

# RAPPORTO ANNUALE 2014



Editing and revisions by R. Merletti, A. Botter and T.M.M. Vieira

# ANNUAL REPORT 2014



**I** diciotto Rapporti Annuali del Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria (LISiN) riassumono quasi un ventennio di contributi scientifici, molti dei quali sono stati pionieristici e hanno influenzato l'attività scientifica di altri Centri di ricerca italiani e internazionali.

I sistemi multi-canale di registrazione del segnale elettromiografico, ad esempio, sono stati descritti dal LISiN nella letteratura specializzata sin dalla fine degli anni novanta e sono stati disseminati nel mondo accademico e clinico tramite decine di corsi di formazione per medici e bioingegneri che il LISiN ha organizzato nel corso degli anni. Questi sistemi, rivoluzionari 20 anni fa, sono ora considerati stato dell'arte nel settore e sono utilizzati in centinaia di laboratori nel mondo, in parte grazie anche alla fondazione di una ditta spin-off da parte di ricercatori del LISiN. Questa e altre rivoluzionarie idee del LISiN hanno influenzato molte aree di ricerca, tra cui l'ergonomia, la neurofisiologia del movimento, la riabilitazione motoria, la medicina spaziale e la ostetricia. Il rapporto annuale del 2014 è inserito in questa tradizione di alta qualità e innovazione scientifica e descrive un'importante serie di studi completati quest'anno, seminari organizzati dal LISiN e articoli scientifici pubblicati nelle migliori riviste internazionali del settore.

Nonostante gli obiettivi scientifici raggiunti siano sostanziali, questi non sono tuttavia il motivo di maggiore successo del LISiN. Il LISiN ha avuto, e continua ad avere, un impatto nella

**T**he 18 Annual Reports of the Laboratory for Neuromuscular System Engineering and Motor Rehabilitation (LISiN) summarize a period of almost 20 years of scientific contributions, most of which have been pioneering and have influenced the scientific activity of other Italian and International research Centers.

*The multi-channel systems for recording electromyographic signals, for instance, have been described by LISiN in the specialized literature since the end of the nineties and have been disseminated in universities and clinics through dozens of didactic courses organized by LISiN for medical doctors and bioengineers. These systems, which were highly innovative twenty years ago, are now considered as the state-of-the-art in the field and are used in hundreds of laboratories world-wide, thanks also to the*

*establishment of a spin-off company by LISiN. This and other revolutionary ideas of LISiN have influenced several research areas, including ergonomics, neurophysiology of movement, motor rehabilitation, space medicine, and obstetrics. The annual report of 2014 follows this tradition of high quality and scientific innovation and describes an important series of studies completed this year, seminars organized by LISiN and scientific papers in top Journals in the field.*

*Although the scientific achievements of LISiN are substantial, they are not the main reason for the success of this group. LISiN had, and continues to have, an impact in the training of researchers that goes even beyond the scientific production.*

Prof. Dr. Dario Farina



Department Head  
Universitätsmedizin Göttingen  
Georg-August-Universität  
Department of Neurorehabilitation  
Engineering  
Bernstein Focus Neurotechnology,  
Chair of Neuroinformatics  
Bernstein Center for Computational  
Neuroscience  
Göttingen, Germany

formazione di ricercatori ben più importante di quello nella produzione scientifica. La mia formazione alla ricerca scientifica, ad esempio, si è svolta interamente al LISiN, dove ho lavorato per otto anni, prima come studente di Master e di Dottorato e poi come borsista post-dottorato, dalla fondazione del LISiN fino al 2004 quando ho deciso di continuare la mia carriera all'estero. L'esperienza acquisita al LISiN mi ha permesso di definire una linea di ricerca indipendente e di ricoprire cariche di responsabilità in Danimarca e Germania. Come me, decine di altri ricercatori devono al LISiN importanti carriere accademiche, imprenditoriali e nel mondo industriale. Questi ex-ricercatori LISiN portano nel mondo l'esperienza e il metodo scientifico acquisiti in anni di formazione al LISiN.

Questo rapporto annuale sarà l'ultimo redatto dal Fondatore e Direttore del LISiN, Prof. Roberto Merletti. Roberto ha contribuito con tutte le sue energie al successo del suo Laboratorio e ha insegnato il massimo rigore come principio primo di qualsiasi attività scientifica. Ha permesso con generosità ai ricercatori che hanno lavorato con lui di acquisire visibilità negli ambienti scientifici, spesso mettendo in secondo piano il proprio contributo per enfatizzare quello dei suoi giovani, talvolta giovanissimi (come era il mio caso), studenti. Ha anche in diverse occasioni messo in secondo piano, non curandosene, la sua personale carriera accademica per denunciare ingiustizie che il sistema accademico italiano ha perpetrato nei confronti del LISiN e dei suoi ricercatori. In tutto questo è stato allo stesso momento mentore scientifico e maestro di vita e ha lasciato un'eredità indelebile in quanti hanno avuto la fortuna di avere lavorato con lui. Questo risultato va al di là della frustrazione di Roberto per gli sforzi, ancora oggi vani, per un gruppo di bioingegneria a Torino con maggiore integrazione con il mondo medico e per ottenere una maggiore consapevolezza da parte della realtà accademica torinese delle potenzialità del LISiN

*My research training, for example, was performed entirely at LISiN. I worked in this Laboratory for eight years, as a Master and PhD student and as a post-doctoral fellow, from its foundation until 2004, when I continued my career abroad. The experience acquired at LISiN allowed me to define an independent research career and to obtain positions of high responsibility in Denmark and Germany. As for my case, the training at LISiN has allowed dozens of other researchers to initiate significant careers in academic, management, and industrial environments. These people bring around the world the experience and the scientific methods acquired through years of training at LISiN.*

*This annual report will be the last edited by the Founder and Director of LISiN, Prof. Roberto Merletti. Roberto has been the vital spirit and force of LISiN and has driven the success of his Laboratory. He has taught the highest rigor as the primary principle of any scientific activity. With generosity, he has promoted the scientific visibility of his researchers, often overshadowing his own contribution to emphasize that of his young students. On several occasions, he has also publicly exposed the injustices perpetrated by the Italian academic system towards LISiN and his researchers, accepting the consequences this might have had on his own personal academic career. With his example, he has been both a scientific mentor and a life role model and has left an indelible inheritance to those who were fortunate to work with him. This achievement goes well beyond the frustration of Roberto for his efforts, still unsuccessful, for a bioengineering group in Torino with stronger integration with the medical disciplines and for obtaining a greater recognition of the potential of LISiN and of his researchers by the academic community in Torino. What he has achieved internationally greatly surpasses the regret for all the small battles lost locally over these twenty years. I, the other researchers (previous and active) of LISiN and a multitude of*

e dei suoi ricercatori. Quanto raggiunto supera di gran lunga il rammarico per tutte le piccole battaglie perse in questi venti anni. Io, gli altri ricercatori ed ex-ricercatori del LISiN e i moltissimi collaboratori internazionali del LISiN siamo grati a Roberto per averci insegnato moltissimo in questi anni e per averci trasmesso l'entusiasmo per la ricerca scientifica.

Al momento della scrittura di queste righe non è ancora stato definito il modo in cui l'esperienza del LISiN possa continuare al Politecnico di Torino dopo questo anno. Mi auguro che il Politecnico di Torino sappia e voglia permettere a questo Laboratorio di continuare ad essere un punto di riferimento mondiale per la bioingegneria del sistema neuromuscolare. Se questo non succedesse, Torino perderebbe una delle sue realtà scientifiche e didattiche di eccellenza e il mondo accademico internazionale un insostituibile punto di riferimento.

Goettingen, Novembre 2014

*international collaborators of LISiN are infinitely grateful to Roberto for leadership, collaboration, guidance and for transmitting to us his passion and enthusiasm for scientific research.*

*At the time of writing this preface, it remains undefined how LISiN will continue its activities at Politecnico di Torino after 2014. I sincerely hope that Politecnico di Torino will be willing and able to create the conditions for this Laboratory to continue its activity as a world-leading institute for bioengineering of the neuromuscular system. Otherwise Torino stands to lose one of its strongest scientific and didactic centers of excellence and an irreplaceable reference point for the international academic community.*

Goettingen, November 2014

## Ringraziamenti

## Acknowledgements

Alle attività del LISiN hanno significativamente contribuito le seguenti persone:

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



**L. Remmert, S. Scaravelli, P. Sabbione, A. Re**  
Compagnia di San Paolo  
[www.compagnia.torino.it](http://www.compagnia.torino.it)



**A. M. Marocco, M. Lapucci, S. Boccardo, L. Somenzari**  
FONDAZIONE CRT  
[www.fondazionecrt.it](http://www.fondazionecrt.it)



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



**M. Rosboch, M. Patrissi**  
Consorzio per la Ricerca e l' Educazione Permanente  
[www.corep.it](http://www.corep.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.*



**Progetto Lagrange**

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

Co-finanzia due borse di studio di ricerca applicata in ergonomia e riabilitazione.

*Co-funds two applied research fellowships in ergonomics and rehabilitation.*



*Ministero della Salute*

**Ministero della Salute**

[www.salute.gov.it](http://www.salute.gov.it)

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

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



*Ministero dell'Istruzione  
dell'Università e della Ricerca*

**Ministero dell'Istruzione, dell'Università e della Ricerca**

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

Finanzia i progetti: "Approccio multifattoriale alla stima e prevenzione del rischio di caduta nell'anziano" e "Modello suino di Sclerosi Laterale Amiotrofica (SLA): produzione e caratterizzazione."

*Funds the projects: "Fall risk estimation and prevention in the elderly using a multifactorial approach" and "Amyotrophic lateral sclerosis (ALS) swine models: production and characterization".*



### **Experts II Erasmus Mundus**

[www.expertsasia.eu](http://www.expertsasia.eu)

Finanzia una borsa di dottorato.

*Funds a doctoral fellowship.*



### **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 2014 hanno collaborato a progetti LISiN

### *Enterprises that collaborated with LISiN's projects in 2014*



**Bitron S.p.A.** Unità di Grugliasco  
Strada del Portone, 95  
10095 Grugliasco (TO), Italy  
[www.bitron.net](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.*



**Medical Technology s.r.l.**

Via Bogetto 8, 10144 Torino, Italy  
[www.medicaltec.it](http://www.medicaltec.it)

Collabora allo sviluppo di sistemi innovativi e co-finanzia una borsa Lagrange.

*Collaborates for the development of innovative systems and co-funds a Lagrange fellowship*



**Ipsen Innovation s.a.s.**

5 avenue du Canada, 91940 Les Ulis, France  
[www.ipsen.com](http://www.ipsen.com)

La **Ipsen Innovation** finanzia le attività del LISiN nell'ambito del progetto "Cocontractometer"

*Ipsen Innovation funds LISiN activities within the "Cocontractometer" project*



**KURA s.r.l.**

Corso Marconi 2, 10125, Torino, Italy  
[www.kuraweb.it](http://www.kuraweb.it)

La **KURA** studia sostanze neurotrofiche per la reinnervazione post-episiotomia

*KURA investigates neurotrophic substances for post-episiotomy reinnervation*

**Enti di ricerca e Istituzioni che nel 2014 hanno collaborato a progetti LISiN**  
**Research centers and institutions that collaborated with LISiN's projects in 2014**



Azienda Ospedaliera Sant'Anna di Como, Como, Italy  
[www.hsacomo.org/v2/](http://www.hsacomo.org/v2/)



Alma Mater Studiorum - University of Bologna,  
Bologna, Italy  
Department of Electronics, Computer Science and  
Systems - DEIS  
[www3.deis.unibo.it](http://www3.deis.unibo.it)  
Department of Medical and Surgical Sciences - DIMEC  
[www.dimec.unibo.it/it](http://www.dimec.unibo.it/it)



AP-HP, Service de Rééducation Neurolocomotrice,  
Hôpitaux Universitaires Henri Mondor,  
Université Paris-Est Créteil, France  
[www.u-pec.fr](http://www.u-pec.fr)



Brain Research Unit and MEG Core, O.V. Lounasmaa  
Laboratory, School of Science, Aalto University, Espoo,  
Finland  
[www.ttl.tkk.fi/wiki/BRU](http://www.ttl.tkk.fi/wiki/BRU)



CNPq - Conselho Nacional de Pesquisa e  
Desenvolvimento, Brasília, Brasil  
[www.cnpq.br](http://www.cnpq.br)



Department of Health Science and Technology,  
ETH Zurich, Zurich, Switzerland  
[www.ethz.ch/en.html](http://www.ethz.ch/en.html)



Istituto Italiano di Tecnologia  
Center for Space Human Robotics, Torino  
[www.iit.it](http://www.iit.it)



Istituto Zooprofilattico Sperimentale del Piemonte  
Liguria e Valle d'Aosta, Italy  
[www.izsto.it](http://www.izsto.it)



Manchester Metropolitan University, Manchester, UK  
Healthcare Science Research Institute  
[www.healthresearch.mmu.ac.uk](http://www.healthresearch.mmu.ac.uk)



SERVIZIO SANITARIO REGIONALE  
EMILIA-ROMAGNA

Movement Analysis Laboratory, Rehabilitation  
Department, Reggio Emilia Local Health Unit,  
Correggio, Italy



