 graduates leave the country every year to continue advanced training, or to work as scientists and engineers in foreign institutions. Many remain in such foreign institutions as highly appreciated scientists, and often achieve positions of leadership and high responsibility, sometimes in competition with their Country of origin. Their success is often regarded as a success of the Italian academic system, although many are often lost to Italian Universities for the remainder of their academic lives. After experience abroad, a few of these expatriates return to their home country with the hope of sharing their experiences, bright ideas, and great hopes to carry out for their School and Country of origin what appeared to be readily feasible in their second Country.

My impression, while visiting the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) at Politecnico di Torino recently, is that this is one such small research program that has managed to flourish under an internationally trained leader, even as support for many other comparable university based research laboratories has been difficult to sustain.

The quality of LISiN's work is well known in the field, and widely admired. There has been

Prof. W. Zev Rymer



Rehabilitation Institute,  
Chicago, U.S.

La qualità del lavoro svolto al LISiN è ben nota nel settore e degna di grande stima. Il tasso di pubblicazioni in riviste internazionali qualificate è stato molto rilevante, oltre 10/anno per molti anni, soprattutto se si considera la dimensione del gruppo (8-12 persone). Inoltre la attività di insegnamento e di disseminazione è stata molto consistente. Il LISiN ha dato contributi innovativi alle tecnologie biomediche, soprattutto nello sviluppo di sistemi di prelievo e di elaborazione dei segnali.

Nonostante questo successo, le prospettive a lungo termine del gruppo sono preoccupanti, considerando la mancanza di un piano di sviluppo e di successori del direttore. La capacità dell'Ateneo di sostenere il programma non è ovvia.

Come Vice Presidente per la Ricerca al Rehabilitation Institute of Chicago, uno dei principali gruppi di ingegneri biomedici legati alla Northwestern University, so bene, per esperienza personale, come sia faticoso creare un gruppo di ricerca qualificato, e come sia facile disintegrarlo. Dato lo straordinario livello di innovazione, insieme con la continuità di successi, credo che sia vitale sostenere questo gruppo e promuoverne la crescita. Il LISiN è un centro di ricerca in ingegneria biomedica riconosciuto e apprezzato in Europa come nessun altro e il suo sviluppo è di grande importanza internazionale e nazionale. Considerando l'elevato numero di studiosi stranieri, di corsi e insegnamenti offerti in tutto il mondo e l'estensione delle collaborazioni internazionali, il LISiN costituisce un esempio brillante di sopravvivenza in condizioni di difficoltà.

*an impressive record of sustained publication in high quality peer reviewed journals, exceeding 10/year for many years, an impressive number given the size of the group (8-12 people). In addition, the teaching and dissemination efforts are remarkable. There have also been major innovative contributions to biomedical technology, linked to the design of novel electrode systems, and innovative signal processing solutions.*

*There are concerns however, about the long-term outlook for the group, because the director is now reaching retirement age, and no clear succession plan is in place, and the ability to provide new faculty lines to sustain the program is unclear.*

*As Vice President for Research of the Rehabilitation Institute of Chicago, a major biomedical engineering group linked to Northwestern University, I know from personal experience how hard it is to build a strong research team, and how easy it is to let it disintegrate. Given the extraordinary level of innovation, coupled with the sustained record of research accomplishments, I believe that it is vital for the LISiN group to continue to be supported, and indeed to grow. The group is an acclaimed international center in biomedical engineering, unlike any other in Europe, and its growth is of both national and international importance. Considering the high number of foreign fellows, the courses offered across the world, and the extensive international collaborations, this center is a shining example of survival under difficult conditions.*

## Ringraziamenti

## Acknowledgements

Alle attività del LISiN hanno significativamente contribuito le seguenti persone:

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



**S. Scaravelli, I. Trodella**  
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.*



**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 2010 hanno collaborato a progetti LISiN**

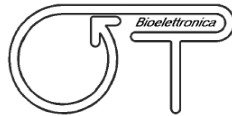
***Enterprises who collaborated with LISiN's projects in 2010***



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.*

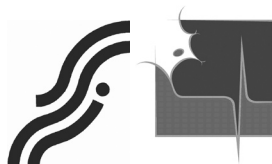


**OT Bioelettronica**, C.so Unione Sovietica 312, 10135  
Torino, Italy • [www.ottinosnc.it](http://www.ottinosnc.it)

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.*

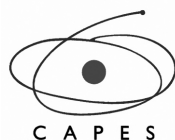
**Enti di ricerca che nel 2010 hanno collaborato a progetti LISiN**  
**Research institutions that collaborated with LISiN's projects in 2010**



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



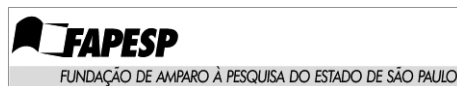
Bulgarian Academy of Sciences, Sofia, Bulgaria  
Centre of Biomedical Engineering  
<http://www.clbme.bas.bg/>



CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de  
Pessoal de Nível Superior, Brasília, Brasil  
[www.capes.gov.br](http://www.capes.gov.br)



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



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-Endocrino-  
logiche, 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>



Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland  
Neuromuscular Research Laboratory  
<http://www.schulthess-klinik.ch>

**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>



Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil  
Departamento de Cirurgia Traumatologia e Ortopedia  
[www.ufrgs.br](http://www.ufrgs.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/>



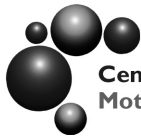
University of Pavia, Pavia, Italy  
Department of Physiology, Human Physiology Unit &  
Interuniversity Institute of Myology  
<http://www-3.unipv.it/dsffcm/>



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/>



**Centro Ricerche Scienze Motorie**  
Motor Science Research Center

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) Aventaggiato M, Botter A, Cescon C, Gazzoni M, Marateb HR, Merletti R, Minetto MA, Sorrentino A, Vieira TMM. Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Dipartimento di Elettronica, Politecnico di Torino, Torino, Italy
- 2) Farina D, Muceli S. Department of Neurorehabilitation Engineering, Bernstein Center for Computational Neuroscience, University Medical Center Göttingen, Georg-August University, Göttingen, Germany
- 3) Farina D, Muceli S. Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Aalborg, Denmark
- 4) Holobar A. Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia
- 5) McGill KC. Rehabilitation Research and Development Center, VA Palo Alto Health Care System, Palo Alto, California, USA
- 6) Mañanas Villanueva MA, Rojas-Martínez M. Biomedical Engineering Research Center, Research Department of Automatic Control, Technical University of Catalonia, Barcelona, Spain
- 7) Mansourian M. Department of Biostatistics and Epidemiology, Health School, Isfahan University of Medical Science, Isfahan, Iran
- 8) John L, McNaught A. University of Cape Town, Cape Town, South Africa
- 9) Alexe-Ionescu AL, Barbero G. Dipartimento di Fisica, Politecnico di Torino, Torino, Italy
- 10) Baessler K. Pelvic Floor Centre Charité, Department of Gynecology, Campus Benjamin Franklin, Berlin, Germany
- 11) Drusany-Starič K. Department of Obstetrics and Gynecology, University Medical Center Ljubljana, Ljubljana, Slovenia
- 12) Marongiu D, Martsidis K. Facoltà di Medicina e Chirurgia, Università degli Studi di Cagliari, Cagliari, Italia
- 13) Raimondi EE, Riva D. Azienda Ospedaliera Sant'Anna di Como-Cantù, Cantù, Italy
- 14) Rezeberga D, Začesta V. Department of Obstetrics and Gynecology, Riga Stradins University, Riga, Latvia

- 15) Hodson-Tole EF, Loram ID. Institute for Biomedical Research into Human Movement and Health, Manchester Metropolitan University, Manchester, UK
- 16) Gheorghe L, Man S. Automatic Control and Computers Faculty, Technical University of Cluj-Napoca, Cluj-Napoca, Romania
- 17) Arvat E, Ghigo E, Giordano R, Lanfranco F, Minetto MA, Motta G, Picu A. Division of Endocrinology, Diabetology and Metabolism, Department of Internal Medicine, University of Turin, Turin, Italy
- 18) Barbero M. Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana (SUPSI), Manno, Switzerland
- 19) Coutts F, Macmillan F. Queen Margaret University, Edinburgh, Great Britain
- 20) Gatti R. Università Vita-Salute San Raffaele, Milano, Italy
- 21) 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**

## **Effetto del riferimento virtuale sul prelievo monopolare di segnali EMG di superficie** *The effect of virtual reference on the detection of surface monopolar EMG signals*

A. Botter<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

22

## **Confronto fra la decomposizione del segnale EMG multi-canale di superficie ed intramuscolare per alti livelli di contrazione muscolare isometrica** *Comparison of multi-channel surface and indwelling EMG decomposition for high levels of isometric muscle force*

A. Botter<sup>1</sup>, D. Farina<sup>2,3</sup>, A. Holobar<sup>4</sup>, M.A. Minetto<sup>1,17</sup>

25

## **Un metodo robusto di decomposizione di segnali EMG intramuscolari** *Robust decomposition of single-channel intramuscular EMG signals*

D. Farina<sup>2,3</sup>, H.R. Marateb<sup>1</sup>, K.C. McGill<sup>5</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, S. Muceli<sup>2,3</sup>

27

## **Individuazione di outlier nei segnali elettromiografici di superficie ad alta densità** *Outlier detection in high-density surface electromyographic signals*

M.A. Mañanas Villanueva<sup>6</sup>, M. Mansourian<sup>7</sup>, H.R. Marateb<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, M. Rojas-Martínez<sup>6</sup>

29

# TABLE OF CONTENTS

**Confronto di filtri spaziali per feed-back di singola unità motoria con HD-EMG**  
***Comparison of spatial filters for HD-sEMG single motor unit feedback***  
C. Cescon<sup>1</sup>, L. John<sup>8</sup>, A. McNaught<sup>8</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

31

**Stima della forza e del load sharing: risultati preliminari**  
***Force estimation and load sharing: preliminary results***  
M. Aventaggiato<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

33

**Impedenza del sistema elettrodo-gel-cutanea: ripetibilità inter- e intra-soggetto**  
***Impedance of the electrode-gel-skin system: inter- and intra-subject repeatability***  
A. L. Alexe-Ionescu<sup>9</sup>, M. Aventaggiato<sup>1</sup>, G. Barbero<sup>9</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

36

**Realizzazione di sistemi di prelievo del segnale EMG con tecniche di stampa a getto d'inchiostro**  
***Realization of surface EMG detection systems using ink-jet printing technique***  
M. Gazzoni<sup>1</sup>, A. Sorrentino<sup>1</sup>

38

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

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

**Valutazione di trauma da parto sul muscolo sfintere anale esterno con EMG di superficie (Risultati preliminari di uno studio multicentrico)**  
***Evaluation of child delivery trauma on the external anal sphincter muscle with surface EMG (Preliminary results of a multicenter study)***

K. Baessler<sup>10</sup>, C. Cescon<sup>1</sup>, K. Drusany-Starič<sup>11</sup>, D. Marongiu<sup>12</sup>, K. Martsidis<sup>12</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>,  
E.E. Raimondi<sup>13</sup>, D. Rezeberga<sup>14</sup>, D. Riva<sup>13</sup>, V. Začesta<sup>14</sup>

40

14

**Variazioni localizzate della forma muscolare  
in risposta all'attivazione di differenti popolazioni di unità motorie**

***Localised changes in muscle shape  
in response to activation of different motor unit populations***  
E.F. Hodson-Tole<sup>15</sup>, I.D. Loram<sup>15</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

43

**Effetti regionali della rotazione articolare passiva  
e dell'attivazione volontaria sulla architettura muscolare**

***Regional effects of passive joint rotation  
and voluntary activation on skeletal muscle architecture***  
E.F. Hodson-Tole<sup>15</sup>, I.D. Loram<sup>15</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

46

**Effetto del tipo di feedback e di training sul controllo volontario di singola unità motoria**  
***Effect of feedback type and training on voluntary control of single motor units***

C. Cescon<sup>1</sup>, L. John<sup>8</sup>, A. McNaught<sup>8</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

49

**Attivazione di diversi compartimenti muscolari durante flessione delle dita:  
uno studio preliminare**

***The activation of different muscle compartments during finger flexion movements:  
a preliminary study***

C. Cescon<sup>1</sup>, L. Gheorghe<sup>16</sup>, S. Man<sup>16</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

52

**Il rallentamento della velocità di conduzione delle fibre muscolari  
è un indicatore sensibile di miopatia steroidea nel morbo di Cushing**

***Muscle fiber conduction slowing  
is a sensitive marker of steroid myopathy in Cushing's disease***

E. Arvat<sup>17</sup>, A. Botter<sup>1</sup>, E. Ghigo<sup>17</sup>, R. Giordano<sup>17</sup>, F. Lanfranco<sup>17</sup>, M.A. Minetto<sup>1,17</sup>, G. Motta<sup>1,17</sup>, A. Picu<sup>17</sup>

54

**Relazione spaziale tra i punti di trigger miofasciali  
e la zona di innervazione nel trapezio medio**

***The spatial relationship between myofascial trigger points  
and the innervation zone in mid-trapezius***

M. Barbero<sup>18</sup>, C. Cescon<sup>1</sup>, F. Coutts<sup>19</sup>, R. Gatti<sup>20</sup>, F. Macmillan<sup>19</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

57

**FORMAZIONE PERMANENTE,  
DISSEMINAZIONE DEI  
RISULTATI**

**CONTINUING EDUCATION,  
DISSEMINATION OF  
RESULTS**

**Il progetto LISiN-SUISM**

***LISiN-SUISM Project***

M. Gazzoni<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, A. Rainoldi<sup>21</sup>

58

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

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

R. Merletti<sup>1</sup>, M.A. Minetto<sup>1,17</sup>

60

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI  
A CONGRESSI (DAL 2008)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2008)**

66

16



Prof. Roberto Merletti

I finanziamenti del governo italiano alla ricerca sono sempre stati tra i più bassi d'Europa. Negli ultimi anni la ricerca universitaria è stata strangolata da ulteriori riduzioni dei finanziamenti governativi. Il governo italiano non considera la ricerca scientifica e tecnologica un settore in cui investire in tempi di crisi e le Università non considerano l'eccellenza e il merito nella assegnazione di borse di studio, di spazi, di posizioni accademiche e di fondi ai laboratori di ricerca che lottano per la sopravvivenza. Tuttavia, molte istituzioni straniere giudicano meglio di quelle locali o nazionali e finanziano la formazione di loro studenti di dottorato e post-dottorato in centri di ricerca italiani di eccellente reputazione internazionale. Grazie a questo supporto economico proveniente da progetti europei, Brasile, Repubblica Sudafricana, Romania, Spagna, Cina e ai co-finanziamenti di Fondazioni bancarie, il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) del Politecnico di Torino riesce a sopravvivere alla bufera con danni limitati, invertendo la tendenza nazionale di alto flusso di ricercatori in uscita dal Paese e basso flusso in entrata.

L'attività di ricerca descritta in questo Rapporto Annuale 2010 è stata in gran parte svolta grazie ai finanziamenti concessi a ricercatori stranieri dai governi o dalle istituzioni dei loro Paesi, con cui il LISiN è grandemente in debito. Uguale supporto è pervenuto dalla Compagnia di San Paolo e dalla Fondazione CRT.

Come negli anni precedenti, il lavoro è stato concentrato su temi di ricerca in tecnologia e fisiologia e su attività di insegnamento e di disseminazione dei risultati. Gli argomenti specificamente affrontati nel 2010 sono elencati nel seguito.

*Italy's expenditure for research always ranked among the lowest in Europe. In recent years the Italian academic research has been further strangled by major reductions in government financial support. As the government does not regard science and technology worth to invest upon in a time of crisis, Universities do not make considerations of merit and excellence in the distribution of fellowships, space, positions and funds among their research labs which are fighting for survival. Foreign institutions, however, are better judges than the local or national ones and provide support for the training of their doctoral and post-doctoral students at Italian research centers of high international reputation. Thanks to this support from European projects, Brazil, Republic of South Africa, Romania, Spain, China, and to the matching funds of Bank Foundations, the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) at Politecnico di Torino has been able to negotiate the storm with limited damage. LISiN indeed reverses the general Country's trend of high flow outward and almost no flow inward of researchers.*

*The work described in this Annual Report was largely carried out thanks to the support provided to doctoral students and visiting researchers by foreign Countries and Academic Institutions with which LISiN is greatly indebted. Equal support was provided by Compagnia di San Paolo and Fondazione CRT.*

*As in previous years the work has been focused on basic research in technology and physiology, on applied clinical research and on dissemination and teaching efforts. The issues and topics specifically addressed in these four areas in 2010 are listed below.*

1. Ricerca di base in tecnologia  
 Miglioramento della interfaccia elettrodo-cutanea con l'obiettivo di ridurre l'impedenza e il rumore  
 Sviluppo di matrici di elettrodi facilmente indossabili e ad alta densità di contatti (HDsEMG), di amplificatori e di sistemi di trasmissione wireless  
 Decomposizione dei segnali HDsEMG per la decodifica delle strategie di controllo motorio
  2. Ricerca di base in elettrofisiologia  
 Effetti muscolari dell'ipercortisolismo endogeno e iatrogeno  
 Tecniche di stimolazione elettrica orientate allo studio del sistema neuromuscolare  
 Studio della natura e della origine dei crampi muscolari  
 Possibilità di controllo volontario di muscoli individuali e di singole unità motorie
  3. Ricerca clinica  
 Prevenzione delle lesioni da parto associate alla episiotomia  
 Diagnosi precoce di disturbi neuromuscolari di natura occupazionale (sindrome del tunnel carpale)  
 Suddivisione del carico tra muscoli che agiscono sulla stessa articolazione  
 Controllo della postura eretta durante il "quiet standing"
  4. Attività di disseminazione e didattica  
 Organizzazione di due corsi di EMG di superficie a Rio de Janeiro (Brasile) e Lugano (Svizzera)  
 Sviluppo di sistemi multimediali per e-learning  
 Pubblicazione di articoli didattici e sullo stato dell'arte  
 Pubblicazione di review focalizzate sui recenti progressi in tema di acquisizione, analisi ed interpretazione dei segnali EMG
1. *Basic research in technology*  
*Improvement of the electrode-skin interface with the objective of reducing contact impedance and noise*  
*Development of large and easily wearable high density surface EMG arrays (HDsEMG), amplifiers and wireless transmission systems*  
*Decomposition of intramuscular and HDsEMG for the decoding of motor control strategies*
  2. *Basic research in electrophysiology and general physiology*  
*Muscle related side effects of endogenous or exogenous glucocorticoid excess*  
*Research oriented electrical stimulation of the neuromuscular system*  
*Investigation on the origin and nature of muscle cramps*  
*Voluntary control of individual muscles and motor units*
  3. *Clinical research*  
*Prevention of child-delivery related lesions associated to episiotomy*  
*Early detection of work related neuromuscular disorders (carpal tunnel syndrome)*  
*Load sharing among muscles acting on the same joint*  
*Control of posture during quiet standing*
  4. *Dissemination and teaching efforts*  
*Organization of two courses on surface EMG in Rio de Janeiro (Brazil) and Lugano (Switzerland)*  
*Development of multimedia teaching tools for e-learning*  
*Publication of tutorials and review papers about recent progress in surface EMG*  
*Preparation of a textbook, for physical therapists, specifically focused on EMG basics and electrode location criteria*

Preparazione di un libro, ad uso principalmente dei fisioterapisti, focalizzato sui principi generali di acquisizione dei segnali EMG e di posizionamento degli elettrodi

Questo rapporto contiene otto contributi su temi di ricerca di base e sette su temi di ricerca clinica. Molti dispositivi e tecniche sono maturi per essere trasferiti all'industria e al Sistema Sanitario Nazionale. Nonostante una borsa di dottorato finanziata dalla Bitron Industries e gli ovvi vantaggi economici, il trasferimento di risultati rimane una operazione difficile.

Negli ultimi tre anni i ricercatori del LISiN hanno pubblicato 61 lavori su riviste internazionali "peer reviewed". Otto workshops e corsi sono stati organizzati nel 2010 per favorire la informazione e la formazione di potenziali utenti clinici. In otto occasioni il lavoro del LISiN è stato citato in riviste, giornali e trasmissioni radio e televisive. Ventinove ricercatori e scienziati di fama internazionale hanno visitato il LISiN nel 2010. È stato inoltre registrato un brevetto.

Le esigenze, la competizione e lo stress del lavoro di ricerca di alto livello attraggono al LISiN più dottorandi e ricercatori stranieri che italiani. La mancanza di prospettive, lo scarso impegno nazionale nel settore scientifico e i discutibili criteri di assegnazione delle sempre più ridotte posizioni permanenti in Italia, purtroppo demotivano i ricercatori italiani più brillanti che cercano opzioni più promettenti in altri Paesi.

*This report includes eight contributions focused on basic research and seven focused on clinical applications. Many techniques and devices are ready for transfer to industry and to the national Health Delivery System. Despite a fellowship provided by Bitron Industries and the obvious economic advantages associated to their adoption, this transfer operation remains a difficult one.*

*In the last three years LISiN researchers published 61 articles in peer reviewed international journals. Eight workshops and courses were organized in 2010 to promote awareness and training in the clinical world. In addition, eight dissemination initiatives were channelled through the general media, magazines and newspapers.*

*Twenty nine nationally and internationally renown researchers and scientists visited LISiN in 2010.*

*One patent was registered.*

*The demands and the competition of high quality research work are motivating more foreign doctoral and post-doctoral students than Italian ones. The lack of perspectives, the general neglect for science and the questionable criteria for assigning the fewer and fewer permanent academic positions in Italy are unfortunately demotivating the brightest Italian minds who look for better options abroad.*

## Ricercatori e collaboratori

## Researchers and collaborators

Nel Laboratorio sono attualmente impegnati:

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

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 PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (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)
Alessio Gallina	Graduate in Physiotherapy and contract researcher. (E-mail: alecik@tiscali.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 and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: hamid.marateb@polito.it)
Davide Mastrapasqua	Hardware laboratory technician (E-mail: davide.mastrapasqua@delen.polito.it)
Marco Alessandro Minetto	Graduate in Medicine and Surgery, specialization in Internal Medicine, and PhD in Medical Pathophysiology at University of 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 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>*

## **Effetto del riferimento virtuale sul prelievo monopolare di segnali EMG di superficie**

## ***The effect of virtual reference on the detection of surface monopolar EMG signals***

A. Botter, R. Merletti

La riduzione dell'interferenza di rete è un aspetto critico nella registrazione di segnali bioelettrici. Nelle acquisizioni multicanale, un metodo per la riduzione dell'interferenza di rete è il prelievo di ogni canale rispetto alla media dei canali registrati. In letteratura, questo metodo è stato denominato come media polare o riferimento virtuale (VR). Il metodo è basato sull'ipotesi che, in un dato istante, l'integrale su una superficie che ricopre l'intero supporto spaziale del potenziale generato dalle sorgenti attive sia nullo. Tuttavia, nella maggior parte delle condizioni sperimentali, questa ipotesi non è valida e la sottrazione del segnale medio implica un filtraggio spaziale del segnale monopolare e una distorsione dei contributi di origine fisiologica al segnale di modo comune.

