

# RAPPORTO ANNUALE 2011



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

# ANNUAL REPORT 2011



**C**ome sponsor del LISiN, la Bitron Industrie non contribuisce soltanto a specifiche attività di ricerca ma mette la sua esperienza di produttore su larga scala a disposizione di questo centro di eccellenza per portarne sul mercato i prodotti.

Quale partner industriale di molte imprese multinazionali, con attività di ricerca trasversali su molte discipline, la Bitron ricerca continuamente ingegneri qualificati per le sue attività di sviluppo e ricerca. Questo non è sempre un obiettivo facile da raggiungere. Nonostante gli sforzi del "Bologna Process" verso la definizione di standard europei delle lauree in ingegneria, con un primo livello triennale, in grado di fornire solide conoscenze di base, e un secondo livello biennale di laurea specialistica (Master), volto a formare laureati specializzati, questa riforma, in Italia, non è sempre all'altezza delle aspettative.

L'approccio didattico basato sul problem-solving, comune a molte istituzioni accademiche di lingua inglese, non ha sostituito la formazione scolastica teorica in cui gli studenti sono raramente esposti a situazioni reali dove i dati sono spesso insufficienti e in cui non esistono componenti "ideali", nè sistemi privi di rumore, di tolleranze, incertezze, interferenze e approssimazioni, e dove i problemi hanno soluzioni multiple tra cui occorre saper scegliere la migliore per lo scopo prefissato. La maggior parte dei settori interdisciplinari, come la mecatronica, l'ingegneria biomedica o quella ambientale richiedono una base di conoscenza molto estesa insieme con la capacità di

**A**s a sponsor of LISiN, Bitron not only contributes to specific research activities, but also plans to put its expertise as a high-quality volume manufacturer to use in bringing products developed in this centre of excellence to market.

As a key industrial partner of many leading global companies, with growing research activities across many disciplines, we continually seek well-qualified engineers for our research and development activities. This is not always a simple task. Despite the efforts of the Bologna Process to establish common European standards for engineering degrees, with a three-year Bachelor degree to provide solid basic knowledge, and a two-year Master degree to train graduates to a higher level of specialization, in Italy this reform does not always live up to expectations.



The problem-solving approach, common in many English-speaking universities, has not yet replaced the theoretical education of students rarely exposed to real-life situations, where "ideal" components and "noiseless" and "interference-free" systems do not exist, where engineers have to deal with limited data, inaccuracies and approximations, where problems have multiple solutions and where decision-making criteria and common-sense are required to choose the most suitable solution for the problem at hand. Most interdisciplinary fields, such as mechatronics, biomedical or environment engineering require a wide knowledge-base associated with the ability to merge and exploit concepts and techniques from different scientific disciplines.

utilizzare concetti e tecniche propri di discipline diverse. La carenza di capacità progettuali nella maggior parte dei laureati costringe l'industria ad una ricerca molto laboriosa dei pochi laureati eccellenti, in competizione con le università e le industrie straniere che rappresentano una potente attrazione per i migliori.

Esistono tuttavia eccezioni notevoli in corsi di laurea o dipartimenti dove la ricerca e la didattica sono bene integrate e dove laureandi e dottorandi si confrontano con problemi reali. Presso il Dipartimento di Elettronica del Politecnico di Torino, il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), con la sua attività coordinata con la Scuola di Dottorato, costituisce una di queste eccezioni. Per questa ragione la collaborazione tra Bitron Industrie e LISiN è stata una esperienza positiva non solo per le persone direttamente coinvolte ma anche per i laureati formati da queste persone.

Il rapporto tra Industria e Università è purtroppo spesso limitato alla fornitura di contratti e commesse da parte della prima a sostegno della seconda. Una interazione meno frequente ma più efficace si basa invece su attività congiunte di ricerca, sullo sviluppo di prodotti, sulla formazione di figure professionali con una esperienza che superi i limiti della conoscenza scolastica e che permetta innovazione coltivando nuove idee e progettando nuovi prodotti.

Questo è lo spirito e l'obiettivo della collaborazione tra Bitron Industrie e LISiN con risultati che sono soddisfacenti e promettenti per entrambi. Il fatto che il LISiN sia una sede ambita da dottorandi stranieri conferma il successo di questo laboratorio noto a livello internazionale non solo per il livello della ricerca e delle pubblicazioni ma anche per la carriera internazionale dei ricercatori che ha formato.

*The fact that most graduates lack training in design and problem-solving tasks forces industry into a painstaking search for the best graduates, in competition with attractive foreign companies and academic institutions.*

*There are, however, remarkable exceptions in curricula and departments where research and teaching are well integrated and where undergraduates and doctoral students tackle real problems. Within the Department of Electronics, the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) of Politecnico di Torino, together with the Doctoral School, provide one such exception. For this reason the collaboration between Bitron Industrie and LISiN has been productive, not only for the researchers and faculty members directly involved but also for the students they are training.*

*Too often the involvement of Industry in the University is limited to contracts provided by the first to the second. A less common but more effective interaction is based on joint research initiatives, development of new products, and joint training of professional figures whose experiences go beyond the traditional academic learning and extend into the nurturing of new ideas, the development of innovation, and the design of new products.*

*This is the spirit and the objective of the collaboration between Bitron Industrie and LISiN whose progress is very promising. The fact that many foreign doctoral candidates aspire to carry out their research at LISiN demonstrates the success of the lab which is internationally renowned, not only for the level of its research and publication record, but also for the successful international careers of its researchers. We hope that LISiN's capabilities for research and potential for innovation and training, enhanced by the collaboration with industry, will be exploited, at the local*

Ci auguriamo che le capacità di ricerca e il potenziale del LISiN per l'innovazione e la formazione, resi più efficaci dalla collaborazione con l'industria, siano riconosciute e sfruttate a livello locale almeno quanto sono apprezzate e riconosciute in altri Paesi, e che il "brain-drain" dal LISiN venga limitato e possibilmente invertito dalla disponibilità di posizioni strutturate.

*level, at least as much as they are recognized and appreciated in other Countries, and that the brain-drain from LISiN will be limited and possibly reversed by the availability of permanent research and teaching positions.*

## 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.*



**FONDAZIONE GIOVANNI GORIA**

**FONDAZIONE GIOVANNI GORIA**

<http://www.fondazionegoria.it/>

Ha finanziato una borsa di studio nell'ambito del "Master dei Talenti della Società Civile".

*Supported a fellowship within the "Master dei Talenti della Società Civile"*



PROGETTO



LAGRANGE

Valore per  
RICERCA+  
ISTRUZIONE

**Progetto Lagrange**

<http://www.progettolagrange.it/it/>

Co-finanzia una borsa di studio di ricerca applicata in ergonomia.

*Co-funds an applied research fellowship in ergonomics.*



*Ministero della Salute*

**Ministero della Salute**

<http://www.salute.gov.it/>

Finanzia il progetto "Biomarcatori per la valutazione obiettiva e l'individuazione precoce di disordini muscoloscheletrici di tipo occupazionale dell'arto superiore".

*Funds the project "Biomarkers for objective assessment and early detection of work-related upper extremity musculoskeletal disorders".*



## **Politecnico di Torino**

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

Fornisce locali, laboratori e servizi.

*Provides laboratory, 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 2011 hanno collaborato a progetti LISiN

### *Enterprises that collaborated with LISiN's projects in 2011*



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 a doctoral fellowship.*



ELTEK S.p.A. - Casale Monf. ITALY

ELTEK S.p.A., Strada Valenza 5/A,  
15033 Casale Monferrato (AL), Italy  
<http://www.eltekgroup.it>

La **ELTEK** collabora allo sviluppo di sistemi innovativi.

*ELTEK collaborates to the development of innovative systems.*



e-Mentor, C.so Massimo D'Azeglio 60,  
10126 Torino, Italy  
<http://www.e-mentor.it>

La **e-Mentor**, nell'ambito del progetto LISiN-SUISM, collabora allo sviluppo di strumenti di e-learning.

*e-Mentor collaborates to the development of e-learning systems within the framework of the LISiN-SUISM project.*



Ergonomia Prevenzione Ambiente

E.P.A. Ergonomia Prevenzione Ambiente,  
C.so Moncalieri 57, 10133 Torino, Italy  
<http://www.epasrl.it>

La **E.P.A.** co-finanzia una borsa di studio di ricerca applicata in ergonomia (Progetto Lagrange).

*E.P.A. co-funds an applied research fellowship in ergonomics (Progetto Lagrange).*



RAI - Radiotelevisione Italiana  
Centro di Produzione TV di Torino  
<http://www.rai.it>

La **RAI** collabora al progetto di ricerca applicata in ergonomia (Progetto Lagrange).

*RAI collaborates to the applied research project in ergonomics (Progetto Lagrange).*

**Enti di ricerca che nel 2011 hanno collaborato a progetti LISiN**  
**Research institutions that collaborated with LISiN's projects in 2011**



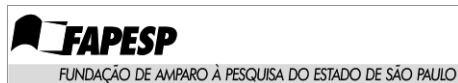
Bulgarian Academy of Sciences, Sofia, Bulgaria  
Centre of Biomedical Engineering  
<http://www.clbme.bas.bg/>



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>



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

UNIVERSITÄTSMEDIZIN  
GÖTTINGEN : **UMG**

University Medical Center Göttingen, Germany  
Georg-August University, Göttingen, Department of Neurorehabilitation Engineering, Bernstein Focus Neurotechnology Göttingen, Bernstein Center for Computational Neuroscience  
<http://www.bccn-goettingen.de/>



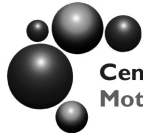
University of Pavia, Pavia, Italy  
Department of Physiology, Human Physiology Unit & Interuniversity Institute of Myology  
<http://www-3.unipv.it/dsffcm/>



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.medicinaspportricerca.it/>



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

## **Autori e affiliazioni**

## ***Authors and affiliations***

- 1) Afsharipour B, Alipourbabaie Z, Barone U, Botter A, Cescon C, Gallina A, Gazzoni M, Marateb HR, Mastrapasqua D, Merletti R, Minetto MA, Vieira TMM. Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Dipartimento di Elettronica, Politecnico di Torino, Torino, Italy
- 2) Itiki C. Escola Politécnica, University of São Paulo, São Paulo, Brazil.
- 3) Arabadzhiev TI. Centre of Biomedical Engineering, Bulgarian Academy of Sciences, Sofia, Bulgaria.
- 4) Hodson-Tole EF, Loram ID. Institute for Biomedical Research into Human Movement and Health, Manchester Metropolitan University, Manchester, UK
- 5) Agosti F, Patrizi A, Sartorio A. Laboratorio Sperimentale di Ricerche Auxo-Endocrinologiche, Istituto Auxologico Italiano, IRCCS, Piancavallo and Milano, Italy
- 6) Lanfranco F, Minetto MA. Division of Endocrinology, Diabetology and Metabolism, Department of Internal Medicine, University of Turin, Turin, Italy
- 7) Holobar A, Sprager S. Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia
- 8) Farina D. University Medical Center Göttingen, Germany, Georg-August University, Göttingen, Department of Neurorehabilitation Engineering, Bernstein Focus Neurotechnology Göttingen, Bernstein Center for Computational Neuroscience
- 9) Ravenni R. Division of Neurology, Department of Neuroscience, Civile Hospital Santa Maria della Misericordia, Rovigo, Italy
- 10) Watanabe K, Miyamoto T, Fukuda K, Moritani T. Laboratory of Applied Physiology, Graduate School of Human and Environmental Studies, Kyoto University, Kyoto, Japan
- 11) Drusany-Starič K, Lukanovič A. Department of Obstetrics and Gynecology, University Medical Center Ljubljana, Ljubljana, Slovenia
- 12) Marongiu D, Martsidis K, Paoletti AM. Facoltà di Medicina e Chirurgia, Università degli Studi di Cagliari, Cagliari, Italia
- 13) Protsepko O. Department of Obstetrics and Gynecology, Pirogov Hospital Vinnitsa, Vinnitsa, Ukraine
- 14) Raimondi EE, Riva D. Azienda Ospedaliera Sant'Anna di Como-Cantù, Cantù, Italy

- 15) Rezeberga D, Začesta V, Zelenova O. Department of Obstetrics and Gynecology, Riga Stradins University, Riga, Latvia
- 16) Deak GF. Technical University of Cluj-Napoca, Faculty of Automation and Computer Science, Department of Automation, Cluj-Napoca, Cluj, Romania
- 17) Boccia G, Genco A, Picco V, Rainoldi A, Rosso V. Motor Science Research Center, University School of Motor & Sport Sciences of Torino (SUISM), Turin, Italy
- 18) Fierro N, Lonergo F, Martini M, Portelli G. e-Mentor, Torino, Italy

# INDICE DEL CONTENUTO

## **Introduzione**

### **Introduction**

Prof. Roberto Merletti

19

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

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

**Una nuova soluzione portatile con interfaccia wireless  
per misure EMG di superficie ad alta densità**

***A new battery-powered solution with wireless interface  
for high-density surface EMG measurements***

Z. Alipourbabaie<sup>1</sup>, U. Barone<sup>1</sup>

24

**Soluzione della relazione EMG-forza con l'utilizzo di Particle Swarm Optimization**

***Solving EMG-force relationship using Particle Swarm Optimization***

B. Afsharipour<sup>1</sup>, A. Botter<sup>1</sup>, H. R. Marateb<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

26

**Sviluppo di un sistema tessile ad alta densità di elettrodi  
per il prelievo di segnali EMG di superficie**

***Development of textile high-density detection systems  
for the recording of surface EMG signals***

M. Gazzoni<sup>1</sup>, D. Mastrapasqua<sup>1</sup>

28

**AMUSE-ME: progetto e sviluppo di un dispositivo portatile per applicazioni audio EMG  
*AMUSE-ME: design and development of a portable device for audio EMG applications***

C. Cescon<sup>1</sup>

30

# TABLE OF CONTENTS

**Rilevazione automatica delle zone di innervazione  
dello sfintere anale esterno basata su EMG**

***EMG based automatic detection of innervation zones  
of the external anal sphincter***

C. Cescon<sup>1</sup>

**32**

**Compressione JPEG di segnali EMG ad alta densità**

***JPEG compression of high-density EMG signals***

C. Itiki<sup>2</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

**34**

**Caratteristiche dei potenziali d'azione extracellulari generati da unità motorie profonde**  
***Essential features of the extracellular action potentials produced by deep motor units***

T.I. Arabadzhiev<sup>3</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

**36**

**APPLICAZIONI CLINICHE**

**E TRASFERIMENTO**

**TECNOLOGICO ALLE**

**PICCOLE E MEDIE AZIENDE**

**CLINICAL APPLICATIONS**

**AND TECHNOLOGY**

**TRANSFER TO SMALL AND**

**MEDIUM ENTERPRISES**

**Studio della posizione dei territori delle unità motorie  
nel muscolo gastrocnemio mediale dell'uomo attraverso EMG di superficie**

***Studying the location of motor unit territories  
in the human gastrocnemius muscle from surface EMG***

E.F. Hodson-Tole<sup>4</sup>, I.D. Loram, R<sup>4</sup>. Merletti<sup>1</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1</sup>

**39**

**Le manifestazioni mioelettriche di fatica  
sono distribuite regionalmente nel gastrocnemio mediale?**

***Are the myoelectric manifestations of fatigue  
distributed regionally in the human medial gastrocnemius muscle?***

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

**42**

**16**



**Studio di fattibilità dell'acquisizione di segnali elettromiografici di superficie  
in pazienti affetti da obesità severa**

***Feasibility study of detecting multichannel surface electromyograms  
in severely obese patients***

F. Agosti<sup>5</sup>, A. Botter<sup>1</sup>, F. Lanfranco<sup>6</sup>, M.A. Minetto<sup>6,1</sup>, A. Patrizi<sup>5</sup>, A. Sartorio<sup>5</sup>, S. Sprager<sup>7</sup>

45

**Proprietà di attivazione delle unità motorie durante crampi muscolari  
elettricamente indotti dopo blocco nervoso periferico**

***Motor unit discharge properties during muscle cramps electrically-elicited  
after peripheral nerve block***

A. Botter<sup>1</sup>, D. Farina<sup>8</sup>, A. Holobar<sup>7</sup>, M.A. Minetto<sup>6,1</sup>, R. Ravenni<sup>9</sup>

48

**Attivazione delle unità motorie in pazienti con diabete mellito di tipo 2  
durante contrazioni sostenute a basso livello di forza**

***Motor unit firing pattern in type 2 diabetes mellitus patients  
during sustained low force contraction***

K. Fukuda<sup>10</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>, A. Holobar<sup>7</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, T. Miyamoto<sup>10</sup>, T. Moritani<sup>10</sup>, K. Watanabe<sup>10</sup>

51

**TASI-2: caratterizzazione delle unità motorie dello sfintere anale esterno in donne gravide  
*TASI-2: characterization of motor units of the external anal sphincter in pregnant women***

C. Cescon<sup>1</sup>, K. Drusany-Starič<sup>11</sup>, A. Lukanovič<sup>11</sup>, D. Marongiu<sup>12</sup>, K. Martsidis<sup>12</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>,  
A.M. Paoletti<sup>12</sup>, O. Protsepko<sup>13</sup>, E.E. Raimondi<sup>14</sup>, D. Rezeberga<sup>15</sup>, D. Riva<sup>14</sup>, V. Začesta<sup>15</sup>, O. Zelenova<sup>15</sup>

53

**TASI-2: effetto del parto vaginale sull'innervazione dello sfintere anale esterno**

***TASI-2: effect of vaginal delivery on external anal sphincter innervation***

C. Cescon<sup>1</sup>, K. Drusany-Starič<sup>11</sup>, A. Lukanovič<sup>11</sup>, D. Marongiu<sup>12</sup>, K. Martsidis<sup>12</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>,  
A.M. Paoletti<sup>12</sup>, O. Protsepko<sup>13</sup>, E.E. Raimondi<sup>14</sup>, D. Rezeberga<sup>15</sup>, D. Riva<sup>14</sup>, V. Začesta<sup>15</sup>, O. Zelenova<sup>15</sup>

55

**Spostamento della zona di innervazione del vasto mediale  
a diversi angoli di flessione del ginocchio: studio preliminare**

***Shift of the innervation zone of vastus medialis muscle  
at different knee flexion angles: a preliminary study***

G.F. Deak<sup>16</sup>, A. Gallina<sup>1</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>

58

17

**Valutazione biomeccanica ed elettromiografica dell'addestramento all'uso del flywheel**  
***Mechanical and surface EMG assessment of the training with flywheel devices***

G. Boccia<sup>17</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>, A. Rainoldi<sup>17</sup>, V. Rosso<sup>17</sup>

60

**FORMAZIONE PERMANENTE,  
DISSEMINAZIONE DEI  
RISULTATI**

**CONTINUING EDUCATION,  
DISSEMINATION OF  
RESULTS**

**Sviluppo di un modulo didattico multimediale**

***Development of a multimedia teaching tool***

N. Fierro<sup>18</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>, F. Lonegro<sup>18</sup>, M. Martini<sup>18</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, G. Portelli<sup>18</sup>

62

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

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

R. Merletti<sup>1</sup>, M.A. Minetto<sup>6,1</sup>

64

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI  
A CONGRESSI (DAL 2009)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2009)**

69

18

Prof. Roberto Merletti

Le prefazioni ai Rapporti Annuali LISiN 2009 e 2010 sono state scritte da due scienziati di grande reputazione internazionale: Mark Hallet (National Institute for Neurological Disorders and Stroke, Bethesda, USA) e Zev W. Rymer (Rehabilitation Institute of Chicago, USA). La prefazione del rapporto 2011 è scritta da Andrea Bianco, Vice-presidente della Bitron Industrie, un gruppo industriale multinazionale con sede a Torino. Il gruppo ha 4750 dipendenti nel mondo, di cui 305 sono attivamente coinvolti in attività di ricerca e sviluppo. Dodici sedi produttive e di ricerca in cinque Paesi forniscono prodotti elettronici e meccatronici alle industrie nei settori dell'automobile, degli elettrodomestici e della produzione di energia.

Uno dei modi per affrontare la crisi economica che così profondamente colpisce i Paesi Europei, consiste nell'incrementare il livello di innovazione, promuovere lo sviluppo di nuovi prodotti e, soprattutto, la qualità della formazione dei laureati che rappresentano il futuro dei nostri Paesi. I risultati di 13 anni di attività di ricerca e di disseminazione, pubblicati in oltre duecento lavori su riviste internazionali e in due libri di testo, sono in via di trasferimento sia in corsi universitari, sia in libri di testo per le scuole medie (dalla Lattes Editori), sia in iniziative destinate al pubblico in generale (tramite Xchè e Giovedì Scienza, due iniziative di disseminazione scientifica promosse a Torino) al fine di incrementare la generale percezione e la conoscenza delle problematiche inerenti la prevenzione, la riabilitazione e le tecnologie inerenti il sistema neuromuscolare.

I tre corsi offerti dal Politecnico di Torino in ingegneria del sistema neuromuscolare e della riabilitazione a livello di laurea specialistica (Ingegneria della riabilitazione, con 120 studenti,

*The prefaces of the 2009 and 2010 LISiN Annual Reports were written by two scientists of great international reputation: Mark Hallet (National Institute for Neurological Disorders and Stroke, Bethesda, USA) and Zev W. Rymer (Rehabilitation Institute of Chicago, USA). The preface of the 2011 annual report is written by Andrea Bianco, Vice President of Bitron Industrie, a multinational industrial group based in Torino. The group employs 4750 people throughout the world, of whom 305 are actively involved in research and development. Twelve Manufacturing and R&D facilities in five Countries supply electronic and mechatronic devices to the automobile, appliance, and energy industries.*

*One of the ways to face the general economic crisis that is so deeply affecting all European Countries is to increase the level of innovation, the development of new products, and, above all, the quality of education of our graduates who represent the future of our Countries. The results of 13 years of research activity and dissemination, published in more than two hundred papers on peer reviewed journals and in two international textbooks, are now being transferred into academic courses and even in the high school science textbooks (by Lattes Editori) and to the general public (within Xchè and Giovedì Scienza, two science dissemination initiatives promoted in Torino) hopefully increasing the general awareness concerning prevention, rehabilitation, and technologies in the neuromuscular field.*

*The three courses offered by Politecnico di Torino at the graduate level in the neuromuscular and rehabilitation fields (Rehabilitation Engineering, with 120 students, Engineering of the Neuromuscular System with 16 students, and Engineering of Exercise and Sport with 54 students)*

Ingegneria del Sistema Neuromuscolare, con 16 studenti e Ingegneria dell'Esercizio Fisico e dello Sport, con 54 studenti) costituiscono un importante canale sia per trasferire conoscenze, sia per offrire opportunità a studenti e laureandi in Ingegneria Biomedica che desiderano sviluppare la loro carriera professionale in industrie innovative o laboratori di ricerca in questo settore in rapido sviluppo in tutto il mondo. Sia alcuni brevi corsi, insegnati su invito, nel 2010-2011 in Brasile (Università Federali di Rio de Janeiro e di Porto Alegre), in Svizzera (Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana "SUPSI" a Lugano e Landquart), negli Stati Uniti (Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society "EMBS", Boston) e in Italia (Istituto Nazionale per l'Assicurazione contro gli Infortuni sul Lavoro "INAIL", Roma), sia numerose iniziative di formazione permanente promosse con queste e altre organizzazioni, documentano il crescente interesse da parte di molte istituzioni nell'applicare i risultati ottenuti dal LISiN e nel trasferirli a livello operativo a utenti e industrie.