Northwestern University, Chicago, Illinois, USA  
Department of Physical Medicine and Rehabilitation  
[www.feinberg.northwestern.edu/sites/pmr](http://www.feinberg.northwestern.edu/sites/pmr)



Rehabilitation Institute of Chicago, Illinois, USA  
Sensory Motor Performance Program  
[www.ric.org](http://www.ric.org)



Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de  
Janeiro, Brasil  
Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho (IBCCF)  
Escola de Educação Física e Desportos (EEFD)  
[www.ufrj.br](http://www.ufrj.br)



Université Libre de Bruxelles, Brussels, Belgium  
Laboratory of Applied Biology, ULB Neuroscience  
Institute  
[www.ulb.ac.be](http://www.ulb.ac.be)

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  
[www.bccn-goettingen.de/](http://www.bccn-goettingen.de/)



University of British Columbia, Vancouver, Canada  
Faculty of Medicine, Department of Physical Therapy  
[www.physicaltherapy.med.ubc.ca](http://www.physicaltherapy.med.ubc.ca)



University of Colorado  
Boulder

University of Colorado Boulder, Colorado, USA  
Department of Integrative Physiology  
[www.colorado.edu/intphys](http://www.colorado.edu/intphys)



Univerza v Mariboru

University of Maribor, Maribor, Slovenia  
Faculty of Electrical Engineering and Computer Science  
[www.feri.uni-mb.si](http://www.feri.uni-mb.si)



The University of Texas  
Health Science Center at Houston

University of Texas Health Science Center at Houston,  
Texas, USA  
Department of Physical Medicine and Rehabilitation  
[www.med.uth.edu/pmr](http://www.med.uth.edu/pmr)



University of Turin, Turin, Italy  
Department of Internal Medicine  
Division of Endocrinology, Diabetology and Metabolism  
[www.unito.it/dmi/](http://www.unito.it/dmi/)

Department of Neuroscience  
Laboratorio di Fisiologia Integrativa  
[www.unito.it/neuroscienze](http://www.unito.it/neuroscienze)

## 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	Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: babak.afsharipour@polito.it)
Umberto Barone	Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: umberto.barone@polito.it)
Alberto Botter	Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: alberto.botter@polito.it)
Fabio Vieira Dos Anjos	Graduate in Physical Education at the Federal University of Rio de Janeiro (Brazil) and PhD Candidate in Electronics Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: fabio.vieira@polito.it)
Marco Gazzoni	Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: marco.gazzoni@polito.it)
Davide Mastrapasqua	Hardware laboratory technician (E-mail: davide.mastrapasqua@delen.polito.it)
Talita Peixoto Pinto	Graduate in Physical Education at the Federal University of Rio de Janeiro (Brazil) and PhD Candidate in Electronics Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: talita.peixoto@polito.it)
Francesco Petracca	Graduate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino and Contract Researcher (E-mail: francesco.petracca@delen.polito.it)
Domenico Signorile	Technical Secretary (E-mail: domenico.signorile@polito.it)
Subaryani Soedirdjo	PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: subaryani.soedirdjo@polito.it)
Khalil Ullah	PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: s192924@studenti.polito.it)

Carla Vaschetto

Administrative Management  
(E-mail: [carla.vaschetto@polito.it](mailto:carla.vaschetto@polito.it))

Taian Vieira

Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino  
(E-mail: [taian.vieira@polito.it](mailto:taian.vieira@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](mailto:quan.xiong@polito.it))

Il sito internet del LISiN è [www.lisin.polito.it](http://www.lisin.polito.it)  
*The LISiN internet website is [www.lisin.polito.it](http://www.lisin.polito.it)*

## **Autori e affiliazioni**

## **Authors and affiliations**

- 1) Afsharipour B, Barone U, Botter A, Cerone G, Dos Anjos F, Ferrari E, Gallina A, Gazzoni M, Javaid U, Mastrapasqua D, Merletti R, Petracca F, Subaryani S, Ullah K, Vazzoler I, Vieira TMM. *Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Dipartimento di Elettronica e Telecomunicazioni, Politecnico di Torino, Torino, Italy*
- 2) Ferrari E, Hodson-Tole EF. *Institute for Biomedical Research into Human Movement and Health, Manchester Metropolitan University, Manchester, UK*
- 3) Gallina A, Garland J, Ivanova T, Pollock C. *Department of Physical Therapy, University of British Columbia, Vancouver, Canada*
- 4) Dos Anjos F, Imbiriba LA, Oliveira LF, Vieira TMM. *Escola de Educação Física e Desportos (EEFD), Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil and Politecnico di Torino*
- 5) Caresio C, Messere A, Roatta S. *Department Neuroscience, University of Turin, Turin, Italy*
- 6) Ghaderi P, Heidari MJ, Jafari Z, Marateb HR. *University of Isfahan, Isfahan, Iran*
- 7) Rojas M, Mañanas MA. *Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, Spain*
- 8) Muceli S, Farina D. *Universitätsmedizin Göttingen, Göttingen, Germany*
- 9) Avancini C, Menegaldo L, Oliveira LF. *Biomedical Engineering Program (COPPE), Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil*
- 10) König N, Singh N, Taylor W. *Department of Health Science and Technology, ETH Zurich, Zurich, Switzerland*
- 11) Lemos T. *Institute of Biophysics Carlos Chagas Filho, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil*
- 12) Gracies JM, Vinti M. *AP-HP, Service de Rééducation Neurolocomotrice, Hôpitaux Universitaires Henri Mondor, Université Paris-Est Créteil, France*
- 13) Chabrier PE, Picaut P. *IPSEN PHARMA, Les Ulis, France*
- 14) Ariano P, Celadon N, Paleari M. *Istituto Italiano di Tecnologia. Center for Space Human Robotics, Turin, Italy*





# INDICE DEL CONTENUTO

## **Introduzione**

### **Introduction**

Prof. Roberto Merletti

21

**SVILUPPI**

**METODOLOGICI**

**E TECNICI**

**METHODOLOGICAL**

**AND TECHNOLOGICAL**

**DEVELOPMENT**

### **Progetto e sviluppo di un sistema wireless modulare per biofeedback e giochi EMG**

#### ***Design and development of a wireless modular system for the EMG gaming and biofeedback***

G.L. Cerone<sup>1</sup>

25

### **Cavo sperimentale miniaturizzato per registrazione di segnali EMG ad alta densità con alta reiezione degli artefatti da movimento**

#### ***A novel miniaturized cable for High Density EMG recording with high movement artifacts rejection***

U. Barone<sup>1</sup>, D. Mastrapasqua<sup>1</sup>

27

### **Un metodo di computazione più rapido per la simulazione di segnali HDsEMG**

#### ***A faster computational approach for the simulation of HDsEMG signals***

F. Petracca<sup>1</sup>

29

### **Elettrodi bipolari e matrici di elettrodi forniscono stime diverse del livello di cocontrazione del muscolo gastrocnemio**

#### ***Comparing the degree of gastrocnemius cocontraction estimated with high-density and with bipolar surface EMGs***

P.E. Chabrier<sup>13</sup>, J.M. Gracies<sup>12</sup>, P. Picaut<sup>13</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1,4</sup>, M. Vinti<sup>12</sup>

31

### **Configurazione ottimale degli elettrodi per la stima degli angoli articolari basata su sEMG**

#### ***Optimal electrode configuration to estimate hand kinematics from sEMG***

P. Ariano<sup>14</sup>, N. Celadon<sup>14</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>, M. Paleari<sup>14</sup>

33

# TABLE OF CONTENTS

**Studio dell'effetto di fine fibra in condizioni simulate e sperimentali**

***Simulation and experimental study of the end-of-fiber effect***

B. Afsharipour<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, F. Petracca<sup>1</sup>

35

**Individuazione automatica dei segnali sEMG di bassa qualità utilizzando soglie sui parametri statistici del segnale**

***Automatic detection of bad channels in multi-channel sEMG using statistical thresholding***

U. Javaid<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, K. Ullah<sup>1</sup>

37

**Localizzazione automatica della zona di innervazione nel Bicipite Brachiale e analisi del suo spostamento con l'angolo articolare**

***Automatic localization of innervation zone in Biceps Brachii and analysis of its shift with change of joint angle***

R. Merletti<sup>1</sup>, S. Soedirdjo<sup>1</sup>, K. Ullah<sup>1</sup>

39

**Modello della coppia articolare muscoloscheletrica basato sul segnale elettromiografico**

***Electromyographic-driven musculoskeletal torque model***

D. Farina<sup>8</sup>, Z. Jafari<sup>6</sup>, M.A. Mañanas<sup>7</sup>, H.R. Marateb<sup>6</sup>, S. Muceli<sup>8</sup>, M. Rojas<sup>7</sup>

41

**Ricostruzione di mappe di attività muscolare da segnali HD-EMG di bassa qualità mediante inpainting di immagini**

***Muscle Activity Map reconstruction from low-quality HD-EMG signals using image inpainting***

D. Farina<sup>8</sup>, P. Ghaderi<sup>6</sup>, M.J. Heidari<sup>6</sup>, H.R. Marateb<sup>6</sup>, S. Muceli<sup>8</sup>

43

**Exposure Variation Analysis e sEMG ad alta densità in studi di ergonomia**

***Exposure Variation Analysis and high density sEMG techniques in ergonomic studies***

B. Afsharipour<sup>1</sup>, F. Petracca<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

45

**RICERCA DI BASE E**

**APPLICATA**

**BASIC AND APPLIED**

**RESEARCH**

**Effetto della distanza inter-elettroica sulla rappresentazione superficiale delle unità motorie del soleo e del gastrocnemio**

***Inter-electrode distance and the representation of soleus and gastrocnemius motor units in the surface EMG***

A. Botter<sup>1</sup>, D. Farina<sup>8</sup>, S. Muceli<sup>8</sup>, T. M. M. Vieira<sup>1,4</sup>

47

**La forma del gastrocnemio mediale è influenzata dall'attivazione dei suoi muscoli sinergici?**  
***Is human Medial Gastrocnemius shape influenced by activation of its synergis?***

A. Botter<sup>1</sup>, E. Ferrari<sup>1,2</sup>, E. F. Hodson-Tole<sup>2</sup>, T. M. M. Vieira<sup>1,4</sup>

49

**Attività del trapezio dell'arto che muove l'arco sulle quattro corde del violino**  
***Trapezius activity of the bowing arm when playing the four strings of a violin***

B. Afsharipour<sup>1</sup>, F. Petracca<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

51

**Distribuzione spaziale EMG sui muscoli dell'avambraccio durante contrazioni affaticanti a basso carico**

***Spatial distribution of EMG activity over forearm muscles during low level, fatiguing contractions***

A. Botter<sup>1</sup>, C. Caresio<sup>5</sup>, A. Messere<sup>5</sup>, A. Gallina<sup>1,3</sup>, S. Roatta<sup>5</sup>

53

**Studio della distribuzione del riflesso H sul muscolo soleo attraverso HD-EMG**  
***H-reflex distribution over the soleus muscle investigated with HD-EMG***

A. Botter<sup>1</sup>, I. Vazzoler<sup>1</sup>, T. M. M. Vieira<sup>1,4</sup>

55

**Effetto dell'angolo del ginocchio sulla distribuzione spaziale dell'attività EMG nel muscolo gastrocnemio mediale**

***Spatial distribution of the gastrocnemius medialis EMG activity with changes in knee joint angle***

C. Avancini<sup>9</sup>, L. Menegaldo<sup>9</sup>, L. F. Oliveira<sup>4,9</sup>, T. M. M. Vieira<sup>1,4</sup>

57

**Le oscillazioni posturali durante il mantenimento della postura eretta cambiano con il tipo di feedback visivo**  
***The type of visual feedback changes the postural sway pattern during upright stance***

F. V. Dos Anjos<sup>1,4</sup>, L. A. Imbiriba<sup>4</sup>, T. Lemos<sup>11</sup>

59

**Controllo motorio di oscillazioni posturali durante perturbazioni in direzione anteriore in individui con ictus**  
***Motor control of standing postural sway under anteriorly-directed perturbations to standing balance in people post-stroke***

A. Gallina<sup>1,3</sup>, J. Garland<sup>3</sup>, T. D. Ivanova<sup>3</sup>, C. L. Pollock<sup>3</sup>, T. M. M. Vieira<sup>1,4</sup>

61

**Ripetibilità delle risposte del tricipite surale a perturbazioni della postura eretta in giorni diversi: uno studio con elettromiografia ad alta densità**

***Between-day repeatability of triceps surae responses to standing perturbations in people post-stroke: A high-density surface EMG investigation***

A. Gallina<sup>1,3</sup>, J. Garland<sup>3</sup>, T. D. Ivanova<sup>3</sup>, C. L. Pollock<sup>3</sup>, T. M. M. Vieira<sup>1,4</sup>

63

**Identificazione del posizionamento ottimale di un sistema EMG bipolare durante TMS**

***Identifying the best position for bipolar EMG detection during TMS***

M. Gazzoni<sup>1</sup>, N. König<sup>10</sup>, N. Singh<sup>10</sup>, W. Taylor<sup>10</sup>

65

**FORMAZIONE PERMANENTE,  
DISSEMINAZIONE DEI  
RISULTATI**

**CONTINUING EDUCATION,  
DISSEMINATION OF  
RESULTS**

**Formazione permanente e disseminazione dei risultati: congressi, corsi, seminari, pubblicazioni scientifiche, brevetti, visitatori, articoli su riviste e giornali**

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

R. Merletti<sup>1</sup>

67

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI  
A CONGRESSI (DAL 2012)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2012)**

75

Prof. Roberto Merletti

Questa è la mia ultima Introduzione ad un Rapporto Annuale del LISiN: una analisi dei risultati raggiunti, dei successi e dei fallimenti appare dovuta.