L'obiettivo di questo studio è stato quello di sviluppare un nuovo metodo basato sulla tecnica VR (denominato "Filtered Virtual Reference", FVR) che minimizzasse la distorsione dei segnali monopolari. Nel metodo proposto il segnale medio è stato filtrato al fine di estrarre le componenti alle frequenze di rete (media filtrata). L'ampiezza del segnale medio filtrato è stata compensata in

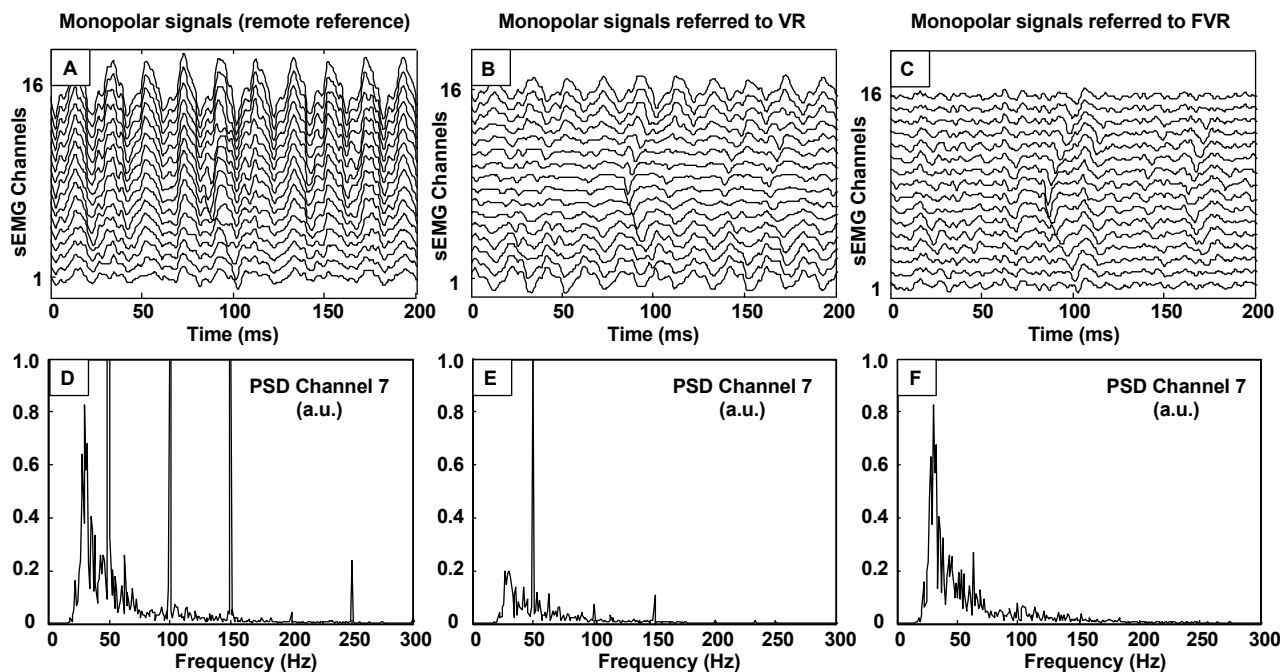
*Reduction of power line interference is a critical issue for the detection of bioelectric signals. For multichannel recordings, a method to reduce power line interference is the detection of each channel with respect to the average of all the detected signals. This method has been referred to as either polar average or virtual reference (VR). It is based on the assumption that, for a given time instant, the spatial integral on a surface that covers the entire spatial support of the potential generated by the active sources, is zero. However, in most experimental conditions, this assumption is not valid and the subtraction of the average signal implies a spatial filtering effect on the monopolar signals and a modification of the physiological common mode signals.*

*The aim of this study was to develop a new method based on the VR technique (referred to as "Filtered Virtual Reference", FVR) that minimizes the distortion of monopolar signals. In the proposed method, the average signal is filtered to extract its components at power line frequencies (filtered average). The amplitude of the filtered average signal is compensated in order to match the amplitude of the interference for each channel of the detection system.*

modo da ottenere l'ampiezza del segnale interferente per ogni canale del sistema di prelievo.

Il riquadro A della Figura riporta un esempio di segnali EMG monopolari prelevati con una schiera lineare di 16 elettrodi posizionati lungo la direzione delle fibre. Un segnale interferente sintetico è stato sommato ai segnali EMG. L'ampiezza del segnale interferente è stata aumentata linearmente dal canale 1 al canale 16 ottenendo una distribuzione non uniforme delle ampiezze del segnale interferente sul sistema di prelievo. I metodi VR e FVR sono stati applicati ai segnali del riquadro A ottenendo i segnali dei riquadri B e C. I risultati preliminari mostrano che il metodo

Panel A of the Figure reports an example of monopolar surface EMG signals detected with a linear array of 16 electrodes aligned with the fiber direction. A synthetic interference was added to the monopolar EMG signals. The amplitude of interference signal was linearly increased from channel 1 to channel 16 in order to obtain a non-uniform distribution of the interference amplitude over the detection system. VR method and FVR method were applied to the signals of panel A obtaining the signals of panels B and C. Preliminary results showed that the FVR approach improved the rejection of power line interference from all the channels of the detection system and



A) Esempio di 16 canali EMG monopolari registrati con una schiera lineare di elettrodi allineata con le fibre muscolari da un bicipite brachiale (riferimento remoto). Un segnale interferente sintetico (50 Hz e quattro armoniche) è stato aggiunto con intensità crescente dal canale 1 al canale 16. B) Segnali da (A) riferiti a VR (la media dei segnali). Si noti la riduzione del segnale di modo comune di origine fisiologica. C) Segnali da (A) riferiti a FVR (media filtrata dei segnali). D),E),F) distribuzione spettrale di potenza del ch 7 dei riquadri (A),(B),(C). Le unità arbitrarie (a.u.) sono le stesse in (D),(E) e (F).

A) Example of a set of 16 monopolar EMG channels detected with a linear array aligned with the fibers on the biceps brachii muscle (remote reference). Artificial power line interference (50 Hz and four additional harmonics) has been added with intensity increasing from ch 1 to ch 16. B) signals from (A) referred to VR (the average of the signals). Note the reduction of physiological common mode signals. C) signals from (A) referred to FVR (filtered virtual reference). D),E),F) power spectral distribution of signals of ch 7 of panels (A),(B),(C). Arbitrary units (a.u.) are the same in (D),(E) and (F).

FVR migliora la reiezione dell'interferenza di rete da tutti i canali del sistema di prelievo e consente di preservare il contributo del segnale di modo comune fisiologico. Inoltre, la bassa complessità computazionale rende il metodo FVR utilizzabile per applicazioni on-line.

*the preservation of the physiological common mode signals. Moreover, the low computational complexity makes the FVR method suitable for on-line applications.*



## **Confronto fra la decomposizione del segnale EMG multi-canale di superficie ed intramuscolare per alti livelli di contrazione muscolare isometrica**

## **Comparison of multi-channel surface and indwelling EMG decomposition for high levels of isometric muscle force**

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

Obiettivo di questo studio è stato quello di confrontare le prestazioni della tecnica “gradient Convolution Kernel Compensation (gCKC)” per la decomposizione del segnale EMG multi-canale di superficie (A. Holobar, D. Zazula, “Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation”, IEEE Trans Signal Process 2007; 55:4487-4496) con le prestazioni del metodo implementato nel software “EMGLAB” per la decomposizione del segnale EMG intramuscolare (KC McGill, ZC Lateva, HR Marateb, “EMGLAB: an interactive EMG decomposition program”, J Neurosci Methods 2005;149:121-133), per alti livelli di contrazione muscolare isometrica.

Hanno partecipato allo studio tre soggetti sani di sesso maschile. Sono stati simultaneamente acquisiti segnali EMG di superficie (sEMG) ed intramuscolari (iEMG) dal muscolo tibiale anteriore del lato dominante in corso di contrazioni isometriche a forza costante (di durata pari a 15 s) al 50%, 60%, 70% della massima contrazione volontaria (MVC). I segnali sEMG sono stati acquisiti in configurazione monopolare utilizzando una matrice di 90 elettrodi (diametro 1 mm, distanza inter-elettroica 5 mm, 10 righe x 9 colonne), con la terza riga sulla zona di innervazione principale e le colonne allineate secondo la direzione delle fibre muscolari. I segnali iEMG sono stati acquisiti in configurazione differenziale utilizzando tre coppie di elettrodi a filo inseriti nel muscolo con un ago 25 G.

I segnali acquisiti sono stati amplificati, filtrati (filtro passa-banda 10-500 Hz per i segnali sEMG, 100 Hz - 5 kHz per i segnali iEMG) e decomposti con “gCKC” (segnali sEMG) e “EMGLAB” (segnali iEMG). La percentuale di attivazioni di unità motoria identificate, allo

*The aim of this study was to compare the performances of gradient Convolution Kernel Compensation (gCKC) technique for decomposition of multichannel surface EMG (A. Holobar, D. Zazula, “Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation”, IEEE Trans Signal Process 2007; 55:4487-4496) and EMGLAB program tool for decomposition of indwelling EMG (KC McGill, ZC Lateva, HR Marateb, “EMGLAB: an interactive EMG decomposition program”, J Neurosci Methods 2005;149:121-133) at high levels of isometric muscle contraction.*

*Three healthy males participated in the study. Surface (sEMG) and indwelling EMG (iEMG) signals were acquired simultaneously from the dominant tibialis anterior muscle, during its isometric constant force contractions (15-s long) at 50%, 60%, 70% of maximum voluntary contraction (MVC). sEMG signals were acquired in monopolar mode by a bidimensional array of 90 electrodes (1 mm in diameter, inter-electrode distance of 5 mm, 10 rows × 9 columns) with the third row centred over the main innervation zone and the columns aligned with the muscle fibres. iEMG signals were recorded in bipolar mode by three pairs of wire electrodes inserted into the muscle with a 25 G needle.*

*Acquired signals were amplified, band-pass filtered (10-500 Hz for sEMG, 100 Hz - 5 kHz for iEMG) and decomposed by gCKC (sEMG) and EMGLAB (iEMG). The rate of agreement between the two decomposition techniques (with discharge time tolerance set equal to  $\pm 0.5$  ms) was computed as  $RoA_j = A_j / (A_j + I_j + S_j)$  where  $A_j$ ,  $I_j$  and  $S_j$  are the numbers of discharges of the  $j$ -th MU that were identified from both sEMG and iEMG, from*

stesso istante temporale, dalle due tecniche di decomposizione (con tolleranza per l'istante di attivazione di  $\pm 0.5$  ms) è stata calcolata come  $RoA = A_j / (A_j + I_j + S_j)$ , dove  $A_j$ ,  $I_j$  and  $S_j$  rappresentano il numero di attivazioni della unità motoria  $j$ -th identificate, rispettivamente, attraverso decomposizione di segnali sEMG e iEMG, dei soli segnali iEMG, dei soli segnali sEMG.

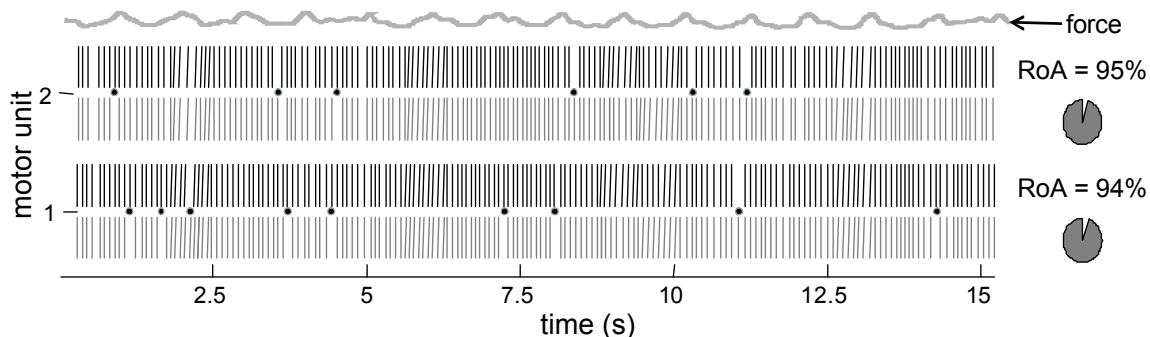
Si riporta in Figura un esempio di decomposizione per due unità motorie simultaneamente identificate dalle due tecniche di decomposizione.

Sono state identificate, in media,  $25 \pm 9$  unità motorie per contrazione dal segnale iEMG, di cui solo  $6 \pm 3$  unità motorie con pattern di attivazione regolare e potenziale d'azione chiaramente identificato. Attraverso la decomposizione dei segnali sEMG sono state identificate, in media,  $16 \pm 3$  unità motorie. Il numero di unità motorie identificate da entrambe le tecniche di decomposizione è risultato relativamente basso ( $1.5 \pm 1$  unità motorie). Per queste unità motorie, "gCKC" ha mostrato un buon accordo con lo strumento di decomposizione "EMGLAB" (RoA medio è risultato pari a  $94 \pm 5$  %).

*iEMG only, and from sEMG only, respectively.*

*A representative example of decomposition for two MUs concurrently identified by the two recording techniques is reported in the Figure.*

*On average,  $25 \pm 9$  MUs were identified from the three channels of iEMG per contraction, but only  $6 \pm 3$  MUs with regular discharge pattern and clearly distinguishable action potentials were kept for further analysis. At the same time, gCKC identified  $16 \pm 3$  MUs. Due to the strict selection of the MUs from the iEMG recordings, the number of MUs identified by both techniques was relatively low ( $1.5 \pm 1$  MU). For the MUs detected by both systems, gCKC demonstrated a good match in identified discharges with EMGLAB (average RoA =  $94 \pm 5$  %).*



Pattern di attivazione per due unità motorie identificate con "gCKC" dai segnali sEMG (linee nere) e "EMGLAB" dai segnali iEMG (linee grigie) acquisiti dal muscolo tibiale anteriore di un soggetto rappresentativo durante una contrazione isometrica al 50% della forza massima. Ciascuna linea verticale indica un istante di attivazione per ciascuna unità motoria. Le attivazioni di unità motoria identificate attraverso una sola delle due tecniche di decomposizione sono evidenziate con cerchi neri. RoA: tasso di concordanza.

*Discharge patterns for two motor units identified by both gCKC from sEMG (black lines) and EMGLab from simultaneously recorded iEMG (gray lines) of the tibialis anterior muscle during an isometric constant force contraction at 50 % MVC. Each vertical line indicates a MU discharge at a given time instant. MU discharges, identified by one decomposition technique, but not by the other, are denoted with black circles. RoA: rate of agreement.*

## Un metodo robusto di decomposizione di segnali EMG intramuscolari

## Robust decomposition of single-channel intramuscular EMG signals

D. Farina, H.R. Marateb, K.C. McGill, R. Merletti, S. Muceli

Il processo di stima degli istanti di attivazione di unità motorie attive è definito decomposizione del segnale EMG. L'ampiezza e la forma dei potenziali di unità motoria forniscono informazioni sulla funzione neuromuscolare e permettere la diagnosi di disordini neuromuscolari.

È stato sviluppato un metodo "robusto" per la decomposizione del segnale EMG intramuscolare a un canale, che presenta le seguenti proprietà: a) identificazione degli "outlier" (potenziali di unità motoria sovrapposti ed attivazione occasionale di unità motorie) prima del raggruppamento in classi dei potenziali, attraverso un metodo basato sull'analisi della densità dei pattern dei potenziali in ogni classe; b) stima della dispersione all'interno di ciascuna classe; c) identificazione delle soglie per l'individuazione di "outlier" e stima della forma dei potenziali di unità motoria (rappresentativi per ciascuna classe) sulla base dei dati; d) utilizzo di un sistema esperto automatico basato su logica fuzzy per la combinazione di classi multiple corrispondenti a un singolo potenziale di unità motoria; e) ricorso ad un numero minimo di assunzioni, per l'eventuale utilizzo del metodo nell'analisi di altri segnali biologici composti.

Dopo filtraggio del segnale EMG (filtro passa-alto a 1 kHz), le porzioni del segnale contenenti attività EMG vengono identificate e allineate con i picchi del segnale ed i loro campioni temporali sono utilizzati come variabili. Vengono quindi esclusi gli "outlier" dai picchi del segnale precedentemente allineati e, con un metodo di classificazione iterativo basato sulla densità dei pattern dei potenziali, sono estratti i treni dei potenziali di unità motoria. Classi multiple corrispondenti a un singolo potenziale di unità motoria vengono combinate attraverso un sistema esperto automatico basato su logica fuzzy. Infine, vengono identificate

*The process of estimating the discharge patterns of multiple simultaneously active motor units (MUs) from an EMG signal is referred to as EMG decomposition. The size and shape of the MUAPs provide information about neuromuscular function and help diagnose disorders.*

*We designed a robust single-channel intramuscular EMG decomposition program with the following properties: a) Outliers (superimposed MUAPs and spontaneous activities) are identified prior to clustering using a density-based outlier detection method. b) Cluster variance is estimated for each cluster separately. c) Thresholds for outlier detection and core point identification (cluster's representative) are data-dependent. d) An expert-based fuzzy system approach is used to merge duplicate templates. e) Minimal assumptions are made, allowing the approach to be used for other multiunit signals as well.*

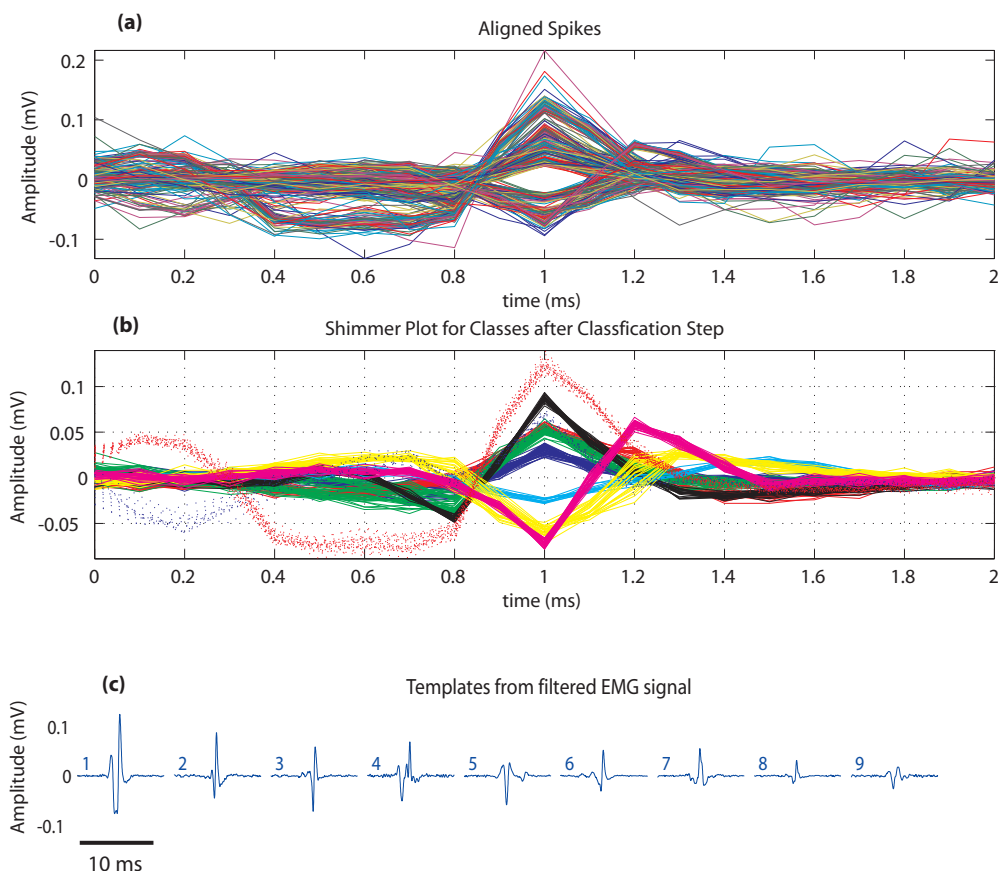
*After filtering EMG signal (1 kHz HPF), active segments are detected and aligned at their peaks. Their temporal samples are used as features. Outliers are then excluded from the aligned spikes, and an iterative density-based classification method is used to extract MUAPs. Duplicate templates are merged according to the knowledge of human experts formulated in a fuzzy system. Finally, the superimposed MUAPs are resolved. The number of involved MUAPs analyzed in superimpositions is reduced by considering only those MUs with consistent firing times.*

*The method was tested on EMG recordings from various muscles including vastus medialis and lateralis, brachial biceps, biceps femoris, and abductor digiti minimi at low or moderate levels (<30% MVC) constant force isometric contractions. Although preliminary, our results show that this method is promising. Figure shows the input*

le unità motorie simultaneamente attive, con istanti di attivazione affidabili.

Il metodo è stato testato su segnali EMG intramuscolari acquisiti dai seguenti muscoli: vasto laterale e mediale, bicipite brachiale, bicipite femorale e abduktore del quinto dito della mano. La Figura 1 mostra, per un segnale EMG acquisito con ago monopolare, i picchi allineati del segnale stesso, il grafico di tutti i potenziali di unità motoria per nove unità precedentemente classificate e le forme d'onda dei nove potenziali di unità motoria.

*aligned spikes, the shimmer plot of MUAPs of nine MUs after classification, and the identified MUAP templates from a 5-s EMG signal recorded from the vastus medialis muscle of a healthy subject using a monopolar needle at 30% constant force isometric contraction.*



(a) Picchi di segnale EMG allineati ed estratti da un segnale EMG di 5 s acquisito con ago monopolare dal muscolo vasto mediale di un soggetto sano durante una contrazione isometrica al 30% della forza massima. (b) Grafici di tutti i potenziali di unità motoria classificati. L'utilizzo dell'algoritmo ha permesso l'identificazione di nove classi. I potenziali appartenenti a classi differenti sono riportati in differenti linee e tonalità di grigio. (c) Forme d'onda dei nove potenziali di unità motoria mediati sul segnale EMG filtrato.