I progetti di ricerca in fase di sviluppo con Bitron Industrie, SUPSI, INAIL, Université Libre de Bruxelles, University of Göttingen, l'Accademia Bulgara delle Scienze, la Facoltà di Medicina e la Scuola di Scienze Motorie della Università di Torino, cofinanziati dalla Compagnia di San Paolo, dalla Fondazione Gorla e dalla Fondazione CRT, dimostrano l'ampio spettro di interazione del LISiN con le più diverse istituzioni. Inoltre, le Borse di Dottorato finanziate dai governi della Cina, del Brasile, del Pakistan, della Romania, dalla Fondazione CRT (Progetto Lagrange) e dalla Bitron Industrie hanno consentito al LISiN di sopravvivere alla riduzione dei finanziamenti nazionali per la ricerca e alla persistente mancanza di posizioni permanenti di ricerca e insegnamento che minaccia il suo futuro.

*provide avenues for transferring new knowledge and opening new opportunities to students and graduates in Biomedical Engineering who wish to pursue careers in innovative industries or research laboratories active in a field that is rapidly developing across the world. A number of short invited courses offered in 2010-2011 in Brasil (Federal Universities of Rio de Janeiro and Porto Alegre), Switzerland (University of Applied Sciences and Arts of Southern Switzerland "SUPSI", Lugano and Landquart), United States (Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society "EMBS", Boston), and Italy (Istituto Nazionale per l'Assicurazione contro gli Infortuni sul Lavoro "INAIL", Roma), and the collaborations in the field of continuing education with these and many other institutions, document the growing interest of many organizations in applying the results obtained by LISiN as well as in their translation to users and companies.*

*Research projects carried out with Bitron Industrie, SUPSI, INAIL, Université Libre de Bruxelles, University of Göttingen, the Bulgarian Academy of Sciences, the Italian Ministry of Health, the School of Medicine and the School of Motor Sciences of the University of Torino, jointly supported by Compagnia di San Paolo, Fondazione Gorla and Fondazione CRT, further outline the wide spectrum of interactions between LISiN and various institutions. Finally, the Doctoral Fellowships provided by the Governments of China, Brasil, Pakistan, Romania, by Fondazione CRT (Progetto Lagrange) and Bitron Industrie greatly helped LISiN to weather the storm that is shaking research funding in Italy and to survive despite the continuing lack of permanent research or teaching positions that is threatenng our future.*

*Eighteen visitors from 10 Countries visited the lab or did some work in it in 2011 Nineteen publications by LISiN appeared in 2011 in international peer reviewed scientific journals and two*

Diciotto ricercatori di 10 Paesi hanno visitato il LISiN o vi hanno trascorso qualche tempo nel 2011. Diciannove lavori di autori affiliati al LISiN sono stati pubblicati nel 2011 su riviste internazionali indicizzate e due brevetti sono stati depositati. Un nuovo libro di testo "Atlas of innervation zones: understanding surface electromyography and its applications", destinato a laureati in scienze motorie e in fisioterapia, in stampa da parte della società editrice Springer-Verlag, e la seconda edizione del testo "Electromography: physiology, engineering and non-invasive applications" pubblicato nel 2004 da IEEE Press e J. Wiley, costituiranno un importante canale di disseminazione dei risultati nei confronti degli studenti di queste discipline.

È deplorabile che molte proposte di collaborazione, da varie parti del mondo, non abbiano potuto essere sviluppate per carenza di risorse umane e finanziarie. Nessuna prospettiva di posizioni permanenti è al momento offerta dal Politecnico di Torino ai ricercatori formati al LISiN. I ricercatori stranieri ritornano ai loro Paesi di origine e gli italiani, dopo alcuni anni di precariato post-doc, cercano e trovano lavoro stabile altrove, troppo spesso in settori diversi da quello della loro formazione, oppure si trasferiscono in altri Paesi portandovi una esperienza preziosa. Il conseguente altissimo turnover rimane il principale fattore limitante lo sviluppo del LISiN. Da questa difficoltà traggono vantaggio altri Paesi mentre ne deriva una forte riduzione dei benefici che l'Italia e la Regione Piemonte potrebbero trarre dallo sfruttamento locale delle risorse sviluppate dal LISiN.

*patents were deposited. A new textbook "Atlas of innervation zones: understanding surface electromyography and its applications" aimed to graduates in movement sciences and physical therapy, in press by Springer-Verlag, and a new edition of the textbook "Electromography: physiology, engineering and non-invasive applications", published in 2004 by IEEE Press and J. Wiley, are expected to greatly help in transferring research results to such graduates and students.*

*It is very deplorable that many proposals for collaboration, from all over the world, had to be turned down because of lack of human and financial resources. No options for permanent positions are offered by Politecnico di Torino to researchers trained at LISiN. Foreign researchers return to their Countries of origin and the Italian researchers, after a few years of post-doc fellowships, look elsewhere for stable jobs, too often in unrelated fields, or move to other Countries with their valuable experiences.*

*The consequent very high turnover unfortunately remains the main limiting factor of LISiN's development. This is a situation from which other Countries substantially benefit but which causes strong limitations to the benefits that Italy and the Region of Piemonte could obtain by locally exploiting LISiN's results.*

## 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)
Babak Afsharipour	Graduate in Biomedical Engineering at Tarbiat Modares University, Tehran (Iran) and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: babak.afsharipour@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 in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: alberto.botter@delen.polito.it)
Alessio Gallina	Graduate in Physiotherapy at University of Turin. Contract researcher. (E-mail: alessio.gallina@delen.polito.it)
Corrado Cescon	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino. Researcher at SUPSI, Department of Health, Manno, Switzerland (E-mail: corrado.cescon@polito.it; corrado.cescon@supsi.ch)
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)
Sabino Iandiorio	Graduate in Electronic Engineering at Sapienza University of Rome, Italy. Contract researcher (E-mail: sabino.iandiorio@delen.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. Post-doc fellow at the Department of Internal Medicine, University of Turin  
(E-mail: marco.minetto@unito.it)
- Gianluca Piervirgili Graduate in Biomedical Engineering at Università Campus Bio-medico di Roma, Italy. Contract researcher  
(E-mail: gianluca.piervirgili@delen.polito.it)
- Domenico Signorile Technical Secretary  
(E-mail: domenico.signorile@delen.polito.it)
- Carla Vaschetto Administrative Management  
(E-mail: carla.vaschetto@delen.polito.it)
- Taian Vieira Graduate in Physical Education at UFRJ Universidade Federal do Rio de Janeiro, PhD in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino  
(E-mail: taian.vieira@delen.polito.it)
- Quan Xiong Graduate in Biomedical Engineering at Southeast University, Nanjing (China) and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino  
(E-mail: quan.xiong@polito.it)

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

### **Una nuova soluzione portatile con interfaccia wireless per misure EMG di superficie ad alta densità**

### **A new battery-powered solution with wireless interface for high-density surface EMG measurements**

Z. Alipourbabaie, U. Barone

Lo sviluppo di dispositivi medici portatili per acquisizione multicanale di biopotenziali rappresenta uno dei più importanti obiettivi per il monitoraggio in tempo reale dell'attività elettrica generata da muscoli, cervello e cuore. Ergonomia, scienza dello sport e riabilitazione richiedono procedure di alta qualità per la misura di biopotenziali. La strumentazione medica adatta all'utilizzo in contesti reali richiede specifiche di funzionamento a batteria, con alta velocità di trasferimento dati e deve essere conforme alle normative europee armonizzate per il settore medico (EN60601). Le caratteristiche di indossabilità e leggerezza devono essere valutate in fase di progetto in modo da realizzare dispositivi facilmente indossabili che non limitino i movimenti del soggetto.

Un nuovo sistema di acquisizione multicanale per misure EMG di superficie (sEMG) è attualmente in fase di sperimentazione. La strumentazione sviluppata consente di acquisire fino a 64 canali con una risoluzione di digitalizzazione a 24bit e frequenza di campionamento programmabile. La connessione wireless implementata è adatta ad applicazioni a basso consumo ga-

*The development of portable medical devices for biopotential multi-channels acquisition system represents one of the most important goals for the real time monitoring of bio-potentials generated by muscles, brain and heart activities. Ergonomics, sport science, and rehabilitation, require advanced measurement setups for high quality biopotential recordings. Medical equipments suitable for real world applications should be designed to work in battery-powered mode, with high throughput data link, and respecting the European harmonized safety standards for medical equipment (EN60601). Wearability and low weight must be considered in the design of devices suitable to be worn without movement restrictions.*

*A new multi-channel acquisition system for surface EMG (sEMG) measurements is currently under testing. The proposed device allows the acquisition of up to 64 channels with digitizing resolution of 24 bit and programmable sample frequency. The implemented wireless link is suitable for low power application ensuring high data transfer rate for indoor measurements. Power line interference is drastically reduced due to the ab-*



rantendo alte velocità di trasferimento dati per esperimenti in laboratorio. Le interferenze della rete elettrica sono drasticamente ridotte grazie all'assenza di una connessione elettrica diretta con il Personal computer (PC).

È in fase di sviluppo una nuova applicazione software, al fine di implementare l'interfaccia utente tra il nuovo strumento e il PC per l'analisi visiva in tempo reale dei segnali sEMG acquisiti.

Sono disponibili funzionalità aggiuntive di elaborazione dei segnali in tempo reale, quali: a) visualizzazione grafica simultanea dei segnali in tempo reale nel dominio del tempo e della frequenza, e rappresentazione di mappe bidimensionali di ampiezza e frequenza; b) stima di parametri di ampiezza del segnale sEMG (es. ARV, RMS); c) analisi spettrale (es. frequenza media e mediana); d) registrazione dei campioni su disco.

Le attività di sviluppo e realizzazione sono finanziate dall'azienda Bitron Industrie S.p.A. per mezzo di una borsa di studio di dottorato assegnata a U. Barone.

*sence of electrical connections with the Personal Computer for data recording.*

*A new Software Application Tool is under development in order to interface the new equipment with a Personal Computer and for real time, qualitative sEMG signals inspection. Available plug-ins allow to perform the following on-line processing operations: a) real time multi-channel time-domain and frequency-domain plotting, and 2D-map visualization; b) estimation of sEMG amplitude variables (e.g. ARV, RMS); c) spectral analysis (e.g. Median and Mean Frequencies); d) raw data samples recording on mass storage support.*

*The activities and related developed instrumentation tools are financially supported by Bitron Industries S.p.A. through a PhD scholarship assigned to U. Barone.*

## Soluzione della relazione EMG-forza con l'utilizzo di Particle Swarm Optimization

## Solving EMG-force relationship using Particle Swarm Optimization

B. Afsharipour, A. Botter, H. R. Marateb, R. Merletti

La stima della forza prodotta dai singoli muscoli che agiscono su un'articolazione può essere utile in diversi ambiti tra cui ergonomia, sport e riabilitazione.

Le uniche informazioni che possiamo ottenere in modo non invasivo sono la coppia articolare totale  $M$  e il segnale EMG di superficie ( $V_{sEMG}$ ) dei muscoli. Un possibile modello per associare i singoli contributi di forza o coppia all'ampiezza sEMG di ogni muscolo coinvolto nella produzione della forza totale è il seguente:

$$\tilde{M}[n] = \sum_{m \in \text{muscles}} W1_m \cdot (V_m[n])^{W2_m} \cong M[n]$$

dove  $m$  è il muscolo che contribuisce alla coppia e  $n$  è il livello di contrazione.  $\tilde{M}$  e  $M$  sono rispettivamente la coppia stimata e misurata.  $V_m$  è il valore rettificato medio (ARV) del segnale sEMG.  $W1$  e  $W2$  sono i coefficienti lineari ed esponenziali che identificano il modello e mettono in relazione la coppia  $M$  con l'ampiezza sEMG  $V_m$  per ogni muscolo  $m$ . La soluzione della relazione EMG-forza implica la stima di  $W1$  e  $W2$  per ogni muscolo  $m$  attraverso la minimizzazione dell'errore quadratico medio tra la coppia misurata e quella stimata dal modello. Questo permette di ottenere la relazione EMG-forza per ogni muscolo coinvolto nella contrazione.

Il problema della minimizzazione è stato affrontato usando la tecnica Particle Swarm Optimization (PSO). È stato utilizzato questo metodo in quanto l'inizializzazione dei parametri non è critica ed è possibile avere informazioni circa i minimi relativi.

Segnali sperimentali sono stati acquisiti da cinque soggetti durante tre serie composte da quattro cicli a rampa di flesso-estensione isometrica del gomito. I segnali sEMG sono stati registrati da muscoli estensori e flessori del gomito.

Knowledge of the contraction force produced by individual muscles acting on a single joint would be useful in many situations related to ergonomics, sports and rehabilitation. The only information we can obtain non-invasively concerns the total torque  $M$  at the joint and the surface EMG ( $V_{sEMG}$ ) of the muscles. A possible model to relate the individual muscle force or torque contribution to the EMG amplitude of the muscles involved in the force production is the following:

$$\tilde{M}[n] = \sum_{m \in \text{muscles}} W1_m \cdot (V_m[n])^{W2_m} \cong M[n]$$

where  $m$  is the muscle contributing in torque and  $n$  is the contraction level.  $\tilde{M}$  and  $M$  are the estimated and measured torque respectively.  $V_m$  is the averaged rectified value (ARV) of sEMG signal.  $W1$  and  $W2$  are the linear and exponential coefficients that identify the model relating torque  $M$  to sEMG amplitude  $V_m$  for each muscle  $m$  and should be determined. Minimization of the mean square error between the measured and the estimated torques provides an estimate of the model parameters  $W$  that in turn determine the force contributions of the individual muscles. The minimization problem was addressed using the Particle Swarm Optimization (PSO) technique. This method was adopted because initialization is not critical and information about relative minima is available.

Experimental signals were acquired from five subjects during three series of four isometric elbow flexion-extension ramp cycles. sEMG envelopes were detected from the elbow flexors and extensors.

With respect to previously tested methods (Interior-Reflective Newton Algorithm - IRNA), the PSO algorithm eliminates the problems of initialization and has an intrinsically higher likelihood of finding the global minimum and the relative minima

Rispetto a metodi testati precedentemente (Interior-Reflective Newton Algorithm - IRNA), l'algoritmo PSO elimina il problema dell'inizializzazione e ha intrinsecamente una maggiore probabilità di trovare il minimo globale e i minimi relativi che potrebbe essere necessario considerare. Tuttavia, il carico computazionale del PSO è superiore rispetto all'algoritmo IRNA. Il fatto che il segnale sEMG di qualche muscolo profondo non possa essere registrato da elettrodi di superficie (es: muscolo brachiale) rimane una forte limitazione e la principale causa di errori. L'errore nella ricostruzione della coppia totale con i due algoritmi è simile ( $13.2 \pm 3\%$  per IRNA, e  $10.2 \pm 4\%$  per PSO).

Nonostante ciò, IRNA richiede molte inizializzazioni e vincoli più stringenti trovati tramite trial-and-errors per le variabili di ingresso. Al contrario, PSO non richiede inizializzazioni.

that might be worth of consideration. However, the computational load of PSO is greater than that of IRNA. The fact that the EMG of some deep muscles cannot be collected with surface electrodes (e.g. brachialis muscle) remains a strong limitation and major cause of error. The error in reconstructing the total torque with the two algorithms is similar for the two methods ( $13.2 \pm 3\%$  for IRNA, and  $10.2 \pm 4\%$  for PSO). However, IRNA required several initializations and tighter constraints found by trial-and-errors for the input variables to find a suitable optimum. This is not the case for PSO whose initialization is random.

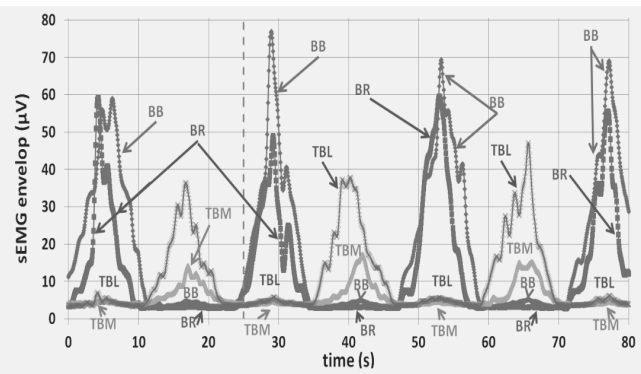
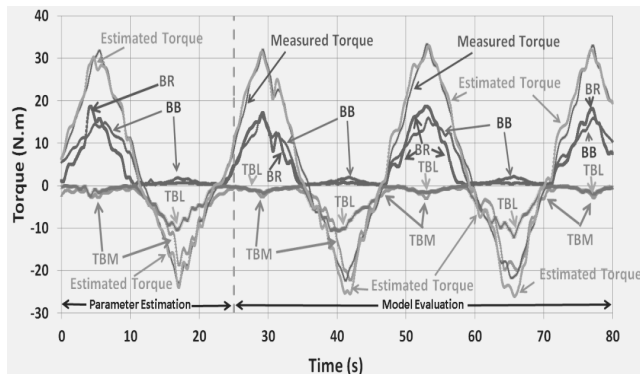


Grafico di sinistra: coppia registrata ("Measured Torque"), coppia stimata ("Estimated Torque") e le coppie ricostruite per ogni muscolo. Grafico di destra: involucri del segnale sEMG per il bicipite brachiale (BB), brachioradiale (BR), capo mediale e laterale del tricipite brachiale (TBM e TBL) per un soggetto durante una rampa di flessione-estensione isometrica del gomito.

I segnali sEMG e la coppia misurata fino a 25.6 s (indicato dalla linea verticale tratteggiata) sono stati usati per stimare i parametri (phase 1) e il resto è stato usato per il test (phase 2).

*Left panel: Measured Torque and estimated Torque in addition to the reconstructed Torques for each muscle.*

*Right panel: single differential sEMG envelopes for biceps brachii (BB), brachioradialis (BR), medial and lateral heads of the triceps brachii (TBM and TBL) for one subject during a 70 %MVC elbow flexion-extension isometric ramps. The sEMG signals and measured torque up to 25.6 s (shown by the vertical dashed line) were used to estimate the parameters (phase 1) and the rest was used for the test (phase 2).*

## **Sviluppo di un sistema tessile ad alta densità di elettrodi per il prelievo di segnali EMG di superficie**

## **Development of textile high-density detection systems for the recording of surface EMG signals**

M. Gazzoni, D. Mastrapasqua

Negli ultimi 10 anni lo sviluppo di sistemi indossabili per il prelievo di segnali biologici ha ricevuto considerevole attenzione. Il LISiN sta lavorando in questo campo per lo sviluppo di sistemi di prelievo di segnali EMG di superficie (sEMG) ad alta densità di elettrodi e incorporati in tessuti. L'obiettivo principale è lo sviluppo di un sistema di prelievo che sia indossabile, riutilizzabile e lavabile per applicazioni in condizioni isometriche e dinamiche, e per lunghe sessioni di misura (come richiesto in attività di monitoraggio nello sport e in medicina del lavoro).

Questo progetto ha trattato due temi di ricerca principali: a) la realizzazione del collegamento tra gli elettrodi e i connettori per mezzo di fili conduttori incorporati in un tessuto elastico, b) la realizzazione di elettrodi tessili innovativi.

Sul tema di ricerca a) sono state valutate e testate molte tecniche di applicazione di conduttori metallici isolati in tessuti elastici. È stato implementato un metodo completamente automatico che permette il cablaggio di conduttori metallici isolati in un tessuto estensibile utilizzando una macchina da ricamo. È stato sviluppato un disegno di ricamo per il cablaggio di una schiera bidimensionale di 64 elettrodi (8x8) con distanza inter-elettroica di 15 mm. La geometria del ricamo permette l'estensione della matrice (fino al 150%) in due direzioni senza rompere o danneggiare i fili. Il cablaggio è stato progettato per essere modulare e può essere ripetuto più volte lungo l'asse X e Y, in questo modo è possibile produrre matrici di elettrodi con un numero virtualmente illimitato di elettrodi.

La tecnica è stata verificata realizzando una matrice di 32 elettrodi (4 file da 8 elettrodi) con 15 mm di distanza inter-elettroica. Il filo conduttivo utilizzato è costituito da un filamento di

*The development of wearable systems for the detection of biological signals has received considerable attention in the last 10 years. LISiN is working in this field for the development of high density detection systems incorporated into textile for the recording of surface EMG (sEMG) signals. The main goal is the development of a detection system that is wearable, reusable and washable for applications in isometric and dynamic conditions and for long sessions of measurement (as required in sports or in ergonomics).*

*This project dealt with two main research topics: a) the realization of the connection between the electrodes and the conditioning electronics by means of conductive wires incorporated into a stretchable textile, b) the realization of innovative textile electrodes.*

*About topic a) many techniques to incorporate insulated metallic conductors in a stretchable textile have been evaluated and tested. A fully automated method that allows the wiring of isolated metallic conductors in a stretchable textile through the use of an embroidery machine has been implemented. An embroidery pattern for the wiring of a bi-dimensional array of 64 electrodes (8x8) with an inter-electrode distance of 15 mm has been developed. The pattern is stretchable and it allows the extension (up to 150%) of the matrix in two directions without breaking or damaging the wires. The wiring has been designed to be modular and it can be repeated a number of times in the X and Y axis; in this way it is possible to produce stretchable electrode arrays with a virtually unlimited number of electrodes.*

*A matrix of 32 electrodes (4 rows of 8 electrodes, Figure) with 15 mm inter-electrode distance has been built for test. The wire that has been sewed consists of a strand of copper*

rame isolato con poliuretano (diametro 0.1 mm); l'elettrodo utilizzato consiste in un disco d'argento con un diametro di 8 mm e spessore 0.2 mm.

Per valutare la qualità della matrice sono stati acquisiti segnali sEMG dal bicipite brachiale applicando la matrice di elettrodi con un bendaggio adesivo elastico. Da una valutazione qualitativa dei segnali sEMG registrati sia in condizioni isometriche sia in condizioni dinamiche, i segnali acquisiti sono stabili, con un contatto costante, senza artefatti da movimento (Figura).

Sul tema di ricerca b) è stato sviluppato un nuovo elettrodo utilizzando la tecnica di floccaggio (domanda di brevetto depositata). L'elettrodo è costituito da numerose fibre conduttive corte (0.5-0.75 mm) che vengono depositate sul tessuto con tecnica elettrostatica. Elettrodi di diversa dimensione (10 mm, 4 mm e 2 mm di diametro) e diversa distanza interelettrodica (20 mm, 10 mm e 5 mm) sono attualmente in fase di valutazione.

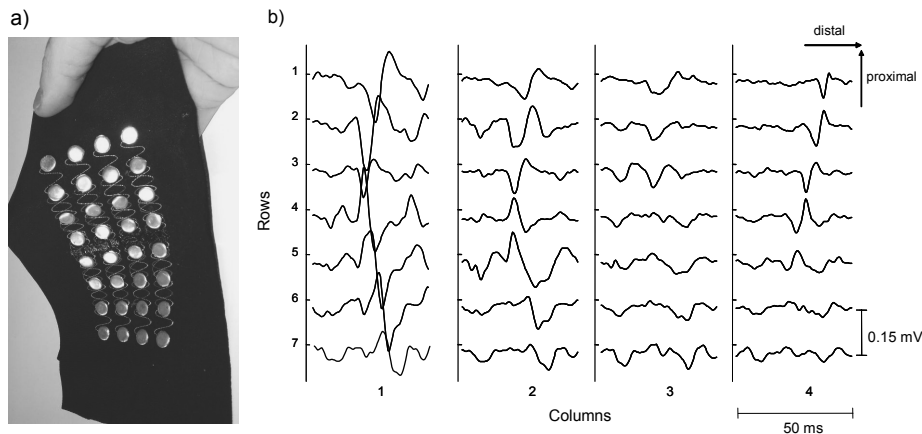
Il prossimo passo sarà l'intergrazione dei risultati ottenuti nelle attività di ricerca a) e b) per realizzare un sistema tessile ad alta densità di elettrodi per il prelievo di segnali sEMG.

insulated with polyurethane (diameter 0.1 mm); the electrodes used for test are silver disks with a diameter of 8 mm and thickness 0.2 mm.