Il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) ha iniziato la sua attività presso il Politecnico di Torino alla fine del 1996. Mi erano ben chiare le difficoltà di promuovere un laboratorio di ricerca interdisciplinare in un paese che tradizionalmente prestava, e ancora presta poca attenzione alla ricerca scientifica e alla eccellenza accademica, ma l'entusiasmo e l'impegno dei miei primi dottorandi furono contagiosi, come la loro creatività, il duro ma affascinante lavoro, le nuove idee e la capacità di innovare nei settori della neuroingegneria e della riabilitazione. Dopo tutto, presupposti, quanto era stato così facilmente ottenuto e riconosciuto in una precedente lunga esperienza in USA non poteva essere molto più difficile da ottenere e trasferire in Italia.

Questa percezione fu condivisa dalle due Fondazioni Bancarie Piemontesi (Compagnia di San Paolo e Fondazione CRT) che co-finanziarono progetti approvati dalla Comunità Europea e da altre Agenzie di ricerca quali l'Agenzia Spaziale Europea e quella Italiana. La loro lungimiranza e il loro continuo sostegno sono stati determinanti per la crescita e i successi internazionali del LISiN e dei suoi ricercatori.

In 18 anni di attività sono stati ottenuti 23 finanziamenti di ricerca e quattro contratti con l'industria, sono state svolte dieci tesi di dottorato e registrati cinque brevetti, sono stati pubblicati 216 articoli su riviste internazionali indicizzate (12/anno) mentre quattro testi internazionali sono stati pubblicati da IEEE Press-J. Wiley, Spring-

*Since this is my last Introduction to a LISiN Annual Report, a review of achievements and failures is in order.*

*The Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) was established at Politecnico di Torino at the end of 1996. I was well aware of the difficulties of promoting an interdisciplinary research lab in a country that traditionally paid, and still pays, limited attention to scientific research and academic excellence, but the enthusiasm and commitment of my first graduate students was contagious and provided the energy for hard work and fuel for new ideas, innovative research topics and applications in the fields of neuromuscular engineering and rehabilitation. After all, I assumed, what had been so easily achieved and acknowledged during my long previous experience in the US could not be much harder to accomplish in Italy.*

*This perception was shared by two Bank Foundations, Compagnia di San Paolo and Fondazione CRT, who matched funds that LISiN obtained from the EU and other research agencies such as the European and the Italian Space Agencies. Their long-sightedness and continuous support have been the key point for the growth and the international achievements of LISiN.*

*In 18 years of activity 23 grants from research agencies and four contracts from industries were obtained, ten doctoral degrees were granted, five patents were registered, 216 articles (12/year) were published on international peer reviewed journals, and four international textbooks were printed by IEEE Press-J. Wiley, Springer-Verlag and Minerva Medica. But the most important achievement of LISiN has been the training of 61 researchers, 23 of them from 11 different*

ger –Verlag e Minerva Medica. Ma il risultato più importante del LISiN consiste nella formazione di 61 ricercatori, di cui 23 provenienti da 11 diversi Paesi, che hanno trascorso anni al LISiN, conducendo esperimenti, interpretando risultati, risolvendo problemi e contribuendo a preparare pubblicazioni, testi, brevetti e i 18 Rapporti Annuali. Essi sono stati la spina dorsale del LISiN. Il loro stato è passato rapidamente da quello di studente a quello di ricercatore e poi di insegnante a mano a mano che venivano acquisite esperienze e conoscenze da trasferire a nuovi gruppi di studenti. Tuttavia, a causa della assenza di prospettive, molti di essi si sono trasferiti in altri Paesi, dove posizioni permanenti erano disponibili, e dove hanno contribuito alla creazione o allo sviluppo di nuovi laboratori che hanno attratto finanziamenti considerevoli.

Quando gli scienziati italiani ottengono successo all'estero questo è spesso considerato un successo italiano: invece, questo mostra come il sistema accademico italiano rigetti i cervelli migliori, e stupidamente, con essi rinunci a finanziamenti internazionali ben maggiori del costo che tali "migranti" comporterebbero, a brevetti e a una condizione di credibilità internazionale. Sotto questo aspetto il LISiN non è stato una eccezione e ha subito un massiccio turnover di ricercatori brillanti. Come è stato il caso di tanti altri laboratori italiani, questo ruolo di "incubatore" di scienziati a beneficio di altri Paesi ha fortemente limitato il successo scientifico ed economico del LISiN.

La ricerca condotta dal LISiN è fortemente multi- e inter-disciplinare e coinvolge collaboratori di diversa formazione, appartenenti a discipline diverse quali le scienze motorie e dello sport, la medicina riabilitativa e quella del lavoro, fino all'ostetricia, con forte focalizzazione sugli aspetti inerenti la prevenzione di patologie, la valutazione di terapie, la formazione degli operatori, la disseminazione delle

*countries, who spent years in the lab, carried out experiments and interpreted their results, contributed to the development of new techniques, solved problems, answered research questions, designed equipment, contributed to the preparation of publications and textbooks, and to the 18 Annual Reports. They have been the backbone of LISiN. Their position grew from that of students to that of researchers and teachers acquiring knowledge and transferring experience to the next bout of students. However, because of the lack of permanent or tenure-track positions, many of them moved to other countries where better options were available, and contributed to the development, or to the creation, of new labs abroad which also attracted substantial funding.*

*When Italian scientists achieve success abroad this is usually considered an Italian success: rather it shows how the Italian academic system rejects the best brains and foolishly gives up international research support that would more than cover the salary of the "emigrants", provide patents, revenues and international status. LISiN has been no exception and unfortunately underwent a major turnover of brilliant investigators. As it has been the case for many other Italian laboratories, this role as "incubator" of scientists moving to other countries strongly did and does limit LISiN's scientific and financial success.*

*LISiN's research has been strongly multi- and inter- disciplinary involving many research partners from different disciplines, such as sport and movement sciences, rehabilitation and occupational medicine and even obstetrics, with heavy focus on prevention of pathologies, assessment of therapies, education of health operators, innovation of techniques and reduction of costs. In the last decade, research efforts in neurorehabilitation and neurotechnology, as well as in healthy aging, have been flourishing across the world because of their potential in reducing the health costs of an aging society. The national*

tecniche innovative e la riduzione dei costi. La ricerca in neuroriabilitazione, neurotecnologie e sull'invecchiamento sano e attivo ha avuto sviluppi esplosivi in tutto il mondo nell'ultima decade a causa delle ricadute sulla riduzione dei costi sanitari in una società che invecchia. Il costo del sistema sanitario nazionale italiano è il 9.2 % del Prodotto Interno Lordo [Rapporto OCSE 2012] ed è gestito dalle Amministrazioni Regionali. Per ogni euro investito 5-10 anni fa in prevenzione di patologie da lavoro o di lesioni da parto non pochi euro avrebbero potuto essere risparmiati oggi. I risparmi futuri, per ogni euro investito oggi, sarebbero ancora maggiori per via dell'allungamento della vita. Perché mai il sistema sanitario e le scuole di medicina investono così poco oggi in innovazione tecnologica, formazione permanente degli operatori, in medicina preventiva e riabilitativa, sapendo che pagheranno cara questa miopia in un futuro molto vicino? Perché l'innovazione, l'alfabetizzazione scientifico-tecnologica e la formazione degli operatori sono lasciate nelle mani di multinazionali, di fornitori orientati al profitto e certamente non neutrali, e dei loro "informatori scientifici", mentre le conoscenze e le esperienze di medici, ingegneri e ricercatori italiani, di dottorandi e specializzandi e di docenti (spesso disponibili a costo zero e presumibilmente più neutrali) non sono utilizzate? Non è facile ottenere risposte a queste domande da amministratori, funzionari e assessori locali. L'arrogante assenza di interesse per le eccellenze locali nella innovazione tecnologica e nella formazione è uguagliata dalla arrendevolezza nei confronti delle aziende multinazionali, dei leaders politici e dei managers amministrativi. La conseguenza immediata di questo atteggiamento è il trasferimento delle attività di ricerca e sviluppo e di innovazione tecnologica, promosse dalle eccellenze locali, a industrie straniere che meglio sanno creare il mercato, produrre risparmi e profitti e rivendere prodotti al Paese che li ha inventati. Mentre da

*public health care system accounts for 9.2 % of the Italian Gross National Product [OCSE Report 2012] and is managed by the Regional Administrations. For each Euro invested 5-10 years ago in prevention of work related disorders or of child delivery lesions, quite a few could have been saved today. The future savings, for each Euro invested today, would be much greater because of the longer life expectancy. Why would the Italian Health System and the Schools of Medicine invest so little today in technological innovation and continuing education, in preventive and rehabilitation medicine, knowing that they will pay so much more tomorrow? Why are technological literacy of allied medical personnel, innovation, and continuing education, left in the hands of profit oriented and biased salesmen while the knowledge and experience of medical and engineering graduates, doctoral fellows and professors (presumably unbiased and available for free) is not exploited? Why is so little action taken to decrease the technological vulnerability of health professionals in this field? It is very difficult to discuss these questions with the local politicians and administrators who shy away from them. Their arrogant lack of interest with respect to the local excellences in innovation is equaled only by their availability to listen to businessmen or to political and administrative managers. As a consequence, too often the transfer of Italian science and technology to industry and users is taking place abroad and produces markets and profits for the benefit of other institutions who sell the new products back to the countries who first conceived them . While, from a global European point of view, this may be positive, from the point of view of the individual country, region or institution, it is obviously not.*

*The future growth and activities of LISiN will largely depend on the attitude of the regional political and academic leaders and on their willingness and ability to reverse the current myopic*



un punto di vista globale europeo tutto ciò può anche apparire positivo, dal punto di vista del singolo Paese, della singola regione o della singola istituzione, certamente non lo è.

Le attività future del LISiN e il suo ulteriore sviluppo dipenderanno largamente dalla attitudine dei leaders locali, politici e accademici e dalla loro volontà e capacità di invertire l'attuale miope tendenza. Ma anche la capacità e la volontà di studenti, ricercatori, docenti e altri membri della società e dei loro rappresentanti, di imporre tale inversione di tendenza ha uguale se non maggiore rilevanza.

Il potere di imporre senso dello Stato, razionalità e onestà ai managers pubblici, specialmente nel sensibile e delicato settore della innovazione in sanità, dove molti condizionamenti si intersecano, risiede nelle mani degli utenti finali, del pubblico, degli studenti e dei loro portavoce e deve essere esercitato con forza, soprattutto in tempi di difficoltà economiche. L'aggiornamento tecnologico degli operatori sanitari è un diritto-dovere: esso non consiste nell'imparare a usare, come acquirenti-utenti passivi e incompetenti, nuove tecnologie, ma nel partecipare attivamente alla loro creazione, al loro sviluppo, nel capirne i vantaggi, e soprattutto i limiti, nell'interpretarne correttamente i risultati e orientarne lo sviluppo futuro. Questo obiettivo, molto più importante delle 216 pubblicazioni scientifiche, non è stato raggiunto e rimane una eredità impegnativa sia per chi dirigerà sia per chi finanzierà le attività future del LISiN.

Profondamente ringrazio tutti i colleghi, studenti e amici, con cui sono in debito, che hanno sostenuto il LISiN in questi anni con suggerimenti, consigli, finanziamenti, con il loro lavoro o anche solo amicizia. Essi sono di gran lunga più numerosi dei pochi che hanno reso il mio lavoro più difficile del necessario.

*trends. But the willingness and ability of students, researchers, professors and other members of the society to force a reversal of the current trends will have equal if not greater relevance.*

*The power to impose common sense, rationality and honesty to public managers, especially in the very sensitive fields of innovation in Health, Rehabilitation and Aging, were many forces are acting, is in the hands of the students, the citizens, the end users and their representatives, and must be exercised intensively in times of economic difficulties. Technological literacy, continuing education and scientific updating is a requirement as well as a right of medical and health-allied professionals. It does not consist in being passive and incompetent buyers-users of new technologies but in being involved in their creation and development, in understanding their advantages, limitations and traps, in interpreting their results and orienting their future developments. This objective, much more important than 216 publications, has not been reached by LISiN and remains a legacy and a challenge to whoever will support, define and direct the future activities of this laboratory.*

*I deeply thank and am in debt with all the colleagues, students and friends who helped, in these years, with their work, suggestions, advice, discussions, continual support and friendship. They outnumber by far the few who made my job harder than necessary.*



## Progetto e sviluppo di un sistema wireless modulare per biofeedback e giochi EMG

## Design and development of a wireless modular system for the EMG gaming and biofeedback

G.L. Cerone

Il biofeedback è una tecnica che fornisce informazioni real-time circa parametri fisiologici e biomeccanici che non sono interpretabili direttamente dal soggetto. Fra le possibili interfacce per biofeedback, quelle basate su giochi risultano maggiormente coinvolgenti per l'utente.