*(a) 2-ms aligned spikes detected in 5-s high-pass filtered EMG signal recorded from vastus medialis muscle in a healthy subject using monopolar needle, during steady isometric contraction at 30% MVC. (b) Shimmer plot of classified MUAPs. Nine classes were detected using our algorithm. MUAPs of the different classes are plotted in different gray levels and markers. (c) MUAP templates averaged from the filtered EMG signal.*

## Individuazione di outlier nei segnali elettromiografici di superficie ad alta densità

## Outlier detection in high-density surface electromyographic signals

M.A. Mañanas Villanueva, M. Mansourian, H.R. Marateb, R. Merletti, M. Rojas-Martínez

L'elettromiografia di superficie ad alta densità di elettrodi (HDsEMG) ha trovato numerose applicazioni nella valutazione neuromuscolare. L'appropriata interpretazione dei tracciati HDsEMG richiede l'identificazione di segnali "buoni", non affetti da problemi di corto-circuito, di contatto o di interferenza di rete. È necessario che l'identificazione dei segnali "cattivi" o outlier (che risultano da interruzione di contatto o cortocircuito causato da sudorazione o diffusione del gel) preceda l'analisi dei tracciati HDsEMG.

Gli obiettivi di questo lavoro sono stati: a) estrazione di segnali HDsEMG considerati dagli esperti come "buoni" e "cattivi", b) validazione statistica della procedura di estrazione di proprietà dei segnali HDsEMG, c) test di un nuovo metodo per la stima delle soglie utili all'identificazione di outlier, tramite il confronto del metodo con cinque altri metodi precedentemente proposti.

La Figura mostra un esempio di mappa EMG, prima e dopo sostituzione dei canali "cattivi", attuata con tecniche di interpolazione bidimensionale. Dodici volontari sani, di sesso maschile, hanno partecipato all'esperimento. Dopo appropriato trattamento della cute e posizionamento degli elettrodi, sono stati acquisiti segnali HDsEMG dai muscoli bicipite brachiale, tricipite brachiale, anconeus, brachioradiale e pronator teres durante flessioni, estensioni, pronazioni e supinazioni condotte al 10%, 30%, 50% della forza massima. Sono stati acquisiti segnali HDsEMG monopolari utilizzando tre schiere bidimensionali di elettrodi (con distanza interelettrodica di 10 mm, per un minimo di 108 segnali, organizzati in righe in direzione prossimo-distale e colonne in direzione medio-laterale).

Sono stati selezionati a caso due gruppi rispettivamente di 12 e 20 segnali dai 432 gruppi

*High Density surface EMG (HDsEMG) has been applied in several fields for non-invasive neuromuscular assessment using 2-D array. Proper interpretation of HDsEMG signals requires identifying "good" channels (where there is no short-circuit or bad-contact or major power line interference problem). Prior to the analysis of HDsEMG signal it is necessary to identify "bad" channels, or outliers (resulting from sweating or leaking of gels). The objectives of this work were: a) to extract HDsEMG features according to experts' knowledge to differentiate between "good" and "bad" channels, b) to statistically validate feature extraction and reduction procedures and c) to test a novel data-dependent method to estimate the cut-off threshold of outlierness factor against five other methods on the training and test sets. In order to illustrate the importance of outlier detection an example of an EMG activity map after substituting bad channels using 2-D interpolation techniques is shown (see Figure). Twelve healthy male volunteers participated in the experiment. Proper skin preparation and positioning of the electrodes were used to record HDsEMG signals from Biceps and Triceps in the upper arm and Anconeus, Brachioradialis and Pronator Teres in the forearm during flexion, extension, pronation or supination at 10%, 30% and 50% MVC. HDsEMG signals were recorded in monopolar configuration by using three 2-D electrode arrays (minimum 108 channels equally spaced by 10 mm in rows with y in the proximal-distal direction and columns with x in the medial-lateral direction). Two databases were randomly selected from the 432 recorded signal sets: one had 19 signal sets (training) and the other one consisted of 20 signal sets (test).*

*Outliers were manually detected by three experts in the training and test sets. A majority-*

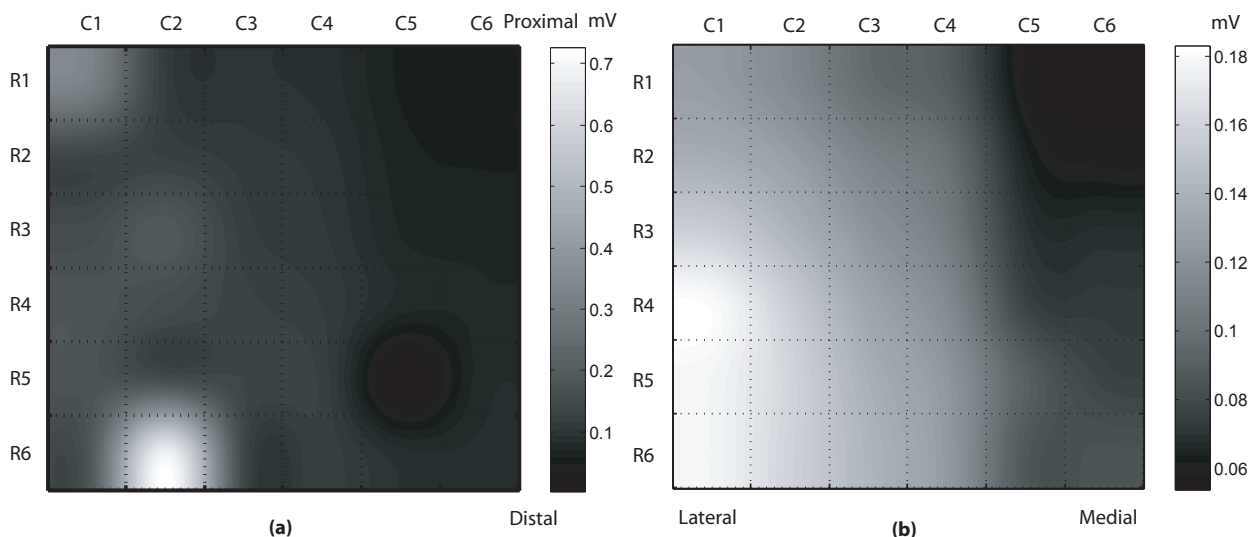


registrati. Uno è stato utilizzato come “training set” e l’altro come “test set”.

Gli outlier sono stati identificati da tre esperti sulla base di una ispezione visiva dei tracciati. È stato utilizzato un criterio basato sulla maggioranza delle opinioni degli esperti per l’identificazione di artefatti in ciascun segnale. Sono state estratte le proprietà dei segnali HDsEMG attraverso l’analisi delle componenti principali. È stato utilizzato un criterio basato sulla densità della distribuzione delle proprietà del segnale per definire la probabilità di identificazione di outlier.

Sensibilità e specificità del metodo proposto sono risultate pari al 96.96.2% e 96.42.5%, rispettivamente. Il metodo risulta preferibile rispetto a quelli precedentemente proposti.

*based criterion was used to combine three experts’ opinions to identify artefacts for each channel of each set as the gold standard. Multivariate time and frequency features were extracted from HDsEMG signal after applying “robust” Principal Component Analysis. A density-based criterion defined the outlieriness factor and novel cut-off threshold estimation was designed to identify outliers. This algorithm showed the best performance in comparison with that of the alternative five outlier detection methods. The sensitivity and specificity of the proposed method were 96.96.2 and 96.42.5 in percent respectively in the test set of 2322 signals, showing that this method is preferable to those currently available.*



Rappresentazioni bidimensionali di intensità (valore efficace su epoche da 60 ms) ottenute dai segnali EMG acquisiti da un soggetto rappresentativo (matrice di elettrodi posizionata sul muscolo bicipite brachiale, flessione isometrica del gomito al 10% della forza massima) prima (a) e dopo (b) identificazione e rimozione di outlier. L’asse X e l’asse Y rappresentano, rispettivamente, colonne e righe della matrice (distanza interelettrodo pari a 10 mm in entrambe le direzioni). La rappresentazione originale (a) presentava problemi di contatto (R1C1, R3C2, R6C2 e R5C5) che sono stati identificati dal metodo e sostituiti (b) con una procedura di interpolazione spaziale basata sull’algoritmo di “Partial Differential Equation (PDE)” (Bertalimo, 2006). Ciascuna mappa di attività presenta la propria barra di colore in scala di grigi (scala in mV).

*Interpolated intensity map representation of the monopolar RMS values (60 ms epoch) obtained from the signals in train set no. 3 (subject 1, Brachial Biceps Matrix, isometric elbow flexion at 10% MVC), before (a) and after (b) outlier detection and removal procedure. The x-axis and y-axis are respectively array columns and rows (IED of 10 mm in both directions). The original frame (a) had bad-contact problems (R1C1, R3C2, R6C2 and R5C5) that were identified by the proposed outlier detection method and substituted in (b) by spatial interpolation based on the Partial Differential Equation (PDE) algorithm (Bertalimo, 2006). Each activity map has its own greyscale color bar (scale in mV).*

## Confronto di filtri spaziali per feed-back di singola unità motoria con HD-EMG

## Comparison of spatial filters for HD-sEMG single motor unit feedback

C. Cescon, L. John, A. McNaught, R. Merletti, T.M.M. Vieira

Questo studio mette a confronto la capacità di sette classici filtri spaziali nell'evidenziare l'ampiezza dei potenziali di singole unità motorie (MU) dai segnali elettromiografici di superficie (EMG), con lo scopo di individuare il miglior filtro spaziale da utilizzare per il feedback di singole unità motorie in tempo reale con HD-sEMG. Il filtraggio spaziale è particolarmente adatto per applicazioni in tempo reale, grazie alla semplicità di calcolo. L'isolamento di singole MU permetterà l'uso di semplici metodi di estrazione, come ad esempio le tecniche di soglia, per fornire in tempo reale feedback di caratteristiche MU.

Dodici volontari sani hanno partecipato allo studio. La mano destra era bloccata in un ergometro, che permetteva la contrazione isometrica dell'abditore breve del pollice (APB) (sezione a della Figura). I segnali sono stati acquisiti al 1, 2, 5, 10 e 20% della massima contrazione volontaria (MVC), misurata con una cella di carico. I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti dal muscolo APB in configurazione monopolare con una griglia di 64 elettrodi a secco (sezione b della Figura) e un amplificatore multicanale (EMG-USB, LISiN - OT Bioelettronica). I segnali sono stati decomposti off-line utilizzando l'algoritmo di Compensazione del Kernel di Convoluzione (CKC) al fine di estrarre i "templates" di ciascuna unità motoria (MU). I seguenti filtri spaziali sono stati poi applicati al template di MU monopolare: singolo differenziale longitudinale (LSD), doppio differenziale longitudinale (LDD), singolo differenziale trasversale (TSD), doppio differenziale trasversale (TDD), doppio differenziale trasversale bipolare (BiTDD), doppio differenziale normale (NDD o Laplaciano) e il binomiale inverso di secondo ordine (IB2). I filtri spaziali sono stati confrontati in termini di indice di selettività (SI), che dipende dal rapporto

*This study compares the ability of seven classical spatial filters in enhancing the amplitude of individual motor unit (MU) potentials from the background surface electromyograms (EMGs), with the aim of identifying the best spatial filter to use for real-time HD-sEMG feedback of single motor units. Spatial filtering is well suited for real-time applications, in particular because of the computational simplicity. Single MU enhancement would allow for the use of simple detection methods, such as threshold techniques, to provide real-time feedback of MU features.*

*Twelve healthy male volunteers participated in the study. Their right hand was secured in a brace, allowing isometric contractions of the abductor pollicis brevis (APB) muscle (see Figure, panel a). Subjects performed contractions at levels of 1, 2, 5, 10 and 20% of their maximum voluntary contraction (MVC), as measured with a load cell. Monopolar surface EMGs were acquired from the APB muscle with a grid of 64 dry electrodes (see Figure, panel b) and a multichannel amplifier (EMG-USB, LISiN and OT Bioelettronica). Signals were decomposed off-line using the Convolution Kernel Compensation (CKC) algorithm and averaged in order to extract the templates of each MU for each channel. The following spatial filters were then applied to the monopolar MU templates: Longitudinal Single Differential (LSD), Longitudinal Double Differential (LDD), Transversal Single Differential (TSD), Transversal Double Differential (TDD), Bipolar Transversal Double Differential (BiTDD), Normal Double Differential (NDD or Laplacian) and second order Inverse Binomial (IB2). Spatial filters were compared in terms of a Selectivity Index (SI) which depended on the amplitude ratio between the largest (PMU1) and second largest MU potential (PMU2) provided*

di ampiezza tra la MU maggiore (PMU1) ed la seconda più grande (PMU2) fornite da ciascun filtro ( $SI = 1 - PMU2 / PMU1$ ), dove P è il valore di picco assoluto. Questo rapporto ha dato un'indicazione dell'abilità di ciascun filtro nel mettere in luce la più grande MU rispetto alle altre.

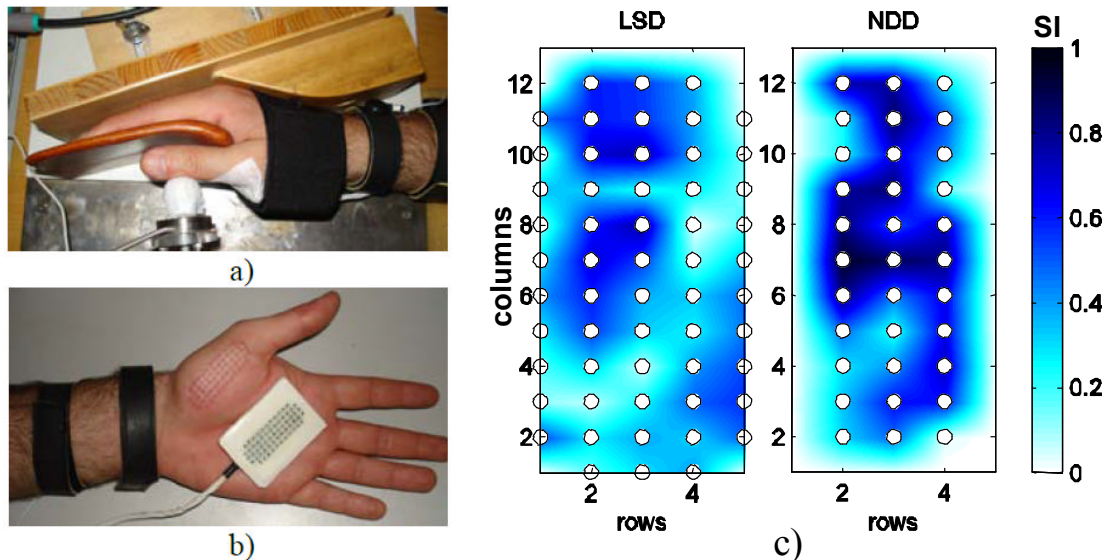
Il filtro NDD ha mostrato il SI più alto tra tutti, seguito da LDD. Il peggiore è stato il monopolare. Per ogni filtro, il SI ha mostrato una relazione con la posizione, come si può vedere in Figura (sezione d), dove si vedono le mappe interpolate di SI per i filtri LSD e NDD.

Da questi risultati si evidenzia che i filtri spaziali hanno la capacità di evidenziare MU diverse in regioni diverse del muscolo. L'ampiezza di picco di singola MU può essere facilmente distinta da quella dalle altre unità motorie che contribuiscono al segnale EMG di superficie, soprattutto a bassi livelli di contrazione.

by each filter ( $SI = 1 - PMU2 / PMU1$ ), where P is the absolute peak value. This index gave an indication of each filter's ability in highlighting the largest MU from the other MUs.

The NDD filter showed the highest SI amongst all investigated filters, followed by LDD. The worst performance was obtained with the monopolar recording. For each filter, the SI seems to be related to the location as can be seen in Figure (panel d), which shows interpolated maps of SI values for the LSD and NDD filters.

From these results it appears that certain spatial filters have the ability to highlight different single MUs over certain regions of the muscle. Therefore, the peak amplitude of a single MU might be distinguished readily from that of other MUs contributing to the surface EMG, especially at low contraction levels.



a) Strumentazione utilizzata per bloccare la mano destra del soggetto: si vedono la cella di carico vicina al pollice e la griglia di elettrodi sopra l'abducente breve del pollice. b) Griglia di elettrodi a 64 canali utilizzata per acquisire i segnali EMG di superficie. c) Indice di selettività (SI) per i filtri LSD e NDD. Entrambe le mappe sono state ottenute per la stessa contrazione di un soggetto, eseguita al 5% della forza massima.

a) Apparatus used to secure the subject's right hand, illustrating a load cell next to the thumb and electrode grid above the abductor pollicis brevis. b) The 64-channel dry electrode grid used to acquire the surface electromyogram signals. c) Map of the Selectivity Index (SI) for the LSD and NDD filters. Both maps are from the same contraction of one subject, performed at 5% of the maximal force.



## Stima della forza e del load sharing: risultati preliminari

## Force estimation and load sharing: preliminary results

M. Aventaggiato, R. Merletti

La relazione tra coppia articolare  $T$  e i segnali EMG prodotti dai muscoli che vi contribuiscono è ancora un problema irrisolto. Molti ricercatori sono d'accordo che questa relazione sia monotonica e approssimativamente lineare o lievemente convessa per ciascun muscolo  $m$  che contribuisce alla coppia articolare. Si propone il modello  $T_m = W_{1,m} V_m^{W_{2,m}}$  dove  $V_m$  è l'involuppo del segnale EMG,  $W_{1,m}$  e  $W_{2,m}$  sono il peso lineare ed esponenziale, stimati in modo che il loro valore minimizzi lo scarto quadratico medio tra la coppia stimata e la coppia registrata  $T_e$ . Considerando che  $N$  muscoli agiscono su un'articolazione, la coppia totale stimata dal modello è la sommatoria

$$T_t = \sum_{m=1}^N (W_{1,m} V_m^{W_{2,m}})$$

$2N$  pesi devono essere stimati dalla registrazione del segnale di forza  $T_e$  e dagli  $N$  segnali EMG  $V_m$ . L'algoritmo denominato Interior-Reflective di Newton (IRN) è stato utilizzato per minimizzare l'errore  $e^2 = (T_e - T_t)^2$  (Coleman and Li, SIOPT 1996;6:418-445; Coleman and Li, Math. Program., 1994;67:189-224). La funzione di errore  $2N$ -dimensionale ha molti minimi con fronti poco ripidi. In questo lavoro si utilizza l'approccio dell'IRN per stimare la coppia prodotta dai muscoli flessori ed estensori che agiscono sul gomito. Sono stati considerati due flessori dell'avambraccio (bicipite brachiale and brachioradiale) e due estensori (capo mediale e laterale del tricipite brachiale). Una schiera bidimensionale con  $13 \times 5$  elettrodi con distanza interelettrodica ( $ied$ ) = 8 mm è stata applicata sul bicipite brachiale e una schiera lineare di 8 elettrodi ( $ied=5$  mm) è stata applicata su ciascun restante muscolo. Per ciascun sistema di prelievo, l'involuppo del segnale sEMG è stato ottenuto dal

*The relationship between the joint torque  $T$  and the EMGs produced by the contributing muscles is an open research issue. Most researchers agree that such relationship is monotonic and approximately linear or slightly convex for each muscle  $m$  contributing to the joint torque. We propose the model  $T_m = W_{1,m} V_m^{W_{2,m}}$  where  $V_m$  is the EMG envelope,  $W_{1,m}$  and  $W_{2,m}$  are the linear and exponential weights estimated as the values that minimize the mean square error between the model estimate and the experimental curve  $T_e$ . Assuming that  $N$  muscles act on a human joint, the total torque provided by the model is the summation*

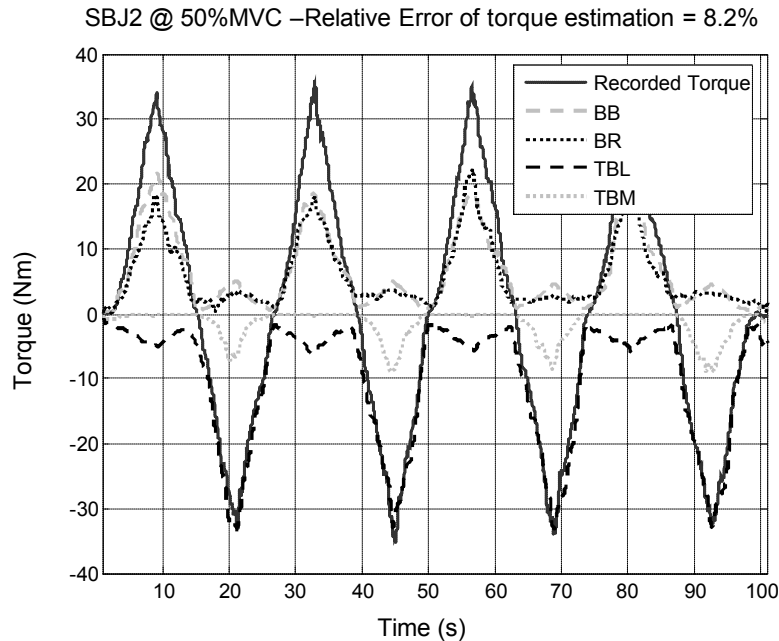
$$T_t = \sum_{m=1}^N (W_{1,m} V_m^{W_{2,m}})$$

*$2N$  weights have to be estimated from one experimental torque plot  $T_e$  and  $N$  EMG signals  $V_m$ . The Interior-Reflective Newton (IRN) algorithm was adopted for minimization of the error  $e^2 = (T_e - T_t)^2$  (Coleman and Li, SIOPT 1996;6:418-445; Coleman and Li, Math. Program., 1994;67:189-224). The  $2N$ -dimensional error function has multiple and shallow minima. This work investigated the IRN approach for estimating the elbow torque produced by the flexors and extensors acting on the joint. Two elbow flexors (biceps brachii and brachioradialis) and two extensors (lateral and medial head of triceps brachii) were considered. A  $2D$  array with  $13 \times 5$  electrodes with inter-electrode distance ( $ied$ ) = 8 mm was applied on the biceps brachii and a linear array of 8 electrodes ( $ied=5$  mm) was applied on each of the other three muscles. For each detection system, the sEMG envelope was obtained as the low pass filtered spatial average of the rectified values of bipolar EMG channels detected from the electrodes covering the muscle's surface. Four subjects were requested to perform three series*

filtraggio passabasso della media spaziale dei segnali rettificati provenienti dagli elettrodi posti sulla superficie di ciascun muscolo. A quattro soggetti è stato richiesto di eseguire tre serie di quattro contrazioni a rampa simmetriche (durata di ciascuna rampa 24s; condizioni isometriche; angolo del gomito: 90°) per tre diversi intervalli di forza ( $0\pm 30\%$ ,  $0\pm 50\%$ , and  $0\pm 70\%$  della coppia massima di flessione e estensione, vedi Figura). Le condizioni al contorno sono state imposte sul segno della forza stimata (i muscoli tirano e non spingono) e sui punti di partenza per la ricerca di  $W_{1,m}$  e  $W_{2,m}$ . I valori di  $W_2$  sono stati inizializzati nel range 0.1-0.5 mentre i valori di  $W_1$  sono stati inizializzati in un range di valori in funzione dei

of four symmetric ramp contractions (each ramp 24s long; isometric condition; elbow angle: 90°) at three different torque ranges ( $0\pm 30\%$ ,  $0\pm 50\%$ , and  $0\pm 70\%$  of the maximal flexion and extension torque, see Figure). Boundary conditions were set for estimated muscle forces (only pulling), and for the starting values of  $W_{1,m}$  and  $W_{2,m}$ . The  $W_2$  values were initialized in the range 0.1-0.5 while the  $W_1$  values were initialized in a range depending on the peak values of the  $V_m$  signals. Using this initialization of the weight search, the IRN algorithm always converged on the same final weights.