In order to check the quality of sEMG signals, the biceps brachii has been selected and the matrix has been applied with an adhesive elastic bandage to the arm. The qualitative analysis of the sEMG signals detected during either isometric or dynamic contractions shows that the signals are stable without motion artifacts and interference (50 Hz and harmonics) (see Figure).

About topic b) a new electrode has been developed using the flocking technique (patent pending). The electrode is made of a number of short (0.5-0.75 mm) conductive fibers that are deposited on the textile with an electrostatic method. Electrodes with different dimensions (10mm, 4mm, and 2mm diameter) and inter-electrode distance (20 mm, 10 mm, and 5 mm) are currently under evaluation.

The next step will be the integration of the results obtained in the research fields a) and b) to obtain a fully textile high density detection system for sEMG.



a) Esempio di una matrice tessile con 8x4 elettrodi. b) Esempio di segnali acquisiti in singolo differenziale da un bicipite brachiale con la matrice mostrata in a) nel corso di una contrazione isometrica a basso livello di forza. La pelle è stata trattata con abrasione leggera e inumidita. Nessun gel è stato utilizzato per migliorare il contatto tra la cute e gli elettrodi.

a) Example of a textile matrix with 8x4 electrodes. b) Example of single differential signals recorded from a biceps brachii using the matrix shown in a) during a low force isometric contraction. The skin was treated with gentle abrasion and cleaned with a wet cloth. No gel was used to improve the contact between the skin and the electrodes.

## **AMUSE-ME: progetto e sviluppo di un dispositivo portatile per applicazioni audio EMG**

## **AMUSE-ME: design and development of a portable device for audio EMG applications**

C. Cescon

Lo scopo del progetto AMUSE-ME (Apparecchiature per la simulazione di strumenti MUSicali pilotati da SEgnali MioElettrici) sostenuto dalla Fondazione Giovanni Gorla, nell'ambito del "Master dei Talenti della Società Civile", è stato lo sviluppo di un dispositivo portatile in grado di trasformare in suoni i segnali EMG prelevati con elettrodi di superficie.

Gli algoritmi sviluppati per trasformare il segnale EMG in segnali acustici sono stati testati off-line con Matlab su segnali EMG precedentemente registrati e poi testati on-line su un'interfaccia in LabView. Gli algoritmi sono stati poi implementati in un firmware per microcontrollore.

Il sistema AMUSE-ME (Figura) comprende due coppie di elettrodi, un preamplificatore a due

*The aim of the project AMUSE-ME (Devices for the simulation of Musical instruments controlled by Myo-Electric Signals – supported by Fondazione Giovanni Gorla within the framework "Master dei Talenti della Società Civile") was the development of a portable device which could transform the EMG signals detected with surface electrodes into sounds.*

*The algorithms developed to transform the EMG signal into audible signals were tested off-line with Matlab on previously recorded EMG signals and then tested on-line on a custom designed LabView interface. The algorithms were then implemented in a firmware and loaded on a microcontroller.*

*The AMUSE-ME device (Figure) includes two*



Immagine del sistema AMUSE-ME. Gli elettrodi sono posizionati sul muscolo abduktore breve del pollice e il dispositivo è collegato a una coppia di altoparlanti attivi.

*Picture of the AMUSE-ME system. The electrodes are placed on the abductor pollicis brevis muscle and the device is connected to a pair of active speakers.*

canali per rilevare i segnali EMG in modalità differenziale (guadagno: 1000, filtro passa-banda di Butterworth del 2° ordine, frequenze di taglio 10 Hz – 450 Hz), un convertitore A/D a 16 bit, un microcontrollore per l'elaborazione in linea dei segnali EMG e un convertitore D/A che genera i suoni.

Il firmware implementato sul microcontrollore permette 8 diverse modalità di funzionamento che possono essere selezionate con un pulsante posto sul pannello frontale.

Queste modalità consentono l'ascolto del segnale EMG grezzo, del segnale EMG trasformato con amplificazione non lineare, del segnale EMG trasformato con modulazione di frequenza e ampiezza o un tono modulato in ampiezza e frequenza dall'involuppo del segnale EMG. Le prime quattro modalità permettono l'ascolto dei MUAP come "click" in modo simile al prelievo del segnale EMG intramuscolare, spesso usato dai medici per fare diagnosi neuromuscolare basata sul suono. L'ultima modalità consente di utilizzare il sistema AMUSE-ME come uno strumento musicale simile al "theremin" ma controllato dalla contrazione muscolare invece che dai movimenti delle mani e delle braccia.

Il dispositivo può essere utilizzato dai medici, come strumento di feedback per la riabilitazione, o da musicisti, come un nuovo concetto di strumento musicale.

*pairs of electrodes, a 2-channel front-end to detect the EMG signals in differential mode (gain: 1000, band-pass Butterworth filter of 2nd order, cut-off frequencies 10 Hz – 450 Hz), a 16 bit A/D converter, a microcontroller for on line EMG signal processing and a D/A converter which generates the sounds.*

*The firmware implemented on the microcontroller provides 8 different operation modalities which can be selected with a push-button placed on the front panel.*

*These modalities allow listening to the raw EMG signal, the EMG signal transformed with non linear amplification, the EMG signal transformed with amplitude and frequency modulation or a synthetic tone modulated in amplitude and frequency by the EMG envelope. The first four modalities allow listening to the MUAPs as "clicks" similarly to intramuscular EMG detection, often used by clinicians to make audio-based neuromuscular diagnosis. The last modality allows using the AMUSE-ME system as a musical instrument similar to the "theremin" but controlled by muscle contraction instead of hand and arm movements.*

*The device can be used by clinicians, as a feedback tool for rehabilitation, or by musicians, as a new concept of musical instrument.*

## **Rilevazione automatica delle zone di innervazione dello sfintere anale esterno basata su EMG**

## **EMG based automatic detection of innervation zones of the external anal sphincter**

C. Cescon

Lo scopo di questo studio è stato lo sviluppo di un metodo per rilevare automaticamente la posizione delle zone di innervazione (IZ) del muscolo sfintere anale esterno (EAS) utilizzando segnali EMG di superficie a 16 canali al fine di prevenire l'incontinenza fecale causata da danni iatrogeni.

Sono stati rilevati segnali sperimentali dal muscolo EAS di 150 pazienti all'interno di uno studio clinico multicentrico. I template dei potenziali d'azione di unità motoria (MUAP) sono stati estratti con un algoritmo di decomposizione del segnale EMG di superficie e analizzati per estrarre la posizione della zona di innervazione.

L'algoritmo di identificazione delle IZ (2DCorr) si basa sulla crosscorrelazione bidimensionale tra l'immagine interpolata del template di una unità motoria e la sua immagine speculare. Questo metodo è stato confrontato con due algoritmi precedentemente sviluppati (Radon Transform - RT; Template Matching - TM) su un gruppo di 2000 template di singola unità motoria e su 1000 segnali simulati.

I segnali di singola unità motoria utilizzati per il test sono stati simulati con un modello del muscolo sfintere. Per entrambi i gruppi di segnali, le IZ sono state identificate manualmente, per mezzo di analisi visiva dell'immagine interpolata, e automaticamente con i tre algoritmi di localizzazione delle IZ. Sui segnali sperimentali, i tre algoritmi sono stati confrontati con l'analisi visiva che è stata considerata il gold standard. Sui segnali simulati, l'analisi visiva e i risultati degli algoritmi automatici sono stati confrontati con la posizione vera della IZ.

L'errore è stato misurato come distanza tra la posizione stimata e la posizione effettiva della IZ in unità di misura di distanza inter-elettrodica (IED). Sui segnali simulati, il range interquartile (IQR)

*The aim of this study was to develop a method to detect automatically the location of innervation zones (IZ) from 16-channel surface EMG recordings obtained from the external anal sphincter (EAS) in order to prevent surgically induced faecal incontinence.*

*The experimental signals were detected from the EAS of 150 patients within a multicenter clinical study. Motor unit action potential (MUAP) templates were extracted with a surface EMG decomposition algorithm and analyzed to extract the innervation zone location.*

*The IZ identification algorithm (2DCorr) is based on bidimensional cross correlation between the interpolated image of the motor unit template and its mirrored image. This method was compared with two previously developed algorithms (Radon Transform - RT; Template Match - TM) on a set of 2000 motor unit templates and 1000 simulated signals.*

*The simulated motor unit signals used for testing were generated from a model of the sphincter muscle. For both sets of signals the innervation zones were identified manually by means of visual analysis of the interpolated image and automatically with the three IZ location algorithms. On the experimental signals, the three algorithms were compared with the visual analysis which was considered the gold standard. On the simulated signals, the visual analysis and the results of the automatic algorithms were compared with the actual location of the IZ.*

*The error was measured as the distance between the estimated location and the actual location of the IZ in inter-electrode distance (IED) units. On simulated signals, the interquartile range (IQR) of the distribution of errors with respect to the visual analysis was 0.20, 0.23, 0.42,*



della distribuzione degli errori rispetto all'analisi visiva è risultato 0.20, 0.23, 0.42 e 2.32 IED per l'analisi visiva, i metodi 2DCorr, RT e TM rispettivamente.

Sui segnali sperimentali l'IQR della distribuzione degli errori è risultato 0.32, 0.49, 1.19 IED per i metodi 2DCorr, RT e TM, rispettivamente.

In conclusione, è stato sviluppato un nuovo metodo in grado di rilevare la posizione delle IZ con un di errore di circa 0.2 distanze inter-elettrodiche (IQR).

*and 2.32 IED for the Visual analysis, 2DCorr, RT and TM methods respectively.*

*On experimental signals the IQR of the distribution of errors was 0.32, 0.49, and 1.19 IED for the 2DCorr, RT and TM methods respectively.*

*In conclusion, the new method is able to detect the location of IZs with an error distribution of about 0.2 interelectrode distance (IQR).*

C. Itiki, R. Merletti

Lo sviluppo di tecnologie wireless di trasmissione dati da matrici ad alta densità di elettrodi per acquisizione di segnali EMG di superficie ha stimolato la ricerca di nuove tecniche di compressione dei dati.

Sono stati valutati in questo lavoro approcci di compressione per segnali EMG multi-canale basati su predizione lineare (lossless JPEG) e trasformate (lossy JPEG).

Sono stati considerati quattro segnali EMG di superficie acquisiti dal muscolo trapezio superiore di due soggetti sani, durante contrazioni volontarie al 20% e 40% della forza massima. L'acquisizione dei segnali è stata condotta con matrici di 64 elettrodi (distribuiti in 5 righe e 13 colonne, con le righe orientate secondo la direzione delle fibre muscolari). Sono stati considerati segnali singolo-differenziali, quale risultato di differenze tra elettrodi adiacenti lungo ciascuna colonna della matrice. I segnali acquisiti sono stati amplificati, filtrati (20 – 500 Hz, 3 dB), sottoposti a conversione analogico-digitale (12 bit), campionati a 2048 campioni/s per 10 s di registrazione.

Ogni segnale da 10 s è stato suddiviso in 20 epoche da 500 ms e ogni epoca è stata successivamente organizzata secondo due differenti configurazioni d'immagine.

Nella configurazione originale, i campioni ottenuti per ciascuna epoca sono stati posizionati su una riga di una immagine bi-dimensionale, secondo l'ordine (a serpentina) dei segnali in uscita dall'amplificatore. Ciascuna colonna dell'immagine corrisponde a un definito istante temporale e i valori dei campioni sono stati rappresentati secondo livelli di grigio.

Nella riorganizzazione dell'immagine, l'ordine dei segnali ha invece seguito il grado di correlazione tra segnali appartenenti alla stessa colonna della matrice.

*The development of new wireless technologies for data transmission from high-density multi-electrode arrays for EMG signal detection has stimulated the demand for compression.*

*In this work, approaches based on linear prediction (lossless JPEG) and transforms (lossy JPEG) were evaluated for multi-channel EMG signals.*

*Four recordings were obtained from the upper trapezius muscle of two healthy males, at 20% and 40% of maximum voluntary contraction force. Two-dimensional surface-electrode matrices were used. Sixty-four electrodes were distributed in  $M=5$  rows and  $N=13$  columns, with rows in the direction of muscle fibers. Single-differential signals were obtained by the difference between two adjacent electrodes in the direction of the muscle fibers. They were amplified and band-pass filtered (20 Hz - 500 Hz, 3 dB points). Each signal  $s_k$  was acquired by a twelve-bit analog-to-digital converter at a sampling frequency of 2,048 samples/s per channel during 10 s.*

*In this work, each 10 s recording was divided into twenty 500 ms epochs. Then, each epoch was organized in two different image arrangements.*

*In the original arrangement, samples from each epoch were placed in a row of a bi-dimensional image, according to the order of the channels on the EMG-system. Signals were taken in a serpentine fashion, beginning at the upper left corner into the left-to-right and right-to-left directions towards the lower right corner of the electrode matrix. Each image column corresponded to a fixed sampling time instant and the values of the samples were represented by gray levels.*

*In the image rearrangement, signals were placed in the image following an order that took advantage of the high correlation between signals belonging to the same column of the electrode*

In analogia con le immagini originali, ciascuna colonna della immagine riorganizzata ha corrisposto ad uno specifico istante temporale e i livelli di grigio hanno rappresentato i valori di ogni campione.

La compressione "lossy JPEG" è stata applicata a queste due immagini, per variabili rapporti di compressione. Le immagini riorganizzate hanno fornito il risultato migliore. Sono stati ottenuti rapporti segnale-errore pari a  $19.85 \pm 1.62$  dB e  $17.02 \pm 1.62$  dB per livelli di compressione (riduzione di dimensione del file) pari a  $87.1 \pm 1.3\%$  e  $91.2 \pm 1.1\%$ , rispettivamente.

Nel caso della compressione lossless JPEG, è stata attuata per righe e/o colonne delle immagini riorganizzate una differenziazione che ha preceduto la compressione delle immagini. La differenziazione lungo ciascuna riga della immagine (differenziazione del tempo), lungo ciascuna colonna dell'immagine (differenziazione nello spazio) e lungo le due direzioni (differenziazione spazio-temporale) ha comportato diminuzioni nella dimensione del file pari, rispettivamente, a  $39.5 \pm 1.4\%$ ,  $38.5 \pm 1.6\%$  and  $38.3 \pm 0.6\%$ . Questi sono i valori di riferimento per la compressione lossless (rapporto segnale-errore infinito) di segnali EMG ad alta densità.

Abbiamo osservato che le semplici procedure della differenziazione nel tempo per la compressione lossless JPEG a la riorganizzazione del segnale per la compressione lossy JPEG hanno comportato migliori rapporti di compressione.

In definitiva, l'applicazione delle compressione lossless JPEG a segnali EMG multi-canale deve essere preceduta dalla differenziazione nel tempo di segnali singolo-differenziali. Al fine di conseguire più elevati rapporti di compressione con la compressione lossy JPEG occorre posizionare i dati in un'immagine le cui righe rappresentino i segnali che variano nel tempo e con un ordine per il posizionamento dei segnali ottenuto scorrendo la matrice di elettrodi in direzione perpendicolare alle fibre muscolari.

*matrix. Signals were taken in a serpentine sequence that began at the upper left corner into the top-down and bottom-up directions towards the lower right corner of the electrode matrix. Similarly to the original images, each rearranged image column corresponded to a specific time instant and the gray levels represented the sample values.*

*Lossy JPEG compression was applied to these two images, for varying compression ratios. Rearranged images provided the best results. For an  $87.1 \pm 1.3\%$  reduction on the file size, a signal-to-error ratio of  $19.85 \pm 1.62$  dB was attained, and, for a  $91.2 \pm 1.1\%$  reduction, a signal-to-error ratio of  $17.02 \pm 1.62$  dB was obtained.*

*In the case of lossless JPEG compression, differentiation was applied to rows and/or columns of the rearranged images, before compressing the images. Differentiation along each image row (time differentiation), along each image column (space differentiation) and along both directions (time-and-space differentiation) provided reductions on the file size of  $39.5 \pm 1.4\%$ ,  $38.5 \pm 1.6\%$  and  $38.3 \pm 0.6\%$  respectively. These are reference values for lossless compression (infinite signal-to-error ratio) of high-density EMG signals.*

*We observed that the simple procedures of time-differentiation for lossless JPEG and signal rearrangement for lossy JPEG resulted in better compression ratios.*

*So, the application of lossless JPEG compression to multi-channel EMG signals must be preceded by the time-differentiation of single-differential signals to achieve the higher compression ratios with lossy JPEG compression, data should be placed in an image where each row represents one of the signals varying in time, with the signal-placement order established by sweeping the electrode matrix in a direction that is perpendicular to the muscle fibers.*

## **Caratteristiche dei potenziali d'azione extracellulari generati da unità motorie profonde**

## **Essential features of the extracellular action potentials produced by deep motor units**

T.I. Arabadzhev, R. Merletti

I segnali EMG di superficie registrati con una griglia di elettrodi da un'ampia area del muscolo erector spinae (che è coperto da uno spesso strato di tessuto sottocutaneo) sono solitamente caratterizzati da una forma molto simile tra loro e non mostrano propagazione. Queste caratteristiche sono diverse da quelle dei segnali registrati da muscoli superficiali, in cui può essere osservata la propagazione dei potenziali d'azione di unità motoria utilizzando elettrodi posti nella direzione longitudinale del muscolo. Tuttavia, la stima di indici spettrali come frequenza media e mediana permette di caratterizzare il profilo di fatica mio-elettrica sia per muscoli profondi sia per muscoli superficiali.

Per approfondire questo tema, abbiamo simulato i potenziali d'azione di unità motoria (MUAPs, nel dominio temporale) e i campi elettrici (nel dominio spaziale) generati da una singola fibra o da una singola unità motoria in un volume conduttore anisotropo prelevati a differenti distanze dalla fibra (fibre).

I campi elettrici dei MUAPs sono stati simulati considerando fibre rettilinee, parallele tra di loro e rispetto alla superficie, e con una lunghezza media di 123 mm. Sono stati usati potenziali d'azione intracellulari (IAPs) e velocità di conduzione muscolare tipici di muscoli non affaticati (4 mm/ms per una fibra di 55  $\mu\text{m}$  di diametro) e affaticati (3 mm/ms per una fibra di 55  $\mu\text{m}$  di diametro). È stato simulato un territorio di unità motoria circolare con un diametro di 6 mm, contenente 250 fibre. I MUAPs simulati sono stati rilevati con elettrodi puntiformi in configurazione monopolare e singolo-differenziale longitudinale (LSD) da un'ampia area al di sopra dell'unità motoria. Non sono stati considerati né il crosstalk, né altre fonti di disturbo.

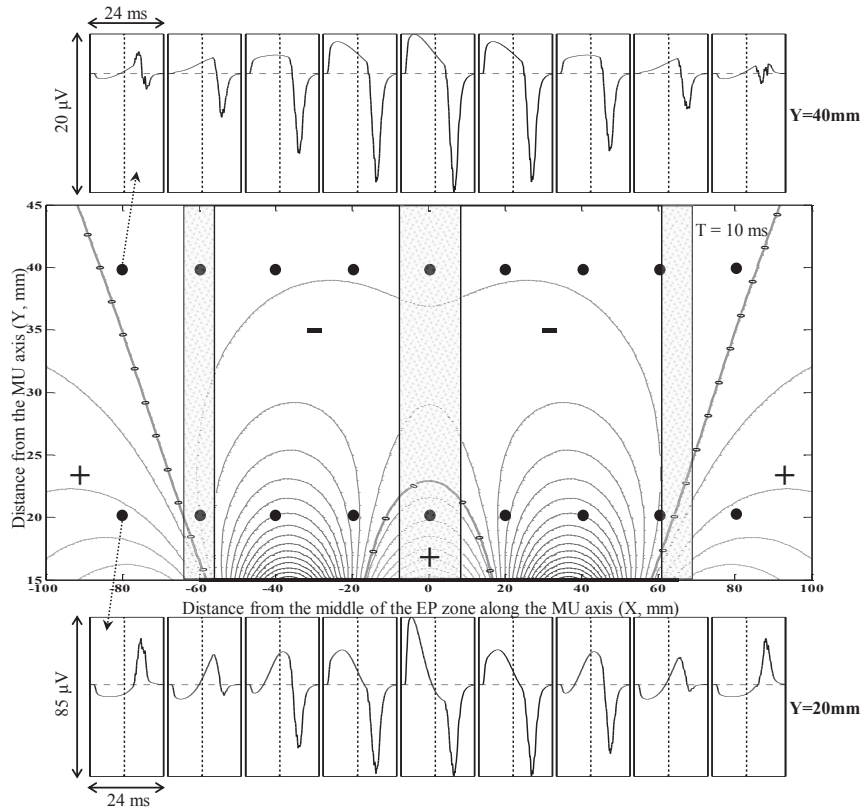
*The surface EMG signals recorded with a grid of electrodes from a wide area above the erector spinae muscle (which is covered by a thick layer of subcutaneous tissue) are often very similar in shape, with no apparent propagation. This is contrary to the superficial muscles, where motor unit (MU) propagation could be detected between longitudinally displaced electrodes. However, using spectral indices like median or mean frequencies, muscle fatigue could be estimated in deep as well as in superficial muscles.*

*To further explore this subject, we simulated MU action potentials (MUAP, in time domain) and potential fields (in space domain) generated by a single fibre or MU in an anisotropic volume conductor detected at different distances from the fibre(s). The simulated MUAPs/potential fields were generated by fibres that were straight, parallel to each other and to the surface, and not very short (average length 123 mm). We used intracellular action potentials (IAPs) and muscle fibre propagation velocities typical for non-fatigued (4 mm/ms for a fibre of 55  $\mu\text{m}$  diameter) or fatigued muscles (3 mm/ms for a fibre of 55  $\mu\text{m}$  diameter). The MU territory was circular with diameter 6 mm, and contained 250 fibres. The simulated MUAPs were detected by monopolar and longitudinal single differential (LSD) point electrodes from a wide area above the MU. Neither crosstalk nor external disturbances were considered in our model.*

*We have shown that the potential distribution generated by deep MUs is more uniform than the one generated by superficial MUs (compare the equipotential lines at  $Y=20$  mm and  $Y=40$  mm in the Figure). This follows from the fact that the distances between any electrode and the source propagating along the fibres differ much less for deep than for superficial muscles. Our simulations*

Abbiamo osservato che la distribuzione di potenziale generata da unità motorie profonde è più uniforme rispetto a quella generata da unità motorie superficiali (confrontare le linee equipotenziale a  $Y=20$  mm e  $Y=40$  mm in Figura). Questo deriva

confirmed the similarity of shapes and lack of propagation in MUAPs detected from deep MUs (see boxes with MUAPs above the plot of potential field in the Figure) irrespective of the detection type (monopolar or LSD), relatively simple MU



Distribuzione del campo elettrico generato da un'unità motoria 10 ms dopo l'eccitazione a livello della placca motrice (EP).

Le aree grigie denotano le aree di fine fibra (destra e sinistra) e la placca motrice (in centro). Le linee a potenziale nullo sono più spesse rispetto al resto delle linee equipotenziale, e sono indicate con cerchi vuoti.