Questo studio ha come scopo quello di sviluppare un sistema sEMG indossabile e due interfacce ludiche basate su biofeedback sEMG.

Wiser (Figura, A) è un sistema wireless modulare per l'acquisizione del segnale sEMG composto da quattro moduli (Sensor Units) ed una Control Unit. Ogni Sensor Unit (Figura, B) acquisisce, amplifica e condiziona un canale sEMG bipolare campionato a 1.4ksps e con risoluzione pari a 10 bit. I segnali campionati vengono inviati via Bluetooth alla Control Unit o ad un dispositivo portatile con sistema operativo Android (es. Tablet o Smartphone).

Al fine di massimizzare il throughput è stata ottimizzata la dimensione del pacchetto dati ottenendo 267kbps per ogni Sensor Unit. Il rumore risulta  $3.6 \mu V_{RMS}$  RTI (Referred To Input).

Non sono state osservate perdite di pacchetti fino ad una distanza di 7 metri tra Sensor Unit e Control Unit.

Sono state sviluppate due interfacce per biofeedback sEMG basate su giochi: GuitarMyo e broBot.

*Biofeedback is a technique that provides real-time information on physiological and biomechanical parameters that subjects are rarely aware of. Among the possible biofeedback interfaces, those based on games are the most appealing. The aim of this study was to develop a wearable EMG system and two EMG-based games to be played with such wearable system.*

*Wiser (Figure, A) is a wireless modular sEMG acquisition system composed by four modules (Sensor Units) transmitting one bipolar sEMG channel via Bluetooth, and one Control Unit. Each Sensor Unit (Figure, B) detects, amplifies and filters (Bandwidth 20 Hz - 500 Hz) a single sEMG channel, sampling it at 1.4ksps, 10 bit resolution. Sampled signal is sent via Bluetooth link to the Control Unit or to a peripheral device with Android Operative System (i.e. Tablet or Smartphone). Data packet dimension has been optimized in order to maximize the throughput. The maximum throughput is 267 kbps for each sensor unit. RTI (Referred To Input) noise is  $3.6 \mu V_{RMS}$ . No packet loss was observed within a 7 meters distance between Sensor Unit and Control Unit.*

*Two game-based biofeedback interfaces, named GuitarMyo and broBot, were developed. The first one (Figure, C) is a virtual game that al-*

GuitarMyo (Figura, C) è un gioco virtuale che consente di suonare un brano musicale mediante i segnali sEMG acquisiti con il sistema Wisier.

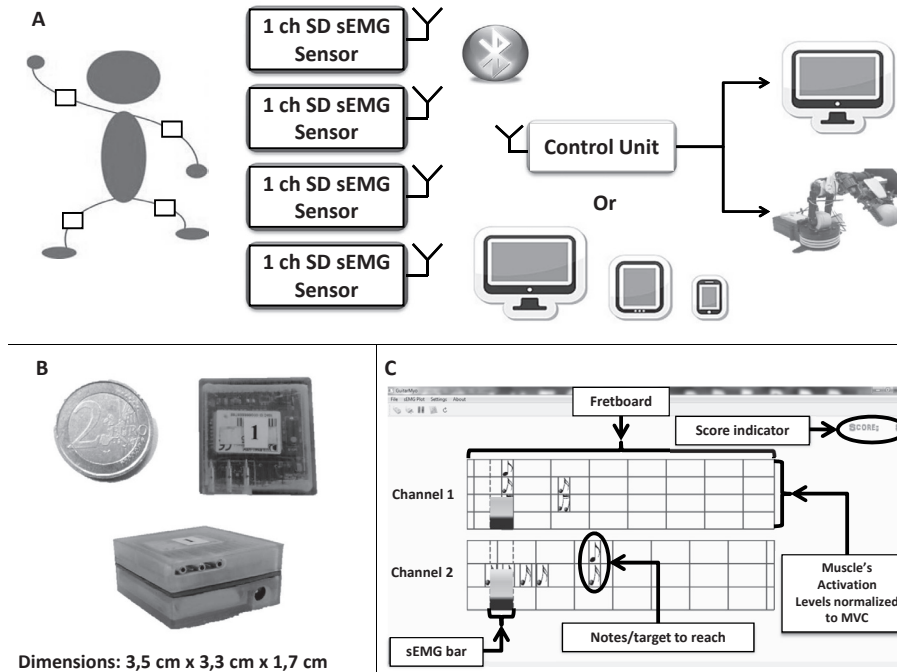
Per ogni muscolo è presente una barra la cui ampiezza è proporzionale al livello di involuppo sEMG mentre sullo schermo scorrono le Note/Target da raggiungere.

Lo scopo è quello di mancare il minor numero possibile di note/target. Se viene mancato un target, la canzone non viene riprodotta.

broBot è un'interfaccia per biofeedback di tipo fisico composta da un braccio robotico che può essere controllato usando i segnali sEMG acquisiti mediante due o più Sensor Unit, ad esempio, per costruire una torre di mattoncini Lego.

allows to play a song with sEMG signals acquired with the Wisier system. For each muscle there is one bar whose amplitude is proportional to the sEMG envelope. Notes/Targets scroll on the screen. The goal is to miss the least number of notes/targets composing the song to be played. If a target is missed, the song stops.

Finally, broBot is a physical biofeedback interface based on a robotic arm that can be controlled by means of two or more Sensor Units. A simple game to do with this interface is to construct a tower by stacking-up Lego bricks.



A) Schema a blocchi funzionale del sistema wireless modulare sviluppato (Wiser). Il sistema è composto da quattro Sensor Units ed una Control Unit. B) Prototipo del modulo Sensor Unit per l'acquisizione di un canale sEMG. C) Interfaccia del gioco virtuale GuitarMyo. Per ogni muscolo è presente una barra la cui ampiezza è proporzionale all'involuppo sEMG. Lo scopo del gioco è quello di mancare il minor numero di target che scorrono sullo schermo.

A) Functional block diagram of the wireless modular sEMG acquisition system (Wiser) composed by four Sensor Units and one Control Unit. B) Prototype of the Sensor Unit module transmitting one sEMG channel. C) GuitarMyo game biofeedback interface. For each muscle there is one bar whose amplitude is proportional to the sEMG envelope. The goal is to miss the least number of targets that scroll on the screen.

## **Cavo sperimentale miniaturizzato per registrazione di segnali EMG ad alta densità con alta reiezione degli artefatti da movimento**

## ***A novel miniaturized cable for High Density EMG recording with high movement artifacts rejection***

U. Barone, D. Mastrapasqua

Gli artefatti da movimento sono uno dei fattori che possono degradare in modo significativo la qualità del segnale EMG di superficie.

Cavi schermati multipolari sono generalmente utilizzati per la registrazione di segnali HD-sEMG.

Le misure sperimentali focalizzate su contrazione isometrica con il soggetto in posizione statica sono meno affette da artefatti da movimento dato che le interconnessioni agli elettrodi sono affidabili e non mobili.

Quando il soggetto compie azioni dinamiche o movimenti ripetitivi (es. esercizi fisici o compiti lavorativi) le caratteristiche del sistema di prelievo ed i cablaggi giocano un ruolo fondamentale. Inoltre, se il soggetto è affetto da patologie causa di tremore (es. Parkinson) l'affidabilità della connessione alla griglia di elettrodi ed i relativi cablaggi emergono in modo significativo.

In aggiunta, l'uso di cavi speciali risulta mandatorio quando si vuole garantire un buon livello di comfort del soggetto soprattutto in sessioni di misura di lunga durata.

L'obiettivo di questo studio consiste nel fornire una nuova soluzione di cavo miniaturizzato multipolare progettata per ridurre in modo efficace gli artefatti da movimento. La soluzione qui presentata (in fase di brevettazione) rappresenta una valida alternativa ai cavi in commercio.

Le principali caratteristiche della prima versione di cavo industrializzato sono:

- a) diametro esterno 1mm;
- b) 32 vie;
- c) alta flessibilità e leggerezza (10g);
- d) gusci dei connettori realizzati in stampa 3D.

Una preserie di dieci cavi è stata industrializzata e prodotta con il supporto dell'azienda Bitron S.p.A.

*Movement artifacts are one of the negative factors that could significantly degrade the quality of surface EMG signals.*

*Standard multi-pole shielded cables are generally used for HD-sEMG recording.*

*Experimental setups based on isometric tasks with the subject keeping the same position are less affected by movement artifacts because the electrode connections with the subject could be fixed and kept stable.*

*But when the subject is performing a dynamic task (e.g. repetitive sequences of actions, body exercises) the cable characteristics of the EMG recording tool play an important role. Moreover, if the subject is affected by tremor (e.g. Parkinson disease), the reliability of the electrode grid connection and cabling technique is particularly important.*

*In addition, the use of a special cable is mandatory when a good level of comfort for the subject must be guaranteed, especially for long-term EMG recording sessions.*

*The outcome of this study consists of a miniaturized, multi-pole cable designed to effectively reject movement artifacts during dynamic tasks. The presented solution (patent pending) represents a valid alternative to commercially available cables.*

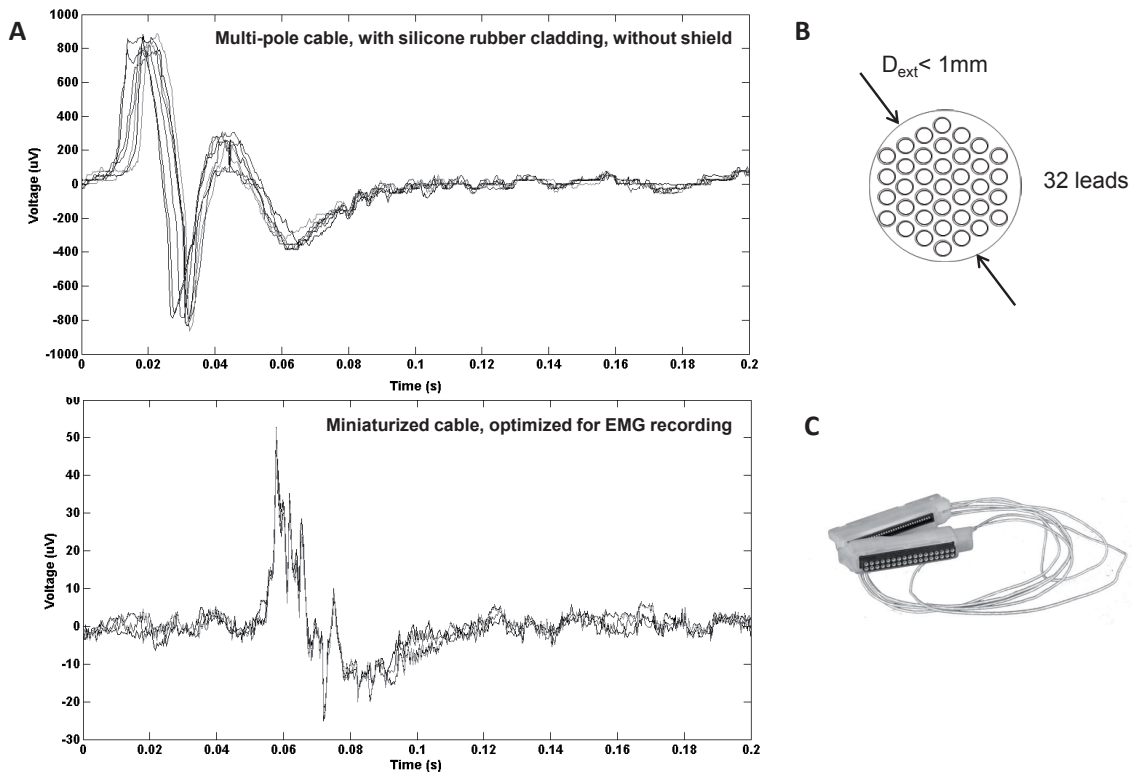
*The main characteristics of the first industrialized version of the cable are:*

- a) 1mm outer diameter;*
- b) 32 poles;*
- c) high flexibility and lightweight (10g);*
- d) 3D printed custom shells.*

*A set of ten cables was industrialized and manufactured with the support of the company Bitron S.p.A.*

I campioni in fase di validazione presentano un'alta reiezione agli artefatti da movimento e a sollecitazioni meccaniche ripetitive durante sessioni di registrazioni di segnali EMG ad alta densità.

The samples were tested and showed an overall high rejection to movement artifacts and repetitive shaking during real HD-sEMG recording sessions.



A) Ampiezza degli artefatti da movimento generati durante una sessione di registrazione con il soggetto in condizione di riposo. Gli elettrodi sono stati collegati sia con un cavo standard (figura in alto) che con il cavo miniaturizzato (figura in basso) per confronto. Notare le diverse scale. Gli artefatti sono stati indotti provocando oscillazioni (4 Hz) su entrambi i cavi. B) Sezione trasversale del cavo sperimentale; C) Prima versione del cavo miniaturizzato industrializzato.