After the phase of weight identification, the torque contribution of each muscle  $m$  could be



Coppia registrata (linea grigio scuro) e stima del load sharing per un soggetto rappresentativo durante l'esecuzione di una contrazione consistente in una serie di quattro rampe (range della coppia:  $0\pm 50\%$  della massima flessione ed estensione). Si riportano i contributi della coppia del bicipite brachiale (BB), brachioradiale (BR), capo laterale del tricipite brachiale (TBL) e capo mediale del tricipite brachiale (TBM). Lo scarto quadratico medio relativo tra la coppia registrata e la coppia stimata come somma dei contributi è 8.2 %.

Recorded torque (dark gray line) and load sharing estimation for one representative subject during the execution of a series of four ramp contractions (torque range:  $0\pm 50\%$  of the maximal flexion and extension). The torque contributions of biceps brachii (BB), brachioradialis (BR), lateral head of triceps brachii (TBL), and medial head of triceps brachii (TBM) are shown.

The relative mean square error between the recorded torque and the sum of the contributions was 8.2 %.

picchi dei segnali  $V_m$ . Utilizzando questa inizializzazione della ricerca dei pesi, l'algoritmo IRN converge sempre sugli stessi pesi finali.

Dopo la fase di identificazione dei pesi, il contributo di ciascun muscolo  $m$  alla coppia totale può essere stimato sulla base di  $W_{1,m}$  e  $W_{2,m}$  per rampe successive.

Le coppie stimate coincidono molto bene con le coppie sperimentali. Dal momento che il modello stima la coppia totale come la somma dei contributi di forza di ciascun muscolo considerato, si può effettuare una stima del load sharing.

Le stessa coppia totale può essere ottenuta attraverso differenti strategie di suddivisione del carico tra i muscoli considerati. Soluzioni multiple sono quindi possibili e possono essere associate a differenti minimi di  $e^2$ .

Poiché le soluzioni dell'algoritmo IRN convergono sempre sullo stesso errore minimo per differenti inizializzazioni dei pesi, si assume che tale minimo rappresenti la soluzione migliore.

Aver trascurato il brachiale (un muscolo profondo) e parte del tricipite brachiale implica errori che non sono ancora stati quantificati.

*estimated on the basis of  $W_{1,m}$  and  $W_{2,m}$  for subsequent ramps.*

*Estimated torques matched very well the experimental torques. Since the model estimates the total torque as a summation of contributions from each analyzed muscle, it was possible to provide an estimation of the load sharing. The same total torque may be obtained by different ways of sharing the load among the considered muscles. Multiple solutions may therefore be possible and be associated to different minima of  $e^2$ . Since solutions achieved by the IRN method converge to the same minimum error for different initializations of the weights such minimum is assumed to provide the best solution. Neglecting the brachialis (a deep muscle) and part of the triceps brachii implies errors which are not yet quantified.*

## **Impedenza del sistema elettrodo-gel-cute: ripetibilità inter- e intra-soggetto**

## **Impedance of the electrode-gel-skin system: inter- and intra-subject repeatability**

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

Nell'ambito del progetto europeo "Surface EMG for non invasive assessment of muscles" (SENIAM), sono stati analizzati 144 lavori che citano il trattamento cutaneo e le caratteristiche degli elettrodi utilizzati per l'acquisizione di segnali EMG. I risultati dimostrano che in questi studi sono stati utilizzati un gran numero di elettrodi differenti (sia in forma che in dimensioni), diversi trattamenti della cute (come l'utilizzo di carta abrasiva, alcool, etere, acqua, sapone, etc.) e diverse tecniche di misura dell'impedenza. Non sono stati indicati metodi standardizzati per la caratterizzazione dell'impedenza del contatto elettrodo-gel-cute e non sono stati menzionati studi di ripetibilità inter- e intra-soggetto delle misure di impedenza.

La spettroscopia di impedenza è stata utilizzata in questo lavoro per studiare le proprietà elettriche del sistema elettrodo-gel-cute-gel-elettrodo (in questo contributo chiamato semplicemente sistema). L'obiettivo è la descrizione delle caratteristiche elettriche del sistema (come la dipendenza dalla frequenza, la stabilità nel tempo e la ripetibilità inter- e intra-soggetto) tramite misure di impedenza.

L'impedenza tra due elettrodi in Ag-AgCl (area superficiale = 5 mm<sup>2</sup>, distanza inter-elettrodo = 20 mm) di una schiera adesiva di elettrodi è stata misurata tramite l'impedenziometro HP 4192 A. L'impedenza è stata misurata su 10 soggetti in un range di frequenze tra 30 Hz e 1 MHz su 35 passi logaritmicamente equispaziati. La pelle è stata lavata con acqua e sapone commerciale per 30 s. La schiera di elettrodi è stata applicata sulla cute dorsale della prima falange del pollice sinistro tramite biadesivo forato. L'accoppiamento elettrico tra la cute e gli elettrodi è stato ottenuto riempiendo le cavità del biadesivo con un gel conduttivo (composizione in peso del gel: 95% acqua preservata, 3% Hydroxy Ethyl Cellulose,

*Within the European concerted action on "Surface EMG for non invasive assessment of muscles" (SENIAM), 144 papers mentioning skin treatments and the properties of the electrodes used for EMG detection were analyzed. Results showed that a large number of electrodes (differing in material and shape), different skin treatments (such as the use of sand paper, abrasive paste, alcohol, ether, water, soap, etc), and different impedance measurement techniques were used across the studies. There were no standardized methods to characterize the impedance of the electrode-gel-skin system as well as no indication of the inter- or intra-subject repeatability of the impedance measurements.*

*In order to investigate the electrical properties of the electrode-gel-skin-gel-electrode system in vivo (called system in this contribution), we used the impedance spectroscopy technique. Our aim was to deduce some electric properties of the system (such as the frequency dependence, the time stability, and their inter- and intra-subject repeatability) from the measurements of electric impedance.*

*The impedance between two Ag-AgCl electrodes (surface area = 5 mm<sup>2</sup>, inter-electrode distance = 20 mm) of an adhesive and disposable array (Spes Medica - LISiN) was measured by means of the HP 4192 A Impedance Meter. The impedance was measured in the frequency range from 30 Hz to 1 MHz in 35 logarithmically equi-spaced steps on 10 male subjects. The skin was washed with water and commercial soap. The electrode array was applied on the dorsal skin of the first phalanx of the left thumb with adhesive foam. The electrical coupling between the electrodes and the skin was obtained by filling the holes of the adhesive foam with a conductive gel (gel composition: 95% preserved water, 3% Hydroxy Ethyl Cellulose, 1% Potassium Chloride, 1% Propylene Glycol). The*

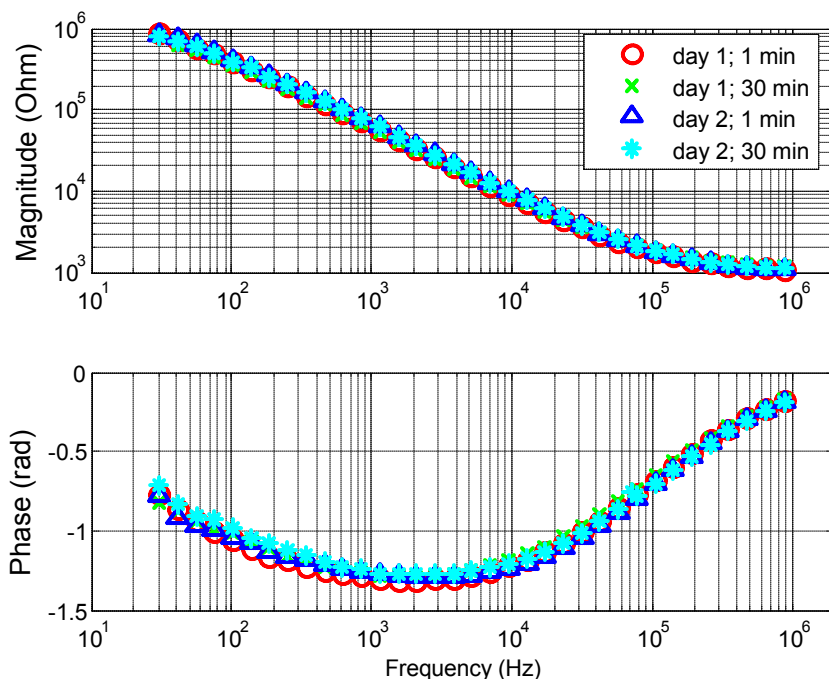
1% Potassium Chloride, 1% Propylene Glycol). La misura di impedenza è stata effettuata a 1 min e 30 min dopo l'applicazione dell'elettrodo ed è stata ripetuta in due giorni (day 1 e day 2 in Figura).

La ripetibilità della misura di impedenza del sistema è stata studiata tramite un test di ANOVA a quattro vie (parametri: ripetizione della misura in due giorni, tempo tra applicazione dell'elettrodo e misura) eseguito sia sul modulo che sulla fase.

Il test dell'ANOVA ha mostrato che il modulo e la fase dell'impedenza dipendono dalla frequenza e dal soggetto, ma non dal tempo intercorso dall'applicazione dell'elettrodo o dal giorno di misura (vedi Figura).

impedance measurement was performed at 1 min and 30 min after the electrode application and repeated in day 1 and day 2.

The repeatability of impedance measurements of the system was investigated by means of a four-ways ANOVA test (parameters: subject, frequency, measurement repetition in two different days, time between the electrode application and the measurement) performed on both magnitude and phase. The ANOVA test showed that impedance magnitude and phase depended on the frequency and on the subject, but not on the measurement day, and not on the time between the electrode application and the measurement (see Figure).



Media ( $N = 40 = 10$  soggetti  $\times$  2 giorni  $\times$  2 prove per giorno) del modulo (sopra) e della fase (sotto) dell'impedenza del sistema elettrodo-gel-cute-gel-elettrodo al variare della frequenza. Le misure sono state eseguite su 10 soggetti in due giorni diversi, ripetendo la misura a 1 e a 30 minuti dall'applicazione dell'elettrodo. Gli elettrodi sono stati posizionati sulla cute dorsale della prima falange del pollice sinistro dopo aver lavato la cute con acqua e sapone per 30 s. Le misure di impedenza sono state eseguite tra due elettrodi (distanti 20 mm) in Ag-AgCl applicando una sinusoide di ampiezza pari a 200 mV.

Mean ( $N = 40 = 10$  subjects  $\times$  2 days  $\times$  2 trials per day) magnitude (top) and phase (bottom) of the impedance of the electrode-gel-skin-gel-electrode system versus frequency. Measurements were performed on ten subjects in two different days, repeating measures at 1 minute and 30 minutes from the electrode application. The electrodes were placed on the dorsal skin of the right thumb after washing the skin with water and soap for 30 s. Impedance measurements were performed between two (20 mm apart) Ag-AgCl electrodes by applying sinewaves with 200 mV amplitude.



## **Realizzazione di sistemi di prelievo del segnale EMG con tecniche di stampa a getto d'inchiostro**

## **Realization of surface EMG detection systems using ink-jet printing technique**

M. Gazzoni, A. Sorrentino

L'EMG di superficie sta evolvendo verso la mappatura ad alta definizione della distribuzione del potenziale sulla cute. Questa tendenza richiede lo sviluppo di nuovi amplificatori multi-canale, tecniche di elaborazione del segnale e tecniche di fabbricazione per realizzare sistemi di prelievo con alta densità di elettrodi.

La comune tecnica di screen printing permette la realizzazione di piste conduttive fino ad una larghezza e spaziatura di  $\sim 100 \mu\text{m}$ . Questo sta diventando un limite per i nuovi sistemi di prelievo ad alta densità del segnale EMG.

Questo lavoro ha valutato la realizzazione di tracce conduttive su substrati flessibili tramite tecniche di stampa al fine di identificare le tecniche ed i materiali che permettano la realizzazione di piste conduttive di larghezza inferiore a  $100 \mu\text{m}$  e quindi la realizzazione di sistemi di prelievo a singolo strato ad alta densità di elettrodi.

Le tecniche di stampa sono tradizionalmente associate a produzioni in grandi volumi e basso costo, caratteristiche importanti per qualunque processo produttivo.

Negli ultimi anni, grazie ai progressi nella scienza dei materiali, le tecniche di stampa hanno ricevuto grande attenzione per la realizzazione di circuiti elettronici utilizzando materiali elettronici lavorabili in soluzione quali inchiostri con nanoparticelle metalliche per realizzare tracce conduttive, semiconduttori organici per componenti attivi e dielettrici. Questo nuovo campo prende il nome di "Printed Electronics".

Questo lavoro è stato focalizzato sulla tecnica emergente di stampa a getto d'inchiostro di materiali funzionali. Molti aspetti di questo processo possono essere estesi ad altre tecniche di stampa.

Sono stati effettuati alcuni test di stampa con

*Surface EMG (sEMG) tends to evolve towards high definition mapping of the electric potential on the skin. This requires the development of new multi-channel amplifiers, signal processing techniques, and fabrication techniques in order to realize detection systems with a high electrode density.*

*The common screen-printing technique allows the realization of conductive tracks down to a width and spacing of  $\sim 100 \mu\text{m}$ . This is becoming a limit for the new high density sEMG detection systems.*

*This work explored the realization of conductive patterns on flexible substrates using printing techniques, in order to find the techniques and materials which allow the realization of conductive tracks below the "100  $\mu\text{m}$  barrier" and therefore the realization of single layer high-density sEMG arrays.*

*Printing techniques are traditionally associated to low-cost and high-volume manufacturing, which are desirable targets for every production process.*

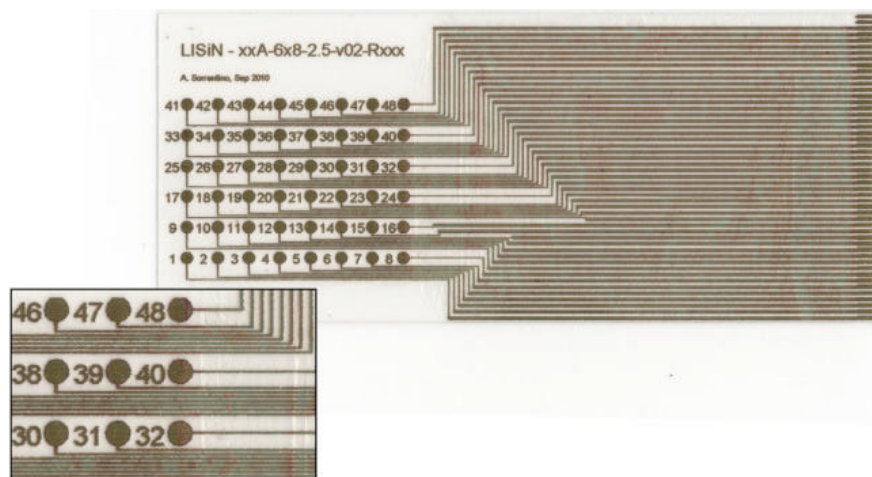
*In the last years, thanks to the progresses in material sciences, printing techniques received great attention for the realization of electronic circuits using solution-processable electronic materials, such as metal nanoparticle inks to realize conductive patterns, organic semiconductors for the active components, and dielectrics. This new field is called "Printed Electronics".*

*This work focused on the emerging ink-jet printing of functional materials. Many aspects of this process can be extended to other printing techniques.*

*Printing tests have been performed with two of the most interesting research printers of func-*

due delle più interessanti stampanti di materiali funzionali ad uso di ricerca: la Dimatix DMP-2831 e il SonoPlot Microplotter GIX Desktop. Inoltre sono stati effettuati alcuni test con una stampante Epson da ufficio e un inchiostro a nanoparticelle prodotto da NovaCentrix. Utilizzando le tecniche a getto di inchiostro, sono stati realizzati prototipi di sistemi di prelievo EMG fino a 128 elettrodi e 5 mm di distanza interelettrodica. La misura dell'impedenza elettrodo-cute e la qualità del segnale EMG acquisito hanno mostrato le buone performance dei prototipi stampati a getto d'inchiostro, dimostrando le potenzialità di questa tecnica per la realizzazione di sistemi di prelievo EMG. La realizzazione di un prototipo di matrice ad alta densità di elettrodi con piste larghe  $75\ \mu\text{m}$  e spaziate di  $100\ \mu\text{m}$  (Figura) utilizzando una economica stampante da ufficio ha dimostrato le possibilità di questa tecnica che offre la flessibilità per realizzare sistemi di prelievo con diverse configurazioni degli elettrodi semplicemente cambiando un file, senza la necessità di produrre un master specifico come richiesto dalle altre tecniche.

*tional materials: the Dimatix DMP-2831 and the SonoPlot Microplotter GIX Desktop. In addition some tests have been performed using an Epson office printer with a silver nanoparticle ink produced by NovaCentrix. Prototypes of EMG arrays up to 128 electrodes and 5 mm interelectrode distance have been produced by ink-jet printing. The measurement of the electrode-skin impedance and the acquisition of sEMG signals showed good performances of the ink-jet printed arrays, demonstrating the suitability of this technique for the realization of sEMG arrays. The realization of a high density sEMG array with tracks  $75\ \mu\text{m}$  wide with  $100\ \mu\text{m}$  spacing (Figure) using an inexpensive office printer demonstrated the possibilities of the technique, which also offers the flexibility to realize different detection patterns by simply changing a file, without the need for masters as required by other techniques.*



Prototipo di una matrice per il prelievo del segnale EMG stampata a getto di inchiostro. La matrice (8x6 elettrodi, diametro: 1 mm, distanza interelettrodica: 2.5 mm) è stata stampata utilizzando una stampante da ufficio Epson e un inchiostro Novacentrix con nano particelle di argento su un substrato Novele IJ-220. Le linee di connessione sono larghe  $75\ \mu\text{m}$  spaziate di  $100\ \mu\text{m}$ . *Prototype of an ink-jet printed matrix for sEMG detection. The matrix (8x6 electrodes, 1 mm diameter, 2.5 mm interelectrode distance) has been printed using an office Epson printer and Novacentrix ink with Ag nanoparticles on a Novele IJ-220 substrate. Connection lines are  $75\ \mu\text{m}$  thick and  $100\ \mu\text{m}$  apart.*

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

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

**Valutazione di trauma da parto sul muscolo sfintere anale esterno con EMG di superficie (Risultati preliminari di uno studio multicentrico)**

***Evaluation of child delivery trauma on the external anal sphincter muscle with surface EMG (Preliminary results of a multicenter study)***

K. Baessler, C. Cescon, K. Drusany-Starič, D. Marongiu, K. Martsidis, R. Merletti, E.E. Raimondi, D. Rezeberga, D. Riva, V. Začesta

Studi recenti hanno dimostrato che esiste una correlazione significativa tra il danno allo sfintere anale durante il parto vaginale, con o senza episiotomia, e il successivo sviluppo di incontinenza anale nelle donne. Si prevede che la conoscenza della posizione delle zone di innervazione (IZs) e dell'anatomia dello sfintere anale possa permettere una migliore protezione della innervazione, fornendo indicazioni per effettuare un'episiotomia a rischio minimo. Evitare la zona di innervazione durante l'episiotomia potrà presumibilmente ridurre in modo significativo la successiva incidenza di incontinenza anale.

Lo scopo di questo studio è di valutare l'effetto del trauma da parto sul muscolo sfintere anale esterno (EAS), con tecniche di elettromiografia

*Recent studies demonstrated that there is a significant correlation between anal sphincter damage during vaginal birth, with or without episiotomy, and subsequent development of anal incontinence in women. Knowledge of the location of the innervation zones (IZs) and of the anatomy of the anal sphincter is expected to allow better protection of the innervation by providing indications for minimal risk episiotomy. Avoiding the innervation zones during episiotomy would presumably significantly reduce the incidence of faecal incontinence. The aim of this study was to evaluate the effect of delivery related trauma on the external anal sphincter (EAS) muscle by employing surface electromyography (EMG).*

*The expected total number of patients that*



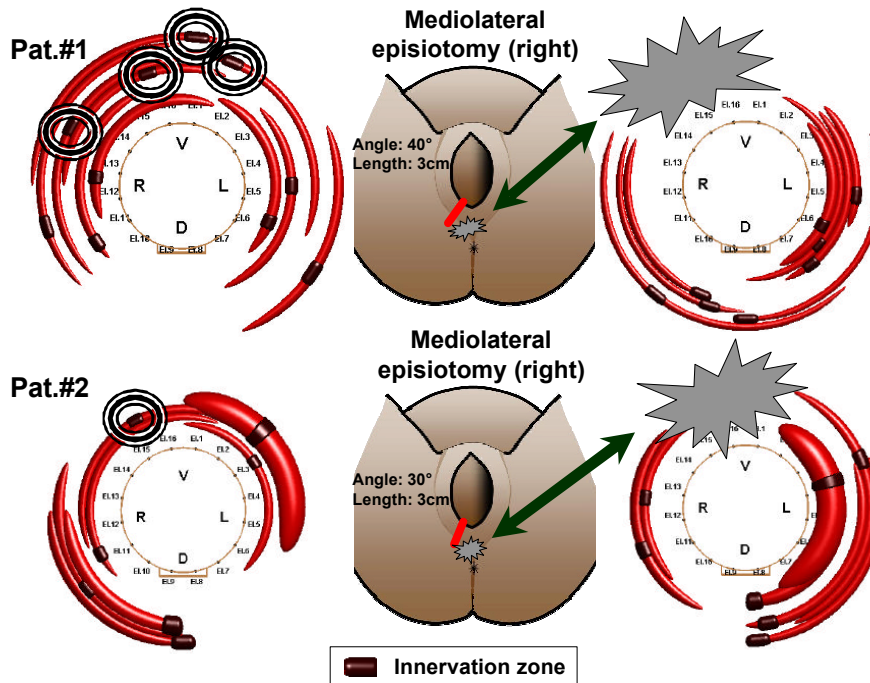
di superficie (EMG).