La polarità è indicata con "+" (positivo) o "-" (negativo).

Due serie temporali di MUAPs sono riportate sopra e sotto le linee equipotenziale. Ogni serie è ottenuta in simulazione con elettrodi puntiformi monopolarari a distanze radiali costanti:  $Y=40$  mm (sopra), and  $Y=20$  mm (sotto). La posizione esatta del punto di registrazione di ogni MUAP è indicato sul campo elettrico (cerchi pieni). Le linee puntinate nei riquadri dei MUAPs indicano gli istanti a cui fa riferimento il campo elettrico disegnato ( $T=10$  ms).

Le linee tratteggiate indicano l'ampiezza nulla. La negatività è verso l'alto.

The distribution of the potential field generated by a motor unit 10 ms after the excitation initiation at the end-plate (EP) region. The shaded areas denote fibre-end (left and right), and EP(middle) areas. The zero-lines are slightly thicker than the rest of the equipotential lines, and are marked with open circles. The polarity is denoted with '+' (positive), or '-' (negative). Two sets of boxes with MUAP time series are shown above and below the plot of equipotential lines. Each MUAP set was detected by a monopolar point electrode at constant radial distance:  $Y=40$  mm (above), and  $Y=20$  mm (below). The exact position of each MUAP detection point is indicated in the potential field plot (filled circles). Dotted lines in MUAP boxes indicate the instant captured on the potential field plot ( $T=10$  ms). Dashed lines indicate the zero amplitude line. Negativity is upward.

dal fatto che le distanze tra ciascun elettrodo del sistema di prelievo e la sorgente propagante lungo le fibre sono molto più simili tra di loro rispetto al caso di unità motorie superficiali. Le nostre simulazioni hanno confermato la somiglianza delle forme e la mancanza di propagazione dei MUAPs registrati da unità motorie profonde, a prescindere dalle caratteristiche del sistema di prelievo (monopolare o LSD), dall'architettura dell'unità motoria e dall'assenza di disturbi esterni. Queste osservazioni possono essere spiegate dalla maggiore uniformità dei campi elettrici generati dalle unità motorie profonde.

La posizione asimmetrica delle giunzioni miotendinee rispetto alla zona di innervazione, o una più corta lunghezza delle fibre, hanno prodotto MUAPs simulati con forma complessa, principalmente in relazione all'interferenza tra le due fasi terminali (effetti di fine fibra).

È stato inoltre osservato che, in muscoli profondi, l'aumento del peso relativo delle fasi terminali sulla forma dei MUAPs (che è strettamente collegata a quella di IAPs) offre la possibilità di valutazione non invasiva (realizzabile con specifici indici spettrali) delle variazioni di depolarizzazione della membrana indotte da fatica o patologia.

*architecture and absence of external disturbances. The higher uniformity of electrical fields generated by deep MUs could readily explain this. The asymmetric position of the fibre-ends with respect to end plate, or shorter fibre lengths, brought up more complex MUAP shapes, mainly due to the interference between terminal phases (end-of-fibre effects). We have also shown that in deep muscles, the great increase of the relative weight of MUAP terminal phases, whose shape is closely related to that of the IAPs, could provide a good opportunity for non-invasively assessing the changes in membrane depolarization due to fatigue or pathology, using specific spectral indices.*

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

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

### **Studio della posizione dei territori delle unità motorie nel muscolo gastrocnemio mediale dell'uomo attraverso EMG di superficie**

### ***Studying the location of motor unit territories in the human gastrocnemius muscle from surface EMG***

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

Abbiamo recentemente dimostrato che la dimensione longitudinale del territorio di singole unità motorie è relativamente piccola (~4 cm) in relazione alla lunghezza del muscolo gastrocnemio mediale (GM).

Nel presente studio, abbiamo utilizzato segnali elettromiografici (EMG) di superficie per rispondere al seguente quesito: popolazioni di unità motorie di tipo differente occupano regioni localizzate del muscolo GM nell'uomo? Se così fosse, ci aspetteremmo che le attività del muscolo GM, elettricamente indotta e durante mantenimento della postura eretta, siano localmente rappresentate nei segnali EMG di superficie.

Sono stati acquisiti segnali EMG di superficie da nove soggetti sani, utilizzando in ciascuno una schiera lineare da 16 elettrodi (distanza inter-elettrodica: 10 mm), posizionata in modo

*Very recently, we showed that the longitudinal size of the territory of individual motor units is relatively small (~4 cm) in relation to the length of the medial gastrocnemius muscle (MG). In the current study, we used surface electromyograms (EMGs) to address the question: do populations of motor units of different physiological types occupy discrete regions in the human MG muscle? If individual populations of motor units occupy discrete muscle regions, we expect the MG activity, elicited electrically and during quiet standing, to be represented locally in the surface electromyograms.*

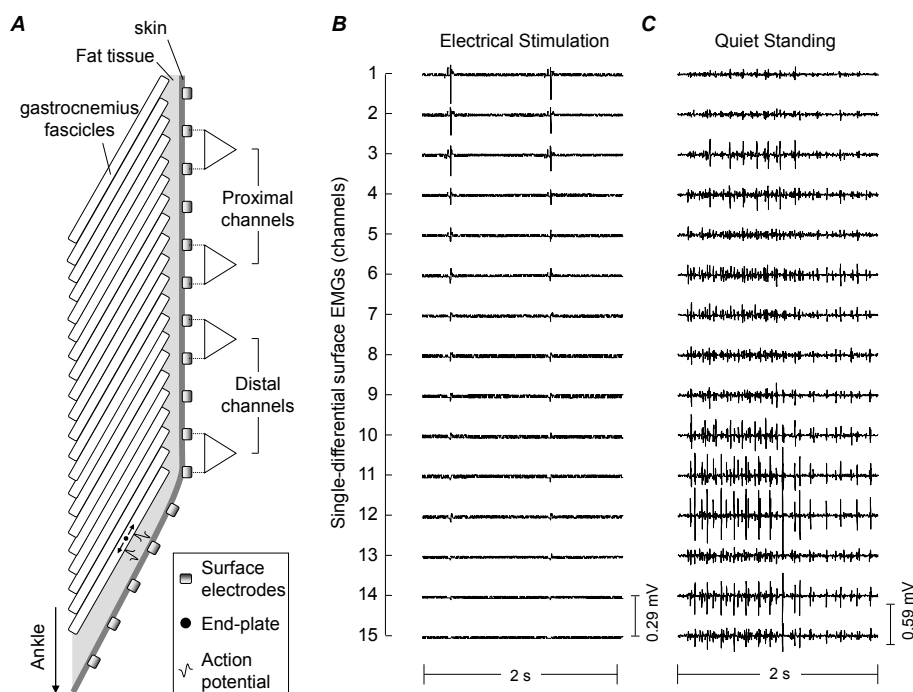
*Surface EMGs were recorded from nine healthy subjects with a linear array of 16 electrodes (10 mm inter-electrode distance), which covered as much as possible of the MG length. To sample EMGs from a population of large and small motor*

da coprire la maggior lunghezza possibile del muscolo MG.

Sono stati condotti due protocolli, finalizzati ad acquisire segnali EMG da diverse popolazioni di unità motorie: 1) sono stati applicati al nervo tibiale di ciascun soggetto impulsi elettrici (con tecnica di stimolazione bipolare) nel corso del mantenimento della postura eretta su due pedane. L'ampiezza di stimolazione era quella minima in grado di produrre onde M osservabili e la frequenza di stimolazione è risultata pari a 1 pps per 400 secondi. 2) A ciascun soggetto è stato richiesto di mantenere la postura eretta per 40 secondi.

units we applied two protocols: 1) Bipolar current pulses were delivered to the tibial nerve while subjects stood quietly on two footplates. Stimulation amplitude was the least leading to the first observable M-waves and stimulation frequency was set at 1 pps for 400 seconds. 2) Subjects were asked to stand quietly for 40 seconds.

Single differential EMGs were amplified by 1 k (protocol 1) and 5 k (protocol 2) and sampled at 2048 Hz using a 12 bit A/D converter (EMG-USB amplifier, LISiN and OT Bioelettronica, Torino, Italy). Average rectified values were calculated from individual EMGs in each of the 15 channels,



A) Rappresentazione schematica dell'attività EMG del muscolo gastrocnemio mediale (GM), in direzione prossimo-distale. Data la pennazione del muscolo GM, l'attivazione di differenti fibre presenta una distribuzione locale a livello dell'aponeurosi superficiale. Elettrodi di superficie allineati parallelamente alla direzione delle fibre muscolari non sono stati quindi considerati per l'analisi. B) e C) mostrano esempi rappresentativi di segnali EMG di superficie acquisiti durante stimolazione elettrica del nervo tibiale e durante mantenimento della postura eretta. Si noti che gli spike nei segnali EMG (onde M nella sezione B e potenziali d'azione di unità motoria nella sezione C) sono maggiormente rappresentati nella porzione prossimale e distale, rispettivamente, del muscolo GM.

A) Schematic representation of how proximal and distal MG activity was represented in the array of electrodes. Because of MG pennation, the activity from different fibers is represented locally on the superficial aponeurosis. Electrodes aligned parallel to MG fibers were, then, not considered for analysis. B) and C) show the surface EMGs during electrical stimulation of the tibial nerve and in quiet standing, respectively. Note that spikes in the EMGs, M-waves in B and motor units potentials in C, are more likely represented in the proximal and distal MG regions respectively.



I segnali EMG singolo-differenziali sono stati amplificati (protocollo 1: x 1000; protocollo 2: x 5000), campionati a 2048 Hz con conversione A/D su 12 bit (amplificatore EMG-USB, LISiN e OT Bioelettronica, Torino, Italy).

Sono stati calcolati i valori rettificati medi per ciascuno dei 15 segnali EMG, su epoche da 20 ms (protocollo 1) o 250 ms (protocollo 2).

I segnali prelevati al di sopra dell'aponeurosi superficiale sono stati equamente raggruppati in segnali prossimali e distali (Figura), il che ha permesso l'identificazione di attività localizzate di unità motorie lungo il muscolo GM.

Nel corso della stimolazione elettrica del nervo tibiale sono dapprima attivate le unità motorie più grandi. Il mantenimento della postura eretta, invece, richiede una minima attivazione del muscolo GM, quindi sono reclutate solo unità motorie piccole.

In questo studio abbiamo quantificato le variazioni locali di ampiezza dei segnali EMG lungo il muscolo GM al fine di verificare se unità motorie diverse (grandi e piccole) occupino regioni differenti.

I risultati hanno mostrato rilevanti differenze nell'attività del muscolo GM in senso prossimo-distale nelle due diverse condizioni sperimentali (stimolazione elettrica vs mantenimento della postura eretta). In risposta ad impulsi di corrente si sono osservate per tutti i soggetti onde M nei segnali EMG più prossimali (Figura).

Nel mantenimento della postura eretta, invece, l'attività muscolare è risultata maggiore nella porzione distale del muscolo GM rispetto alla porzione prossimale (Figura;  $p = 0.033$ ;  $n = 9$  soggetti).

Considerato che i segnali EMG di superficie registrati da muscoli pennati riflettono il numero di fibre muscolari attivate al sotto degli elettrodi, l'attività muscolare localizzata osservata in questo studio suggerisce che popolazioni di unità motorie con bassa o alta soglia di attivazione occupino differenti regioni del muscolo GM.

*across epochs of 20 ms (protocol 1) or epochs of 250 ms (protocol 2). Channels located above the superficial aponeurosis were equally grouped into proximal and distal categories (Figure), allowing for the identification of localized activity of motor units along the MG muscle.*

*During electrical stimulation of the tibial nerve, the largest motor units are elicited first. Standing quietly, on the other hand, requires minimal MG activity and, thus, only the smallest units are recruited. In this study we quantified local variations in EMGs amplitude along the MG muscle to test for whether large and small motor units occupy discrete regions. Our results show striking differences in proximo-distal MG activity between electrical stimulation and standing. In response to current pulses, M-waves appeared consistently in the most proximal channels (Figure), for all the nine subjects tested. When subjects stood at ease, however, significantly higher muscle activity was recorded from the distal rather than from the proximal MG region (Figure;  $p = 0.033$ ;  $n = 9$  subjects). Considering that surface EMGs from pennate muscles reflect the number of fibers active beneath the recording electrodes, the localized activity reported in this study suggests that populations of motor units with either low or high activation threshold, occupy different MG regions.*

## **Le manifestazioni mioelettriche di fatica sono distribuite regionalmente nel gastrocnemio mediale?**

## **Are the myoelectric manifestations of fatigue distributed regionally in the human medial gastrocnemius muscle?**

A. Gallina, R. Merletti, T.M.M. Vieira

Questo studio indaga la distribuzione spaziale delle variazioni del segnale EMG durante un protocollo affaticante dei muscoli flessori plantari della caviglia. Rilievi EMG di superficie, infatti, suggeriscono che l'attivazione del gastrocnemio mediale (MG) sia organizzata regionalmente. Di conseguenza, le manifestazioni mioelettriche di fatica potrebbero manifestarsi regionalmente nel MG. Sapendo che elettrodi di superficie registrano attività localizzate nei muscoli pennati, se la fatica mioelettrica si manifestasse localmente nel muscolo MG, allora variazioni di ampiezza e frequenza dovute alla fatica sarebbero rappresentate localmente.

Dodici soggetti di sesso maschile sono stati posizionati su una sedia attrezzata per l'esperimento, con il piede destro fissato in posizione neutra su una pedana di forza verticale, con ginocchio esteso ed anca flessa. Sono state richieste flessioni plantari ripetute al 50% della contrazione massima volontaria, ad intervalli di 5 secondi di contrazione e 5 s di riposo fino ad esaurimento. Una matrice di elettrodi (7x16) è stata posizionata sul polpaccio in seguito a valutazione con ecografo, ed è stata utilizzata per prelevare EMG dal MG. I segnali monopolari sono stati amplificati 1-5 k e campionati insieme alla forza a 2048 Hz, usando un convertitore A/D a 12 bit (amplificatore EMG-USB, LISiN e OT Bioelettronica, Torino, Italia). I segnali sono stati filtrati passa-banda (15 – 350 Hz, filtro Butterworth di secondo ordine) e la frequenza mediana (MDF) è stata calcolata per ogni canale singolo differenziale. La pendenza della retta di regressione (MDF nel tempo) è stata usata per stimare variazioni dello spettro del segnale EMG nel tempo per ogni canale. Questi 105 valori

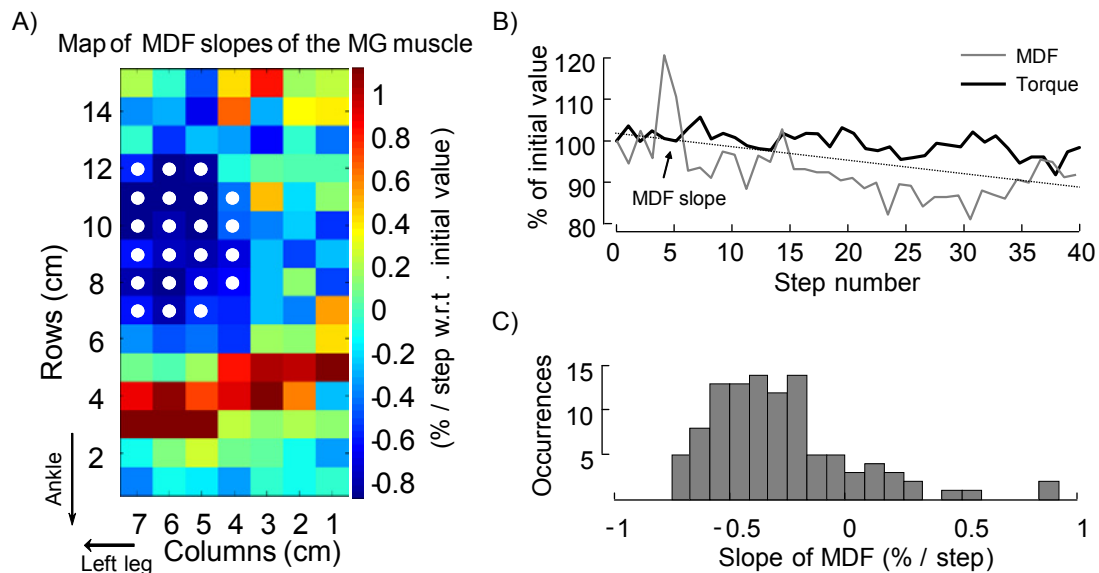
*This study investigates the spatial distribution of EMG signal variations during a fatiguing protocol of ankle plantar flexor muscles. Evidences from surface electromyography, in fact, suggest that activation of the medial gastrocnemius (MG) muscle is organized regionally. As a consequence, myoelectric fatigue might manifest regionally in the MG muscle: given the fact that surface electrodes detect local activity in pennate muscle, if myoelectric fatigue manifest locally in the MG muscle, then, variations in EMG amplitude and frequency due to fatigue would be represented locally.*

*Twelve male subjects long-sat in a custom-made chair, with their right foot fixed, in neutral position, on a force-plate assembled vertically, with their knee fully extended and the hip flexed. They were asked to perform repeated isometric plantar flexion contractions at 50% of their maximal voluntary effort until exhaustion; each contraction and each rest lasted 5s. A bidimensional electrode grid (7x16) was positioned on the calf after ultrasound assessment and used to detect surface EMG from the MG muscle. Monopolar EMGs were amplified by 1-5k and, then, sampled synchronously with the force data at 2048 Hz, using a 12 bit A/D converter (EMG-USB amplifier, LISiN and OT Bioelettronica, Turin, Italy). After band-pass filtering (15-350 Hz, 2nd order Butterworth filter), median frequency (MDF) was calculated from each single differential EMG to identify localized manifestation of fatigue. The rate of change (MDF in time) was used to estimate variations in EMG spectrum across the fatiguing protocol for each channel. The 105 rate of change values were then used to create a bidimensional map. Finally, the watershed algo-*

sono stati usati per creare una mappa bidimensionale. Infine, l'algoritmo Watershed è stato applicato per identificare variazioni localizzate in queste mappe di fatica (sezione A della Figura).

MDF è diminuita in tutti i soggetti ( $p < 0.01$ ). La sezione B della Figura mostra un tipico trend della frequenza (MDF mediata su tutti i canali). Tuttavia, considerando ogni canale singolarmente, si possono notare alcune differenze (sezione C della Figura): alcuni canali hanno valori vicino a zero, altri sono positivi (pochi canali), altri sono molto inferiori di zero. I canali con il maggior decremento di MDF sono localizzati in una porzione localizzata del muscolo (sezione A della Figura), mentre i canali in cui MDF aumenta o rimane costante nel tempo sono dispersi sulla matrice. In media,  $33 \pm 13$  (media  $\pm$  deviazio-

ri) was applied to identify localized variations in these fatigue maps (Figure, panel A). MDF decreased consistently ( $p < 0.01$ ) across subjects. Figure (panel B) shows a typical frequency trend (MDF averaged over all the channels). However, considering each channel individually, different trends are evident (Figure, panel C): some slopes are distributed closely to zero, others are positive (few occurrences), others are far smaller than zero. The surface EMGs showing the greatest decrease in MDF were grouped within a localized muscle area (Figure, panel A), whereas those showing constant or increasing MDF values were dispersed across the matrix. On average,  $33 \pm 13$  (mean  $\pm$  SD) out of 105 single-differential, surface EMGs showed significant variations in MDF. These signals were grouped predominantly in



A) Mappa di MDF (pendenza della retta di regressione) di un soggetto. I punti bianchi corrispondono ai canali dove MDF è diminuita di più, identificati con l'algoritmo di Watershed. B) Coppia di flessione plantare (linea nera) e MDF mediata su tutti i canali (linea grigia) normalizzate rispetto al loro valore iniziale per un soggetto; è anche mostrata la retta di regressione di MDF (linea puntinata). C) Istogramma ( $N = 105$ ) di pendenza della retta di regressione di MDF con valori positivi e negativi; andamenti simili sono riscontrabili negli altri soggetti.

A) Map of MDF slopes for one subject. White circles correspond to the channels where greatest decreases in MDF occurred, identified after watershed segmentation. B) Plantar flexion torque (black line) and MDF averaged across channels (gray line) normalized respect to initial values are shown for one subject; MDF slope (dotted line) is also represented. C) Histogram ( $N=105$ ) of MDF slope shows both positive and negative occurrences across the channels; similar trends were present in the other subjects.

ne standard) su 105 canali singolo differenziali hanno mostrato variazioni significative di MDF. Questi segnali sono raggruppati principalmente in una regione del muscolo, e l'algoritmo di Watershed ha identificato queste zone in modo appropriato. Rispetto alla regione cutanea che ricopre il muscolo MG e considerando tutti i partecipanti, i canali con variazioni significative di MDF sono localizzati in un'area di  $36.5 \pm 13.34$  cm<sup>2</sup>. È interessante notare che è presente un'area comune tra i soggetti dove si è manifestata la fatica, tipicamente nella regione centro-laterale del MG. I nostri risultati dimostrano che nel MG la fatica si manifesta localmente durante flessioni plantari sub-massimali.

*one muscle region, and the watershed algorithm tracked these localized variations remarkably well (see white circles in Figure, panel A).*

*With respect to the large skin region covering the MG muscle and considering all participants, the surface EMGs showing significant variations in MDF were confined to an average area of  $36.5 \pm 13.34$  cm<sup>2</sup>. Interestingly, there was a common area across subjects where myoelectric fatigue manifested, typically in the central-lateral MG region. According to our results, MG fatigue occurs locally during submaximal plantar flexion contractions.*

## **Studio di fattibilità dell'acquisizione di segnali elettromiografici di superficie in pazienti affetti da obesità severa**

## **Feasibility study of detecting multichannel surface electromyograms in severely obese patients**

F. Agosti, A. Botter, F. Lanfranco, M.A. Minetto, A. Patrizi, A. Sartorio, S. Sprager

L'analisi nel dominio del tempo e della frequenza dei segnali EMG di superficie acquisiti durante contrazioni muscolari affaticanti consente di valutare le manifestazioni mioelettriche di fatica, utili per differenziare muscoli e soggetti che presentino differenti profili di affaticabilità.

Obiettivi dello studio sono stati: a) esaminare se i segnali EMG di superficie possano essere acquisiti anche dai muscoli di pazienti affetti da obesità severa e b) indagare se questi pazienti presentino un differente profilo di fatica mioelettrica rispetto a soggetti di controllo.

Sono stati studiati quattordici pazienti obesi (età, media  $\pm$  DS,  $37.4 \pm 8.8$  anni; indice di massa corporea,  $44.9 \pm 6.3$  kg/m<sup>2</sup>) e quattordici controlli sani (età, media  $\pm$  DS,  $35.0 \pm 12.7$  anni; indice di massa corporea,  $23.7 \pm 2.5$  kg/m<sup>2</sup>).

Sono stati studiati, in corso di contrazioni isometriche volontarie, i muscoli vasto laterale e mediale del quadricipite dominante.

Ogni soggetto ha eseguito contrazioni isometriche intermittenti (10 s di contrazione alternati a 5 s di recupero) a intensità pari al 50% della forza massima (MVC), sino a esaurimento. Il protocollo è stato interrotto (tempo di endurance) quando la forza prodotta risultava inferiore al 40% MVC per >2 s. In aggiunta, i due vasti sono stati studiati durante contrazioni isometriche elettricamente indotte. Sono stati applicati, a ciascuno dei due muscoli, treni di stimolazione da 120 s (secondo un ordine randomizzato), utilizzando una corrente di stimolazione in grado di generare onde M massimali ed una frequenza di stimolazione pari a 20 Hz. Tra le contrazioni dei due muscoli è stato osservato un periodo di recupero pari a 5 min.