A) Amplitude of recorded movement artifacts with a subject in rest condition by interfacing the electrodes with both the novel cable (bottom window) and a standard cable (top window) for comparison. Note the different scales. The artifacts are generated by inducing repetitive oscillations (4 Hz) of the cables; B) Transversal section of the novel cable; C) First release of the industrialized version of the miniaturized cable.

## **Un metodo di computazione più rapido per la simulazione di segnali HDsEMG**

## ***A faster computational approach for the simulation of HDsEMG signals***

F. Petracca

L'utilizzo di modelli computazionali è necessario in quasi tutte le aree delle scienze naturali. Molti modelli di generazione di EMG sono stati descritti con l'obiettivo di raggiungere una maggiore comprensione su come i parametri fisici e del sistema di prelievo influenzano i segnali EMG. I modelli sono inoltre fondamentali per l'interpretazione dei risultati sperimentali, oltre che come strumenti didattici. Per queste ragioni, i modelli implementati al LISiN sono stati migliorati al fine di avere uno strumento di generazione di segnali EMG simulati più veloce. In simulazioni di elettromiografia di superficie ad alta densità, una accurata distribuzione del potenziale è ottenuta attraverso un elevato numero di punti di rilevazione, il quale può essere maggiore del numero di campioni nel tempo per ogni potenziale d'azione. In questi casi, la scelta di calcolare un segnale nel dominio del tempo per ciascun punto dello spazio (Figura, A), così come fatto nei precedenti modelli sviluppati al LISiN ed adatti per pochi elettrodi, risulta inefficiente.

Il nuovo approccio proposto in questo lavoro è stato implementato per ridurre significativamente il tempo di calcolo senza perdita di accuratezza nella simulazione. La nuova strategia computazionale consiste nel calcolare la distribuzione di potenziale nello spazio per ogni istante di tempo (Figura, B), senza cambiare la descrizione fisica del modello. L'unica lieve differenza adottata in questo approccio riguarda la descrizione della sorgente, la quale risulta ora dal campionamento dell'espressione analitica della corrente di transmembrana (Figura, C).

Questo nuovo approccio permette di calcolare la distribuzione di potenziale sulla superficie cutanea con differenze minori del 5% rispetto al metodo precedente, mentre il tempo di simulazione risulta circa 12 volte inferiore.

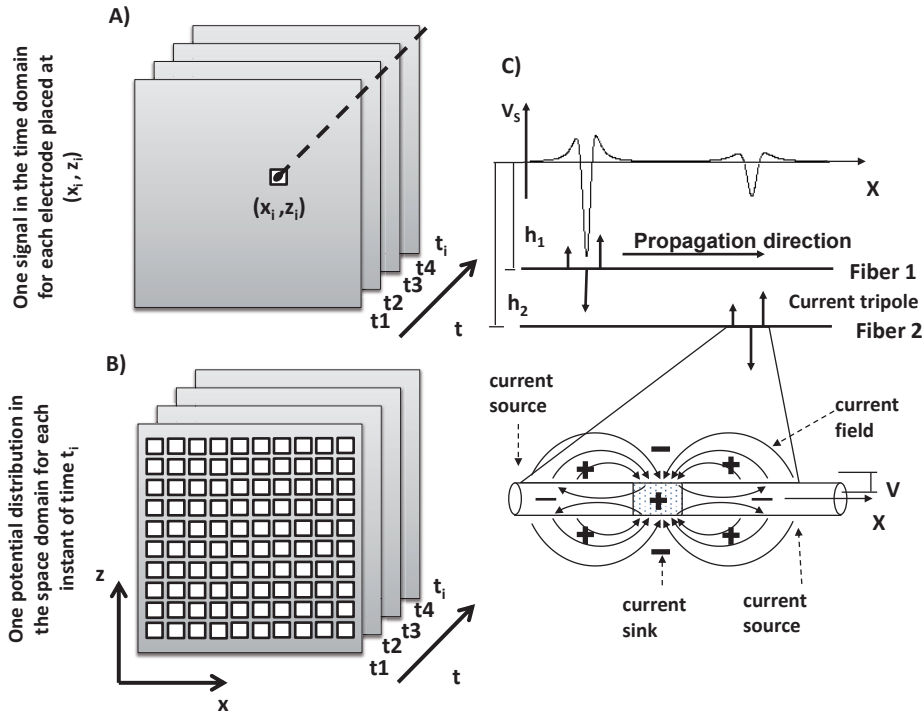
*The use of computer models is inevitable in almost all the areas of the natural sciences. Many EMG generation models have been described in order to reach a deeper understanding about how physical and detection system parameters can affect EMG signals. Models are well suited also for the analysis of experimental results and as didactic tools.*

*For these reasons, the models implemented at LISiN were improved in order to have a faster tool for the generation of simulated EMG signals.*

*In a High Density surface electromyography (HDsEMG) simulation, an accurate representation of the potential distribution is obtained through a high number of detection points which can be greater than the number of time samples. In these cases, the choice of computing a signal in the time domain for each point of the space (Figure, A), as done in the previous model developed at LISiN and suited for few electrodes, can be inefficient.*

*The new approach proposed in this work has been implemented in order to significantly reduce the computation time without any loss of accuracy in the simulation. The new computation strategy consists in the calculation of the potential distribution for each instant of time (Figure, B), without any changing in the physical description of the model. The only slight difference adopted in this approach is the source description, which is now as the sampled version of the analytical expression of the transmembrane current (Figure, C).*

*This novel approach allows to compute the potential distributions above the skin with differences less than 5% with respect to the previous approach, while the simulation time is about 12 times less.*



A) Rappresentazione schematica del precedente metodo utilizzato in simulazioni HDsEMG. Per ciascun punto della superficie  $x$ - $z$  ( $x_i, y_i$ ), viene calcolato un segnale nel tempo. B) Rappresentazione schematica del nuovo metodo proposto utilizzato in simulazioni HDsEMG. Per ciascun istante di tempo, viene calcolata una distribuzione di potenziale. C) Esempio di sorgente usata nel modello e raffigurata come un tripolo di corrente. In questo caso, per semplicità, è stato rappresentato una serie di soli tre impulsi per due fibre muscolari a diversa profondità.

A) Schematic representation of the previous method used in an HDsEMG simulation. For each point of the space  $(x, y)$ , a signal in time is computed. B) Schematic representation of the new proposed method used in an HDsEMG simulation. For each instant of time, a potential distribution is computed. C) Example of the source used in the model and depicted as a current tripole. In this case, for simplicity, a sequence of only three pulses has been represented for two muscle fibers at different depths.



## **Elettrodi bipolari e matrici di elettrodi forniscono stime diverse del livello di cocontrazione del muscolo gastrocnemio**

## **Comparing the degree of gastrocnemius cocontraction estimated with high-density and with bipolar surface EMGs**

P.E. Chabrier, J.M. Gracies, P. Picaut, T.M.M. Vieira, M. Vinti

La possibilità di valutare la cocontrazione muscolare dagli EMG di superficie trova notevole rilevanza per il monitoraggio e trattamento della cocontrazione spastica. In questo studio è stata messa a confronto la stima della cocontrazione nel muscolo gastrocnemio mediale (MG) ottenuta tramite elettrodi bipolari e griglie di elettrodi.

EMG di superficie sono stati acquisiti in modalità singolo differenziale da 10 soggetti sani con una griglia di 64 elettrodi (Figura, A). Per la stima della cocontrazione sono state considerate contrazioni isometriche di flessione plantare e dorsale, a 30%, 70% e 100% della massima contrazione volontaria (MVC) e a due posizioni del ginocchio, flesso e esteso. Ogni contrazione è durata 5 s, con intervalli di 1-2 min tra di loro. Il grado di cocontrazione è stato calcolato dal rapporto tra l'ampiezza RMS degli EMG prelevati durante le flessioni dorsali e in flessione plantare a 100% MVC, separatamente per ogni canale. Il baricentro e il valore medio di cocontrazione (mediati sui canali) sono stati calcolati per i tre livelli di forza e per le due posizioni di ginocchio. Infine, i valori di cocontrazione ottenuti dalla griglia di elettrodi sono stati confrontati con quelli ottenuti da elettrodi bipolari (Figura, A).

Gli elettrodi bipolari e la griglia di elettrodi hanno fornito valori significativamente diversi di cocontrazione. Con la griglia di elettrodi, i valori di cocontrazione ottenuti sono statisticamente inferiori rispetto a quelli ottenuti dagli elettrodi bipolari ( $P < 0.01$ ). Come illustrato per un soggetto rappresentativo del gruppo, valori più grandi di cocontrazione sono stati osservati nella metà prossimale del muscolo MG (Figura, B). A causa della distribuzione prossimale dei valori di cocontrazione, gli elettrodi bipolari, simulati nella porzione prossimale del MG (Figura, A),

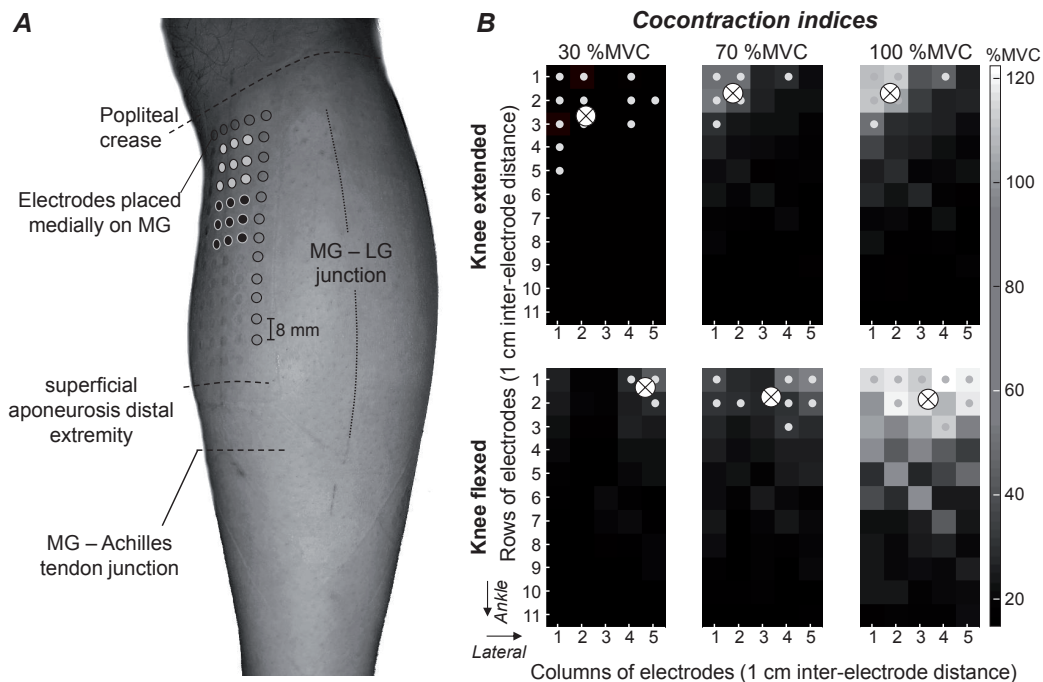
*The possibility of estimating muscle cocontraction from surface EMGs is of crucial relevance for the rehabilitation and monitoring of spastic cocontraction in paretic patients. In this study we investigate whether bipolar and grids of electrodes provide similar estimation of cocontraction for the medial gastrocnemius muscle.*

*Single-differential surface EMGs were collected from 10 healthy subjects with a grid of 64 electrodes (Figure, A). Signals were detected during plantar and dorsal flexion isometric contractions performed at 30%, 70% and 100% of the individuals' Maximal Voluntary Contraction (MVC). Two knee positions were considered, flexed and extended. Contractions lasted 5 s each, with 1-2 min interval in-between. Cocontraction was calculated as the ratio between the Root Mean Square (RMS) amplitude of surface EMGs detected during dorsal flexion efforts and during 100% MVC plantar flexion efforts, separately for each channel in the grid. The barycentre and the mean cocontraction value (averaged across channels) was calculated for the three effort levels and the two knee positions. Finally, cocontraction was estimated for bipolar electrodes and compared with global cocontraction value obtained from the grid of electrodes (Figure, A).*

*Bipolar and grids of electrodes provided different estimates of MG cocontraction. The mean cocontraction value obtained from the grid of electrodes was significantly smaller than the cocontraction estimate provided by the bipolar recordings ( $P < 0.01$ ). As illustrated for a single representative participant, during dorsal flexion efforts, greater cocontraction values were detected at the more proximal MG regions (Figure, B). Such a proximal distribution indicates the bipolar electrodes,*

hanno sovrastimato il grado di cocontrazione del muscolo MG. Si conclude che, il campionamento degli EMG da diverse porzioni prossimo-distale del muscolo è necessario per stimare opportunamente la cocontrazione.

*simulated at the MG proximal region (Figure, A), overestimated the actual degree of MG cocontraction. Sampling from different proximo-distal MG regions seems therefore crucial for the estimation of cocontraction.*



A, posizionamento della griglia di elettrodi sul muscolo MG e indicazione sulla posizione degli elettrodi bipolari simulati. B, mappe di colori create con i valori di cocontrazione calcolati dagli EMG prelevati durante flessioni dorsali a 30%, 70% e 100% MVC (colonne) e con il ginocchio in posizione estesa e flessa (righe).