Il numero totale previsto di pazienti che parteciperanno allo studio è di 500. Cinque partner clinici provenienti da quattro paesi europei (Germania, Italia, Lettonia e Slovenia) sono attualmente coinvolti in questo studio multicentrico (Ospedali di Berlino, Cagliari, Cantù, Lubiana e Riga).

Lo studio è diviso in due sessioni sperimentali (prima e dopo il parto). Sessantasette donne primipare hanno ad oggi concluso il protocollo sperimentale (Ottobre 2010). Le misurazioni sono state effettuate con una sonda rettale monouso con 16 elettrodi argentati. Per ciascuna delle due sessioni sperimentali, i segnali EMG di superficie

will participate to the study is 500. Five clinical partners from four European Countries (Germany, Italy, Latvia, and Slovenia) are currently involved in this multicenter study (Hospitals of Berlin, Cagliari, Cantù, Ljubljana, and Riga).

The study is divided in two experimental sessions (before and after delivery). Sixty-seven primiparae women concluded the experimental protocol up to date (October 2010). Measurements were performed with a disposable rectal probe including 16 silver plated electrodes. For each of the two experimental sessions, surface EMG signals were amplified in single differential configuration using an EMG-USB amplifier (LISiN OT-Bioelettronica, Torino, Italy). The probe was



Posizione delle unità motorie identificate dalla decomposizione di segnali EMG prima e dopo il parto in due donne che hanno subito episiotomia medio-laterale sul lato destro. I cerchi indicano le zone di innervazione delle unità motorie che probabilmente sono state danneggiate durante il parto. Le aree chiare nelle sezioni di destra indicano la localizzazione del danno all'innervazione. La posizione dell'episiotomia è indicata nella corrispondente sezione centrale.

Location of the motor units identified by decomposition of EMG signals before and after delivery of two representative women which had medio-lateral episiotomy on the right side. Circles indicate the innervation zones of motor units which were probably damaged during the delivery. Light grey areas in the right panels indicate the possible location of the innervation damage. Episiotomies are indicated in the middle panels.

sono stati amplificati in configurazione singolo differenziale utilizzando un amplificatore EMG-USB (LISiN OT-Bioelettronica, Torino, Italia). La sonda è stata lubrificata con una goccia di glicerolo e inserita nel canale anale. Le pazienti sono state invitate a svolgere una massima contrazione volontaria (MVC) dell'EAS per 10 s. Le misurazioni sono state eseguite durante la gravidanza (settimana 28-34) e 5-7 settimane dopo il parto. Nelle 25 donne in cui è stata eseguita un'episiotomia medio-laterale destra si è osservato che la distribuzione di IZ era ridotta alla parte dorsale-sinistra, dopo il parto. La figura mostra esempi di distribuzione delle unità motorie in due donne dopo il parto con episiotomia medio-laterale destra. Le unità motorie sul lato ventrale destro del EAS non compaiono nella seconda sessione sperimentale. I risultati preliminari suggeriscono che una sonda EMG monouso, a basso costo e minimamente invasiva potrebbe consentire uno screening delle zone di innervazione dello sfintere anale per prevenire e ridurre le conseguenze dell'episiotomia e minimizzare il rischio di successiva incontinenza anale.

*lubricated with a drop of glycerol and inserted in the anal canal. The patients were asked to perform a maximal voluntary contraction (MVC) of the EAS for 10s. Measurements were performed during the pregnancy (28<sup>th</sup> -34<sup>th</sup> week) and 5-7 weeks after the delivery. In the 25 women who underwent medio-lateral right episiotomy the distribution of IZs was restricted at the left dorsal side, after delivery. The figure shows examples of distribution of motor units in two women after delivery with medio-lateral right episiotomy. Motor units in the ventral right side of the EAS do not appear in the second experimental session. Preliminary results suggest that a low-cost, disposable and minimally invasive EMG probe may enable the screening of anal sphincter innervation zones to prevent consequences of episiotomy and minimize the risk of subsequent anal incontinence.*

## **Variazioni localizzate della forma muscolare in risposta all'attivazione di differenti popolazioni di unità motorie**

## **Localised changes in muscle shape in response to activation of different motor unit populations**

E.F. Hodson-Tole, I.D. Loram, T.M.M. Vieira

Poiché le proprietà fisiologiche e meccaniche delle unità motorie presentano una grande variabilità, la loro distribuzione all'interno di un muscolo può avere ricadute sulla produzione di forza e, quindi, sulle strategie di controllo motorio. In questo studio, è stata utilizzata la stimolazione elettrica per valutare la distribuzione delle unità motorie veloci nel muscolo gastrocnemio mediale (MG).

È stato richiesto a sette soggetti adulti, sani, di mantenere la postura eretta su due pedane, con il busto fissato attraverso una cintura ad un supporto verticale, in modo da consentire il mantenimento della postura con la minima attivazione della muscolatura del polpaccio.

Sono stati posizionati sulla gamba sinistra, lungo l'asse longitudinale del MG, due trasduttori ecografici (modo-B) che permettevano la visualizzazione di differenti regioni del muscolo. Una schiera lineare di 16 elettrodi per EMG di superficie (1 x 10 mm) è stata posizionata accanto alle sonde ecografiche.

Per attivare popolazioni di unità motorie veloci, sono stati applicati impulsi rettangolari bifasici di corrente (2 pps; durata pari a 200  $\mu$ s) al ramo principale del nervo tibiale posteriore (vedi Figura, sezione a) per un periodo di 400 s. Il nervo è stato stimolato con un livello di corrente ( $197.86 \pm 55.06$  mA, N=7 soggetti) sufficiente sia a produrre un evidente movimento nelle immagini ecografiche sia a permettere ai soggetti di tollerare gli stimoli per l'intero periodo di stimolazione (400 s).

Le immagini ecografiche sono state analizzate con un algoritmo recentemente pubblicato, per individuare la posizione di una griglia di  $8 \times 10$  marcatori posizionati dallo sperimentatore su

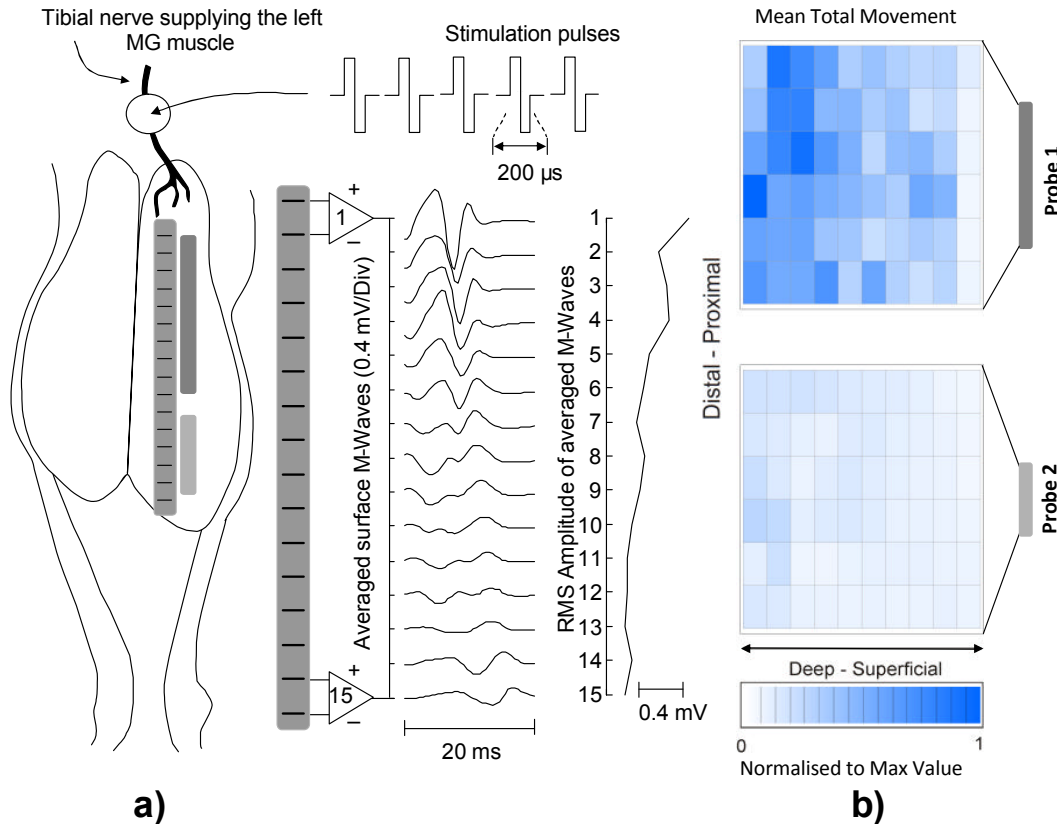
*As the physiological and mechanical properties of skeletal muscle motor units show great diversity, their distribution throughout a muscle could have consequences for force output and hence motor control. In this work we investigate how faster motor units might be distributed within the human medial gastrocnemius (MG) muscle, by using an electrical stimulation protocol.*

*Subjects stood on two footplates. Strapping was placed around their waist, securing them to a vertical board and enabling them to remain standing with minimal activity in the calf muscles. Two B-mode ultrasound probes were secured to the left leg along the length of the MG, ensuring that as much of the muscle as possible was visualised. Adjacent to the probes a linear array of 16 silver bar (1 x 10 mm) surface electrodes was secured. To activate populations of faster motor units, a series of biphasic square current pulses (2 pps; 200  $\mu$ s duration) were delivered to the main branch of the posterior tibial nerve (see Figure, panel a) over a period of 400 s. The stimulation amplitude was set at a level ( $197.86 \pm 55.06$  mA, N=7) sufficient to produce clear movement in the ultrasound images with subjects confident they could comfortably tolerate the stimulation for the entire recording period (400 s).*

*Ultrasound images were analyzed using a recently published algorithm to track the position of an  $8 \times 10$  grid of markers placed by the experimenter over a representative image from each muscle view. The total movement of each marker across the time course of each trial was calculated to quantify movement in different regions of the muscle. Electromyograms from each of the 15 channels were averaged across stimuli to produce representative M-waves of localised*

una immagine rappresentativa di ciascuna delle due regioni del MG. Per quantificare il movimento dei fascicoli nelle due regioni muscolari è stato calcolato il movimento complessivo dei

muscle activation. The root mean square amplitude of M-waves detected from the different channels was calculated to identify the region(s) over which muscle activity was detected.



a) Posizione degli elettrodi di superficie e dei trasduttori ecografici posizionati sulla porzione prossimale (grigio scuro) e distale (grigio chiaro) del muscolo MG. Sono riportati, per un soggetto rappresentativo, i valori RMS medi delle onde M registrate da ciascun canale della schiera di elettrodi. b) Rappresentazione del movimento dei fascicoli muscolari (N = 7 soggetti) determinato con la sonda ecografica in posizione prossimale (probe 1) e distale (probe 2). L'entità del movimento è stata determinata sulla base delle variazioni di posizione di marcatori posizionati su immagini ecografiche rappresentative, delle quali si è studiata l'evoluzione nel corso dell'esperimento. L'intensità di grigio di ogni rettangolo rappresenta il movimento medio complessivo di ciascun marcatore, normalizzato rispetto al massimo movimento registrato (rettangoli più scuri indicano spostamenti maggiori). Per ciascuna delle due griglie di marcatori, la proiezione prossimale-distale e la proiezione profonda-superficiale sono rappresentate lungo gli assi verticale ed orizzontale, rispettivamente.

a) The position of the EMG surface electrode and proximal (dark grey) and distal (light grey) ultrasound probes over the MG muscle, showing region of application of the stimulation pulses. Average and root mean square of averaged M-Waves recorded in each EMG channel are shown from one subject. b) Representation of the mean total movement recorded (N=7) in proximal (probe 1) and distal (probe 2) images of MG muscle. Values were calculated from the position of markers placed over representative images and tracked through all recorded frames of each trial. The grey levels of each square represents the mean total movement of one marker on the image and values are normalized to the maximum mean movement recorded.

The grids are displayed so that the muscle is represented proximal-distal along the vertical and deep-superficial along the horizontal axis. A scale bar is included, with darker colours indicating more movement.

marcatori nel corso dell'esperimento. I segnali elettromiografici registrati, in corso di stimolazione, da ciascuno dei 15 canali bipolari sono stati mediati su contrazioni successive per acquisire onde M rappresentative di attivazioni muscolari localizzate. Per identificare le regioni muscolari stimulate, è stata stimata l'ampiezza (in termini di valore efficace, RMS) delle onde M acquisite da canali differenti. Sono state acquisite onde M soprattutto dalla porzione prossimale del muscolo (vedi Figura, sezione a). L'indagine ecografica ha mostrato che il movimento dei fascicoli muscolari è risultato maggiore nella porzione muscolare prossimale rispetto a quella distale (ANOVA  $p < 0.001$ , vedi Figura, sezione b).

Questi rilievi suggeriscono che nel muscolo MG dell'uomo le unità motorie veloci siano prevalentemente concentrate nella porzione muscolare prossimale.

Una tale organizzazione spaziale indica che le proprietà fisiologiche e meccaniche delle unità motorie del MG sono distribuite secondo l'asse longitudinale del muscolo. In aggiunta, le variazioni localizzate di forma muscolare, che si realizzano con l'attivazione di differenti popolazioni di unità motorie, possono variamente influire sul feedback sensoriale a partenza fusale. Quindi, l'organizzazione spaziale di diverse popolazioni di unità motorie lungo il muscolo MG può avere ricadute nella comprensione delle strategie di controllo motorio.

*M-waves were predominantly recorded in the proximal region of the muscle (see Figure, panel a). The ultrasound images revealed that significantly more movement occurred in this region (ANOVA  $p < 0.001$ , see Figure, panel b). Our data therefore indicate that, in the human MG muscle, faster motor units are likely to occupy discrete, localized regions concentrated in the proximal portion of the muscle. Such spatial organization is likely to lead to a distribution of physiological and mechanical properties along the length of the muscle. In addition, the localized changes in muscle shape, which occur with activation of different combinations of motor unit populations, will influence sensory feedback from structures such as muscle spindles in different portions of the muscle. Hence, this spatial organization of motor unit populations along the MG muscle might have implications for understanding aspects of motor control.*



## **Effetti regionali della rotazione articolare passiva e dell'attivazione volontaria sulla architettura muscolare**

## **Regional effects of passive joint rotation and voluntary activation on skeletal muscle architecture**

E.F. Hodson-Tole, I.D. Loram, R. Merletti, T.M.M. Vieira

L'architettura dei muscoli scheletrici sembra variare tra muscoli differenti e tra regioni differenti di uno stesso muscolo. A seconda del livello di attivazione neuro-muscolare e delle variazioni di geometria muscolare, l'attivazione di differenti regioni muscolari (che si associa a un variabile feed-back sensitivo) permette di soddisfare differenti esigenze meccaniche. La forma dei muscoli in corso di contrazione cambia attivamente e passivamente in rapporto a fattori quali la variazione dell'angolo articolare ed il movimento di muscoli adiacenti. Se tali variazioni di forma differiscono tra il movimento attivo e quello passivo, recettori sensoriali, quali i fusi neuro-muscolari, possono provvedere al feed-back necessario per il sistema neuro-muscolare a distinguere tra i movimenti dovuti all'attivazione volontaria e quelli imposti dall'esterno. L'obiettivo di questo studio è stato di quantificare le variazioni di movimento dei fascicoli muscolari per diverse porzioni del muscolo gastrocnemio mediale (MG) e laterale (LG), durante rotazioni passive della caviglia e contrazioni volontarie isometriche.

È stato richiesto ai soggetti studiati di mantenere la postura eretta su due pedane, con il busto fissato attraverso una cintura ad un supporto verticale, in modo da consentire il mantenimento della postura con la minima attivazione della muscolatura del polpaccio. Sono stati posizionati sui due gastrocnemi della gamba sinistra quattro trasduttori ecografici (in modo B), in modo ad ottenere immagini da regioni mediali e laterali dei muscoli MG LG. Le immagini ecografiche sono state acquisite (a 25 Hz) in corso di rotazioni passive della caviglia (ROM: 0.2°, 2°) e durante contrazioni isometriche a bassa intensità e con l'angolo articolare della caviglia in posizione

*Skeletal muscle architecture has been shown to vary between and within muscles. Different regions of a muscle may be activated to meet different mechanical demands and may provide different sensory feedback, depending on the level of activation and on changes in muscle shape. The shape of a muscle changes actively during a contraction and passively as a result of factors such as joint angle and movement of adjacent muscles. If changes in muscle shape differ between active and passive conditions, sensory receptors, such as muscle spindles, may provide feedback which enables the neuromuscular system to distinguish between movements which occur due to activation and those which are externally imposed. The objective of this work was to quantify regional variation in the movement of muscle fascicles within the medial (MG) and lateral (LG) gastrocnemii muscles during passive ankle rotations and small, voluntary isometric contractions.*

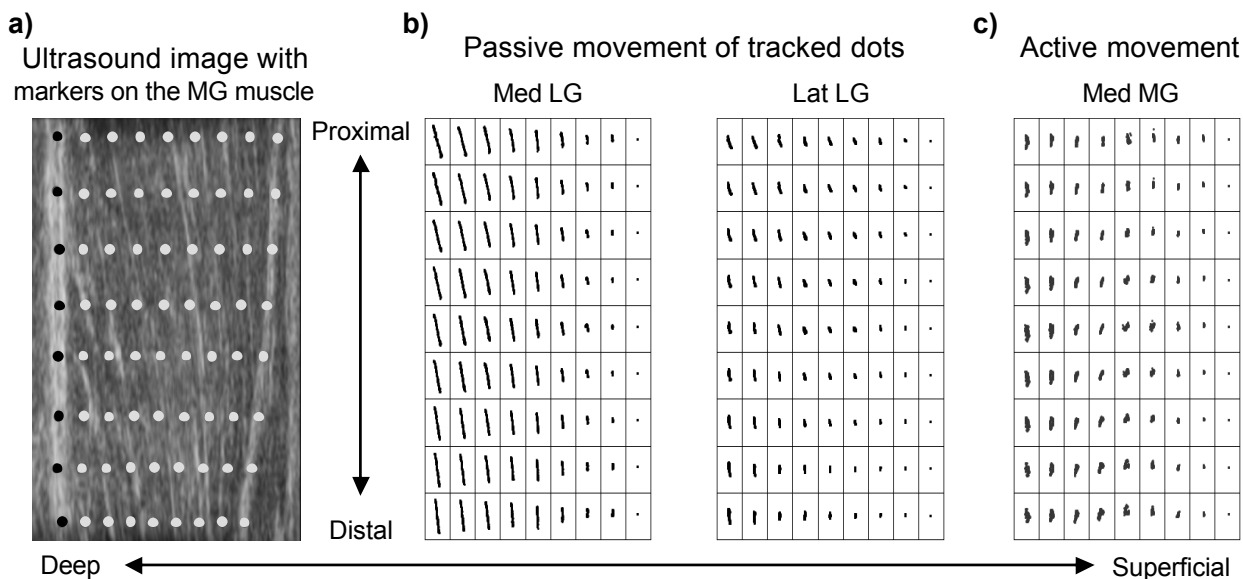
*Subjects stood on two footplates, with their ankles positioned to be coaxial with the axis of rotation of the plates. Strapping was placed around the waist, securing subjects to a vertical board and enabling them to remain standing with minimal activity in the calf muscles. Four B-mode ultrasound probes were placed over the gastrocnemii of the left leg, providing images from medial and lateral regions of both MG and LG muscles. Images were recorded (25 Hz) during passive ankle rotations (ROM: 0.2°, 2°) and during small, voluntary isometric contractions with the ankle angle set at neutral (normal standing), dorsiflexed (+5°) and plantar flexed (-5°) positions. An 8×9 grid of markers was placed by the operator over a representative image recorded*

neutra (postura eretta normale), in flessione dorsale (+5°), in flessione plantare (-5°).

È stata posizionata dallo sperimentatore una griglia di 8×9 marcatori su immagini rappresentative di ciascuna regione muscolare, con la prima e l'ultima colonna in corrispondenza delle aponeurosi superficiale e profonda, rispettivamente (sezione a della Figura). Utilizzando un algoritmo recentemente pubblicato è stata seguita la posizione di ogni marcatore per ciascuna delle immagini acquisite: questo ha permesso la quantificazione del movimento muscolare in ogni immagine con risoluzione inferiore ad un pixel. I dati sono stati raggruppati per valutare gli spostamenti dei marcatori nelle regioni superficiale/profonda e distale/prossimale di ogni gastrocnemio.

from each muscle view, with the first and last columns corresponding to the superficial and deep aponeurosis, respectively (Figure, panel a). The position of each marker was then tracked through all subsequent images using a recently published algorithm, quantifying movement across each image with sub-pixel resolution. Data were grouped to assess marker displacement in deep/superficial and distal/proximal regions of each muscle view.

Grid markers placed over the deep portion of MG and LG muscle images were found to move more than those over the superficial portion during passive ankle rotations. In addition, larger ankle rotations (2°) led to greater movement in medial portion of LG compared to the lateral



a) Immagini ecografiche registrate dal muscolo gastrocnemio mediale (MG). I cerchi nell'immagine corrispondono alla griglia di marcatori utilizzati per seguire i movimenti dei fascicoli muscolari. La prima e l'ultima colonna di marcatori sono state collocate in corrispondenza delle aponeurosi superficiale e profonda, rispettivamente. b) Spostamento di ciascun marcatore mostrato nella sezione (a) in corso di rotazioni passive di 2° dell'angolo articolare della caviglia, per le regioni mediale (Med) e laterale (Lat) del gastrocnemio laterale (LG). c) Spostamento (come nella sezione b) dei marcatori posizionati sulle immagini ecografiche registrate dalla porzione mediale del MG, in corso di contrazione volontaria isometrica (1 Nm).

a) Ultrasound image recorded from the medial gastrocnemius muscle (MG). Circles in the image correspond to the grid of dots used to track fascicle movements. The location of the first and last columns of markers corresponds to the superficial and deep aponeurosis, respectively. b) Displacement of each of the markers shown in (a) during 2° passive ankle rotation, for the medial (Med) and lateral (Lat) regions of the lateral gastrocnemius (LG) muscle. c) Shows the same as in (b) for the markers located in the ultrasound image recorded from the medial portion of the MG muscle during 1 Nm isometric contraction.