Segnali EMG di superficie sono stati acquisiti dai due vasti utilizzando schiere lineari da 4 elet-

*The analysis in the time and frequency domains of surface EMG signals detected during fatiguing muscle contractions allows the assessment of the myoelectric manifestations of fatigue, which are useful to differentiate between muscles and subjects with different fatigue profiles.*

*Aims of this study were: a) to examine if surface EMG signals can be detected from muscles of severely obese patients and b) to investigate if differences exist between the myoelectric fatigue profile of obese patients and lean controls.*

*Fourteen severely obese patients (age, mean  $\pm$  SD,  $37.4 \pm 8.8$  years; body mass index,  $44.9 \pm 6.3$  kg/m<sup>2</sup>) and fourteen healthy controls (age, mean  $\pm$  SD,  $35.0 \pm 12.7$  years; body mass index,  $23.7 \pm 2.5$  kg/m<sup>2</sup>) were studied.*

*The vastus medialis and lateralis of the dominant thigh were concurrently investigated during voluntary isometric contractions. Each subject performed intermittent (10-s long contraction/5-s long recovery) isometric contractions at 50% of the maximal voluntary contraction (MVC) until exhaustion. The protocol was terminated (time to task failure) when the target force fell below 40% MVC for >2 s. Thereafter, the two vasti of the dominant thigh were investigated during electrically-elicited isometric contractions. One 120-s long stimulation burst was delivered to each of the two muscles (in random order), at the current intensity generating the maximal M-wave and at the stimulation frequency of 20 Hz. A recovery period of five minutes was applied between the contractions.*

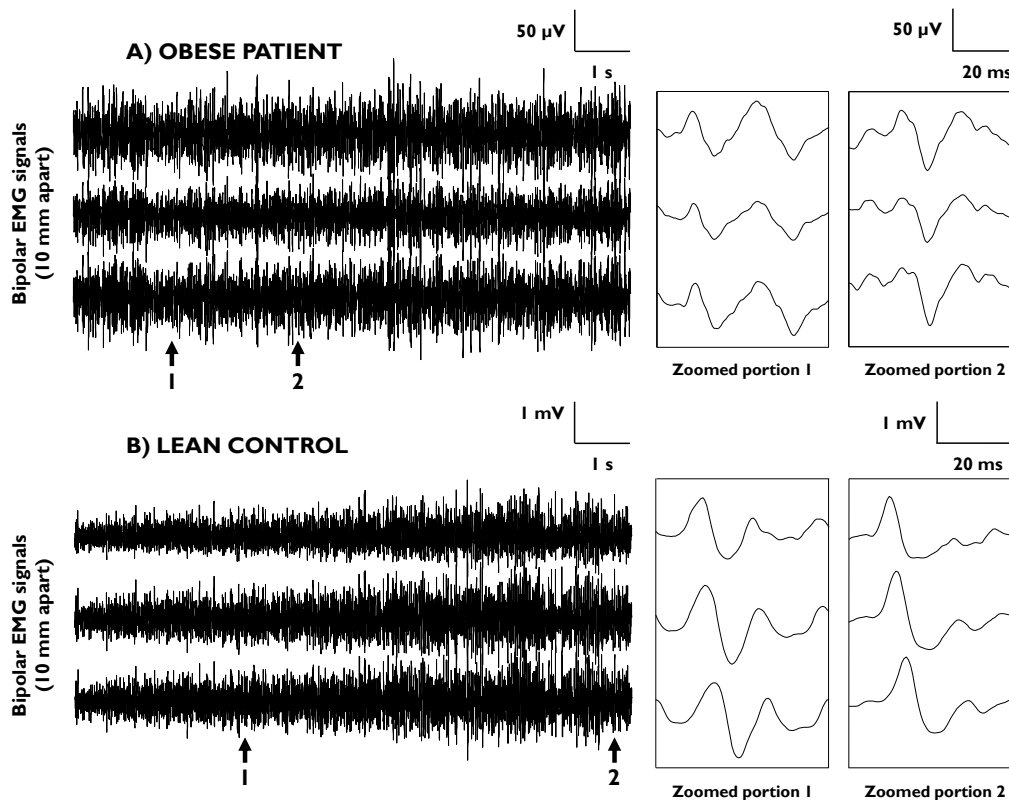
*Surface EMG signals were detected from the vasti by linear arrays of four electrodes (interelectrode distance: 10 mm), amplified (multichannel EMG amplifier, EMG-USB, LISiN and OT*

trodi (distanza interelettrodoica: 10 mm). I segnali acquisiti sono stati amplificati (amplificatore EMG multicanale, EMG-USB, LISiN e OT Bioelettronica, Torino, Italy), filtrati (10–500 Hz), campionati a 2048 Hz, sottoposti a conversione analogico-digitale (12 bit), visualizzati online e memorizzati per successive analisi.

La Figura mostra un esempio di segnali EMG di superficie acquisiti durante una contrazione volontaria sotto-massimale in un paziente obeso (sezione A) e in un soggetto sano di controllo (sezione B). Sono evidenti in entrambe le sezioni potenziali d'azione di unità motoria. Tuttavia, l'ampiezza dei segnali EMG acquisiti dal paziente obeso è risulta-

*Bioelettronica, Torino, Italy), band-pass filtered (10–500 Hz), sampled at 2048 Hz, A/D converted on 12 bits, displayed online and stored for further analysis.*

*The Figure shows an example of surface EMG signals detected during a submaximal voluntary contraction of one obese patient (panel A) and one control subject (panel B). Action potential of individual motor units are evident in both panels. However, the amplitude of the EMG signals detected from the obese patient was much lower with respect to the control subject (note different vertical scales). Moreover, relevant shape changes of the action potential waveforms along*



Esempi rappresentativi di segnali EMG bipolari di superficie acquisiti durante contrazioni volontarie sotto-massimali (50% della forza massima) in un paziente obeso (sezione A) e in un soggetto di controllo (sezione B). Si notino le differenze tra le scale verticali e tra le morfologie dei potenziali di unità motoria nelle porzioni ingrandite dei due segnali.

*Representative examples of bipolar surface EMG signals detected during a submaximal (50% of the maximal force) voluntary contraction of one obese patient (panel A) and one control subject (panel B). Note different vertical scales and different shapes of the action potential waveforms in the zoomed portions of the two signals.*

ta minore rispetto al soggetto di controllo (si noti la differenza nella scala verticale). In aggiunta, sono osservabili (in questo paziente obeso e in ogni altro paziente studiato) importanti variazioni di forma dei potenziali d'azione di unità motoria. Come atteso, lo strato adiposo sottocutaneo introduce un filtraggio spaziale, incrementando la distanza tra l'elettrodo e la sorgente del segnale mioelettrico e realizzando quindi un'attenuazione e una variazione di morfologia del potenziale di superficie.

Non sono state osservate differenze statisticamente significative tra i due gruppi né per il tempo di endurance (pazienti obesi:  $130 \pm 117$  s vs. soggetti di controllo:  $115 \pm 64$  s;  $P=0.7$ ) né per le manifestazioni mioelettriche di fatica durante contrazioni volontarie affaticanti. Infatti, i tassi di variazione normalizzati della frequenza media dello spettro di potenza del segnale EMG sono risultati sovrapponibili tra pazienti e controlli sia per il vasto laterale (pazienti obesi:  $-0.023 \pm 0.017\%/s$  vs. soggetti di controllo:  $-0.037 \pm 0.044\%/s$ ;  $P=0.9$ ) sia per il vasto mediale (pazienti obesi:  $-0.019 \pm 0.016\%/s$  vs. soggetti di controllo:  $-0.030 \pm 0.044\%/s$ ;  $P=0.9$ ).

In aggiunta, i tassi di variazione normalizzati della frequenza media ottenuti per le contrazioni elettricamente indotte sono risultati sovrapponibili tra pazienti e controlli sia per il vasto laterale (pazienti obesi:  $-1.37 \pm 0.72\%/s$  vs. soggetti di controllo:  $-0.88 \pm 0.71\%/s$ ;  $P=0.1$ ) sia per il vasto mediale (pazienti obesi:  $-1.31 \pm 0.75\%/s$  vs. soggetti di controllo:  $-0.82 \pm 0.28\%/s$ ;  $P=0.2$ ).

In conclusione, questi risultati indicano che l'acquisizione di segnali EMG di superficie risulta possibile anche da muscoli di pazienti affetti da obesità severa, i quali mostrano manifestazioni mioelettriche di fatica sovrapponibili a quelle di soggetti sani normopeso.

*different channels were observed in EMG signals detected from this representative and all other obese patients. As expected, the subcutaneous fat layer acted as a spatial filter, increasing the distance between electrode and source and thus attenuating and smoothing the surface potential over the region of active muscle.*

*No differences were observed between the two groups in either the time to task failure (obese patients:  $130 \pm 117$  s vs. lean controls:  $115 \pm 64$  s;  $P=0.7$ ) or the myoelectric manifestations of fatigue during voluntary fatiguing contractions. In fact, the normalized rates of change of mean frequency were comparable between obese patients and lean controls for both the vastus lateralis (obese patients:  $-0.023 \pm 0.017\%/s$  vs. lean controls:  $-0.037 \pm 0.044\%/s$ ;  $P=0.9$ ) and medialis (obese patients:  $-0.019 \pm 0.016\%/s$  vs. lean controls:  $-0.030 \pm 0.044\%/s$ ;  $P=0.9$ ). Moreover, the normalized rates of change of mean frequency obtained during electrically elicited contractions were comparable between obese patients and lean controls for both the vastus lateralis (obese patients:  $-1.37 \pm 0.72\%/s$  vs. lean controls:  $-0.88 \pm 0.71\%/s$ ;  $P=0.1$ ) and medialis (obese patients:  $-1.31 \pm 0.75\%/s$  vs. lean controls:  $-0.82 \pm 0.28\%/s$ ;  $P=0.2$ ).*

*In conclusion, the present findings indicate that surface EMG signal detection is feasible also in severely obese patients and that these patients show myoelectric fatigue profiles comparable to those of lean controls.*

## **Proprietà di attivazione delle unità motorie durante crampi muscolari elettricamente indotti dopo blocco nervoso periferico**

## **Motor unit discharge properties during muscle cramps electrically-elicited after peripheral nerve block**

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

L'origine dei crampi muscolari è stata oggetto di ampio dibattito. I crampi possono risultare da un'anomala attivazione delle branche terminali degli assoni motori (origine periferica) oppure dall'ipereccitabilità dei neuroni motori (origine centrale). In un precedente e rilevante studio, Bertolasi et al. (Ann Neurol 1993;33:176-180) osservarono che crampi del muscolo flessore breve dell'alluce possono essere indotti, anche dopo blocco nervoso periferico, attraverso stimolazione elettrica applicata distalmente rispetto al sito di induzione del blocco anestetico.

Tuttavia, rimangono da caratterizzare le proprietà di attivazione delle unità motorie attive in corso di crampo muscolare indotto dopo blocco anestetico. Obiettivo di questo studio è stato esaminare se un blocco nervoso periferico possa modificare l'induzione dei crampi e le proprietà di attivazione di singole unità motorie.

Otto soggetti sani di sesso maschile (età, media  $\pm$  DS,  $33.5 \pm 3.1$  anni) hanno partecipato a due sessioni sperimentali in due giorni differenti (primo giorno, condizione "intatta"; secondo giorno, condizione "bloccata"). Sono stati indotti, in ciascuno soggetto, due crampi del muscolo abduttore dell'alluce (del piede dominante) in ogni sessione sperimentale, attraverso stimolazione elettrica del punto motore muscolare. Durante il primo giorno sperimentale, sono stati acquisiti segnali EMG per la determinazione della frequenza soglia (la minima frequenza della stimolazione elettrica in grado di innescare un crampo muscolare). Dopo recupero di 30 min, è stato indotto un secondo crampo con frequenza di stimolazione doppia rispetto alla frequenza soglia. I due crampi verranno di seguito indicati come "crampo soglia" e "crampo sopra-soglia".

*The origin of cramps has been long discussed. Cramps may result from abnormal excitation of the terminal branches of motor axons (peripheral origin) or from hyperexcitability of motor neurons (central origin). In their previous relevant study, Bertolasi et al. (Ann Neurol 1993;33:176-180) found that cramps of the flexor hallucis brevis muscle could be induced, even after peripheral nerve block, by electrical stimulation distal to the block. However, the discharge properties of motor units during cramps elicited after the block have not yet been investigated.*

*Aim of this study was to examine if peripheral nerve block affects cramp induction and changes the discharge properties of individual motor units.*

*Eight healthy males (age, mean  $\pm$  SD,  $33.5 \pm 3.1$  years) participated in two experimental sessions on two separate days (first day, "Intact" condition; second day, "Blocked" condition). Two cramps of the dominant abductor hallucis muscle were elicited on each subject in the two days through electrical stimulation of the muscle motor point. During the first day, EMG signals were acquired for determining the cramp threshold frequency (i.e., the minimum frequency of electrical stimulation capable of inducing a cramp). After a recovery period of 30 min, a second cramp was elicited by applying a burst of 150 stimuli at a frequency corresponding to twice the cramp threshold frequency. These two cramps will be indicated in the following as threshold cramp and above-threshold cramp, respectively.*

*In the second experimental day, the threshold and above-threshold cramps were elicited after induction of anesthetic block of the posterior tibial nerve through the injection of  $\sim 10$  ml of lidocaine hydrochloride (Xylocaine) solution around the*



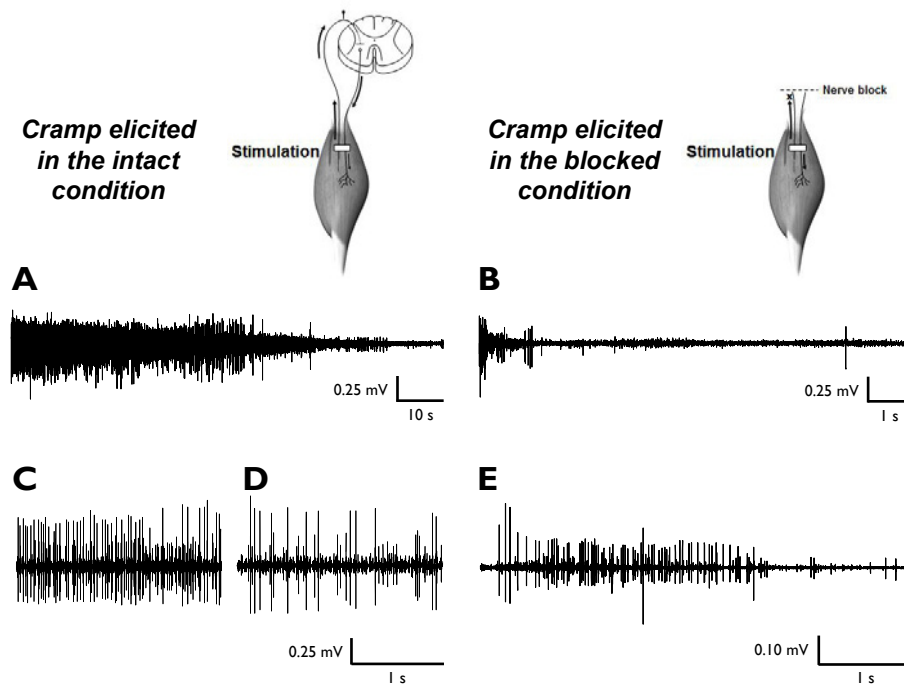
Nel secondo giorno sperimentale, i crampi soglia e sovra-soglia sono stati indotti dopo induzione di blocco anestetico ottenuto attraverso iniezione di ~ 10 ml di lidocaina (Xilocaina) attorno al nervo tibiale posteriore alla caviglia.

In entrambi i giorni sperimentali, sono stati simultaneamente acquisiti segnali EMG di superficie ed intramuscolari durante il crampo sovra-soglia, mentre i soli segnali EMG di superficie sono stati acquisiti durante il crampo soglia.

I segnali EMG di superficie ed intramuscolari sono stati acquisiti, rispettivamente, utilizzando una matrice di 30 elettrodi di superficie (6 righe x 5 colonne) e tre elettrodi intramuscolari (ciascuno dei quali composto da due fili di acciaio da 50

posterior tibial nerve at the ankle.

In both experimental days, surface and intramuscular EMG signals were concurrently recorded during the above-threshold cramps, whereas only surface EMG signals were recorded during the threshold cramps. Surface and intramuscular EMG signals were detected, respectively, by means of a grid of 30 surface electrodes (6 rows x 5 columns) and three intramuscular electrodes (that were each comprised of two 50 mm stainless-steel wires insulated with Formvar and glued together at the tip), amplified (multi-channel EMG amplifier, EMG-USB2, OT Bioelettronica, Torino, Italy), band-pass filtered (10–500 Hz and 100–4500 Hz, respectively, for the surface and



A-B) Decorso temporale di segnali EMG di superficie acquisiti durante due crampi indotti in un soggetto rappresentativo nella condizione "intatta" (A) e in quella "bloccata" (B). Si noti la differenza nella scala temporale. C-D) Segnali EMG intramuscolari acquisiti durante i 2 s iniziali (C) e finali (D) dell'attivazione di una unità motoria identificata durante un crampo indotto in un soggetto rappresentativo nella condizione "intatta". E) Segnali EMG intramuscolari acquisiti durante un crampo indotto nella condizione "bloccata" nello stesso soggetti di cui alle sezioni C-D.

A-B) Temporal development of surface EMG during two cramps elicited in the intact (A) and blocked condition (B) in one representative subject. Note different horizontal scales. C-D) Intramuscular EMG recordings during the first (C) and last (D) 2 s of activation of a motor unit detected during a cramp elicited in the intact condition in one representative subject.

E) Intramuscular EMG recording during a cramp elicited in the blocked condition in the same subject of panels C-D.

mm, con rivestimento in Formvar, incollati all'estremità). I segnali acquisiti sono stati amplificati (amplificatore EMG multicanale, EMG-USB2, OT Bioelettronica, Torino, Italy), filtrati (10–500 Hz per i segnali di superficie; 100–4500 Hz per i segnali intramuscolari), campionati a 10 kHz, sottoposti a conversione analogico-digitale (12 bit), visualizzati online e memorizzati per successive analisi.

I segnali EMG di superficie sono stati utilizzati per determinare la durata del crampo. I potenziali d'azione di singole unità motorie sono stati identificati dai segnali EMG intramuscolari attraverso un algoritmo di decomposizione (McGill et al., *J Neurosci Methods* 2005;149:121-133).

Sono stati indotti crampi muscolari in ciascuna delle due sessioni sperimentali. È mostrato in Figura un esempio di segnali EMG di superficie acquisiti durante crampi sopra-soglia indotti in un soggetto nelle due sessioni sperimentali.

La frequenza soglia è risultata significativamente maggiore nella condizione "bloccata" rispetto a quella "intatta" ( $18 \pm 3$  Hz vs.  $13 \pm 3$  Hz;  $P = 0.01$ ).

La durata del crampo e il picco di ampiezza del segnale EMG di superficie sono risultati significativamente maggiori nella condizione "intatta" ( $55.6 \pm 19.2$  s and  $47.5 \pm 24.8$   $\mu$ V) rispetto a quella "bloccata" ( $2.6 \pm 1.3$  s and  $13.9 \pm 8.8$   $\mu$ V;  $P < 0.01$ ).

Tutte le unità motorie identificate nella condizione "bloccata" ( $n = 38$ ) hanno presentato un intervallo di attivazione più breve e una frequenza di attivazione maggiore rispetto a quelle identificate nella condizione "intatta" ( $n = 37$ ) (rispettivamente,  $1.1 \pm 1.0$  s vs.  $29.5 \pm 21.8$  s,  $P < 0.0001$ ;  $25.7 \pm 11.6$  pps vs.  $20.0 \pm 5.9$  pps;  $P < 0.05$ ).

L'attività delle unità motorie identificate nella condizione "bloccata" è risultata sovrapponibile ad attivazioni ectopiche degli assoni motori, mentre nella condizione "intatta" la modalità di attivazione delle unità motorie ha presentato i caratteri tipici delle attivazioni di neuroni motori. Questi risultati indicano l'esistenza di un coinvolgimento spinale all'origine e durante lo sviluppo dei crampi muscolari.

*intramuscular recordings*), sampled at 10 kHz, A/D converted on 12 bits, displayed online and stored for further analysis.

*The interval of time in which the muscle was active during cramp development was identified from the surface EMG. The action potentials of individual motor units were identified from the intramuscular EMG with a decomposition algorithm (McGill et al., J Neurosci Methods 2005;149:121-133).*

*Cramps were elicited in all experimental sessions. The Figure shows an example of surface EMG signals detected during above-threshold cramps elicited in the two experimental conditions in one subject.*

*The cramp threshold was significantly greater in the blocked than in the intact condition ( $18 \pm 3$  Hz vs.  $13 \pm 3$  Hz;  $P = 0.01$ ). Cramp duration and peak EMG amplitude in the intact condition ( $55.6 \pm 19.2$  s and  $47.5 \pm 24.8$   $\mu$ V) were significantly greater compared to the blocked condition ( $2.6 \pm 1.3$  s and  $13.9 \pm 8.8$   $\mu$ V;  $P < 0.01$ ). All motor units identified in the blocked condition ( $n = 38$ ) had a shorter interval of activity and a greater discharge rate compared to the intact condition ( $n = 37$ ) (respectively,  $1.1 \pm 1.0$  s vs.  $29.5 \pm 21.8$  s,  $P < 0.0001$ ;  $25.7 \pm 11.6$  pps vs.  $20.0 \pm 5.9$  pps;  $P < 0.05$ ).*

*The motor unit activity detected during the blocked condition corresponded to ectopic axonal discharges, while in the intact condition the motor unit discharge patterns presented the typical characteristics of motor neuron discharges. These results indicate a spinal involvement at the origin of cramps and during their development.*

## **Attivazione delle unità motorie in pazienti con diabete mellito di tipo 2 durante contrazioni sostenute a basso livello di forza**

## **Motor unit firing pattern in type 2 diabetes mellitus patients during sustained low force contraction**

K. Fukuda, M. Gazzoni, A. Holobar, R. Merletti, T. Miyamoto, T. Moritani, K. Watanabe

Stime recenti indicano che, nell'anno 2000, 171 milioni di persone nel mondo erano affette da diabete mellito di tipo 2 e questo numero è atteso aumentare a 366 milioni nell'anno 2030. Per la prevenzione e la cura del diabete mellito di tipo 2 (T2DM), l'esercizio fisico è altamente raccomandato. Mentre risposte positive del sistema metabolico e cardiovascolare all'esercizio sono state ben documentate in questa patologia, la risposta fisiologica del sistema neuromuscolare durante l'esercizio non è completamente nota. Obiettivo di questo studio è valutare il pattern di attivazione delle unità motorie in pazienti T2DM.