*A, position of the grid of electrodes on the MG muscle and the position of bipolar electrodes simulated from the grid. B, maps of cocontraction values obtained from EMGs detected during dorsal flexion contractions at 30%, 70% and 100% MVC (columns) and with the knee in extended and flexed positions (rows).*



## Configurazione ottimale degli elettrodi per la stima degli angoli articolari basata su sEMG

## Optimal electrode configuration to estimate hand kinematics from sEMG

P. Ariano, N. Celadon, M. Gazzoni, M. Paleari

Lo scopo di questo lavoro era quello di identificare numero e posizionamento ottimale di elettrodi sull'avambraccio per stimare la cinematica del polso e delle dita a partire dal segnale EMG di superficie (sEMG) durante contrazioni dinamiche libere.

Al protocollo hanno partecipato otto soggetti sani che hanno eseguito movimenti dinamici ciclici del polso e delle dita. I segnali sEMG sono stati registrati dai muscoli dell'avambraccio utilizzando una matrice di 112 elettrodi (14 colonne longitudinali e 8 righe trasversali, 15 mm di distanza inter-elettrodica). Gli angoli articolari del polso e delle dita (metacarpofalangea (MCP) e interfalangea prossimale (PIP)) sono stati registrati con un guanto sensorizzato. Otto reti neurali artificiali (una per ogni articolazione considerata) sono state addestrate per stimare gli angoli articolari a partire dagli involucri del segnale EMG. Sono stati considerati diversi sottoinsiemi di elettrodi: a) un anello di 14 elettrodi posizionato a 2 cm dalla piega del gomito, b) due anelli di 14 elettrodi ciascuno (distanziati 75 mm tra loro), c) un sottoinsieme con un elettrodo in corrispondenza del baricentro di ogni area di attività EMG, d) un sottoinsieme con un elettrodo nel centro di ogni area di attività EMG identificata, e) un sottoinsieme con un elettrodo posizionato in corrispondenza del massimo di ciascuna area di attività EMG. La qualità della ricostruzione degli angoli articolari è stata valutata utilizzando il coefficiente di determinazione ( $r^2$ ). Le prestazioni dei diversi sottoinsiemi di elettrodi sono state valutate utilizzando un test ANOVA a misure ripetute.

I risultati mostrano che la qualità della ricostruzione dell'angolo articolare dipende dal set di elettrodi ( $p < 0,001$ ,  $F = 8,93$ ). Il test post-hoc

*The aim of this work was to identify the optimal electrode number and positioning on the forearm to estimate the wrist and single finger kinematics from surface EMG (sEMG) during free dynamic contractions.*

*Eight healthy subjects performed free cyclic dynamic tasks involving wrist and fingers. sEMG signals were detected from the forearm muscles using a grid of 112 electrodes (14 longitudinal columns and 8 transversal rows, 15 mm inter-electrode distance). The joint angles of wrist and fingers (metacarpophalangeal (MCP) and proximal interphalangeal (PIP)) were recorded using a sensorized glove. Eight perceptron artificial neural networks (one for each considered joint) were trained to estimate the angles from sEMG envelopes. Different sets of EMG electrodes were evaluated: a) one ring of 14 electrodes 2 cm from the elbow crease, b) two rings (spaced 75 mm) of 14 electrodes each, c) a set with one electrode on the barycenter of each sEMG activity area, d) a set with one electrode on the centre of each EMG activity area, e) a set with one electrode on the maximum of each EMG activity area. The quality of reconstruction of the joint angles was evaluated through the coefficient of determination ( $r^2$ ). A repeated measure ANOVA was used to compare different sets of electrodes.*

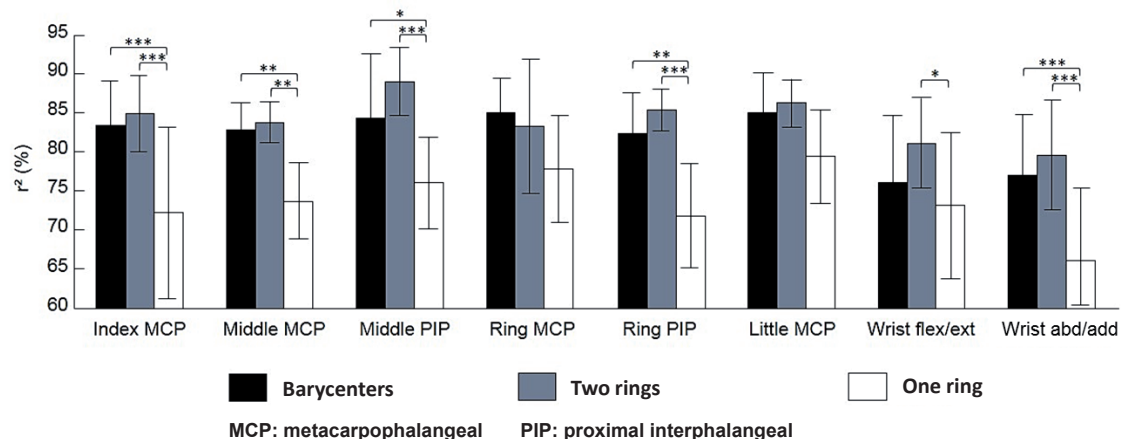
*The results show that the quality of joint angle reconstruction depends on the electrode set ( $p < 0.001$ ,  $F = 8.93$ ). Newman-Keuls post-hoc test discovered a statistically significant difference in the reconstruction quality between the single ring (worst performances) and all other sets of electrodes ( $p < 0.001$ ).*

*Taking into account the computational costs and the simplicity of the electrode positioning, two rings of electrodes provide an optimal con-*

Newman-Keuls ha evidenziato una differenza statisticamente significativa nella qualità della ricostruzione tra il singolo anello (performance peggiori) e tutti gli altri sottoinsiemi di elettrodi ( $p < 0,001$ ).

Tenendo conto dei costi computazionali e della semplicità del posizionamento del sistema di prelievo, i risultati mostrano che due anelli di elettrodi rappresentano una configurazione ottimale per stimare la cinematica della mano durante i movimenti del polso e dito.

*figuration in order to estimate the hand kinematics during wrist and single finger movements.*



Media  $\pm$  deviazione standard del coefficiente di determinazione ( $r^2$ ) tra gli angoli articolari misurati e gli angoli articolari stimati utilizzando diversi sottoinsiemi di elettrodi. Sono riportati i risultati per: a) un anello di 14 elettrodi, b) due anelli di 14 elettrodi ciascuno, c) il sottoinsieme con un elettrodo in corrispondenza del baricentro di ogni area di attività EMG

*Mean  $\pm$  standard deviation of the coefficient of determination ( $r^2$ ) between the measured and estimated joint angles using different electrode sets. The results are reported for a) one ring of 14 electrodes, b) two rings with 14 electrodes each, and c) the set with one electrode on the barycentre of each sEMG activity area.*

## Studio dell'effetto di fine fibra in condizioni simulate e sperimentali

## Simulation and experimental study of the end-of-fiber effect

B. Afsharipour, R. Merletti, F. Petracca

Abbiamo studiato il supporto spaziale della componente non-propagante dei potenziali d'azione associata all'effetto di fine fibra. Lo studio è basato su dati ottenuti in condizioni simulate e sperimentali (stimolazione elettrica).

I segnali elettricamente stimolati sono stati registrati sul tendine distale del bicipite brachiale (BB) stimolandone il punto motore. È stata utilizzata una matrice di elettrodi 16x4 (IED 10mm) centrata sulla giunzione miotendinea.

Per quanto riguarda le simulazioni, è stata simulata una unità motoria (MU) con 50 fibre uniformemente distribuite in un territorio circolare di raggio 10 mm. Il rapporto di anisotropia del muscolo era 5 (longitudinale/trasversale), lo spessore della cute era 1mm e sono stati considerati diversi rapporti tra spessore del grasso e profondità della UM nel muscolo: 0.2, 1 e 5 (profondità totale 4mm). La lunghezza media della semi fibra inferiore era 50 mm e la dispersione della giunzione miotendinea era 5 mm. I potenziali sulla cute sono stati campionati da una matrice 16x4 con elettrodi puntiformi, che copriva la semi lunghezza inferiore della UM. Il centro della griglia di elettrodi era posizionata alla fine della lunghezza della UM.

La componente non-propagante oltre il tendine è stata osservata solo nei segnali simulati. Questo implica la necessità di modificare il modello al fine di rappresentare meglio l'anatomia e le proprietà delle giunzioni muscolo tendinee.

Il supporto spaziale della componente non-propagante è stato definito come la regione con potenziale maggiore rispetto al 5% del picco assoluto della fase propagante. La profondità della UM nel muscolo, gli spessori del tessuto cutaneo e sottocutaneo e la distribuzione delle giunzioni miotendinee influenzano il supporto spaziale della componente non-propagante. In queste condizio-

*We studied the spatial support of the non-travelling component of action potentials due to the end-of-fiber effect.*

*The study was based on simulation and experimental (electrical stimulation) conditions.*

*Electrically elicited signals were recorded over the distal tendon of the Biceps Brachii (BB) by stimulating the BB's motor point. A 16x4 grid of electrodes (IED=10mm) centered above the myotendinous junction was used.*

*A MU with 50 fibers uniformly distributed in a circular territory (10mm radius) was simulated. The muscle anisotropy ratio was 5 (longitudinal/transversal), skin thickness were 1mm and different ratio between fat thickness and depth in the muscle of the MU were considered: 0.2, 1 and 5 (total depth 4mm). The lower semi-fiber length was 50mm and the tendon spread was 5mm. Skin potentials were sampled by a 16x4 grid with point like electrodes, which covered the lower semi-fiber length of the simulated motor unit (MU). The center of the grid of electrodes was placed on the end of MU length.*

*Non-travelling components beyond the tendon were observed only in simulated signals. This implies modifications of the model in order to better represent the anatomy and properties of the muscle-tendon termination.*

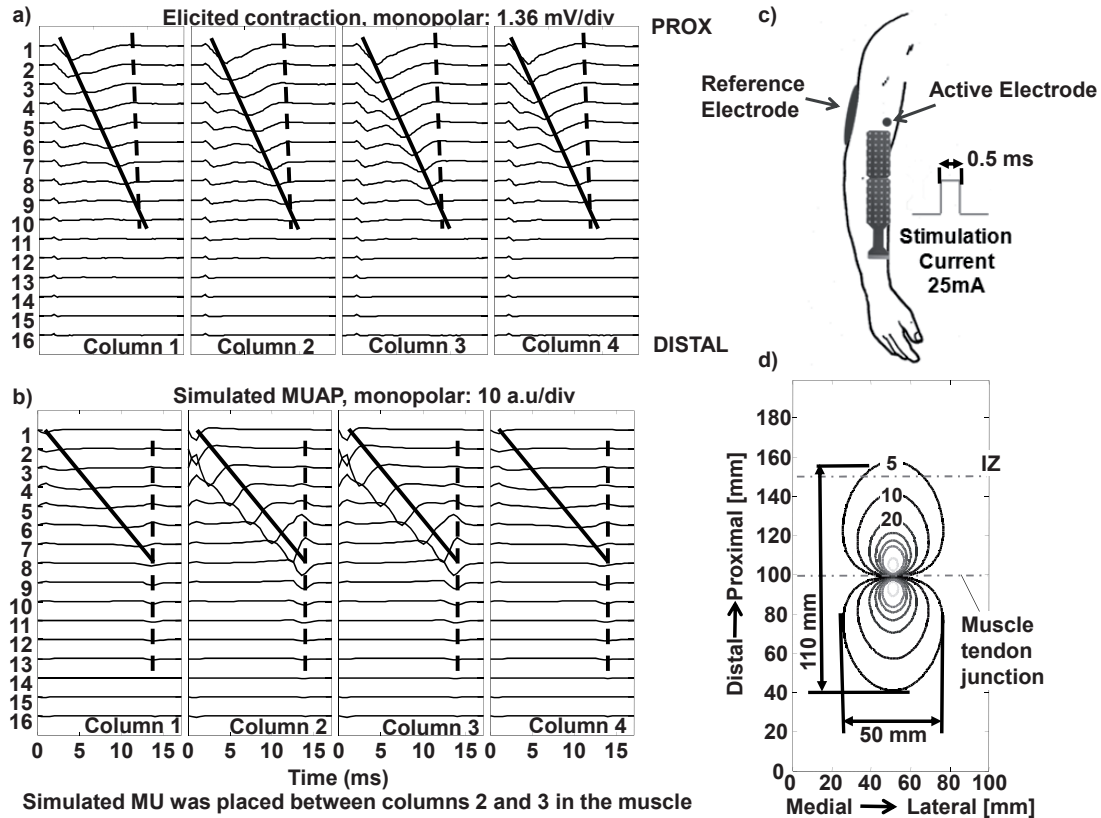
*The spatial support of the non-travelling components was defined as a region with potentials higher than 5% of the absolute peak of the travelling phase.*

*MU depth in the muscle, thickness of skin and subcutaneous tissue and the distribution of the muscle-tendon junctions affect the spatial support of the end-of-fiber effect.*

*In these simulated conditions the support of the potential at the end of the fibers may extend up to 110mm in the longitudinal direction above the*

ni di simulazione il supporto del potenziale alla fine delle fibre può estendersi fino a 110 mm nella direzione longitudinale sull'intera semi lunghezza delle fibre (circa 6 cm) e circa 6 cm nella direzione trasversale a causa della anisotropia del volume muscolare conduttore.

entire semi-fiber length (about 6 cm) and about 6 cm in the transversal direction due to anisotropic conductor muscle volume.



a) Segnali monopolari (bicipite brachiale) acquisiti durante stimolazione elettrica con una matrice 16x4 centrata sulla giunzione miotendinea distale. b) Segnali simulati generati da una unità motoria e campionati con una matrice 16x4 centrata sopra la giunzione miotendinea alla fine delle fibre. Le linee continue e tratteggiate indicano rispettivamente le componenti propaganti e non propaganti. c) Setup sperimentale. d) Le curve isopotenziali a diversi livelli (% del valore di picco assoluto della componente propagante) mostrano il supporto spaziale della componente non propagante. Il supporto dell'effetto di fine fibra per la MU simulata (definito come il 5% del picco assoluto della fase propagante) risulta 110 mm (longitudinalmente) per 50 mm (trasversalmente).

a) Recorded monopolar (Biceps Brachii) signals detected by a 16x4 grid centered above the distal myotendinous junction. b) Simulated signals generated by a motor unit and detected by 16x4 grid centered above the end of the fibers. Solid and dashed lines indicate travelling and non-travelling components respectively. c) Experimental setup. d) The iso-potential curves at different levels (% of the absolute peak value of the travelling phase) show the spatial support of the non-travelling components. The support of the simulated end-of-fiber effect (defined at the 5% of the peak of the travelling phase) is 110 mm (longitudinal) by 50 mm (transversal) for the simulated motor unit.