Durante le rotazioni muscolari passive, è stato osservato un movimento maggiore per i marcatori posti in corrispondenza delle regioni profonde delle immagini dei due gastrocnemi rispetto a quelli posizionati più superficialmente. Inoltre, importanti rotazioni della caviglia ( $2^\circ$ ) hanno prodotto un maggior movimenti dei marcatori sulla porzione mediale rispetto a quella laterale per il muscolo LG (sezione b della Figura). Durante le contrazioni volontarie isometriche, invece, il movimento dei marcatori si è distribuito uniformemente lungo le immagini registrate da ogni muscolo (sezione c della Figura), indipendentemente dall'angolo della caviglia.

In sintesi, l'architettura muscolare influenza le risposte alle variazioni di lunghezza del muscolo indotte sia passivamente sia volontariamente. Quindi, un'architettura non uniforme dei fascicoli muscolari può influenzare sia la meccanica della contrazione muscolare sia il feedback sensoriale.

*region (Figure, panel b). Voluntary isometric contractions led to much more homogenous displacements of markers in each recorded view in each muscle (Figure, panel c), with ankle angle having little influence on the recorded patterns.*

*In conclusion, muscle architecture influences responses to passive muscle length changes and active contractions. Non-uniform fascicle architecture is therefore likely to influence both contraction mechanics and sensory feedback.*



## **Effetto del tipo di feedback e di training sul controllo volontario di singola unità motoria**

## **Effect of feedback type and training on voluntary control of single motor units**

C. Cescon, L. John, A. McNaught, R. Merletti, T.M.M. Vieira

Questo studio è focalizzato sulla capacità degli esseri umani di imparare a controllare attivazione e frequenza di sparo di singole unità motorie (MU) attraverso il feedback visivo e uditivo del segnale elettromiografico di superficie (EMG). Dato che gli esseri umani sono in grado di controllare la forza muscolare ma non percepiscono l'attività muscolare a livello della singola MU, tale controllo potrebbe essere appreso tramite training con qualche tipo di feedback.

In questo studio sono state valutate diverse combinazioni di feedback visivo e uditivo con l'obiettivo di determinare il miglior feedback da utilizzare per tale training.

Sedici soggetti volontari sani, maschi e femmine, con poca o nessuna esperienza di EMG, hanno partecipato allo studio. I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti dal muscolo abduktore breve del pollice (APB) della mano destra in modalità singolo differenziale durante contrazioni isometriche, utilizzando una griglia di 15 elettrodi a secco (12 pin + 3 concentrici: sezione d della Figura), e un amplificatore multicanale (EMG-USB, LISiN e OT-Bioelettronica). L'identificazione in tempo reale delle MU è stata ottenuta attraverso il rilevamento, con un comparatore a finestra, dei picchi del segnale EMG usato per il feedback, dopo il filtraggio con un filtro passa-alto. La frequenza di sparo istantanea delle UM è stata calcolata in base al numero di picchi rilevati in una finestra mobile di 1s. Il feedback visivo era fornito da: 1) cinque canali di EMG singolo differenziale (sezione a della Figura); 2) un canale EMG filtrato con un filtro spaziale (sezione b della Figura); 3) un tachimetro con indicazione della frequenza di sparo (sezione c della Figura). Il feedback sonoro era fornito da: un bip di tono basso quando il picco di una MU

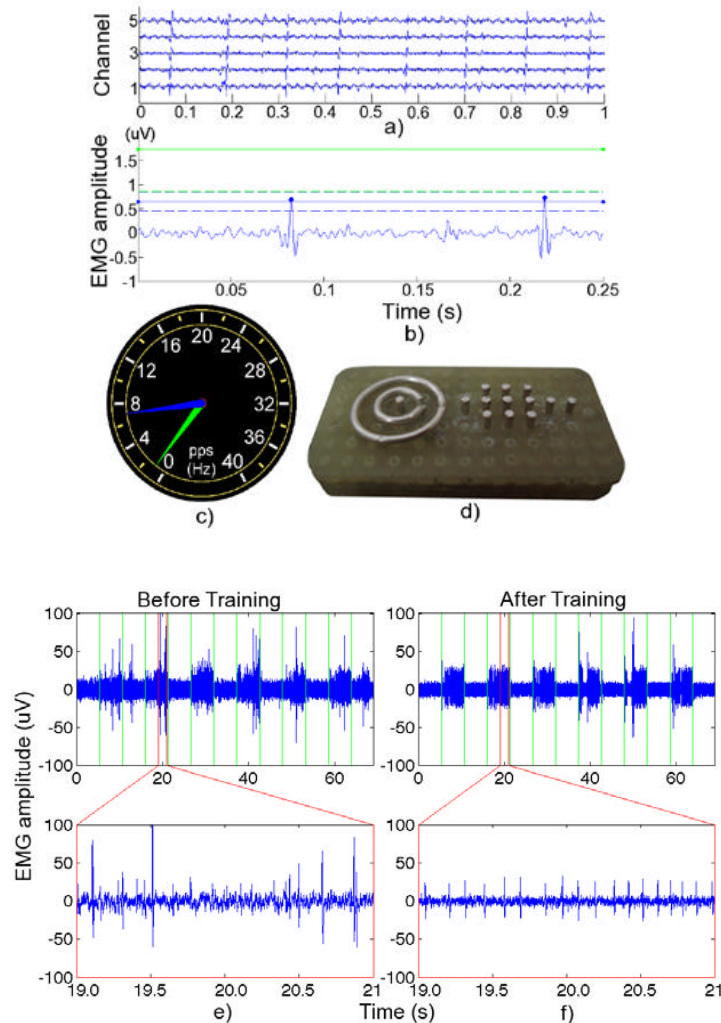
*This study investigates the capability of humans to learn to control the activation and the firing rate of single motor units (MUs) through visual and audio feedback of the surface electromyograms (EMGs). As humans are naturally able to control muscle force and are unaware of activities of both muscles and single MUs, such control would have to be learned through training with feedback. Combinations of visual and audio feedback were investigated with the goal of determining the best feedback to use for such training.*

*Sixteen healthy volunteers, male and female, with little or no experience with EMG, participated in the study. Single Differential surface EMGs were acquired from the abductor pollicis brevis (APB) muscle of the right hand during isometric contractions, using a 15-channels dry electrode grid (12 pin electrodes + 3 concentric electrodes: see Figure, panel d) and multichannel amplifier (EMG-USB, LISiN and OT-Bioelettronica). Real-time MU detection was achieved through window comparator peak detection of a high pass filtered feedback EMG. The MU firing rate was calculated from the number of detected peaks in a moving window of 1s. Visual feedback consisted of: 1) five channels of raw EMG (Figure, panel a); 2) one channel of feedback EMG (Figure, panel b); 3) firing rate speedometer (Figure, panel c). Audio feedback: low tone beep when a MU peak was detected within the desired window comparator, high tone beep when a MU peak was above the window comparator. Testing was conducted in three sessions: before, after 15 minutes and after 30 minutes of training. The tests evaluated the voluntary control of MU activation and firing rate, requiring subjects to isolate a single observable MU, maintain its firing rate and modulate*

era rilevato all'interno della finestra di confronto, e una nota acuta, quando un picco di una MU era sopra la finestra del comparatore. Il test è stato condotto in tre sessioni: una prima del training, una dopo 15 minuti e una dopo 30 minuti

the firing rate between low and high rate coding. Further tests were conducted to assess the effectiveness of the types of feedback provided.

Before training, subjects found it difficult to isolate a single MU peak within the specified win-



a) Cinque canali di EMG singolo differenziale. b) Segnale di feedback filtrato che mostra due spari di una MU all'interno del comparatore a finestra. c) Tachimetro di frequenza della MU rilevata. d) Griglia a 15 elettrodi (12 pin + 3 concentrici) utilizzata per registrare il segnale EMG di superficie dall'abditore breve del pollice. e) EMG di superficie registrato durante un compito che richiedeva l'attivazione-disattivazione periodica di una singola MU, prima del training. f) EMG registrato durante la stessa operazione della sezione e) dopo 30 minuti di training.

a) Five channels of raw single differential, surface electromyograms. b) The filtered feedback signal showing two firings of a single motor unit (MU) within the desired window comparator. c) The firing rate speedometer showing the firing rate of the detected MU. d) The 15-channels electrode grid (12 pin electrodes + 3 concentric electrodes) used to record surface EMG signals from the abductor pollicis brevis. e) Surface EMG signal of a single subject, recorded during a task involving periodic activation-deactivation of a single observable MU, before any training. f) EMG signal recorded during the same task as in e) after 30 minutes of training.

di training. Il test ha permesso la valutazione del controllo volontario dell'attivazione di MU e del tempo che i soggetti impiegavano per isolare una singola MU, mantenere la sua frequenza di sparo oppure modulare la sua frequenza di sparo tra due livelli alto e basso. Ulteriori test sono stati condotti per valutare l'efficacia del tipo di feedback fornito.

Prima del training i soggetti avevano difficoltà a isolare una singola MU entro i limiti della finestra specificata (sezione e della Figura). Dopo 15 minuti di allenamento è stato osservato un miglioramento, e dopo 30 minuti di allenamento molti soggetti erano in grado di eseguire le prove come si può vedere in figura (sezione f della Figura). I soggetti hanno indicato che il feedback visivo con cinque canali di EMG era fonte di confusione e tutti hanno indicato che il tachimetro indicante la frequenza di sparo di MU e il feedback audio erano preferibili nel processo di training.

Tutti i soggetti hanno mostrato una buona capacità di imparare a controllare l'attivazione e la frequenza di sparo di un'unica MU grazie al feedback con segnale EMG di superficie. Le forme di feedback più semplice (indicazione visiva e audio delle MU) sembrano essere i mezzi più utili per apprendere il controllo di singole MU.

*down boundaries (Figure panel e). After 15 minutes of training an improvement was observed, and after 30 minutes of training many subjects were performing the tests well, as can be seen in Figure (panel F). Subjects found the raw EMG visual feedback to be confusing and all indicated that the MU firing rate speedometer and MU peak audio feedback were preferable and crucial in the training process.*

*All subjects showed the ability to learn control of a single MU through feedback of MU features (activation and firing rate) from the surface EMG. The simplest forms of feedback (direct visual and audio indication of MU discharges) seem to be the most useful for individuals inexperienced in EMG techniques.*

## **Attivazione di diversi compartimenti muscolari durante flessione delle dita: uno studio preliminare**

## **The activation of different muscle compartments during finger flexion movements: a preliminary study**

C. Cescon, L. Gheorghe, S. Man, R. Merletti, T.M.M. Vieira

L'identificazione delle regioni della cute corrispondenti all'attività EMG di diversi muscoli, o di diversi compartimenti di un muscolo, può fornire informazioni sul relativo contributo dei singoli muscoli, o dei loro compartimenti, alla forza totale prodotta in un determinato compito. Lo scopo di questo lavoro è l'analisi del segnale EMG di superficie ad alta densità (HDsEMG), registrato dai muscoli dell'avambraccio, per identificare l'attivazione individuale dei muscoli flessori delle dita.

I segnali sono stati prelevati da tre soggetti, con una griglia bidimensionale di 128 elettrodi (8 righe e 16 colonne) posizionati lungo l'avambraccio (sezione a della Figura). La posizione della matrice corrisponde alla regione che copre il muscolo flessore superficiale delle dita (FDS). Il muscolo FDS è anatomicamente diviso in quattro compartimenti. Il tendine di ciascuno di questi compartimenti, corrispondenti a ciascuno dei flessori delle dita, si inserisce sul tendine interfalangeo prossimale comune (PIP). I soggetti erano istruiti a esercitare una pressione con ogni singolo dito su quattro sensori fissati su un supporto di misura, ad un livello di forza sub-massimale. I segnali di forza sono stati acquisiti ma non sono stati forniti come feedback ai soggetti. I segnali EMG sono stati filtrati con un filtro passa-banda (frequenze di taglio: 20 e 450 Hz) per rimuovere il rumore ad alta frequenza e gli artefatti di movimento. Le mappe di RMS sono state create mediando epoche di 10 s di contrazione (sezioni b, c, d della Figura).

Come illustrato in Figura, la contrazione dei diversi compartimenti del FDS corrisponde ad un'attività localizzata nelle mappe EMG. I risultati indicano che le mappe di HDsEMGs possono

*The identification of the skin regions depicting the EMG activity of different muscles, or different compartments of a muscle, is expected to provide information about the relative contribution of individual muscles, or of their compartments, to the total force produced in a particular task. This work is aimed at the analysis of high density surface electromyogram (HDsEMG), recorded from the forearm muscles, to identify the activation of individual finger flexors.*

*HDsEMGs were collected from three subjects with a bi-dimensional grid of 128 electrodes (disposed into 8 rows and 16 columns) positioned along the forearm (Figure, panel a). The location of the matrix corresponded to a skin region covering the whole Flexor Digitorum Superficialis (FDS) muscle. FDS is anatomically divided into four compartments. The tendon of each of these compartments, corresponding to each finger flexor, inserts onto the proximal interphalangeal (PIP) joint. Subjects were instructed to exert single finger pressure on four sensor pads at a comfortable, sub maximal effort level. Force signals were acquired but were not provided as feedback for the subjects. The EMGs were, band-pass filtered (cut-off frequencies: 20 Hz and 450 Hz) to remove high frequency noise as well as movement artifacts. Maps of RMS were created on the 10 s of contraction (see Figure, panels b, c and d).*

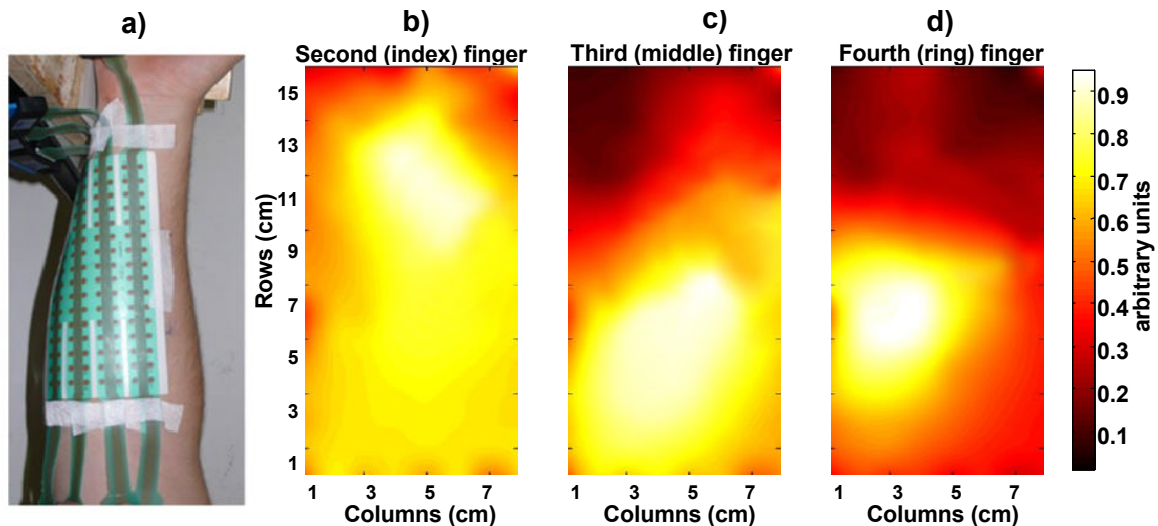
*As illustrated in the Figure, the contraction of different FDS compartments produced a localized activity in the EMG maps. Our result indicates that maps of HDsEMGs identify compartments of FDS muscle corresponding to the individual fingers. Additionally, the Figure shows that the highest EMG activity corresponded to the activation of*

individuare compartimenti del muscolo FDS corrispondenti alle single dita. Inoltre, la figura mostra che l'attività più alta di EMG corrisponde all'attivazione del quarto dito (anulare), confermando le posizioni dei muscoli indicate negli studi anatomici.

I risultati di questo studio, sebbene preliminari, indicano che il segnale EMG di superficie ad alta densità è promettente per identificare automaticamente le regioni di un muscolo e l'attività muscolare localizzata. Alcune delle numerose potenzialità emerse dai nostri risultati riguardano: a) la scelta appropriata di elettrodi di superficie per il controllo dei dispositivi protesici, b) l'individuazione dei singoli muscoli, o dei loro compartimenti, c) l'iniezione guidata di tossina botulinica.

the fourth (ring) finger, verifying the locations shown in anatomical studies.

Evidences shown in this study, although preliminary, indicate that high density surface EMG is promising to identify, automatically, sub-regions of a muscle and localized muscle activity. Some of the several potentialities prompting from our results concern: a) the appropriate selection of surface electrodes for the control of prosthetic devices, b) the identification of individual, adjacent muscles or of their compartments, c) the guided injection of botulinum toxin.



Posizione della matrice di elettrodi (a). I segnali EMG sono stati registrati durante la contrazione isometrica dei flessori delle dita. I pannelli b), c) e d) mostrano le mappe interpolate RMS di EMG monopolare calcolate su 10 s durante la contrazione del secondo (indice), terzo (medio) e quarto (anulare) dito. I diversi livelli di grigio rappresentano il livello di attività in unità di misura arbitrarie. Gli assi rappresentano le righe e le colonne degli elettrodi mostrati in (a).

The position of the electrode array is shown in (a). EMGs were recorded during isometric contraction of different finger flexors. Panels b), c) and d) show the interpolated RMS maps of monopolar EMGs calculated over 10 s during the contraction of second (index), third (middle) and fourth (ring) finger flexors. Different grey scales represent the activity level in arbitrary units. The axes represent the rows and columns of electrodes shown in (a).



## **Il rallentamento della velocità di conduzione delle fibre muscolari è un indicatore sensibile di miopatia steroidea nel morbo di Cushing**

## **Muscle fiber conduction slowing is a sensitive marker of steroid myopathy in Cushing's disease**

E. Arvat, A. Botter, E. Ghigo, R. Giordano, F. Lanfranco, M.A. Minetto, G. Motta, A. Picu

È noto che i glicocorticoidi riducono la sintesi proteica e la velocità di conduzione delle fibre muscolari. Rimane tuttavia insufficientemente noto il grado di alterazione della conduzione muscolare in pazienti con morbo di Cushing.

Nel presente studio sono stati acquisiti segnali EMG di superficie da tre muscoli scheletrici in 10 pazienti con morbo di Cushing e 30 soggetti sani di controllo appaiati per età e sesso. L'obiettivo dello studio è stato di esaminare se l'ipercortisolismo endogeno cronico modificasse la velocità di conduzione delle fibre muscolari e le manifestazioni mioelettriche di fatica.

Sono stati condotti, sia nei pazienti sia nei controlli, test elettrofisiologici per lo studio dei muscoli vasto laterale, vasto mediale, tibiale anteriore (lato dominante).

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 contrazioni successive è stato osservato un periodo di recupero di cinque minuti.

La velocità di conduzione delle fibre muscolari è risultata significativamente ridotta in tutti i muscoli dei pazienti rispetto ai soggetti di controllo. La differenza media tra pazienti e controlli è risultata pari al 26% per il vasto laterale (pazienti:  $3.7 \pm 0.6$  m/s vs controlli:  $5.0 \pm 0.5$  m/s;  $p < 0.001$ ), 22.9% per il vasto mediale (pazienti:  $3.7 \pm 0.4$  m/s vs controlli:  $4.8 \pm 0.5$  m/s;  $p < 0.001$ ), 11.6% per il tibiale anteriore (pazienti:  $3.8 \pm 0.4$  m/s vs controlli:  $4.3 \pm 0.6$  m/s;  $p < 0.05$ ).

Glucocorticoids are known to decrease protein synthesis and conduction velocity of muscle fibres. However, the degree of impairment of muscle conduction in patients with Cushing's disease remains poorly characterized.

In the present study, detection of surface EMG signals from three skeletal muscles was performed in 10 patients with Cushing's disease and 30 age- and sex-matched healthy controls. The aim was to investigate whether chronic endogenous hypercortisolism could modify muscle fiber conduction velocity and myoelectric manifestations of fatigue.

Electrophysiological tests were performed, in both patients and controls, for the following muscles of the dominant side: vastus lateralis, vastus medialis, and tibialis anterior. Surface EMG signals were detected, during electrically elicited contractions of the three 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.

Muscle fiber conduction velocity was significantly decreased in all muscles of the patients with respect to controls. The mean relative difference between patients and controls was 26.0% for vastus lateralis (patients:  $3.7 \pm 0.6$  m/s vs controls:  $5.0 \pm 0.5$  m/s;  $p < 0.001$ ), 22.9% for vastus medialis (patients:  $3.7 \pm 0.4$  m/s vs controls:  $4.8 \pm 0.5$  m/s;  $p < 0.001$ ), and 11.6% for tibialis anterior (patients:  $3.8 \pm 0.4$  m/s vs controls:  $4.3 \pm 0.6$  m/s;  $p < 0.05$ ).

Muscle fiber conduction velocity estimates of the vastus lateralis and medialis were significantly

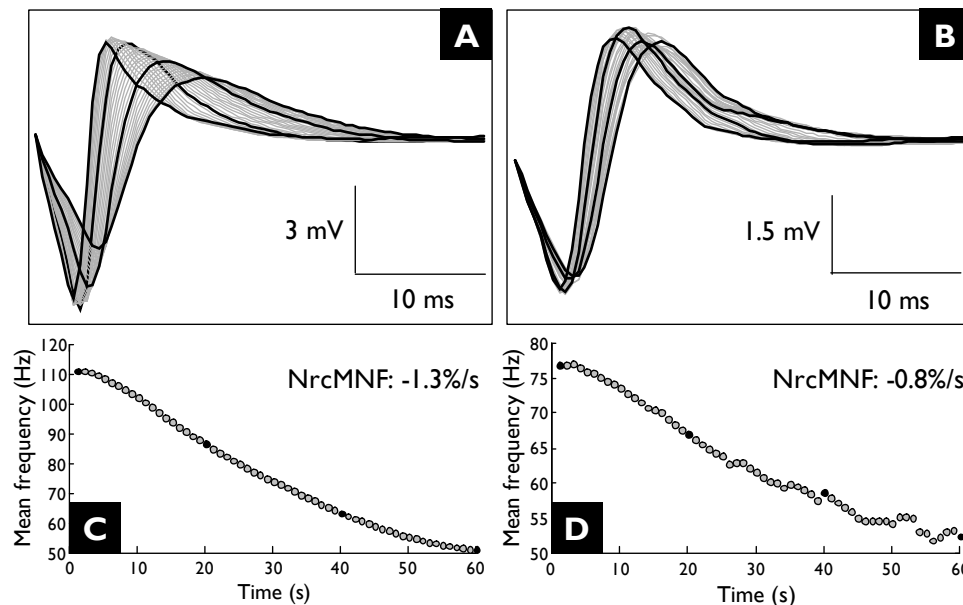
I valori di velocità di conduzione delle fibre muscolari di vasto laterale e mediale sono risultati significativamente superiori rispetto ai valori del tibiale anteriore (rispettivamente,  $p < 0.001$  e  $p < 0.05$ ) nei soggetti di controllo, mentre nei pazienti non sono state osservate differenze significative tra i tre muscoli.