Allo studio hanno partecipato otto uomini anziani con diabete mellito di tipo 2 (T2DM) (età:  $70.3 \pm 7.1$  anni, durata della malattia: 7-28 anni) e otto uomini anziani sani (CON) (età:  $72.0 \pm 3.6$  anni). I soggetti hanno eseguito una contrazione della durata di 120 s degli estensori del ginocchio in condizioni isometriche al 10% della forza massima volontaria. Durante la contrazione, sono stati acquisiti (con amplificatore EMG multicanale, EMG-USB, LISiN e OT Bioelettronica, Torino, Italy) i segnali EMG di superficie (sEMG) dal muscolo vasto laterale (VL) usando una griglia formata da 13 righe e 5 colonne di elettrodi con 8 mm di distanza interelettrodo. I segnali sEMG registrati sono stati decomposti utilizzando la tecnica Convolution Kernel Compensation (CKC) (pubblicata da Holobar et al. nel 2009). Dopo la decomposizione le unità motorie (UM) identificate sono state verificate manualmente da un operatore. In questo studio sono state considerate solo le UM attive dall'inizio alla fine della contrazione (55 di 154 per il gruppo T2DM e 49 di 139 per il gruppo CON). Il valore medio e il coefficiente di variazione (CoV) della frequenza di attivazione istantanea (IFR) sono state

Recent estimates indicate that there were 171 million people in the world with diabetes in the year 2000 and this is projected to increase to 366 million by 2030. For the prevention and management of type 2 diabetes mellitus (T2DM), exercise has been strongly recommended. While positive responses of metabolic and cardiovascular systems to exercise have been well reported in this pathology, the detailed physiological response in neuromuscular system during exercise has not been fully understood. The aim of the present study is to investigate motor unit firing pattern in T2DM patients.

Eight elderly men with type 2 diabetes mellitus (T2DM) ( $70.3 \pm 7.1$  years, duration of T2DM: 7-28 years) and eight elderly men without type 2 diabetes mellitus (CON) ( $72.0 \pm 3.6$  years) participated in this study. They performed a sustained isometric contraction at 10% of maximal voluntary contraction force of the knee extensors for 120 s. During the contraction, multi-channel surface electromyograms (sEMG) were recorded (multi-channel EMG amplifier, EMG-USB, LISiN and OT Bioelettronica, Torino, Italy) from vastus lateralis (VL) muscle using an electrode grid made of 13 rows and 5 columns of electrodes with 8 mm inter-electrode distance. Recorded sEMG signals were decomposed with the Convolution Kernel Compensation (CKC) technique (published by Holobar et al. in 2009). After the decomposition, identified motor units (MUs) were manually verified by one investigator. In this study, only MUs active from the beginning to the end of the contraction (55 out of 154 for T2DM group and 49 out of 139 for CON group) were considered. Mean and coefficient of variation (CoV) of instantaneous firing rate (IFR) were calculated from the

calcolate, per ogni UM considerata, all'inizio (10 -20 s), a metà (60-70 s), e alla fine (110-120 s) della contrazione sulla base dei tempi di attivazione.

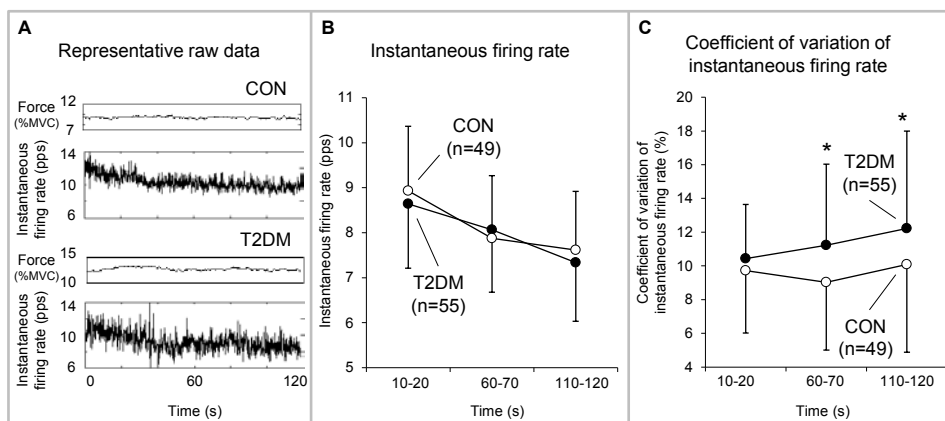
Per entrambi i gruppi il valor medio dell'IFR è diminuito nel tempo ( $p < 0.05$ ) e non sono state identificate differenze tra i due gruppi (sezione B della Figura) mentre il CoV dell'IFR è risultato maggiore nel gruppo T2DM rispetto al gruppo CON a metà e alla fine della contrazione (sezione C della Figura:  $p < 0.05$ ) dimostrando una più alta variabilità della frequenza di attivazione delle unità motorie del VL durante una contrazione a basso livello di forza nei pazienti T2DM.

Questo risultato potrebbe essere parzialmente legato ad un ridotto controllo della frequenza di attivazione delle unità motorie a causa di un alterato input afferente proveniente dai recettori periferici ai motoneuroni correlato con la neuropatia periferica diabetica.

discharge times of each considered MU at the beginning (10 -20 s), middle (60-70 s), and end (110-120 s) of the contraction.

In both groups mean IFR decreased with time ( $p < 0.05$ ) and no significant differences have been observed between the two groups (Figure, panel B), while CoV of IFR was larger in the T2DM group than in CON group in the middle and at the end of the contraction (Figure, panel C:  $p < 0.05$ ) demonstrating higher variability of motor unit firing rate in VL muscle during sustained low force contraction in T2DM patients.

This result might be partly caused by poor regulation of motor unit firing rate due to altered afferent input from peripheral receptors to motor neurons relating with diabetic peripheral neuropathy.



Contrazione dei muscoli estensori del ginocchio al 10% MVC sostenuta per 120 s.

A) Frequenza di attivazione rappresentativa per una delle unità motorie identificate in pazienti con diabete mellito di tipo 2 (T2DM) e nel gruppo di controllo (CON). Mentre la frequenza di attivazione per entrambi i gruppi diminuisce nel tempo, la variabilità della frequenza di attivazione istantanea è maggiore nel gruppo T2DM rispetto al gruppo CON. B) Media ( $\pm$ SD) della frequenza di attivazione istantanea delle UM all'inizio (10 - 20 s), a metà (60-70 s), e alla fine (110-120 s) della contrazione per i gruppi CON e T2DM. C) Coefficiente di variazione della frequenza di attivazione istantanea delle UM all'inizio (10 -20 s), a metà (60-70 s), e alla fine (110-120 s) della contrazione per i gruppi CON e T2DM. \*  $p < 0.05$ .

Sustained (120 s) isometric contraction of knee extensors at 10% MVC.

A) Representative raw instantaneous firing rate for one of the identified motor units in type 2 diabetes mellitus (T2DM) and control (CON) groups. While instantaneous firing rate for both groups decreased with time, variability of instantaneous firing rate was greater for T2DM than CON group. B) Mean ( $\pm$ SD) instantaneous firing rate of MUs at the beginning (10 -20 s), middle (60-70 s), and end (110-120 s) of the contraction for CON and T2DM groups. C) Coefficient of variation of instantaneous firing rate of MUs at the beginning (10-20 s), middle (60-70 s), and end (110-120 s) of the contraction for CON and T2DM groups. \*  $p < 0.05$ .

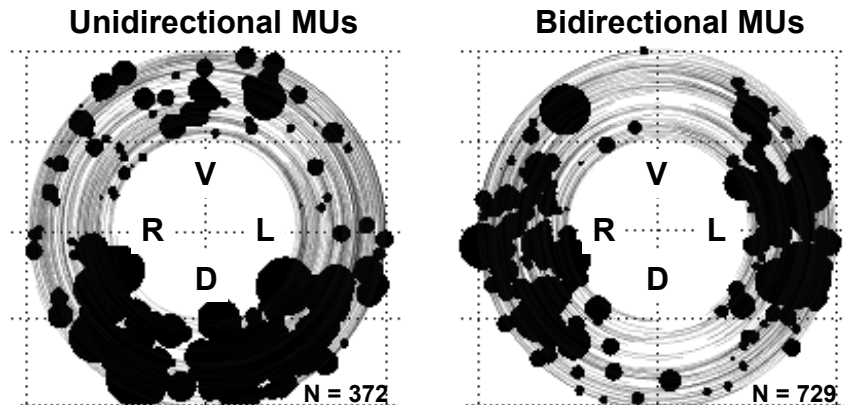
## TASI-2: caratterizzazione delle unità motorie dello sfintere anale esterno in donne gravide

C. Cescon, K. Drusany-Starič, A. Lukanovič, D. Marongiu, K. Martsidis, R. Merletti, A.M. Paoletti, O. Protsepkov, E.E. Raimondi, D. Rezeberga, D. Riva, V. Začesta, O. Zelenova

Lo scopo di questo studio è stato quello di analizzare le proprietà di singole unità motorie dello sfintere anale esterno (EAS) durante contrazioni volontarie. A questo scopo sono stati analizzati i segnali EMG prelevati dal muscolo EAS di donne gravide durante il progetto TASI-2. Il numero totale di donne gravide che hanno partecipato alla prima sessione sperimentale del progetto TASI-2 è stato 478. I segnali sono stati decomposti e sono stati estratti i template di singola unità motoria con il metodo CKC proposto da A. Holobar (2007). Il numero totale di unità motorie identificate è stato 1101. I template sono stati analizzati al fine di individuare la posizione

## TASI-2: characterization of motor units of the external anal sphincter in pregnant women

The aim of the present study was to investigate the motor unit properties of the external anal sphincter (EAS) during voluntary contractions. For this purpose we analyzed the EMG signals detected on pregnant women within the TASI-2 project. The total number of pregnant women participating to the first experimental session of the TASI-2 project was 478. The signals were decomposed and motor unit templates were extracted with the CKC method proposed by A. Holobar (2007). The total number of motor units identified was 1101. The templates were analyzed in order to identify the innervation zone position and were classified as unidirectional or bidirectional according



Distribuzione delle zone di innervazione delle unità motorie dello sfintere anale esterno in donne gravide. Le unità motorie (MUs: rappresentate come cerchi neri con raggio proporzionale alla ampiezza del potenziale d'azione di unità motoria) sono divise in due gruppi: unidirezionali (pannello a sinistra) che presentano propagazione dei potenziali d'azione in una sola direzione e bidirezionali (pannello di destra) con propagazione in entrambe le direzioni. Le zone di innervazione delle unità motorie unidirezionali sembrano essere concentrate nella parte dorsale dello sfintere, mentre quelle delle unità motorie bidirezionali sembrano essere distribuite simmetricamente nella parte sinistra e destra del muscolo.

*Distribution of motor unit innervation zones in the external anal sphincter of pregnant women. The motor units (MUs: represented as black circles with radius proportional to the motor unit action potential amplitude) are divided in two groups: unidirectional (left panel) present propagation of the action potential only in one direction while bidirectional (right panel) present propagation in both directions. The innervation zones of the unidirectional motor units seem to be concentrated in the dorsal portion of the sphincter, while those of the bidirectional motor units seem to be distributed symmetrically in the left and right portion of the muscle.*

della zona di innervazione e sono stati classificati come unidirezionali o bidirezionali a seconda della loro morfologia. Le unità motorie unidirezionali presentano propagazione del potenziale d'azione in una sola direzione, perché le giunzioni neuromuscolari sono vicine a una delle estremità delle fibre, mentre nelle unità motorie bidirezionali la propagazione è visibile in entrambe le direzioni. Le unità motorie unidirezionali sembrano essere concentrate nella parte dorsale dello sfintere, mentre le unità motorie bidirezionali sembrano essere distribuite simmetricamente nella parte sinistra e destra del EAS (Figura). Inoltre la direzione di propagazione delle unità motorie unidirezionali era prevalentemente in senso orario per le unità motorie innervate nella parte destra, mentre era in senso antiorario per le unità motorie innervate nella parte sinistra. Questo fenomeno suggerisce che le unità motorie unidirezionali possano appartenere al muscolo pubo-rettale, mentre le unità motorie bidirezionali potrebbero appartenere a ciascuna delle due porzioni del muscolo EAS. La velocità di propagazione angolare è stata stimata con un algoritmo multicanale per ogni potenziale d'azione di unità motoria ed era pari a  $260 \pm 45$  rad/s, corrispondente ad una velocità lineare di circa 1.8 m/s sulla circonferenza della sonda e di circa 4 m/s ad una profondità radiale di 10 millimetri, posizione nella quale dovrebbero trovarsi le unità motorie secondo l'anatomia dello sfintere.

*to their morphology. Unidirectional motor units present propagation of the action potential only in one direction because the neuromuscular junctions are near one end of the motor unit fibers, while bidirectional present propagation in both directions. The unidirectional motor units seem to be concentrated in the dorsal portion of the sphincter, while bidirectional motor units seem to be distributed symmetrically in the left and right portion of the EAS (Figure). In addition, the direction of propagation of the unidirectional motor units was predominantly clockwise for the motor units innervated in the right portion while was counterclockwise for the motor units innervated in the left portion. This phenomenon suggests that the unidirectional motor units might belong to the puborectalis muscle while the bidirectional motor units belong to each of the two portions of the EAS. The angular propagation velocity was estimated by means of multichannel algorithm for each motor unit action potential resulting in  $260 \pm 45$  rad/s, corresponding to a linear velocity of about 1.8 m/s on the probe circumference and of about 4 m/s at a radial depth of 10 mm where the motor units should likely be located according to the sphincter anatomy.*

## **TASI-2: effetto del parto vaginale sull'innervazione dello sfintere anale esterno**

C. Cescon, K. Drusany-Starič, A. Lukanovič, D. Marongiu, K. Martsidis, R. Merletti, A.M. Paoletti, O. Protsepko, E.E. Raimondi, D. Rezeberga, D. Riva, V. Začesta, O. Zelenova

Studi recenti hanno dimostrato che esiste una correlazione significativa tra i danni subiti dallo sfintere anale durante il parto vaginale, con o senza episiotomia, e il successivo sviluppo di incontinenza fecale nelle donne. L'episiotomia medio-laterale è di solito eseguita sul lato destro per comodità di incisione e sutura da parte di operatori non mancini. La conoscenza della posizione delle zone di innervazione (IZs) potrebbe consentire di scegliere il lato per l'esecuzione dell'episiotomia. In caso di episiotomia, evitare l'incisione vicino alle IZs potrebbe presumibilmente ridurre l'incidenza dell'incontinenza anale. Lo scopo del progetto TASI-2 era di validare i metodi sviluppati in precedenti progetti e valutare l'effetto del trauma da parto sullo sfintere anale esterno (EAS) con elettromiografia di superficie (EMG). Il numero totale di pazienti che hanno partecipato allo studio è stato 506. Nove partner clinici da cinque paesi europei (Germania, Italia, Lettonia, Slovenia, Ucraina) sono stati coinvolti in questo studio multicentrico coordinato dal LISiN. Le misure EMG sono state effettuate con una sonda rettale monouso con 16 elettrodi d'argento equamente spaziate lungo la circonferenza della sonda. Lo studio è stato diviso in due sessioni sperimentali svolte tra la 28a e la 34a settimana di gestazione e poi 6-8 settimane dopo il parto. 305 donne primipare hanno concluso il protocollo sperimentale. Il tasso di abbandono delle pazienti è stato di circa il 40%, il che significa che solo circa tre pazienti su cinque sono tornate in ospedale per la seconda misura dopo il parto. Questo altissimo drop-off potrebbe essere dovuto a vari motivi tra cui la limitata disponibilità dei soggetti a causa di doveri materni.

Ai soggetti è stato chiesto di eseguire una

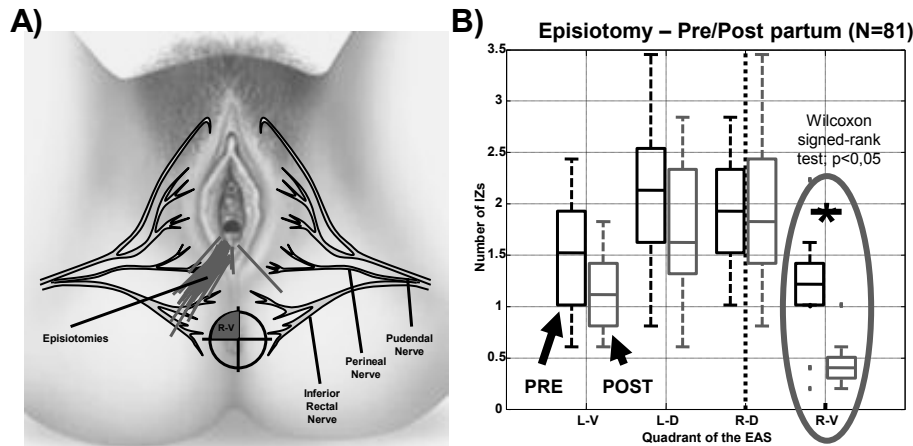
## **TASI-2: effect of vaginal delivery on external anal sphincter innervation**

Recent studies demonstrated that there is a significant correlation between anal sphincter damage during vaginal birth, with or without episiotomy, and subsequent development of fecal incontinence in women. Mediolateral episiotomy is usually performed on the right side for convenience in cutting and suturing by right handed operators. Knowledge of the location of the innervation zones (IZs) could allow choosing the side for performing episiotomy. Avoiding the incision in innervation regions during episiotomy would presumably reduce the incidence of anal incontinence. The aim of the TASI-2 project was to validate the methods developed in previous projects and to evaluate the effect of delivery related trauma on the external anal sphincter (EAS) muscle with surface electromyography (EMG). The total number of patients that participated to the study was 506. Nine clinical partners from five European Countries (Germany, Italy, Latvia, Slovenia, Ukraine) were involved in this multicenter study coordinated by LISiN. EMG measurements were performed with a disposable rectal probe including 16 silver electrodes equally spaced along the circumference of the probe. The study was divided in two experimental sessions performed at the 28th-34th gestational week and 6-8 weeks after delivery. 305 primiparae women concluded the experimental protocol. The drop-off of patients was about 40%, meaning that only about three patients out of five returned to the hospital for the second measurement after delivery. This very high drop-off could be due to many reasons including limited availability of the subjects due to maternal duties.

The subjects were asked to perform a maximal voluntary contraction (MVC) of the EAS for 10

massima contrazione volontaria (MVC) dello EAS per 10 s. Le singole unità motorie sono state identificate per mezzo di un algoritmo di decomposizione dei segnali EMG di superficie sviluppato di recente. Ai ginecologi coinvolti nello studio è stato chiesto di tracciare un disegno delle episiotomie in un formato standard (sezione A della Figura). Le episiotomie sono state eseguite sempre sul lato destro, solo una a sinistra e due sulla linea mediana. Nelle donne che hanno subito l'episiotomia medio-laterale a destra (81 fino ad oggi), è stata osservata una riduzione statisticamente significativa del numero di IZs (Wilcoxon-rank test,  $p = 0.017$ ) dopo il parto nel quadrante destro ventrale, corrispondente al lato dell'episiotomia (sezione B della Figura), mentre le donne che hanno subito il taglio cesareo non hanno presentato alcun cambiamento significativo nel pattern di innervazione. I risultati del

s. The IZs of single motor units were identified by means of a recently developed surface EMG decomposition algorithm. The gynaecologists involved in the study were asked to draw a picture of the episiotomy in a standard form (Figure, panel a). Episiotomies were performed on right side, just one on the left and two in the midline. In women who underwent mediolateral right episiotomy (81 up to date), a statistically significant reduction of the number of IZs (Wilcoxon signed-rank test,  $p = 0.017$ ) was observed after delivery in the right ventral quadrant, corresponding to the side of episiotomy (Figure, panel B), while women who had Caesarean section did not present any significant change in the innervation pattern. The results of the present study showed that women during the first or second trimester of pregnancy could have a fast and reliable clinical test which would provide indications about their sphincter



A) Rappresentazione schematica dei nervi pudendi e delle episiotomie che sono state eseguite all'interno di questo studio. Le linee rette rappresentano la posizione di episiotomie come riportato dai partner clinici nella foto dell'apertura vaginale. B) Distribuzione delle zone di innervazione (IZs) prima e dopo il parto per ciascuno dei quattro quadranti delle donne che hanno subito episiotomia. Una differenza statisticamente significativa nel numero di IZ (Wilcoxon-rank test,  $p = 0.017$ ) è stata osservata prima e dopo il parto nel quadrante destro ventrale, corrispondente al lato dell'episiotomia. Sono mostrati mediana e range interquartili. Gli outliers sono indicati come punti.

A) Schematic representation of pudendal nerves and of the episiotomies which were performed within this study. The straight lines represent the position of episiotomies as reported by the clinical partners in the picture of the vaginal opening.

B) Distribution of innervation zones (IZs) before and after delivery for each of the four quadrants of women with episiotomy. A statistically significant difference (Wilcoxon signed-rank test,  $p = 0.017$ ) was observed before and after delivery in the right ventral quadrant, corresponding to the side of episiotomy. Median and interquartile range are shown. Outliers are shown as dots.



presente studio dimostrano che, durante il primo o il secondo trimestre di gravidanza, le donne potrebbero sottoporsi ad un test clinico rapido e affidabile che potrebbe fornire indicazioni circa l'innervazione del loro sfintere. Queste informazioni potrebbero aiutare le ostetriche a scegliere quale lato sarebbe preferibile per l'esecuzione di episiotomia qualora questo intervento sia ritenuto necessario, al momento del parto.

*innervation pattern. This information could help the obstetricians to choose which side would be preferable for performing episiotomy if this intervention will be deemed necessary at the time of delivery.*

## **Spostamento della zona di innervazione del vasto mediale a diversi angoli di flessione del ginocchio: studio preliminare**

## **Shift of the innervation zone of vastus medialis muscle at different knee flexion angles: a preliminary study**

G.F. Deak, A. Gallina, M. Gazzoni

Conoscere la posizione della zona di innervazione (IZ) è cruciale per registrare segnali elettromiografici di superficie (sEMG). L'obiettivo di questo studio è indagare lo spostamento della zona di innervazione (IZ) del muscolo vasto mediale (VM) al variare dell'angolo di flessione del ginocchio. I dati raccolti sono stati analizzati qualitativamente e si forniscono alcuni dati preliminari.

I segnali EMG sono stati acquisiti (con amplificatore EMG multicanale, EMG-USB, LISiN e OT Bioelettronica, Torino, Italy) da 18 soggetti (9 uomini e 9 donne), utilizzando una matrice di 128 elettrodi (8x16 con distanza interelettrodica di 1 cm) posizionata sul muscolo VM della coscia destra. La matrice è stata posizionata come mostrato in Figura (sezione A), usando come riferimento la posizione della rotula e la linea tra il centro della rotula e la spina iliaca antero-superiore. I segnali EMG monopolari sono stati prelevati in condizioni isometriche durante contrazioni massimali (MVC) eseguite a tre diversi angoli di flessione del ginocchio (90°, 45° e 15°, considerando 0° come estensione completa del ginocchio). I segnali di forza sono stati acquisiti utilizzando due torsiometri. Sia i segnali EMG che quelli di forza sono stati campionati a 2048 campioni al secondo usando un convertitore A/D a 12 bit.

I segnali sEMG sono stati filtrati off-line utilizzando un filtro Butterworth passa-banda (20 – 400 Hz). Singoli differenziali diagonali (45°) sono stati calcolati dai segnali monopolari, e sono state create mappe di ampiezza (RMS) usando tecniche di interpolazione (interpolazione lineare a 10 punti).