## Individuazione automatica dei segnali sEMG di bassa qualità utilizzando soglie sui parametri statistici del segnale

## Automatic detection of bad channels in multi-channel sEMG using statistical thresholding

U. Javaid, R. Merletti, K. Ullah

La maggior parte degli algoritmi di analisi dei segnali presumono che la qualità dei segnali sEMG in ingresso sia sufficientemente buona. Se questa condizione non è verificata, i parametri anatomici e fisiologici estratti da tali algoritmi possono risultare incorretti. Nonostante il controllo di qualità sui segnali possa essere effettuato da un operatore esperto, nella maggior parte dei casi pratici, tale opzione risulta non applicabile a causa delle tempistiche necessarie. Per questa ragione è necessario sviluppare algoritmi di identificazione automatica e rimozione degli artefatti.

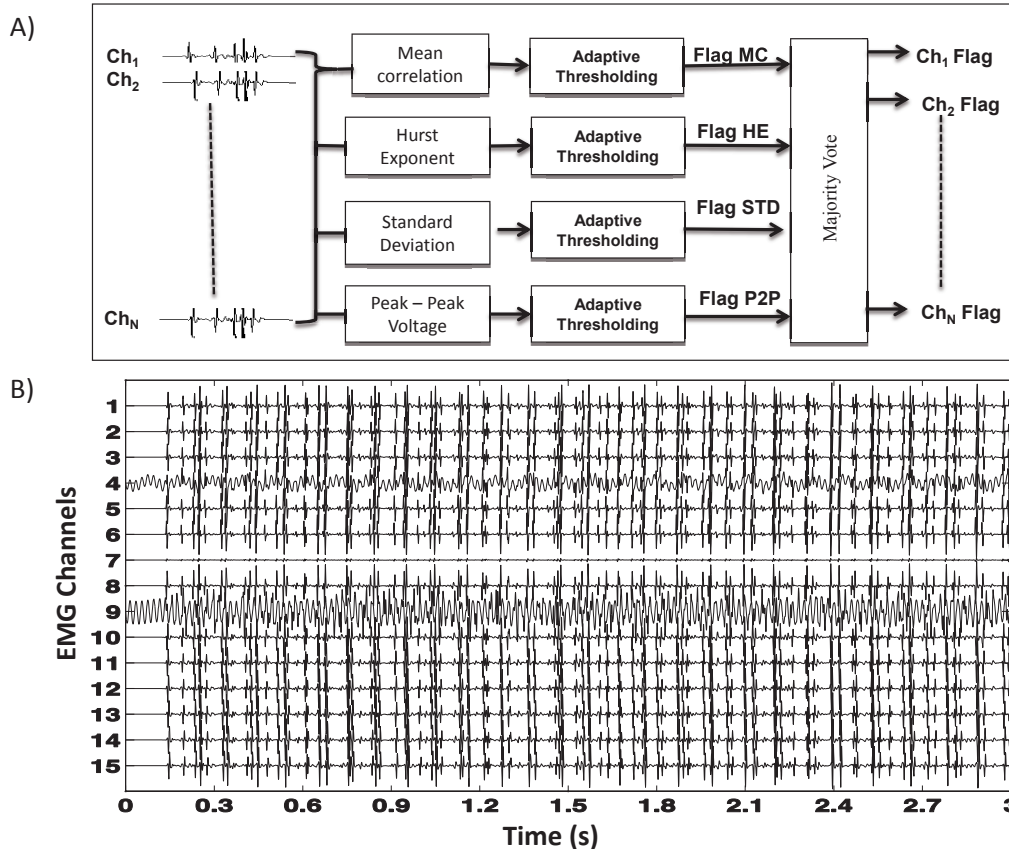
Il metodo proposto (Figura, A) per identificare automaticamente i canali con segnali di bassa qualità, applica soglie a vari parametri statistici calcolati per ogni canale sEMG. I parametri statistici considerati includono: Coefficiente di Correlazione Media tra segnali adiacenti, Deviazione Standard, Esponente di Hurst e valore picco-picco. Per muscoli fusiformi con fibre parallele alla cute, i segnali sEMG sono altamente correlati con quelli dei canali adiacenti, e diventano meno correlati se contaminati da rumore o artefatti. La deviazione standard è la misura della dispersione dei dati attorno alla media e può essere usata per identificare artefatti nei segnali sEMG. Infatti, se alcuni segnali sono contaminati da rumore o artefatti, la loro deviazione standard è più alta rispetto ad altri canali. L'esponente di Hurst è un parametro statistico usato per classificare le serie temporali ed è una misura di dipendenza tra campioni non vicini di un segnale. L'esponente di Hurst (HE) nei segnali EMG è circa 0.55, e un HE che si discosta da questo valore potrebbe essere indicativo di artefatti. Il quarto parametro, il valore picco-picco, può essere utile nell'identificare artefatti da movimento o disturbi impulsivi nel

*As in the majority of the signal processing algorithms, an adequate quality of the sEMG signal is assumed. If this assumption is not met it may lead to the extraction of incorrect physiological and anatomical parameters. sEMG quality checking can be performed by an expert human operator, though human expert involvement is sometimes impractical in real applications as it is time consuming and not cost effective. Thus an algorithm is required for the automatic detection and removal of these artifacts.*

*In our proposed method (Figure, A) to detect automatically the bad channels, we use thresholding of various statistical parameters that can be computed for each sEMG channel. The statistical parameters include Mean Correlation, Standard Deviation, Hurst Exponent, and Peak-to-Peak Voltage. For fusiform muscles parallel to skin, the sEMG channels in a high density system are highly correlated with neighboring channels, while they become less correlated if contaminated. Standard deviation measures the spread of data from its mean and can be used to detect artifacts in sEMG signals. If the channels are contaminated with additive noise, their standard deviation is higher than other channels. The Hurst Exponent (HE) is a statistical parameter used to classify time series and is a measure of long-range dependence within a signal. EMG's Hurst Exponent has been found to be approximately 0.55. Signals that deviate from this number are more likely to be artifacts. The fourth parameter, peak-to-peak voltage, is also effective to monitor motion artifacts within the signal. Contaminated channels have a higher peak-to-peak value than other channels. Adaptive thresholding of the above parameters has been used to detect bad channels.*

segnale sEMG. Un metodo adattativo basato su soglie applicate a questi parametri è stato usato per identificare i canali di bassa qualità. Al fine di valutare le prestazioni del metodo proposto, è stata calcolata l'accuratezza nell'identificazione dei canali corrotti in segnali simulati a diversi livelli di rumore (Figura, B). I risultati mostrano che l'algoritmo è in grado di identificare, sEMG simulati di bassa qualità.

*In order to evaluate the performance of the proposed method, accuracy is computed for simulated signals at various levels of noises (Figure, B). The results show that the performance of the proposed method is almost in perfect agreement with the ground truth in case of simulated signals.*



A) Schema a blocchi del metodo proposto per l'identificazione dei segnali di bassa qualità. L'uscita dell'algoritmo è, per ogni canale, un 1 nel caso di canale buono, e uno 0 nel caso di canale di bassa qualità. B) 15 segnali singolo differenziali simulati per 3 secondi con una frequenza di campionamento di 2048 sp/s. Diversi tipi di disturbi come interferenza di rete, ECG e artefatti da movimento sono stati aggiunti ai canali 4 e 9. Questi due canali sono stati correttamente identificati dall'algoritmo.

A) Flow chart of the proposed method for identification of bad channels. The output of the algorithm is a flag for each channel where value 1 represents a good and 0 a bad channel. B) A 15 channel single differential (SD) signal simulated for 3 seconds with a sampling frequency of 2048 sp/s. Various artifacts like PLI, ECG and motion artifacts were added to channel 4 and 9 of a set of 15 SD channels. These two channels were correctly identified as bad ones by the algorithm.



## **Localizzazione automatica della zona di innervazione nel Bicipite Brachiale e analisi del suo spostamento con l'angolo articolare**

## **Automatic localization of innervation zone in Biceps Brachii and analysis of its shift with change of joint angle**

R. Merletti, S. Soedirdjo, K. Ullah

L'obiettivo di questo studio è di identificare automaticamente la zona di innervazione (ZI) da sEMG multicanale e valutare il suo spostamento dovuto alle variazioni di angolo articolare.

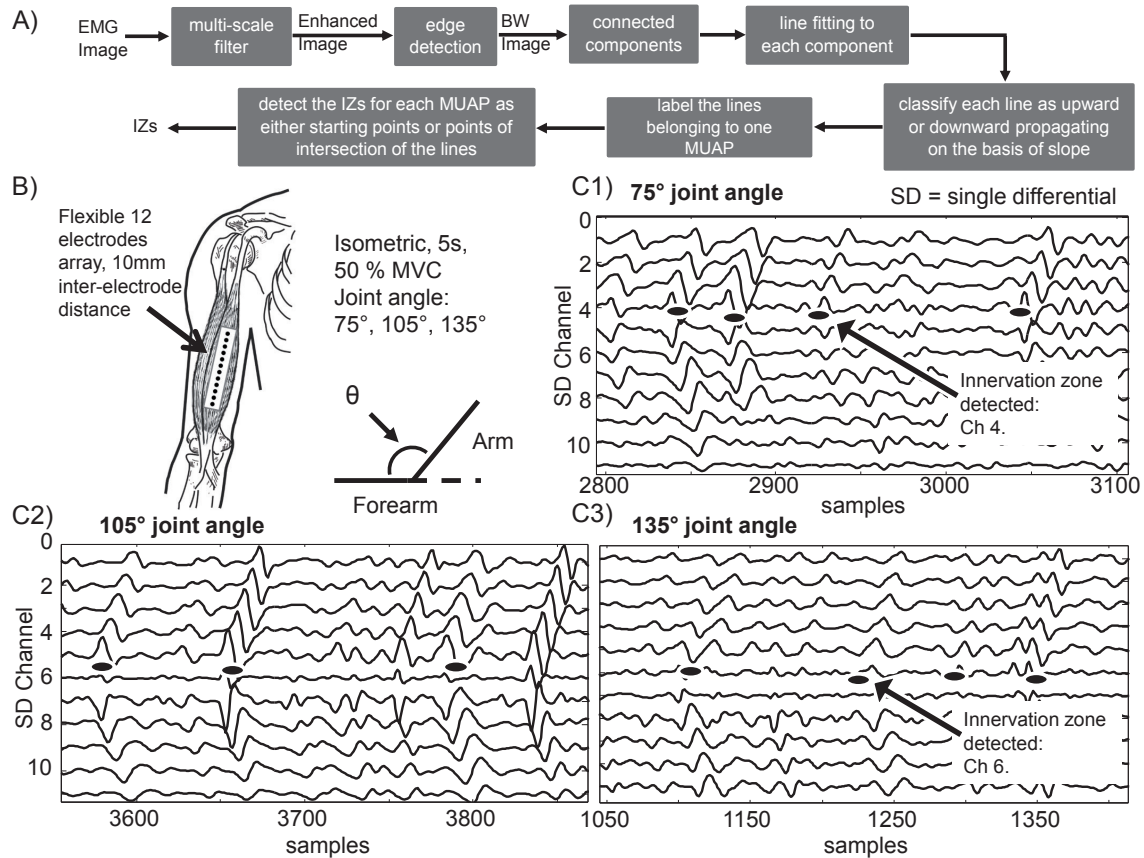
L'algoritmo sviluppato applica un filtraggio multi-scala di tipo Hessiano al fine di esaltare i pattern di propagazione dei potenziali di unità motoria (MUAP) nelle immagini spazio-temporali sEMG e di definirne i bordi. La retta di regressione tra segmenti di bordi connessi tra loro viene poi calcolata. Come mostrato in Figura A, la ZI è identificata come punto di partenza della linea (propagazione mono-direzionale) o punto di intersezione di due linee (propagazione bi-direzionale).