Sono mostrati in Figura esempi di decorso temporale di onde M (per 60 s di stimolazione) acquisite dal muscolo vasto mediale di un soggetto sano di controllo (sezione A) e di un paziente (sezione B).

Sono evidenti nel soggetto di controllo un allargamento e un decremento di ampiezza del

greater (respectively,  $p < 0.001$  and  $p < 0.05$ ) than those of the tibialis anterior in the control subjects, whereas no significant differences among the muscle fiber conduction velocity estimates of the three muscles were observed in the patients.

The Figure shows examples of M-wave time evolution (over 60 s of stimulation) for the vastus medialis muscle of one control subject (panel A) and one patient (panel B). Widening of the signal and decrease in amplitude during the contraction is evident in the control subject, whereas smaller scaling in time and amplitude is evident in the patient. Accordingly, the normalized rate of change of mean frequency was greater (in absolute value)



Esempi di decorso temporale di onde M (per 60 s di stimolazione) acquisite dal muscolo vasto mediale di un soggetto sano di controllo (A) e di un paziente (B) di pari età e sesso. Ogni curva rappresenta la media delle 20 onde M acquisite (ogni 2 s) durante 1 s di stimolazione. Sono evidenziate in nero la prima, la ventesima, la quarantesima e l'ultima onda M acquisita. C-D: decorso temporale (per 60 s di stimolazione) della frequenza media dello spettro di potenza del segnale EMG per i due soggetti delle sezioni A-B: è riportato per entrambi i soggetti il tasso di variazione della frequenza media dello spettro di potenza, normalizzato rispetto al valore iniziale (NrcMNF). Sono evidenziati in nero i valori di frequenza media ottenuti per la prima, la ventesima, la quarantesima e l'ultima onda M acquisita.

Examples of M-wave time evolution (over 60 s of stimulation) for the vastus medialis muscle of one healthy control (A) and one patient (B) of the same gender and age. Each curve is the average of the 20 responses obtained during one second. Curves are two seconds apart. The first, twentieth, fortieth, and last (averaged) M-waves are reported in black colour. C-D: time course of the mean frequency of the power spectrum throughout the 60-s long contraction for the two subjects of panels A-B: normalized rate of change of mean frequency (NrcMNF) is reported. Black circles indicate the value of mean frequency estimated for the first, twentieth, fortieth, and last (averaged) M-waves.



segnale durante il corso della contrazione. Al contrario, sono risultate evidenti nel paziente 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 del segnale EMG è risultato maggiore (in valore assoluto) nel soggetto di controllo (sezione C:  $-1.3\%/s$ ) rispetto al paziente (sezione D:  $-0.8\%/s$ ).

In linea con questo confronto tra i due soggetti, il tasso di variazione della frequenza media dello spettro di potenza è risultato significativamente ridotto nei pazienti rispetto ai controlli: la differenza media tra i due gruppi è risultata pari al 37% per il vasto laterale, 22% per il vasto mediale, 38.6% per il tibiale anteriore.

Le differenze osservate tra pazienti e controlli in velocità di conduzione delle fibre muscolari e manifestazioni mioelettriche di fatica possono essere in rapporto alla preferenziale alterazione e/o atrofia indotta dai glucocorticoidi a carico delle fibre muscolari veloci. Infatti, la velocità di conduzione delle fibre muscolari e le manifestazioni mioelettriche di fatica risultano tanto minori quanto maggiore risulti l'alterazione funzionale e/o quanto minori risultino il numero e il diametro delle fibre muscolari di tipo 2, veloci e affaticabili.

In conclusione, la velocità di conduzione delle fibre muscolari è un indicatore sensibile di miopatia steroidea, adatto ad essere utilizzato in combinazione con i test elettrodiagnostici standard per l'identificazione precoce di forme pre-cliniche di miopatia steroidea, che precedano la comparsa di debolezza e atrofia muscolare severa, e per il monitoraggio longitudinale della regressione del processo miopatico a seguito di terapia.

*in the control subject (panel C:  $-1.3\%/s$ ) with respect to the patient (panel D:  $-0.8\%/s$ ).*

*Similarly to this comparison, significant differences between patients and controls were observed for all the three muscles: the mean relative difference between patients and controls in the normalized rate of change of mean frequency was 37.0% for vastus lateralis, 22.0% for vastus medialis, and 38.6% for tibialis anterior.*

*The differences in muscle fiber conduction velocity and myoelectric manifestations of fatigue we observed between the two groups can be accounted for by the glucocorticoid-induced preferential impairment and/or atrophy of fast fibers. In fact, the higher is the functional impairment and/or the lower are the number and diameter (that is, the higher is the degree of atrophy) of fast, fatigable (type 2) muscle fibers, the lower are the muscle fiber conduction velocity and myoelectric manifestations of fatigue.*

*In conclusion, muscle fiber conduction slowing is a sensitive marker of steroid myopathy which is suitable to be used in combination with standard electrodiagnostic tests for identifying early signs of myopathy before appearance of severe weakness and atrophy and for monitoring the restoration of a normal muscle function after treatment.*

## **Relazione spaziale tra i punti di trigger miofasciali e la zona di innervazione nel trapezio medio**

## ***The spatial relationship between myofascial trigger points and the innervation zone in mid-trapezius***

M. Barbero, C. Cescon, F. Coutts, R. Gatti, F. Macmillan, R. Merletti

I punti di trigger miofasciali (MTrP) sono definiti come zone molto localizzate e iper-irritabili situate in una fascia delle fibre muscolari scheletriche di diversa palpabile consistenza. Sebbene l'origine dei punti di trigger non sia chiara, studi elettro-fisiologici hanno indicato che la presenza di MTrP è spesso associata ad un'attività elettrica anormale intorno alla zona di innervazione (IZ). Questo fenomeno è stato descritto come rumore di giunzione neuromuscolare causato da un (presunto) eccessivo rilascio di acetilcolina e costituisce, insieme alla sensibilizzazione delle fibre nervose, la base per la fisiopatologia dei MTrPs. Per questo motivo si pensa che la zona dolente dei MTrP sia sovrapposta alla IZ. Lo scopo di questo lavoro è stato di descrivere la relazione spaziale tra MTrPs e IZ nel trapezio medio.

Venticinque pazienti con dolore al collo e MTrPs attivi e 14 soggetti sani con MTrPs latenti sono stati arruolati presso l'ospedale San Raffaele di Milano. Un fisioterapista ha esaminato i trapezi dei soggetti per confermare la presenza di MTrPs e per marcare la loro posizione esatta. Successivamente, un operatore ha tracciato sul trapezio medio di ogni soggetto un sistema di riferimento per identificare la posizione dei MTrPs. I segnali EMG sono stati registrati durante una contrazione isometrica al 20% della massima contrazione volontaria (MVC), utilizzando una schiera 2D di elettrodi (13 righe x 5 colonne). Il test t di Student è stato utilizzato per valutare se la distanza tra IZ e MTrPs fosse significativamente diversa da zero e per valutare le differenze tra MTrPs attivi e latenti.

La distanza media tra MTrPs attivi o latenti e IZ è risultata di circa 10 mm (significativamente diversa da zero,  $p < 0.001$ ) con la IZ più laterale rispetto ai MTrPs.

*Myofascial trigger points (MTrP) have been defined as highly localized and hyperirritable spots located in a palpable taut band of skeletal muscle fibers. Although the aetiology of trigger points is not clearly understood, electro-physiological studies indicated that an abnormal electrical activity around the innervation zone (IZ) is more prevalent in MTrP cases. This phenomenon has been described as endplate noise due to an (assumed) excessive release of acetylcholine and, together with nerve fibers sensitization, constitutes the basis for MTrPs pathophysiology. Thus the MTrP spot tenderness is suggested to overlap the IZ. The purpose of this work was to describe the spatial relationship between MTrPs and IZs in the mid-trapezius.*

*Twenty-five patients with neck pain and active MTrPs together with 14 healthy subjects with latent MTrPs were enrolled at the San Raffaele Hospital of Milan. A physiotherapist examined the enrolled subject's trapezius to confirm the presence of MTrPs and to mark their exact location. Subsequently, an operator traced a reference system on each subject's mid-trapezius to identify the MTrPs location. sEMG signals were recorded during an isometric contraction at 20% maximal voluntary contraction (MVC) using a 2D electrode array (13 rows x 5 columns). Student t-test was used to evaluate if the distance between IZs and MTrPs was significantly different from zero and to evaluate differences between active and latent MTrPs.*

*The mean distance between MTrP and IZ was about 10 mm for both active and passive MTrPs (significantly different from zero,  $p < 0.001$ ) with the IZs located more laterally with respect to the MTrPs.*

## **Il progetto LISiN-SUISM**

M. Gazzoni, R. Merletti, A. Rainoldi

Come descritto nell'Annual Report 2007, la Compagnia di San Paolo ha finanziato un progetto bilaterale per supportare il trasferimento di conoscenza e tecnologia tra il LISiN e il Centro Ricerche della Scuola di Scienze Motorie (SUISM) dell'Università di Torino.

Il progetto aveva tre obiettivi principali: a) la preparazione di un atlante delle zone di innervazione dei muscoli; b) uno strumento didattico basato sul Web relativo a tecniche ed applicazioni dell'EMG di superficie accessibile a studenti e professionisti del settore; c) lo sviluppo congiunto di progetti di ricerca nell'ambito delle scienze motorie e dello sport focalizzati sullo studio di fatica, forza, equilibrio, postura e analisi del movimento.

L'atlante delle zone di innervazione è stato completato. Sono stati studiati per 40 soggetti 12 muscoli del tronco e delle braccia e, per ogni muscolo, è stata identificata la posizione delle zone di innervazione. È stata osservata un'alta uniformità inter-soggetto nella posizione delle zone di innervazione. Di conseguenza, l'atlante fornisce una guida di validità generale per un appropriato posizionamento di sistemi di prelievo bipolari sulla base di reperi anatomici. Un testo introduttivo all'atlante, focalizzato sui concetti di base di elettrofisiologia ed elettromiografia di superficie, è in via di completamento.

## **LISiN-SUISM Project**

*As described in the 2007 Annual Report, a grant was provided by Compagnia di San Paolo to fund a bilateral project to support the knowledge and technology transfer between LISiN and the Research Center at the School of Motor and Sport Sciences (SUISM) of the University of Torino.*

*The project was focused on three main objectives: a) the preparation of an Atlas of innervation zones of muscles; b) a Web-based teaching tool about surface EMG techniques and applications accessible to students and professionals of the field; c) the development of joint research projects in sport and motor sciences focused on the study of fatigue, force, balance, posture, and motion tracking.*

*The Atlas of the innervation zones of muscles has been completed. 12 muscles of the upper body have been studied on 40 subjects and for each muscle the location of the innervation zones has been identified. High inter-subject uniformity for the innervation zone location has been observed. As a consequence, the atlas provides a general guide for a proper placement of a bipolar detection system on the basis of anatomical landmarks. An introductory text to the Atlas focused on the basic aspects of electrophysiology and surface electromyography is being completed.*

Lo strumento didattico su tecniche ed applicazioni dell'EMG di superficie, sviluppato con l'azienda e-Mentor, consiste attualmente in un insieme di animazioni e demo interattive con lo scopo di introdurre, in modo semplice, concetti di base di biomeccanica, elaborazione del segnale, elettrofisiologia ed elettromiografia. Sono in fase di sviluppo nuove animazioni insieme al testo delle lezioni. Una prima versione dello strumento didattico sarà disponibile on line nella prima metà del 2011.

Per quanto riguarda il trasferimento di conoscenza e tecnologia, sono stati condotti diversi progetti di ricerca nell'ambito di tesi magistrali, specialistiche e di dottorato.

Due studenti SUISM candidati al dottorato in "Sciences et Techniques en Activités Physiques et Sportives" presso l' "Université de Picardie Jules Verne" (Amiens, France) hanno completato nel 2010 il PhD con due tesi dal titolo "Postural balance and neuromuscular response characterization in elderly people: effects of long term physical activity and sedentary condition in fall prevention" and "Stabilometric measures and tests. Repeatability of available parameters and assessment of variations among young healthy and multiple sclerosis subjects".

Sono state completate tre tesi specialistiche (due in Scienze Motorie e una in Ingegneria Biomedica) sull'analisi (tramite EMG e misure di forza) del recupero dei muscoli coinvolti nella ricostruzione del legamento crociato anteriore del ginocchio. In un'altra tesi specialistica si è trattata la valutazione ergonomica di un compito ripetitivo tramite lo studio dell'attività EMG dei muscoli estensori e flessori del polso. In una tesi magistrale si è condotto uno studio pilota per verificare la possibilità di utilizzare sistemi inerziali per l'analisi del movimento umano nello studio di diverse tecniche nel Judo.

Al termine del primo anno di finanziamento

*The Web-based teaching tool about surface EMG techniques and applications, developed with the company e-Mentor, currently consists of a number of animations and interactive demos aimed to introduce the basic concepts of biomechanics, signal processing, electrophysiology, and electromyography in a simple way. Other animations and the text of the lessons are currently being completed. A first version of the Web-based teaching tool will be available online in the first half of 2011.*

*As for the transfer of knowledge and technology, a number of research projects have been carried out as part of bachelor, master, and PhD theses.*

*Two SUISM candidates for the doctoral degree in "Sciences et Techniques en Activités Physiques et Sportives" at the "Université de Picardie Jules Verne" (Amiens, France) completed in 2010 their PhD theses with the following titles: "Postural balance and neuromuscular responses characterization in elderly people: effects of long term physical activity and sedentary condition in fall prevention" and "Stabilometric measures and tests. Repeatability of available parameters and assessment of variations among young healthy and multiple sclerosis subjects".*

*Three master theses (two in Motor Sciences and one in Biomedical Engineering) have been conducted on the analysis of the recovery (by means of EMG and force measurements) of the muscles involved in the reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee. Another master thesis has been conducted on the ergonomic evaluation of a repetitive task by means of the evaluation of the EMG activity of wrist flexors and extensors. A bachelor thesis has been carried out as a pilot study to verify the possibility of applying inertial systems for human movement analysis in the study of different techniques in Judo.*

*At the end of the first year of the MAC (Mo-*

del CSP alla SUIISM, il progetto MAC (Motor Activity Certification) ha visto la realizzazione del touch wall interattivo che permetterà la valutazione di alcune capacità motorie e cognitive in un vasto gruppo di soggetti. Il LISiN partecipa al progetto MAC, inteso come banco di prova delle tecnologie innovative progettate e realizzate presso il laboratorio.

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

R. Merletti, M.A. Minetto

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

Nel corso dell'anno sono stati organizzati otto corsi e seminari e sono state tenute 12 lezioni su invito a congressi e corsi internazionali e nazionali.

Inoltre, 29 ricercatori e visitatori sono stati ospiti del LISiN e hanno lavorato su progetti congiunti.

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

Le pubblicazioni scientifiche sono elencate a pagina 66.

*tor Ability Certification) project funded by CSP to SUIISM, an interactive touch wall has been developed; it will allow the evaluation of some motor and cognitive abilities of a wide group of subjects. LISiN participates to the MAC project that can be seen as a test-bed of some of the innovative techniques designed and developed by the laboratory.*

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

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

*In the course of the year eight courses and seminars have been organized and 12 invited lectures have been given.*

*Moreover, 29 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.*

*Scientific publications are listed at page 66.*

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

### ***Invited lectures to international congresses and courses***

*delivered by Prof. R. Merletti*

1. "Capita selecta W. Duquet – Seminars", Int. Akademie Physiotherapie "Thim van der Laan", Landquart, Switzerland, February 18, 2010.
2. Spinal involvement and muscle cramps in electrically-elicited muscle contractions. "10th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation and 15th Annual Conference of the International FES Society", Vienna, Austria, September 8 - 12, 2010.
3. Recent advances in two-dimensional EMG. Dept. of Bioengineering, Imperial College London. London, United Kingdom, October 21, 2010.
4. Recent advances in surface electromyography. "CBEB XXII Congresso Brasileiro Engenharia Biomédica", Tiradentes, Brasil, November 21 - 25, 2010.
5. Tecnologia per la prevenzione di patologie occupazionali del sistema neuromuscolare e associate al parto. "Conference: cure sostenibili, tecnologia sostenibile: una prospettiva comune", SUPSI, Manno, Switzerland, October 13, 2010.

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

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

*delivered by Prof. R. Merletti*

6. EMG dello sfintere anale. "8° Corso di rieducazione non strumentale del perineo", AOU San Luigi Gonzaga, Orbassano, Italy, February 22-23, 2010.
7. L'elettromiografia dello sfintere anale esterno per ridurre i rischi di incontinenza da episiotomia. "12° Congresso Nazionale AGEO", Sorrento, Italy, April 15-17, 2010.
8. Applicazioni di EMG di superficie in ergonomia. "Safety & Quality Forum 2010", Roma, Italy, May 27-29, 2010.
9. Myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue. "Satellite XII ICNMD Muscle fatigue in neuromuscular disorders", Pisa, Italy, July 23, 2010.
10. Lezione Magistrale: Elettromiografia di superficie, applicazioni in ergonomia. "IX Congresso Nazionale della Società Italiana di Medicina del Movimento", Roma, Italy, October 28, 2010.



11. EMG di superficie. "XXX Corso teorico pratico di cultura in elettromiografia e neurofisiologia clinica", Abano Terme, Italy, October 1-10, 2010.

delivered by Dr. Gazzoni

12. EMG di superficie per l'analisi delle strategie di movimento. "Workshop: Neuroriabilitazione e terapie robot-assistite nell'arto superiore", Fondazione Salvatore Maugeri - IRCCS, Istituto Scientifico di Castel Goffredo, Castel Goffredo (MN), November 26, 2010.

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

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

1. Merletti R, McGill K, Zazula D, Vieira TMM, Minetto MA, Holobar A, Marateb H. "Workshop: The investigation of the neuromuscular system through intramuscular and surface electromyography", LISiN - Politecnico di Torino, February 1, 2010.
2. Cattrysse E. "Arthrokinematics in Rehabilitation and Manual Therapy: an example on the cervical spine", LISiN - Politecnico di Torino, May 11, 2010.
3. Infantosi A. "Applying signal and image processing techniques to medical and biological data", LISiN - Politecnico di Torino, June 9, 2010.
4. Vieira TMM. "Individual muscle units are spatially localized in the human medial gastrocnemius muscle", LISiN - Politecnico di Torino, June 9, 2010.
5. Merletti R, Vieira TMM, Catunda J. "Hands-on course on surface EMG: understanding the activation of skeletal muscles with surface electromyography", Centro de Tecnologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brazil, November 16-19, 2010.
6. Merletti R, Cescon C, Vieira TMM, Barbero M. "Hands-on course on surface EMG", SUPSI, Manno, Switzerland, November 26 - 27, 2010.
7. Merletti R, Rymer Z, Minetto MA, Gazzoni M. Workshop "Neuromuscular and rehabilitation engineering in Chicago and Torino: an overview for new synergies", LISiN - Politecnico di Torino, Torino, Italy, October 8, 2010.
8. Merletti R. "Elettromiografia non invasiva ad alta densità: una nuova tecnica di imaging", Università di Chieti, Chieti, Italy, September 23, 2010.



## Ricercatori stranieri e Visitatori

## Visiting Scientists

1. Arabadzhiev Todor: Bulgarian Academy of Science, Centre of Biomedical Engineering, Sofia, Bulgaria.
2. Barbero Giovanni: Politecnico di Torino, Dipartimento di Fisica, Torino, Italy.
3. Barbero Marco: Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana, Manno, Switzerland.
4. Battula Tharun: Indian Institute of Technology, Department of Electrical Engineering, Kharagpur, India.
5. Cattrysse Erik: Vrije Universiteit Brussel, Faculty of Medicine and Pharmacology, Faculty of Physical Education and Physiotherapy, Department of Experimental Anatomy, Brussels, Belgium.
6. Deak Gratiela: Technical University of Cluj-Napoca, Faculty of Automation and Computer Science, Department of Automation, Cluj-Napoca, Cluj, Romania.
7. Drusany-Starič Kristina: University Medical Centre Ljubljana, Ljubljana, Slovenia.
8. Estrada Petrocelli Luis: Universidad Latina de Panamá, Facultad de Ciencias de la Salud "Dr. William C. Gorgas", Panamá, Panamá.
9. Farley Fiona: Queen Margaret University, Health Sciences, Musselburgh, United Kingdom.
10. Ferraro Nicola: Portale dell'Ordine dei Medici Chirurghi e degli Odontoiatri della Provincia di Torino: <http://www.torinomeditica.com>. Torino, Italy.
11. Holobar Aleš: University of Maribor, Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, Maribor, Slovenia.
12. Hodson-Tole Emma: Manchester Metropolitan University, Institute for Biophysical and Clinical Research into Human Movement, Manchester, United Kingdom.
13. Infantosi Fernando: Federal University of Rio de Janeiro, Biomedical Engineering Program, Rio de Janeiro, Brazil.
14. Ionescu Anca-Luiza: University Politehnica of Bucharest, Faculty of Applied Sciences, Romania, Italy.
15. Man Sergiu Ionut: Technical University of Cluj-Napoca, Faculty of Automation and Computer Science, Department of Automation, Cluj-Napoca, Cluj, Romania.