La IZ è stata identificata come opposizione di

*The knowledge of the position of the innervation zone (IZ) of a muscle is crucial for surface electromyographic (sEMG) signal recording. The aim of this study is to investigate the shift of the IZ in vastus medialis (VM) with the changes of knee angle. The collected data have been qualitatively analyzed and preliminary results are provided.*

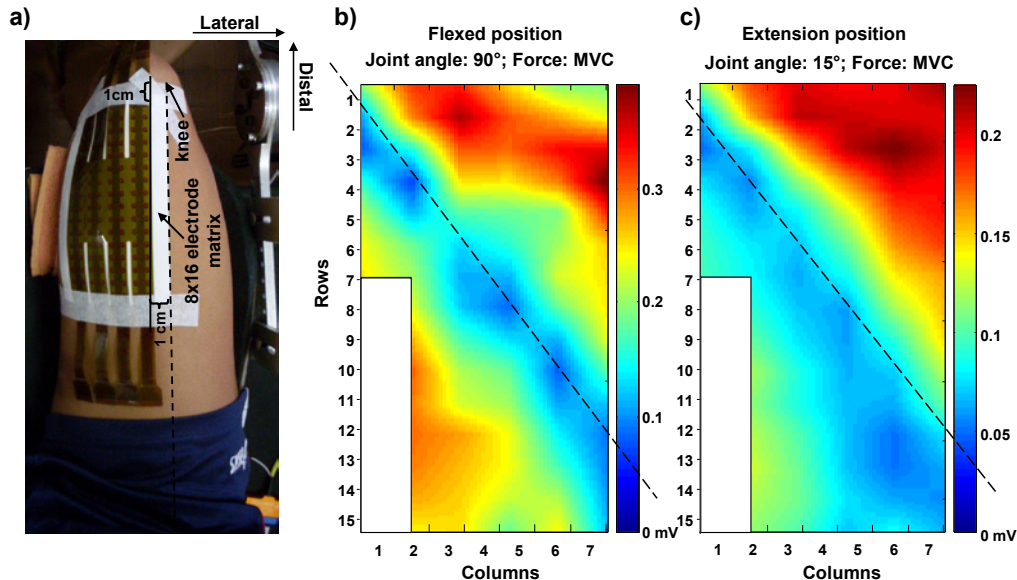
*sEMG signals have been acquired (EMG-USB amplifier, LISiN and OT Bioelettronica, Turin, Italy) from eighteen healthy subjects (nine males and nine females) with a bi-dimensional grid of 128 electrodes (8x16 with 10 mm interelectrode distance) positioned on the VM muscle of the right thigh. The matrix was positioned as shown in Figure (panel A), using as reference the position of the patella and the line between the center of the patella and the antero-iliac spine. Monopolar sEMG signals have been acquired in isometric conditions during maximal voluntary (MVC) contractions performed at three knee flexion angles (90°, 45° and 15°, where 0° is fully extended knee). Force signals have been acquired using two torque meters positioned on a brace. Both sEMG and force signals were digitized at 2048 samples/s using a 12-bit A/D converter.*

*The sEMG signals were off-line digitally band-pass filtered using a Butterworth anti-causal filter (cut-off frequencies: 20 Hz and 400 Hz). Diagonal (45°) single differential signals were obtained from the monopolar ones, and RMS maps were created using interpolation techniques (10 points linear interpolation).*

*The IZ is identified by the phase reversal of motor unit action potentials (MUAPs). In the root mean square (RMS) maps, the IZ is identified with the darkest colour as it has an RMS value lower than that from the other electrodes. As illustrated*

fase dei potenziali d'azione dell'unità motoria (MUAPs). Nelle mappe di RMS, la IZ corrisponde al colore più scuro, dal momento che ha un valore RMS minore di quello degli altri elettrodi. Come mostrato in Figura (sezioni B e C), la IZ del muscolo VM forma una linea che origina dalla porzione mediale-distale della matrice e procede verso la parte laterale-proximale; dato che le fibre muscolari sono disposte a ventaglio, la propagazione dei potenziali converge dalla IZ verso la rotula. Cambiare l'angolo del ginocchio da 90° a 15° muove la IZ prossimalmente di circa 8 mm, ed appare un'area con bassa ampiezza, dovuta alla presenza del tendine rotuleo, nella porzione laterale-distale della matrice.

*in Figure (panels B-C), the IZ of VM forms a line which starts from the medial-distal part of the matrix and proceeds to the lateral-proximal part of it; as the muscle fibers are disposed with a fan-like shape, propagation of action potential occurs from the IZ to the patella. Changing the knee joint angle from 90° to 15°, the IZ moves proximally by about 8 mm and a low amplitude area, due to the presence of the patellar tendon, appears in the distal-lateral portion of the matrix.*



A) Posizione della matrice adesiva sul VM della coscia destra di un soggetto. Gli altri pannelli mostrano mappe di RMS interpolate (interpolazione lineare a 10 punti) di segnali singolo differenziali a 45° durante contrazioni massimali eseguite a 15° (B, estensione) e 90° (C, flessione), considerando 0° come estensione completa. Gli assi rappresentano le righe e le colonne degli elettrodi mostrati in A; il rettangolo bianco nell'angolo in basso a sinistra rappresenta canali non usati. Diversi colori corrispondono a diversi livelli di ampiezza (mV). La banda nera visibile in entrambe le mappe rappresenta la zona di innervazione del muscolo. La propagazione dei potenziali avviene dalla zona di innervazione alla rotula.

*A) Position of the adhesive grid on the VM muscle of the right thigh of one subject. Other panels show interpolated (10 points linear interpolation) RMS maps of the 45° diagonal single differential signals during a Maximal Voluntary Contraction performed at knee flexion angles of 15° (B, extended position) and 90° (C, flexed position), considering 0° as full extension. The axes represent the rows and the columns of electrodes shown in A; the white rectangle on the bottom-left corner represents unused channels. Different colours represent the activity level in mV. The black band visible in both maps represents the innervation zone (IZ) of the muscle. Propagation of the action potentials occurs from the innervation zone to the patella.*

## **Valutazione biomeccanica ed elettromiografica dell'addestramento all'uso del flywheel**

## **Mechanical and surface EMG assessment of the training with flywheel devices**

G. Boccia, M. Gazzoni, A. Rainoldi, V. Rosso

La collaborazione tra il LISiN e il Centro Ricerche della Scuola Universitaria Interfacoltà in Scienze Motorie (SUISM) dell'Università di Torino è continuata nel 2011. Il lavoro qui descritto è stato effettuato unendo le competenze specifiche dei due laboratori.

Una modalità alternativa all'addestramento con pesi è l'utilizzo di sistemi denominati flywheel (FW) che utilizzano l'inerzia di volani posti in rotazione per fornire una resistenza sia durante l'azione concentrica che quella eccentrica. L'uso del flywheel è stato proposto per contrastare l'atrofia muscolare durante voli spaziali e negli ultimi anni ha ricevuto attenzione nel campo dell'allenamento sportivo.

Le dinamiche di esecuzione di uno stesso esercizio differiscono se viene utilizzato un flywheel o pesi. Per questo motivo è necessaria una fase di addestramento all'uso del flywheel prima dell'uso di questo strumento per l'allenamento di atleti.

Questo lavoro ha come obiettivo quello di seguire l'addestramento all'uso del flywheel valutando la cinematica e la cinetica dell'esecuzione dell'esercizio e l'attività muscolare. Come esercizio è stato selezionato l'hip belt squat. Otto atleti ben allenati (giocatori di rugby e sciatori) hanno seguito un programma di addestramento di sei settimane con tre sessioni di esercizio alla settimana. Ogni sessione consisteva di sei serie di otto ripetizioni di squat. Ai soggetti era richiesto di eseguire la fase concentrica nel modo più veloce possibile e di ritornare ad un angolo di flessione del ginocchio fisso (fornito come feedback visivo). In ogni sessione sono stati registrati la reazione vincolare al suolo, l'angolo al ginocchio, la velocità angolare di rotazione del volano. Il segnale elettromiografico di superficie (sEMG) è stato registrato durante una sessione a settimana dai muscoli vasto mediale, vasto laterale,

*The collaboration between LISiN and the Research Center of the School of Exercise and Sport Sciences (SUISM) of the University of Torino continued in 2011. The work herein described has been conducted sharing the respective expertises of the two laboratories.*

*One alternative modality to weight resistance training is the use of exercise systems which utilize the inertia produced by rotating flywheels and provide resistance during both concentric and eccentric actions. The use of flywheel (FW) devices has been proposed to counteract space flight-induced muscle atrophy and in the last years it received attention as new device in sport training.*

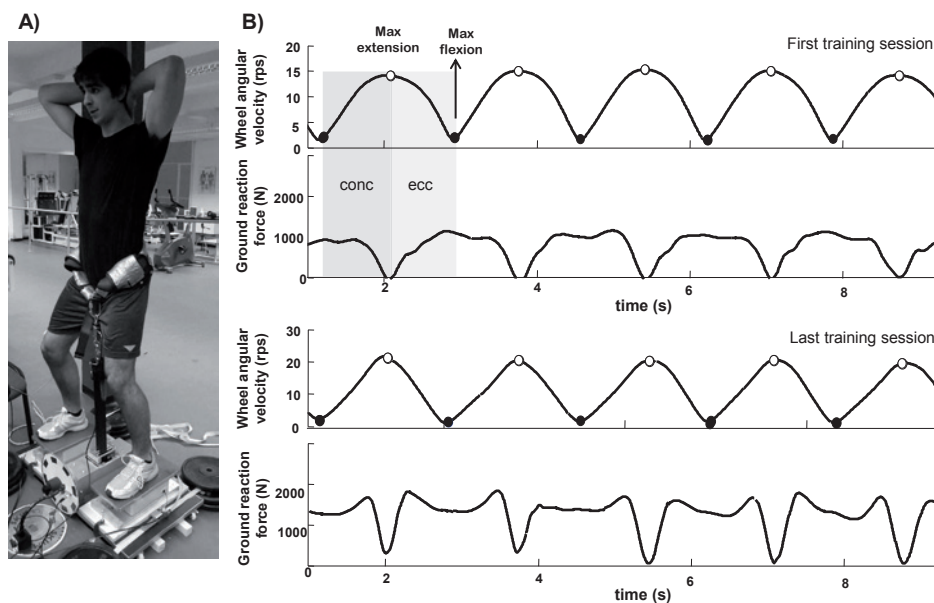
*Even if it is possible to perform the same exercise, the dynamic of execution is strongly different with FW with respect to weight loads. For this reason a training phase to the use of FW is required before its use for strength training from the athletes.*

*This work is aimed to follow the training in FW use by evaluating the kinematics and kinetics of the exercise execution and the muscle activity. The hip belt squat exercise has been selected. Six well trained athletes (rugby player and skiers) performed a six-week training program with three exercise sessions a week. Each session consisted in six series of eight squat repetitions. The subjects were asked to perform the concentric phases as fast as possible and return to a fixed knee angle (provided by a visual feedback). The ground reaction force, the knee joint angle, and the angular velocity of the rotating flywheels were recorded in each session. Surface EMG (sEMG) signals were recorded one session a week from vastus medialis and lateralis, gastrocnemius, and semitendinosus muscles using linear electrode arrays of eight electrodes.*

gastrocnemio e semitendinoso utilizzando schiere lineari di otto elettrodi.

Da un punto di vista biomeccanico, la potenza media sviluppata durante una sessione ha mostrato un significativo aumento tra la prima e l'ultima sessione di addestramento (47% nella fase concentrica,  $p < 0.05$ ; 37% nella fase eccentrica,  $p < 0.05$ ). Il coefficiente di variazione (COV) della potenza espressa in ogni serie è stato utilizzato per quantificare la ripetibilità nell'esecuzione dell'esercizio. Il COV della potenza ha mostrato una diminuzione significativa tra la prima e l'ultima sessione di addestramento (-35% nella fase concentrica,  $p < 0.05$ ; -25% nella fase eccentrica,  $p < 0.05$ ) indice di un apprendimento nell'esecuzione dell'esercizio. La valutazione delle variazioni dell'attivazione muscolare durante la fase di addestramento è attualmente in corso.

*From a biomechanical point of view, the mean power exerted during one session showed a statistically significant increase (47% in concentric,  $p < 0.05$ ; 37% in eccentric phase,  $p < 0.05$ ) between the first and last training session. The coefficient of variation (COV) of the power in each series has been identified to quantify the stability of the exercise execution. COV of power showed statistically significant decrease (-35% in concentric,  $p < 0.05$ ; -25% in eccentric phase,  $p < 0.05$ ) between the first and last session showing a learning effect in the exercise execution. The evaluation of muscle activity changes during the training phase is currently under way.*



A) Setup sperimentale. In ogni sessione sono stati acquisiti la reazione vincolare al terreno, l'angolo al ginocchio e la velocità di rotazione del volano. I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti durante una sessione per ogni settimana.

B) Confronto, tra la prima e l'ultima sessione di addestramento, dell'andamento nel tempo della velocità angolare del volano e della forza di reazione vincolare al terreno. Differenze tra le due sessioni sono evidenti e mostrano la necessità di una fase di addestramento all'uso del flywheel prima di iniziare un allenamento di potenza.

A) *The experimental setup. The ground reaction force, the knee joint angle, and the angular velocity of the rotating flywheels were recorded in each session. sEMG was recorded one session a week. B) Comparison of the time course of the wheel angular velocity and of the ground reaction force between the first and the last training session. Differences between the two sessions are clear and show the need for a training to the use of FW before performing strength training.*

## **Sviluppo di un modulo didattico multimediale**

## ***Development of a multimedia teaching tool***

N. Fierro, M. Gazzoni, F. Lonegro, M. Martini, R. Merletti, G. Portelli

Nel 2011 è continuato lo sviluppo in collaborazione tra e-Mentor e LISiN di uno strumento didattico multimediale focalizzato su concetti di biomeccanica di base, elaborazione del segnale, biofisica della generazione del segnale EMG, modalità di prelievo, elaborazione ed interpretazione del segnale EMG.

Le animazioni interattive sono quasi complete e coprono tutti i settori sopra-citati. Permettono, ad esempio, di simulare 1) la forza esercitata da un muscolo a diversi angoli articolari, 2) le variazioni di centro di massa e momenti di inerzia in funzione della postura, 3) i fenomeni di membrana che sono all'origine della generazione del segnale elettromiografico, 4) il concetto di potenziale che propaga e la sua registrazione.

Un loro primo utilizzo parziale durante alcuni corsi rivolti a studenti di Ingegneria Biomedica e studenti di Scienze Motorie ne ha dimostrato l'efficacia. Una volta completati, i moduli saranno organizzati e si valuteranno diverse soluzioni per la loro diffusione.

*In 2011 the collaboration between LISiN and e-Mentor for the development of a multimedia teaching tool focused on the basic concepts of biomechanics, biophysics of the EMG signal generation, EMG detection techniques, processing and interpretation of EMG signal.*

*The interactive animations are almost complete and cover all the areas mentioned above. For instance, they allow to simulate 1) the force exerted by a muscle at different joint angles, 2) the changes of the centre of mass and of the moments of inertia as a function of posture, 3) the membrane phenomena that are responsible for the generation of the electromyographic signal, 4) the concept of the propagating potential and its recording.*

*Their first partial use during some courses for Biomedical Engineers and for Physical Education students has demonstrated its effectiveness. Once completed, these modules will be organized and different solutions will be evaluated for their distribution.*

## SIMULATED ESTIMATION OF CENTER OF MASS AND MOMENTUM OF INERTIA



### POSTURES

Pike with Wide Arms

Select a posture to see the animation displayed by the three-dimensional models.

### VISUAL MARKERS

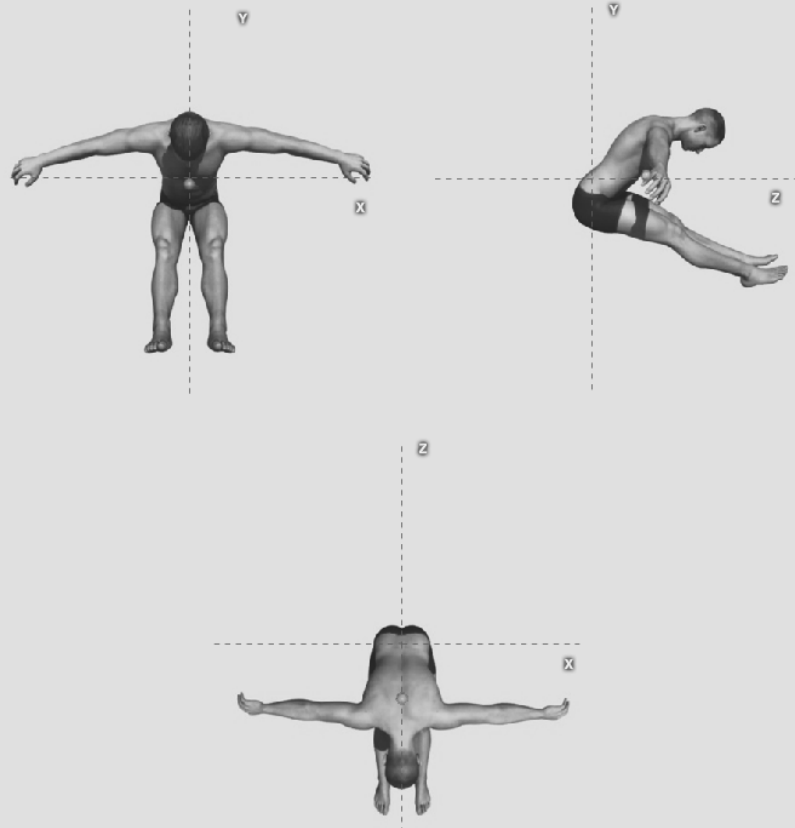
Center of Mass marker

The indicator shows the changes of the center of mass marker on animated model.

Momentum of Inertia marker

The marker shows the changes affecting the momentum of inertia through x, y, z axis.

Click on the models to zoom in/out the simulation.



Example of one module in the field of biomechanics. The interactive animation shows the continuous changes of the position of the center of mass and moments of inertia during body movement. Different movements can be selected by the user.

*Esempio di un modulo didattico sulla biomeccanica. L'animazione interattiva mostra le continue variazioni della posizione del centro di massa e dei momenti di inerzia durante il movimento del corpo. L'utente può selezionare diversi movimenti.*

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

R. Merletti, M.A. Minetto

Le attività di disseminazione sono state particolarmente intense nel 2011 e possono essere raggruppate in tre tipologie: a) disseminazione di risultati nell'ambito della comunità scientifica, b) disseminazione e attività didattiche rivolte agli studenti e, c) divulgazione scientifica nei confronti del pubblico in generale.

La prima attività è documentata da 19 articoli scientifici pubblicati in 10 riviste scientifiche internazionali, da otto corsi brevi insegnati in USA, Brasile e Italia e da 12 seminari offerti presso il LISiN.

La seconda attività è documentata da a) tre corsi nel settore della ingegneria del sistema neuromuscolare offerti dal Politecnico di Torino nel corso di laurea in Ingegneria Biomedica: Ingegneria della riabilitazione, con 120 studenti, Ingegneria del sistema neuromuscolare, con 16 studenti, Ingegneria dell'esercizio fisico e dello sport, con 54 studenti, e b) due nuovi testi, in corso di preparazione: "Atlas of innervation zones: understanding surface electromyography and its applications" destinato a laureandi in scienze motorie o in fisioterapia, in stampa presso Springer Verlag, e la seconda edizione del testo "Electromyography: physiology, engineering and non-invasive applications", la cui prima edizione fu pubblicata da IEEE Press and J. Wiley nel 2004.

La terza tipologia, disseminazione verso il grande pubblico, è stata particolarmente intensa e consistita in: due articoli pubblicati sulla locale rivista universitaria "Futura", la presentazione di un gioco al "Xkè-Laboratorio della curiosità" di Torino (corsa di automobili Playmobil controllate da segnali EMG), organizzazione di una serata della serie "Giovedì Scienza" (prevista per il 1 marzo 2012), un'intervista dal telegiornale di

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

*The dissemination activities have been very intensive in 2011 and can be divided in three types; a) dissemination of results within the scientific community, b) dissemination and teaching aimed to students and c) dissemination aimed to the general public.*

*The first activity is documented by 19 articles published in 10 international journals, by eight invited short courses offered in USA, Brazil and Italy and by 12 seminars offered within LISiN.*

*The second activity is documented by a) the three courses in the rehabilitation and neuromuscular fields offered by Politecnico di Torino within the curriculum in Biomedical Engineering: Rehabilitation Engineering, with 120 students, Engineering of the Neuromuscular System with 16 students, and Engineering of Exercise and Sport with 54 students, and b) by the two textbooks, currently in preparation: "Atlas of innervation zones: understanding surface electromyography and its applications" aimed to graduates in movement sciences and physical therapy, in press by Springer-Verlag, and a new edition of the textbook "Electromyography: physiology, engineering and non-invasive applications", first published in 2004 by IEEE Press and J. Wiley.*

*The third activity, dissemination to the general public, has been particularly intense and consisted in: two articles published in a local university magazine "Futura", presentation of a children game (Playmobil racing toy cars controlled by EMG signals) in a section of the new Children's Science Laboratory in Torino, organization of a science dissemination evening within the series promoted by "Torino Scienza" (to be presented in March 2012), an interview in the news of a local*



Rai3 e una dalla Radio Svizzera sulla produzione di musica controllata da segnali EMG.

Tre brevetti sono stati depositati.

Queste iniziative hanno prodotto un crescente interesse nella comunità medica e hanno generato una serie di richieste di collaborazioni cliniche che, sfortunatamente, sono state sviluppate solo in minima parte a causa di carenze di risorse umane e finanziarie.

L'elenco delle iniziative di disseminazione è riportato nel seguito. L'elenco delle pubblicazioni degli ultimi tre anni è a pagina 69.

TV station and one in a Swiss radio station on the production of music controlled by EMG signals.

Three patents have been deposited.

These initiatives have triggered a growing interest by the medical community and resulted in a number of requests for clinical collaborations that, unfortunately, could be developed only in minimal part because of lack of human and financial resources.

The list of dissemination initiatives follows below and the list of publications in the last three years begins at page 69.