16. Martsidis Kostantinos: University of Cagliari, Cagliari, Italy.
17. Masucci Armando: Ente Bilaterale Industria Sanità Sicurezza Ambiente Lavoro Trasporti (E.B.I.S.S.A.L.T.), Roma, Italy.
18. McGill Kevin: Veterans Affairs Palo Alto Health Care System, Palo Alto, California, USA.
19. McNaught Andrew: University of Cape Town, South Africa.
20. Navallas Javier: Public University of Navarra, Department of Electrical and Electronics Engineering, Pamplona, Navarra, Spain.
21. Raimondi Elisa: Azienda Ospedaliera "Sant'Anna" di Como-Cantù, Italy.
22. Rainoldi Alberto: Motor Science Research Center, SUISM, Università di Torino, Torino, Italy.
23. Ravenni Roberta: Ospedale Civile "Santa Maria della Misericordia", Dipartimento di Neuroscienze, Divisione di Neurologia, Rovigo, Italy.
24. Rymer William Zev: Northwestern University, Chicago, USA.
25. Ritzel Cintia Helena: Federal University of Rio Grande do Sul Ramiro Barcelos, School of Medicine, Department of Traumatologic-Orthopedic Surgery, Porto Alegre, Brasil.
26. Riva Diego: Azienda Ospedaliera "Sant'Anna" di Como-Cantù, Italy.
27. Williams Martin: Bitron industrie S.p.A., Grugliasco, Italy.
28. Začesta Vita: Department of Obstetrics and Gynecology, Riga Stradins University, Riga, Latvia.
29. Zazula Damian: University of Maribor, Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, 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. LISiN's staff. "La Notte dei Ricercatori 5° edizione: esperimenti, informazione, interazione ed esperienze scientifiche con gli atenei e i principali enti scientifici piemontesi", Torino, Italy, September 24, 2010.
2. Partecipazione del Prof. Merletti alla trasmissione radiofonica "il giardino di Albert", su: "Lo sviluppo della tecnologia sanitaria. Quanto, in che modo e fin dove è sostenibile?" di Clara Caverzasio Tanzi. Radiotelevisione Svizzera, RSI Rete Due, October 31, 2010.
3. Intervista per Torinomedica.com: "Il sistema neuromuscolare di scena al Politecnico". Servizio di Nicola Ferraro. <http://www.torinomedica.com>. February 9, 2010.
4. D'Antona G, Minetto MA. Elettrostimolazione neuromuscolare. Seconda parte: tecniche, parametri, protocolli. *Scienza&Sport* 5/2010:16-22.
5. Oprandi G, Minetto MA. Il tendine d'Achille. Prima parte: anatomia e valutazione funzionale. *Scienza&Sport* 5/2010:82-87.
6. Oprandi G, Minetto MA. Il tendine d'Achille. Seconda parte: patologia e riabilitazione. *Scienza&Sport* 6/2010:78-83.
7. D'Antona G, Minetto MA. I crampi muscolari. *Scienza&Sport* 8/2010:22-25.

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

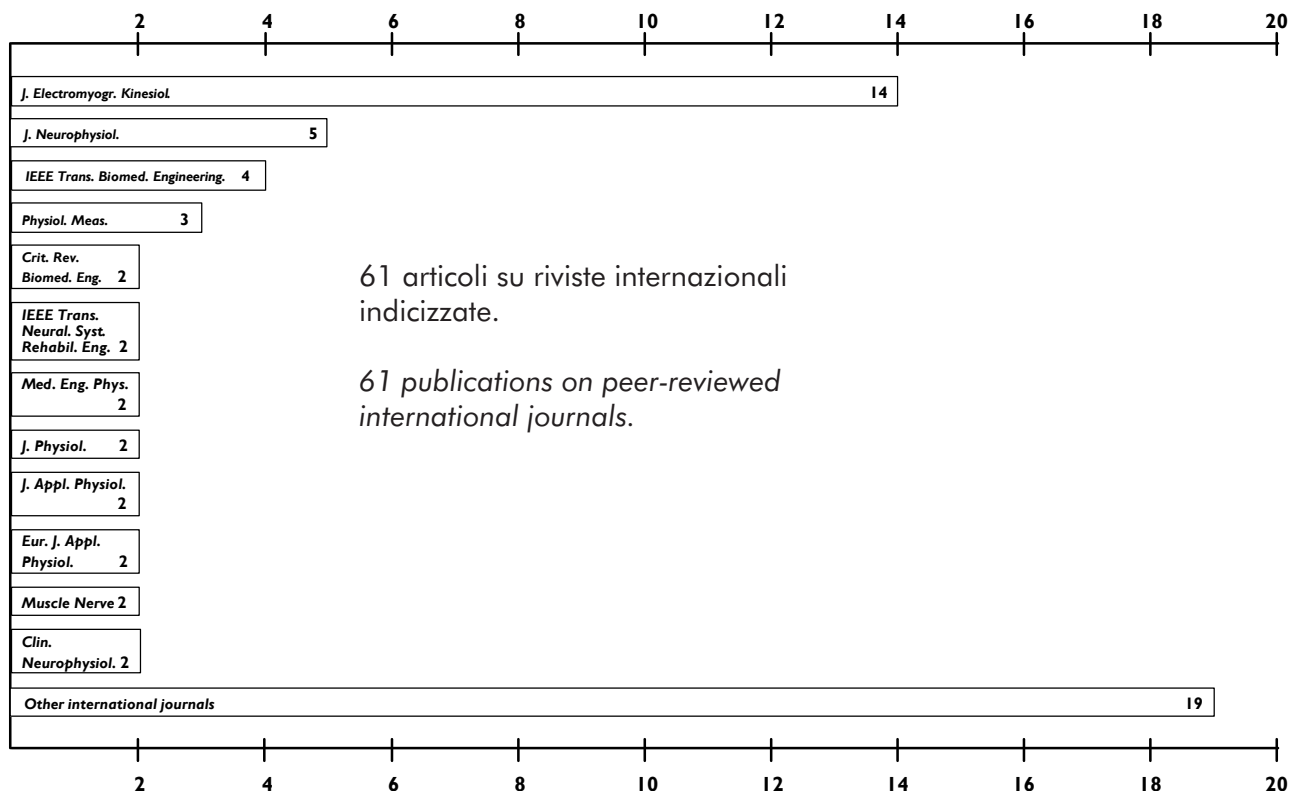
#### ***The following articles concerning LISiN appeared on Newspapers***

1. "Un workshop internazionale, Impulsi elettrici neuromuscolari. Si fa il punto sugli ultimi studi". Torino Sette, La Stampa, 27 gennaio 2010.

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI A  
CONGRESSI (DAL 2008)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2008)**

**Publicazioni su riviste internazionali (2008 – 2010)**  
*Publications on international journals (2008 – 2010)*



Distribuzione delle pubblicazioni del LISiN in riviste internazionali indicizzate (2008-2010)  
*Distribution of LISiN publications in peer-reviewed journals (2008-2010)*

1. Alexe-Ionescu AL, Barbero G, Freire FC, Merletti R. Effect of composition on the dielectric properties of hydrogels for biomedical applications. *Physiol. Meas.* 2010;31:S169-182.
2. Alexe-Ionescu AL, Barbero G, Merletti R. Electrode potential and selective ionic adsorption. *Physics Letters* 2009;37:1791-1795.
3. Botter A, Lanfranco F, Merletti R, Minetto MA. Myoelectric fatigue profiles of three knee extensor muscles. *Int. J. Sports Med.* 2009;30:408-417.
4. 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.
5. Carotti ES, De Martin JC, Merletti R, Farina D. Compression of multidimensional biomedical signals with spatial and temporal codebook-excited linear prediction. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2009;56:2604-2610.
6. 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.
7. 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.
8. Cescon C, Gazzoni M. Short term bed-rest reduces conduction velocity of individual motor units in leg muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2010;20:860-867.
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, Mesin L, Nowakowski M, Merletti R. Geometry assessment of anal sphincter muscle based on monopolar multichannel surface EMG signals. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2011;21:394-401.
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.* 2010;29:449-457.

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, Holobar A, Merletti R, Enoka RM. Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram. *Clin. Neurophysiol.* 2010;121:1616-1623.
17. 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.
18. 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.
19. Gazzoni M. Multichannel surface electromyography in ergonomics: potentialities and limits. *Hum. Factors Ergon. Manuf.* 2010;20:255-271.
20. Holobar A, Farina D, Gazzoni M, Merletti R, Zazula D. Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface electromyogram. *Clin. Neurophysiol.* 2009;120:551-562.
21. Holobar A, Minetto MA, Botter A, Negro F, Farina D. Experimental analysis of accuracy in the identification of motor unit spike trains from high-density surface EMG. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* 2010;18:221-229.
22. Marateb HR, McGill KC. Resolving superimposed MUAPs using particle swarm optimization. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2009;56:916-919.
23. McGill KC, Marateb HR. Rigorous a-posteriori assessment of accuracy in EMG decomposition. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* 2011;19:54-63.
24. Melchiorri G, Rainoldi A. Mechanical and myoelectric manifestations of fatigue in subjects with anorexia nervosa. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008;18:291-297.
25. 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.
26. Merletti R. Spectral variables do not necessarily reflect histological types of recruited motor units. *J. Appl. Physiol.* 2008;105:1679-1680.
27. Merletti R. The electrode-skin interface and optimal detection of bioelectric signals. *Physiol. Meas.* 2010;31:3.



28. Merletti R, Avenaggiato M, Botter A, Holobar A, Marateb HR, Vieira TMM. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 2010;38:305-345.
29. Merletti R, Botter A, Cescon C, Minetto MA, Vieira TMM. Advances in surface EMG: recent progress in clinical research applications. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 2010;38:347-379.
30. 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.
31. Merletti R, Holobar A, Farina D. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008;18:879-890.
32. Merletti R, Farina D. Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philos. Transact. A Math. Phys. Eng. Sci.* 2009;367:357-368.
33. Mesin L. Simulation of surface EMG signals for a multilayer volume conductor with a superficial bone or blood vessel. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2008;55:1647-1657.
34. Mesin L, Cescon C, Gazzoni M, Merletti R, Rainoldi A. A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19:851-863.
35. Mesin L, Gazzoni M, Merletti R. Automatic localisation of innervation zones: a simulation study of the external anal sphincter. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19(6):e413-421.
36. Mesin L, Gervasio R. Detection volume of simulated electrode systems for recording sphincter muscle electromyogram. *Med. Eng. Phys.* 2008;30:896-904.
37. Mesin L, Merletti R. Distribution of electrical stimulation current in a planar multilayer anisotropic tissue. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2008;55:660-670.
38. Mesin L, Merletti R, Rainoldi A. Surface EMG: The issue of electrode location. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19:719-726.
39. Mesin L, Merlo E, Merletti R, Orizio C. Investigation of motor unit recruitment during stimulated contractions of tibialis anterior muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2010;20:580-589.
40. 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.
41. Minetto MA, Botter A. Elicitability of muscle cramps in different leg and foot muscles. *Muscle Nerve* 2009;40:535-544.

42. 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.
43. Minetto MA, Botter A, Lanfranco F, Baldi M, Ghigo E, Arvat E. Muscle fiber conduction slowing and decreased levels of circulating muscle proteins after short-term dexamethasone administration in healthy subjects. *J. Clin. Endocrinol. Metab.* 2010;9:1663-1671.
44. 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.
45. 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.
46. 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.
47. 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.
48. 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.
49. Oliveira LF, Vieira TMM, 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.
50. Piitulainen H, Botter A, Merletti R, Avela J. Muscle fiber conduction velocity is more affected after eccentric than concentric exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2011;111:261-273.
51. Piitulainen H, Holobar A, Avela J. Changes in motor unit characteristics after eccentric elbow flexor exercise. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 2010 Oct 25 [Epub ahead of print].
52. Rainoldi A, Falla D, Mellor R, Bennell K, Hodges P. Myoelectric manifestations of fatigue in vastus lateralis, medialis obliquus and medialis longus muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008;18:1032-1037.
53. Rainoldi A, Gazzoni M, Casale R. Surface EMG signal alterations in Carpal Tunnel syndrome: a pilot study. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2008;103:233-242.
54. Rainoldi A, Gazzoni M, Melchiorri G. Differences in myoelectric manifestations of fatigue in sprinters and long distance runners. *Physiol. Meas.* 2008;29:331-340.
55. Rainoldi A, Gazzoni M, Merletti R, Minetto MA. Mechanical, electromyographical and biochemical variables after a fatiguing task in endurance and power-trained athletes. *J. Sports Sci.* 2008;26:321-331.

56. 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.
57. Vieira TMM, Loram ID, Muceli S, Merletti R, Farina D. Postural activation of the human medial gastrocnemius muscle: are the muscle units spatially localised? *J. Physiol.* 2011;589:431-443.
58. Vieira TMM, Merletti R, Mesin L. Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. *J. Biomech.* 2010;43:2149-2158.
59. Vieira TMM, de Oliveira LF, Nadal J. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19:e513-519.
60. Vieira TMM, Oliveira LF, Nadal J. Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. *Braz. J. Med. Biol. Res.* 2009;42:665-673.
61. 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.* 2010;108:85-97.

### **Libri e capitoli di libri (2008 – 2010)**

### ***Books and chapters in books (2008 – 2010)***

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. 2010, pp. 43-50.

### **Presentazioni a congressi internazionali e nazionali (2008 – 2010)**

### ***Presentations at national and international congresses (2008 – 2010)***

1. Aventaggiato M, Alexe-Ionescu AL, Barbero G, Merletti R. Circuitual description of dense conductive hydro solution cells. "Secondo Congresso Nazionale di Bioingegneria", Torino, Italy, July 8–10, 2010.
2. 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.
3. Bonfiglioli R, Botter A, Calabrese M, Camagni A, Mussoni P, Violante FS, Merletti R. Applications of surface electromyography in the evaluation of workers employed in manual repetitive jobs and affected by Carpal Tunnel Syndrome. "Xth Quantitative EMG Conference", Venice, Italy, May 8–10, 2009.

4. Botter A, Merletti R. A new method for the reduction of power line interference from multichannel bioelectric recordings. "Secondo Congresso Nazionale di Bioingegneria", Torino, Italy, July 8–10, 2010.
5. 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.
6. Cescon C, Baessler K, Drusany K, Raimondi E, Riva D, Marongiu D, Martsidis K, Rezeberga D, Zacesta V, Merletti R. Evaluation of child delivery trauma on the external anal sphincter muscle by means of surface electromyography (preliminary results of a multicenter study). "7th International Pelvic Floor Dysfunction Society World Congress and FIGO task force meeting", Palermo, Italy, May 10–12, 2010.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. Cescon C, Merletti R. Design and development of a disposable rectal probe for high density multi-channel surface EMG of the external anal sphincter muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
12. Cescon C, Mesin L, Nowakowski M, Merletti R. Investigation of monopolar multi-channel surface EMG of the external anal sphincter muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
13. D'Antona G, Borina E, Minetto MA, Pellegrino MA, Caliaro F, Bellinzona E, Gondin J, Bottinelli R. Structural, functional and proteomic analysis of human skeletal muscle following electrical stimulation strength training. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.

14. 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.
15. Formicola D, Gazzoni M, Pizzigalli L, Filippini A, Ivaldi M, Boccia G, Riba A, Rainoldi A. Neuromechanical characterization of two different techniques of rock climbing. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
16. 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.
17. Glaser V, Holobar A, Zazula D. CKC validation on shorter surface EMG. "Nineteen International Electrotechnical and Computer Science Conference ERK 2010", Portoroz, Slovenia, September 20–22, 2010.
18. 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.
19. Holobar A. Analysis of motor units with high-density surface EMG: possibilities and limitations. "Xth Quantitative EMG Conference", Venice, Italy, May 8–10, 2009.
20. Holobar A. Decomposition of surface EMG: data models, algorithms and limitations. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
21. 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.
22. 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", Bornova, Izmir, Turkey, May 11–15, 2009.
23. Holobar A, Minetto MA, Botter A, Negro F, Farina D. Comparison of direct and indirect measures of accuracy in the identification of motor unit firing patterns from EMG. "Eighteen International Electrotechnical and Computer Science Conference ERK 2009", Portoroz, Slovenia, September 21–23, 2009.

24. 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. Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol Soc. 2008;2008:4668-4671
25. Holobar A, Zazula D. Gradient-based decomposition of surface electromyograms. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
26. 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.
27. Hudson-Tole E, Loram ID, Vieira TMM. Localized activation and shortening in the human medial gastrocnemius muscle. "Annual Conference of the Physiological Society: Physiology 2010", Manchester, UK, June 30, 2010.
28. Hudson-Tole E, Vieira TMM, Merletti R, Loram ID. Regional effects of passive joint rotation and voluntary activation on skeletal muscle architecture. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
29. Lanfranco F, Minetto MA, Botter A, Baldi M, Motta G, Ghigo E, Arvat E. Muscle fiber conduction slowing and decreased levels of circulating muscle proteins after short-term dexamethasone administration in healthy subjects. "12th European Congress of Endocrinology", Prague, Czech Republic, April 24–28, 2010.
30. Maffiuletti NA, Minetto MA. Electrical stimulation of the peripheral nervous system: some unresolved issues. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
31. Man S, Cescon C, Vieira TMM, Lazea G, Merletti R. The activation of different muscle compartments during finger flexion movements: a preliminary study. "Motor Control Conference VII – MCC2010", Varna, Bulgaria, September 24–27, 2010.
32. Marateb HR. Assessing the accuracy of EMG decomposition. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
33. 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.
34. 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.

35. Marateb HR, McGill KC, Lateva ZC, Holobar A, Merletti R. Validation of CKC surface EMG decomposition in a pennate muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
36. Marateb HR, Rojas-Martínez M, Mañanas Villanueva MA, Merletti R. Robust outlier detection in high-density surface electromyographic signals. "32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society", Buenos Aires, Argentina, August 31–September 4, 2010. Conf Proc IEEE Med Biol Soc 2010;1:4850-4853.
37. 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.
38. McGill KC, Marateb HR. Rigorous A-posteriori assessment of accuracy in EMG decomposition. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
39. McGill KC, Marateb HR, Lateva ZC, Merletti R. Surface distribution of MUAPs in a pennate muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
40. McNaught A, Cescon C, Vieira TMM, Lester J, Merletti R. Comparison of spatial filters for HD-SEMG single motor unit feedback. "Motor Control Conference VII – MCC2010", Varna, Bulgaria, September 24–27, 2010.
41. McNaught A, Cescon C, Vieira TMM, Lester J, Merletti R. Effect of feedback type and training on voluntary control of single motor units. "Motor Control Conference VII – MCC2010", Varna, Bulgaria, September 24–27, 2010.
42. 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.
43. 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.
44. 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.
45. 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.



46. 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.
47. 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.
48. 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.
49. 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.
50. 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, May 15–17, 2008.
51. 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.
52. 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", Bornova, Izmir, Turkey, May 11–15, 2009.
53. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Ravenni R, Farina D. Motor unit discharge properties during muscle cramps electrically-elicited after peripheral nerve block. "Motoneuron Meeting 2010: Towards Translational Research in Motoneurons", Paris, France, July 9–13, 2010.
54. Oprandi G, Botter A, Lanfranco F, Merletti R, Minetto MA. Atlas of the muscle motor points for lower limb muscles. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
55. Paoletti A, Baessler K, Cescon C, Drusany K, Martsidis K, Merletti R, Raimondi E, Rezeberga D, Riva D, Zaccosta V. Distribution of innervation zones of the external anal sphincter and changes after vaginal delivery: preliminary results of a multicenter study - TASI-2 (Technologies for Anal Sphincter Analysis and Incontinence). "Joint Annual Meeting of the International Continence Society (ICS) and International Urogynecological Association (IUGA)", Toronto, Canada, August 23–27, 2010.

56. Piitulainen H, Holobar A, Avela J. Changes in motor unit characteristics after eccentric elbow flexor exercise. "14th Annual Congress of the European College of Sport Science", Oslo, Norway, June 24–27, 2009.
57. Piitulainen H, Holobar A, Avela J. Changes in motor unit characteristics after eccentric elbow flexor exercise, "64th Annual Congress of the Japanese Society of Physical Fitness and Sports Medicine", Niigata, Japan, September 18–20, 2009.
58. 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.
59. 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.
60. 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.
61. 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.
62. Vieira TMM. How might differ EMG fluctuations of gastrocnemius muscles between quiet standing and voluntary isometric contractions? "Basic Mechanisms underlying balance control under static and dynamic conditions: Satellite Pre-Conference of the XIX Conference of the International Society for Posture & Gait Research", Pavia, June 19-20, 2009.
63. Vieira TMM, Botter A, Itiki C, Merletti R. Study of the compartmentalization of the human medial gastrocnemius with incremental M-wave: preliminary results. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
64. 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.
65. Vieira TMM, Lemos T, Merletti R, Farina D. Recruitment and discharge rate of motor units in the medial gastrocnemius muscle during postural sways. "Neuroscience 2009, 39th Annual Meeting of the Society for Neuroscience", Chicago, USA, October 17–21, 2009.

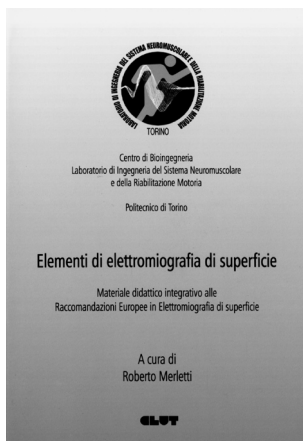
66. Vieira TMM, Loram ID, Muceli S, Merletti R, Farina D. Muscle fibers of individual motor units are spatially localized in the human medial gastrocnemius muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
67. Vieira TMM, Mastrangelo 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.
68. 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.
69. Vieira TMM, Merletti R, Farina D. Intermittent recruitment of motor units in the medial gastrocnemius muscle during quiet standing. "X Congresso Nazionale della Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Alghero, Italy, September 30–October 3, 2009.
70. 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.

## Libri pubblicati dal 1997 al 2010

## Books published from 1997 to 2010



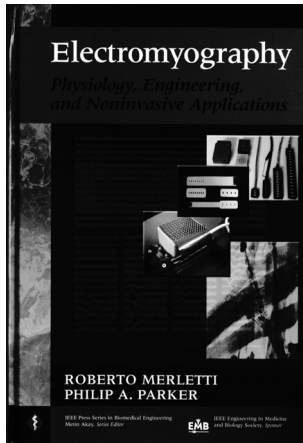
*SENIAM- Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie.*  
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. - 1999  
ISBN 90-75452-14-4



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

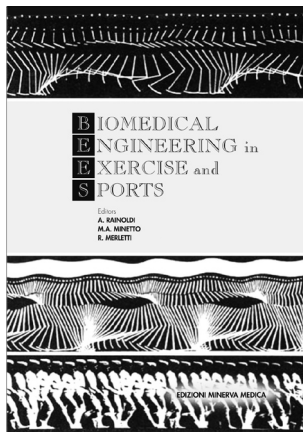


*Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW).* C.L.U.T. - 2004  
ISBN 88-7992-191-6



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

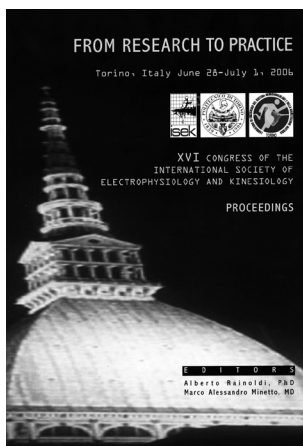
The textbook is aimed to graduate students in biomedical engineering, exercise physiology, and movement sciences.



*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.