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

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

*delivered by Prof. R. Merletti*

1. New developments in EMG-based assessment of motor function and activity: Implications for research and clinical practice. 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society–EMBC, Boston, MA, USA, August 30 – September 4, 2011
2. Physiological, Clinical and Biomechanical Applications of Surface Electromyography, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Escola de Educação Física e Desportos (EEFD) Rio de Janeiro, Brazil, November 1st, 2011
3. Electrical phenomena in muscles Surface EMG: concepts and features. Hands-on Course on EMG, Brazil-Italy Symposium on Surface Electromyography, UFRGS, Porto Alegre, Brazil, November 4 – 5, 2011

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

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

*delivered by Prof. R. Merletti*

1. Parte I: prelievo, elaborazione ed applicazione del segnale elettromiografico di superficie. "Master in Scienze e Tecnologie di alta specializzazione in riabilitazione", Università di Pisa, Ospedale Cisanello, Pisa, Italy, February 25-26, 2011
2. Parte II: prelievo, elaborazione ed applicazione del segnale elettromiografico di superficie. "Master in Scienze e Tecnologie di alta specializzazione in riabilitazione", Università di Pisa, Ospedale Cisanello, Pisa, Italy, May 27-28, 2011
3. Corso di formazione, modulo 1: la generazione, il prelievo e l'analisi del segnale. "L'EMG di superficie in medicina del lavoro ed ergonomia", Dipartimento di Medicina del Lavoro ex – ISPESL, Roma, Italy, June 17, 2011

4. Corso di formazione, modulo 2: la valutazione del rischio biomeccanico, delle posture e della fatica muscolare. "L'EMG di superficie in medicina del lavoro ed ergonomia", Dipartimento di Medicina del Lavoro ex – ISPEL, Roma, Italy, December 7, 2011
5. EMG imaging. "XXXI Corso Teorico-Pratico di Cultura in Elettromiografia e Neurofisiologia Clinica", Abano Terme (PD), Italy, October 7, 2011

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

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

1. Merletti R, Van der Smagt P, Castellini C, Gazzoni M, "Workshop: Robotics and surface electromyography", LISiN - Politecnico di Torino, February 3, 2011
2. Merletti R, Minetto MA, Holobar A, Marateb HR, "Workshop: Decoding the neural drive to skeletal muscles from the high-density surface electromyography", LISiN - Politecnico di Torino, February 4, 2011
3. Merletti R, Minetto MA, Roatta S, Baudry S, "Workshop: Novel insights into the modulation of spinal reflexes in healthy humans", LISiN - Politecnico di Torino, February 11, 2011
4. Merletti R, "Electrophysiology of the neuromuscular system", Doctoral Course: Engineering of the neuromuscular system (advanced), LISiN - Politecnico di Torino, April 11, 2011
5. Merletti R, Botter A, "Detection and conditioning of EMG, MMG, force" Doctoral Course: Engineering of the neuromuscular system (advanced), LISiN - Politecnico di Torino, April 19, 2011
6. Merletti R, Roatta S, "Motor control mechanisms: feedback loops and reflexes" Doctoral Course: Engineering of the neuromuscular system (advanced), LISiN - Politecnico di Torino, April 26, 2011
7. Marateb HR, Holobar A, "EMG signal processing 1. Decomposition of EMG into the constituent MUAP trains", Doctoral Course: Engineering of the neuromuscular system (advanced), LISiN - Politecnico di Torino, May 2, 2011
8. Gazzoni M, Vieira T, Marateb HR, "EMG signal processing 2. Estimation of variables" Doctoral Course: Engineering of the neuromuscular system (advanced), LISiN - Politecnico di Torino, May 9, 2011
9. Farina D, Special invited lecture "The Motor neuron", Doctoral Course: Engineering of the neuromuscular system (advanced), LISiN - Politecnico di Torino, May 12, 2011
10. Merletti R, Gazzoni M, Cescon C, Applications of surface EMG in rehabilitation, ergonomics, obstetrics, space and sport medicine, " Doctoral Course: Engineering of the neuromuscular system (advanced), LISiN - Politecnico di Torino, May 16, 2011
11. Gazzoni M, Botter A, Practical demonstrations of surface EMG, Doctoral Course: Engineering of the neuromuscular system (advanced), LISiN - Politecnico di Torino, May 23, 2011

12. Mansourian M, Special invited lecture on Biostatistics “Statistics in research design”, Doctoral Course: Engineering of the neuromuscular system (advanced), LISiN - Politecnico di Torino, May 30, 2011

## **Ricercatori stranieri e Visitatori**

### ***Visiting Scientists***

1. Barbero Marco: Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana, Manno, Switzerland
2. Catunda João: UFRJ-Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil
3. Cerutti Fulvio: ELTEK SpA, Casale Monferrato (Al), Italy
4. Deak Gratiela: Technical University of Cluj-Napoca, Faculty of Automation and Computer Science, Department of Automation, Cluj-Napoca, Cluj, Romania
5. D’ Errico Angelo: Epidemiology Unit ASL 5 - Regione Piemonte, Grugliasco (To), Italy
6. Draicchio Francesco: Dept. of Industrial Medicine – INAIL, Roma, Italy
7. Garland Jayne: Department of Physical Therapy, Faculty of Medicine, University of British Columbia, Vancouver, Canada
8. Farina Dario: University Medical Center Göttingen, Germany, Georg-August University, Göttingen, Department of Neurorehabilitation Engineering, Bernstein Focus Neurotechnology Göttingen, Bernstein Center for Computational Neuroscience
9. Gasparini Mauro: Dipartimento di Matematica, Politecnico di Torino, Torino Italy
10. Holobar Aleš: University of Maribor, Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, Maribor, Slovenia
11. Ivanova Tanya: Department of Physical Therapy, Faculty of Medicine, University of British Columbia, Vancouver, Canada
12. Jevtic Tijana: University of Belgrade, Faculty of Electrical Engineering, Laboratory for Biomedical Engineering and Technology (BMIT), Belgrade, Serbia
13. Mansourian Marjan: Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
14. Pizzi Marco: ELTEK SpA, Casale Monferrato (Al), Italy
15. Ranavolo Alberto: Dept. of Industrial Medicine – INAIL, Roma, Italy
16. Ritzel Cintia Helena: Federal University of Rio Grande do Sul Ramiro Barcelos, School of Medicine, Department of Traumatologic-Orthopedic Surgery, Porto Alegre, Brazil
17. Saracco Guido: Department of Materials Science and Chemical Engineering, Politecnico di Torino, Torino, Italy

18. Watanabe Kohei: Research Fellow of the Japan Society for the Promotion of Science Graduate School of Human and Environmental Studies, Kyoto University, Kyoto, Japan
19. Williams Martin: Bitron Industrie S.p.A., Grugliasco, Italy

## **Brevetti**

### **Patents**

1. Gazzoni M, Merletti R. "Dispositivo di elettrodo tessile e relativo procedimento di realizzazione", N. Domanda: TO2011A000297, Data di deposito 01/04/2011
2. 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).
3. Barone U, Bitron Industrie. "Dispositivo di misura per segnali elettromiografici ad alta risoluzione e elevato numero di canali", 2011 (Patent number: TO2011A001024).

## **Premi nazionali ed internazionali**

### **National and international awards**

Vieira TMM, Student Presentation Award, X Congresso SIAMOC, Alghero, Italy, September 30 – October 3, 2009

Vieira TMM, Emerging Scientist Award, XXIII Conference of the International Society of Biomechanics ISB2011, Brussels, Belgium, July 3 – 7, 2011

## **Attività divulgativa**

### **Dissemination**

1. Partecipazione del Prof. Merletti alla trasmissione radiofonica "il giardino di Albert", su: "Alla scoperta dei segreti dei muscoli – visita al LISiN di Torino" di Clara Caverzasio Tanzi. Radiotelevisione Svizzera, RSI Rete Due, January 23, 2011
2. Inaugurazione progetto XKE' – IL LABORATORIO DELLA CURIOSITA', September 23, 2011
3. Servizio giornalistico sul progetto "AMUSE-ME" sviluppato presso il LISiN e finanziato dalla Fondazione Giovanni Gorla andato in onda sul TGR Piemonte. July 11, 2011

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

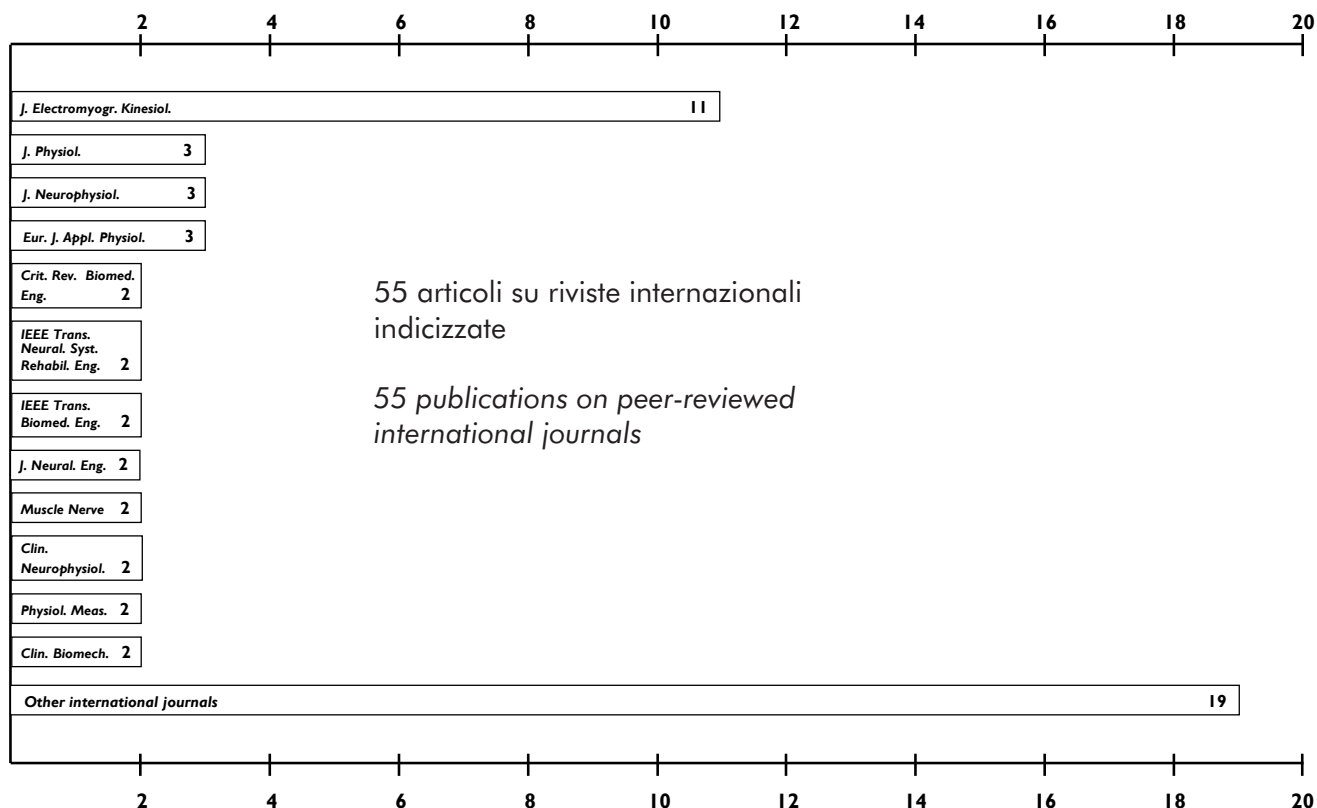
### **The following articles concerning LISiN appeared on newspapers or magazines**

1. Studiare i muscoli: un laboratorio lo fa. Articolo apparso su "Futura", December 2011
2. Dalla vita quotidiana allo spazio. Articolo apparso su "Futura", December 2011

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI A  
CONGRESSI (DAL 2009)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2009)**

**Publicazioni su riviste internazionali (2009 – 2011)**  
**Publications on international journals (2009 – 2011)**



Distribuzione delle pubblicazioni del LISiN in riviste internazionali indicizzate (2009-2011)  
*Distribution of LISiN publications in peer-reviewed journals (2009-2011)*

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. Barbero M, Gatti R, Lo Conte L, Macmillan F, Coutts F, Merletti R. Reliability of surface EMG matrix in locating the innervation zone of upper trapezius muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2011;21:827-833.
4. Bonfiglioli R, Botter A, Calabrese M, Mussoni P, Violante FS, Merletti R. Surface electromyography features in manual workers affected by carpal tunnel syndrome. *Muscle Nerve* in press.
5. Botter A, Lanfranco F, Merletti R, Minetto MA. Myoelectric fatigue profiles of three knee extensor muscles. *Int. J. Sports Med.* 2009;30:408-417.
6. 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.
7. Botter A, Oprandi G, Lanfranco F, Allasia S, Maffioletti NA, Minetto MA. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2011;111:2461-2471.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. 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.
13. 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.
14. Farina D, Holobar A, Merletti R, Enoka RM. Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram. *Clin. Neurophysiol.* 2010;121:1616-1623.
15. Gallina A, Merletti R, Vieira TMM. Are the myoelectric manifestations of fatigue distributed regionally in the human medial gastrocnemius muscle? *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2011;21:929-938.

16. Gazzoni M. Multichannel surface electromyography in ergonomics: potentialities and limits. *Hum. Factors Ergon. Manuf.* 2010;20:255-271.
17. 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.
18. 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.
19. Maffiuletti NA, Minetto MA, Farina D, Bottinelli R. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2011;111:2391-2397.
20. Marateb HR, McGill KC. Resolving superimposed MUAPs using particle swarm optimization. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2009;56:916-919.
21. Marateb HR, McGill KC, Holobar A, Lateva ZC, Mansourian M, Merletti R. Accuracy assessment of CKC high-density surface EMG decomposition in biceps femoris muscle. *J. Neural Eng.* 2011;8:066002.
22. Marateb HR, Muceli S, McGill KC, Merletti R, Farina D. Robust decomposition of single-channel intramuscular EMG signals at low force levels. *J. Neural Eng.* 2011;8:066015.
23. Marateb HR, Rojas-Martínez M, Mansourian M, Merletti R, Mañanas Villanueva MA. Outlier detection in high-density surface electromyographic signals. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2011 Jun 23 [Epub ahead of print].
24. McGill KC, Marateb HR. Rigorous a-posteriori assessment of accuracy in EMG decomposition. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* 2011;19:54-63.
25. Merletti R. The electrode-skin interface and optimal detection of bioelectric signals. *Physiol. Meas.* 2010;31:3.
26. 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.
27. 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.
28. Merletti R, Botter A, Lanfranco F, Minetto MA. Spinal involvement and muscle cramps in electrically elicited muscle contractions. *Artif. Organs* 2011;35:221-225.
29. Merletti R, Botter A, Troiano A, Merlo E, Minetto MA. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 2009;24:122-134.

30. Merletti R, Farina D. Analysis of intramuscular electromyogram signals. *Philos. Transact. A Math. Phys. Eng. Sci.* 2009;367:357-368.
31. 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.
32. Mesin L, Gazzoni M, Merletti R. Automatic localisation of innervation zones: a simulation study of the external anal sphincter. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19:e413-421.
33. Mesin L, Merletti R, Rainoldi A. Surface EMG: The issue of electrode location. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19:719-726.
34. Mesin L, Merletti R, Vieira TMM. Insights gained into the interpretation of surface electromyograms from the gastrocnemius muscles: A simulation study. *J. Biomech.* 2011;44:1096-1103.
35. 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.
36. 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.
37. Minetto MA, Botter A. Elicitability of muscle cramps in different leg and foot muscles. *Muscle Nerve* 2009;40:535-544.
38. 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.
39. 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.
40. 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.
41. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Ravenni R, Farina D. Mechanisms of cramp contractions: peripheral or central generation? *J. Physiol.* 2011;589:5759-5773.
42. Minetto MA, Lanfranco F, Botter A, Motta G, Mengozzi G, Giordano R, Picu A, Ghigo E, Arvat E. Do muscle fiber conduction slowing and decreased levels of circulating muscle proteins represent sensitive markers of steroid myopathy? A pilot study in Cushing's disease. *Eur. J. Endocrinol.* 2011;164:985-993.
43. Minetto MA, Lanfranco F, Motta G, Allasia S, Arvat E, D'Antona G. Steroid myopathy: some unresolved issues. *J. Endocrinol. Invest.* 2011;34:370-375.



44. 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.
45. 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.
46. 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.
47. 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.
48. 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].
49. 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.
50. Vieira TMM, Loram ID, Muceli S, Merletti R, Farina D. Recruitment of motor units in the medial gastrocnemius muscle during human quiet standing: Is recruitment intermittent? What triggers recruitment? *J Neurophysiol.* 2011 Oct 12 [Epub ahead of print]
51. Vieira TMM, Merletti R, Mesin L. Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. *J. Biomech.* 2010;43:2149-2158.
52. 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.
53. Vieira TMM, Oliveira LF, Nadal J. Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. *Braz. J. Med. Biol. Res.* 2009;42:665-673.
54. 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.
55. Watanabe K, Kouzaki M, Merletti R, Fujibayashi M, Moritani T. Spatial EMG potential distribution pattern of vastus lateralis muscle during isometric knee extension in young and elderly men. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2011 Oct 12 [Epub ahead of print].

## **Libri e capitoli di libri (2009 – 2011)**

## ***Books and chapters in books (2009 – 2011)***

Rainoldi A, Gazzoni M. Neuromuscular Physiology. In: Strength and Conditioning. Biological Principles and Practical Applications. Cardinale M, Newton R, Nosaka K (Editors). Wiley-Blackwell. 2011, pp.17-25.

Atlas of Muscle Innervation Zones. Understanding Surface Electromyography and Its Applications. Barbero M, Merletti R, Rainoldi A (Editors). Springer: Norwell, MA. In press.

## **Presentazioni a congressi internazionali e nazionali (2009 – 2011)**

### ***Presentations at national and international congresses (2009 – 2011)***

1. Aventaggiato M, Alexe-Ionescu AL, Barbero G, Merletti R. Circuital description of dense conductive hydro solution cells. "Secondo Congresso Nazionale di Bioingegneria", Torino, Italy, July 8–10, 2010.
2. 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.
3. Botter A, Marateb HR, Afsharipour B, Merletti R. Solving EMG-force relationship using Particle Swarm Optimization. "33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '11)", Boston, USA, August 30–September 2, 2011.
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. 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.
6. 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.
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. "19th World Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology", Hamburg, Germany, September 13–17, 2009.
8. Cescon C, Merletti R. Design and development of a disposable rectal probe for high density multichannel surface EMG of the external anal sphincter muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.

9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. Gallina A, Merletti R, Vieira TMM. Myoelectric manifestations of fatigue are localized in the human medial gastrocnemius muscle. "XXIII Conference of the International Society of Biomechanics", Brussels, Belgium, July 3–7, 2011.
13. 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.
14. Hodson-Tole EF, Loram ID, Vieira TMM. Regional variation in shape changes of human medial gastrocnemius muscle are related to the underlying pattern of myoelectric activity. "XXIII Conference of the International Society of Biomechanics", Brussels, Belgium, July 3–7, 2011.
15. Holobar A. Analysis of motor units with high-density surface EMG: possibilities and limitations. "Xth Quantitative EMG Conference", Venice, Italy, May 8–10, 2009.
16. 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.
17. Holobar A, Minetto MA, Botter A, Farina D. Identification of motor unit discharge patterns from high-density surface EMG during high contraction levels. "5th European Conference of IFMBE", Budapest, September 14–18, 2011.
18. Holobar A, Minetto MA, Botter A, Negro F, Farina D. Decoding the activity of populations of motor neurons from multichannel surface and intramuscular EMG. International Workshop and Conference on Human Reflexes "Wiring and Firing of Motoneurons", Bornova, Izmir, Turkey, May 11–15, 2009.
19. 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.
20. 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.

21. Hodson-Tole EF, 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.
22. Hodson-Tole EF, 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.
23. 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.
24. 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.
25. 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.
26. Marateb HR. Assessing the accuracy of EMG decomposition. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
27. 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.
28. 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.
29. 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.
30. 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.
31. Martsidis K, Marongiu D, Cescon C, Mais V, Melis GB, Paoletti AM. Un nuovo metodo di valutazione oggettiva non invasiva dell'incontinenza anale post-partum. Fattori di rischio, fisiopatologia, prevenzione: risultati preliminari. "XXI Congresso Nazionale AIUG", Torino, Italy, November 6-8, 2011 [published in: Urogynaecologia International Journal 2011;25:2].

32. 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.
33. 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.
34. 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.
35. 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.
36. Merletti R, Botter A, Minetto MA. Spinal involvement and muscle cramps in electrically-elicited contractions. "15th Annual Conference of the International FES Society", Vienna, Austria, September 8–12, 2010 [published on: *Artif Organs* 2010;34(8):A45].
37. 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.
38. 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.
39. Motta G, Lanfranco F, Botter A, Baldi M, Giordano R, Picu A, Ghigo E, Arvat E, Minetto MA. Muscle fiber conduction slowing is a sensitive marker of steroid myopathy in Cushing's disease. "35° Congresso Nazionale della Società Italiana di Endocrinologia", Montesilvano, Italy, May 18-21, 2011 [published on: *J Endocrinol Invest* 2011;34(Suppl. to No. 3):75].
40. 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.
41. Baessler K, Cescon C, Drusany K, Martsidis K, Merletti R, Raimondi E, Rezeberga D, Riva D, Zacesta 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.
42. 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.

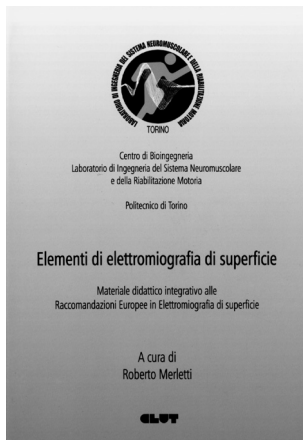
43. Piitulainen H, Holobar A, Avela J. Changes in motor unit characteristics after eccentric elbow flexor exercise, "64th Annual Congress of the Japanese Society of Physical Fitness and Sports Medicine", Niigata, Japan, September 18–20, 2009.
44. Ritzel CH, Gallina A, Vaz MA, Ellera Gomes JL, Merletti R, Vieira TMM. Conduction velocity estimation depends on the location where surface emgs are detected from the medial gastrocnemius muscle. "XXIII Conference of the International Society of Biomechanics", Brussels, Belgium, July 3–7, 2011.
45. Riva D, Cescon C, Baessler K, Drusany K, Raimondi EE, Marongiu D, Martsidis K, Zacesta V, Merletti R. Evaluation of delivery trauma on the external anal sphincter (EAS) by means of surface electromyography. "XX Congresso Nazionale AIUG", Alghero, Italy, October 7-9, 2010 [published in: *Urogynaecologia International Journal* 2010;24:1].
46. 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.
47. 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.
48. 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.
49. 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.
50. Vieira TMM, Loram ID, Hodson-Tole EF. Populations of small and large motor units occupy discrete regions in the human medial gastrocnemius muscle. "XXIII Conference of the International Society of Biomechanics", Brussels, Belgium, July 3– 7, 2011.
51. 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.
52. 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.

## Libri pubblicati o in corso di pubblicazione dal 1997 al 2011

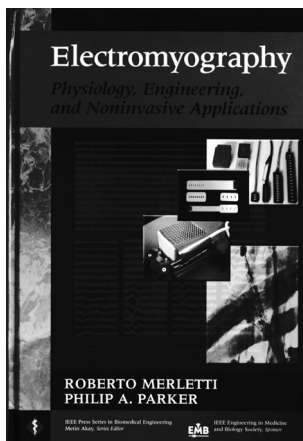
*Books published from 1997 to 2011*



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

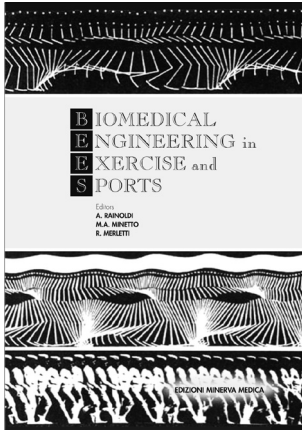


*Elementi di Elettromiografia di superficie.*  
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. - 2000  
ISBN 88-7922-153-3



*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.  
A second edition is in preparation.

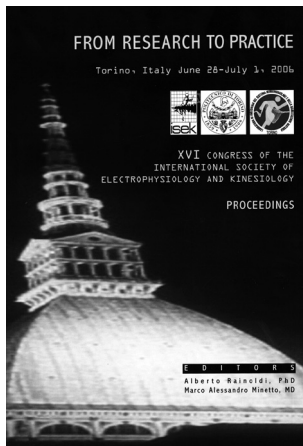


*Biomedical Engineering in Exercise and Sports.*

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.

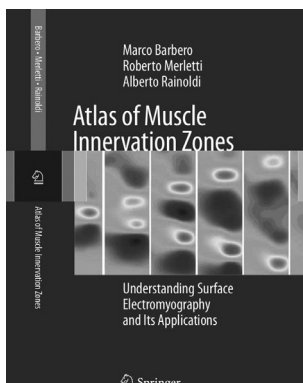


*Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology.*

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.



*Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and its applications.*

Edited by Marco Barbero, Roberto Merletti, Alberto Rainoldi

Springer Verlag, 2012, ISBN 978-88-470-2462-5

This textbook is aimed to students and graduates in movement sciences, physical therapy, rehabilitation medicine, ergonomics. Part I provides the basic information required for the detection and interpretation of surface EMG signals. Part II is an atlas of the location of innervation zones of 47 superficial muscles of the upper and lower limb, as observed from 20 male and 20 female subjects. This information is fundamental for the proper positioning of single electrode pairs when more advanced detection techniques are not available.