L'algoritmo è stato applicato a segnali sEMG registrati dal capo breve del bicipite brachiale usando una schiera di 12 elettrodi con 10mm di distanza interelettroda (Figura, B) al fine di individuare gli spostamenti della ZI dovuti a variazioni di angolo articolare. Ai tre soggetti che hanno partecipato allo studio è stato chiesto di effettuare una contrazione isometrica a forza costante per 5 secondi a tre angoli articolari: 75°, 105°, and 135° (Figura, B). Le ZI sono state identificate dai segnali singolo differenziali. È stato osservato che all'aumentare dell'angolo articolare la ZI si sposta distalmente dal canale 4 al 6, come indicato in Figura C1, C2 e C3. L'analisi dei dati dei tre soggetti mostra che lo spostamento della ZI causato dalla variazione di angolo articolare è di circa 24 mm. Variazioni nello spostamento della ZI tra soggetti diversi è presumibilmente causato dalle diverse lunghezze dei tre muscoli.

*The aim of this study is to automatically identify the location of a muscle innervation zone (IZ) from multi-channel sEMG and its shift due to change of the joint angle.*

*The algorithm first applies Hessian based multi-scale filtering in order to detect and enhance the MUAP propagation patterns in the spatio-temporal sEMG images. Then edges are detected across each MUAP propagation pattern in the enhanced image, followed by the detection of connected components. A line is then fitted to each connected component and finally the IZs are identified either as the starting point of the lines (unidirectional MUAP propagation) or the point of intersection of the lines (bidirectional MUAP propagation) as shown in panel A.*

*The algorithm is applied to sEMG signals, recorded from the short head of the Biceps Brachii using an array of 12 electrodes with 10mm inter-electrode distance (Figure, B) in order to detect shifts in the location of IZ with respect to the joint angle. Three subjects participated in this study were asked to make isometric contraction against a brace with constant force for 5 seconds. The sEMG was recorded for three different joint angles between arm and forearm (75°, 105°, and 135°) (Figure, B). The IZs are detected from the single differential sEMG signals. It is found that as the joint angle changes from 75° to 105° and 135°, the location of the IZ also moved distally e.g. from channel 4 to 6 as can be seen in Figure C1, C2 and C3. Analysis of the data from these three subjects shows that the shift of IZ location, in space, due to the change of joint angle is about 24mm. Variations in the shift of the IZ's location among subjects are presumably due to different muscle lengths.*



A) Schema a blocchi dell'algoritmo per l'identificazione automatica della zona di innervazione. B) Capo breve del bicipite brachiale con una schiera di 12 elettrodi parallela alle fibre muscolari. C) Esempio di un'epoca di segnali singolo differenziali con l'indicazione della posizione della ZI che cambia per i diversi angoli articolari (C1, C2, e C3).

A) Flow chart of the algorithm for automatic localization of the IZs. B) The short head of the Biceps Brachii muscle with the array of 12 electrodes placed parallel to the muscle fiber on the Biceps Brachii. C) Example of an epoch of single different signal and the detected IZ location which is shifted due to change in joint angle (C1, C2, C3).



## Modello della coppia articolare muscoloscheletrica basato sul segnale elettromiografico

## Electromyographic-driven musculoskeletal torque model

Z. Jafari, D. Farina, M.A. Mañanas, H.R. Marateb, S. Muceli, M. Rojas

L'ampiezza del segnale elettromiografico di superficie (sEMG) rappresenta "l'attività muscolare" registrabile sulla cute che è strettamente correlata alla forza muscolare.

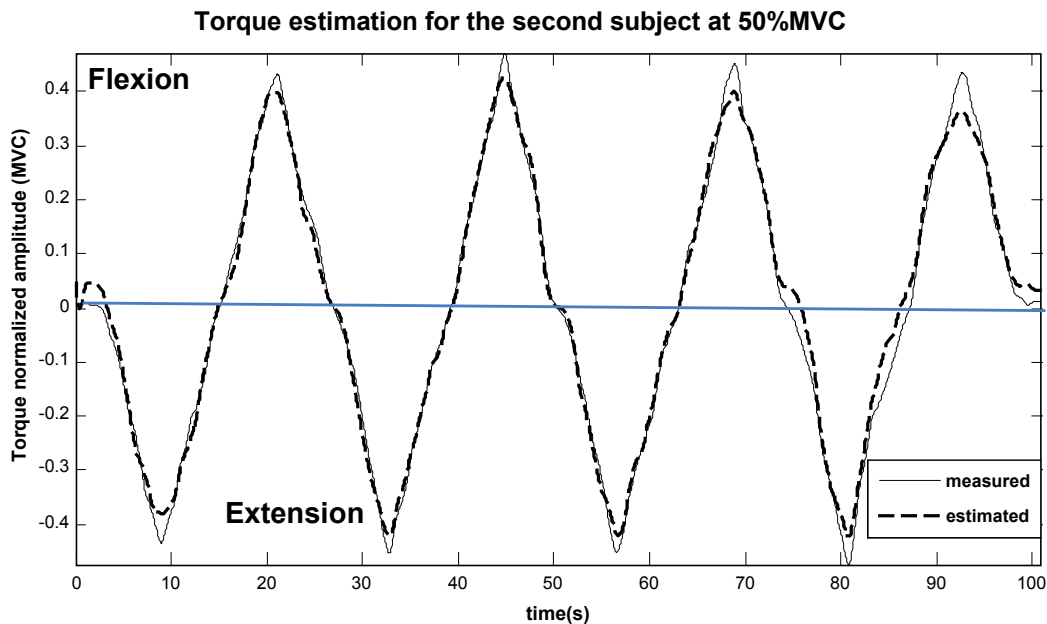
Lo scopo di questo studio è progettare un sistema esperto per la predizione della forza da segnali sEMG. Segnali EMG di superficie dal Bicipite Brachiale (BB), il Brachioradiale, i capi laterale e mediale del Tricipite Brachiale (TBL e TBM) di 5 soggetti sani sono stati registrati con una schiera lineare di 8 elettrodi su ogni muscolo (distanza interelettrodica: 5 mm) durante contrazioni volontarie isometriche di flesso-estensione. Il segnale della coppia articolare è stato simultaneamente campionato e visualizzato come feedback di forza. Sono stati acquisiti segnali prodotti durante rampe isometriche di forza al 30, 50 e 70% della forza massima. Sono stati considerati i segnali singolo differenziale calcolati lungo la direzione delle fibre. L'involuppo del segnale EMG è stato ottenuto applicando un filtro digitale passabasso ai segnali rettificati. Per ogni muscolo, la Robust Principal Component Analysis (RPCA) è stata usata per estrarre i canali principali con Varianza Percentuale Cumulativa (CPV) superiore al 99%. È stato progettato un Sistema Fuzzy con l'involuppo del segnale EMG in ingresso e la forza registrata in uscita. Per ogni registrazione, è stata fatta un'identificazione neuro-fuzzy su un training set usando una cross-validazione a 10 parti ed è stata selezionata la struttura fuzzy con la minima complessità (numero di regole) e la massima percentuale di varianza spiegata (%VAF). Abbiamo riportato tali parametri: il numero di regole (training set) e la %VAF (validation set). Il modello proposto è stato adattato a tutti i soggetti ai vari livelli di contrazione (%VAF media=91.5±5.9). Un numero minore

*Surface electromyography (sEMG) amplitude represents "muscle activity" from the skin surface that has a close relationship with muscle force.*

*The aim of this project was to design an expert-based system for muscle force prediction from sEMG signals. Surface EMG signals from Biceps Brachii (BB), Brachioradialis (BR), lateral and medial head of Triceps Brachii (TBL and TBM) of five healthy subjects were recorded with a linear array of eight electrodes on each muscle (IED = 5 mm) during voluntary flexion-extension isometric contractions. The corresponding joint torque signal was simultaneously sampled and displayed for the force feedback. A set of monopolar signals produced during isometric force ramps at 30, 50 and 70% MVC were recorded. Single differential (SD) signals were computed along the fibre direction and used for further processing. The envelope of sEMG signals was extracted by a digital low-pass filter applied to the rectified signals (EMG amplitude). For each muscle, Robust Principal Component Analysis (RPCA) was used to extract the main channels whose CPV (Cumulative Percentage Variance) was more than 99%. A Fuzzy system was designed on the basis of the input (EMG amplitude), and output (recorded force). For each recording, Neuro-fuzzy identification was performed on a training set in a 10-fold cross-validation framework, and a fuzzy structure with the lowest complexity (number of rules), and the highest fitness value (%VAF: Variance Accounted For) was selected. The number of rules (training set) and the %VAF (validation set) were reported. The proposed model was fitted for all the subjects at different contraction levels (N=5; mean % VAF=91.5±5.9). The lower number of rules results in less over-tuning and more generalization. Comparing the fuzzy rules,*

di regole risulta in minore over-tuning e maggiore capacità di generalizzazione. Il confronto delle regole fuzzy suggerisce che meccanismi di controllo differenti sono stati attivati a livelli di forza superiori. La Radice dell'Errore Quadratico Medio (RMSE) tra la coppia articolare stimata e quella registrata è pari al 2.58 % della forza massima (Figura).

*different control mechanisms were activated at higher MVCs. The predicted total torque follows the recorded torque (Figure) with RMSE (Root Mean Square Error) of 2.58 % MVC.*



Stima della coppia articolare per il secondo soggetto al 50% MVC; gli assi x e y rappresentano il tempo (s) e l'ampiezza normalizzata della coppia (valori positivi: flessione).

*Torque estimation for the second subject at 50% MVC; x- and y-axis are time (s) and normalized torque amplitude.*

## **Ricostruzione di mappe di attività muscolare da segnali HD-EMG di bassa qualità mediante inpainting di immagini**

## **Muscle Activity Map reconstruction from low-quality HD-EMG signals using image inpainting**

D. Farina, P. Ghaderi, M.J. Heidari, H.R. Marateb, S. Muceli

Mappe di Attività Muscolare (MAMs) possono essere ottenute da segnali EMG di superficie ad alta densità (HD-sEMG) per rappresentare l'attività muscolare locale. Data la ridotta risoluzione spaziale delle griglie di elettrodi, generalmente si utilizzano metodi di interpolazione 2D per la rappresentazione di immagini propriamente campionate. Inoltre, è possibile che alcuni segnali abbiano un rapporto segnale-rumore basso (outlier), per cui debbano essere ricostruiti da altri canali vicini. L'inpainting di immagini consiste nell'applicazione di algoritmi complessi per ricostruire le parti mancanti o corrotte di un'immagine. In questo studio, sono stati confrontati tre metodi di inpainting per la ricostruzione di mappe HD-sEMG: i) Variazione Totale (TV), ii) Fields of Experts (FOE), iii) Equazioni alle Derivate Parziali del terzo ordine (PDE). Abbiamo analizzato sequenze di immagini HD-sEMG monopolari registrate con griglie di  $13 \times 5$  elettrodi (distanza interelettrodica: 8 mm) dal muscolo bicipite femorale di soggetti sani durante contrazioni isometriche di 10 s a livelli di forza medio-basso. I segnali in cui tutti i canali erano di buona qualità sono stati utilizzati come gold standard. Inoltre, sono state calcolate le mappe di attività istantanee e medie (epoche di 60 s) di ampiezza del segnale per ogni elettrodo. Alcuni pixels sono stati rimossi da mappe corrispondenti ad epoche selezionate in modo casuale (con percentuali di rimozione dal 5% al 25%) per simulare segnali di qualità molto bassa. Le mappe sono poi state ricostruite usando metodi di inpainting per immagini. È stato calcolato l'errore relativo (l'errore di ricostruzione della mappa diviso per la norma della mappa originale) per diversi metodi di inpainting in

Muscle Activity Maps (MAMs) are obtained from High-Density surface EMG signals (HD-sEMG) to represent local MA. Since the spatial resolution of 2D electrode arrays is not high, 2D interpolation methods are generally used for representation of images properly sampled. Moreover, there is a possibility that some channels have a low signal to noise ratio (outliers), so that the corresponding muscle activity should be reconstructed using data from other nearby channels. Image inpainting refers to the application of sophisticated algorithms in order to replace lost or corrupted parts of an image. In this work, different image inpainting methods are compared in reconstructing MAMs obtained from HD-sEMG.

The following image inpainting methods were implemented: TV (Total Variation), FOE (Fields of Experts), and third-order optimal PDE (Partial Differential Equations). Sample frames of 13 by 5 electrode-array monopolar HD-sEMG signals ( $IED = 8$  mm) recorded during 10s isometric low to moderate level contractions of the Biceps Femoris muscle of healthy subjects were analysed. The recorded signals in which the quality of all the channels was "good" were used as the gold standard. The instantaneous and average (60 ms epoch) activity maps were also calculated as the signal amplitude for each recording electrode. The amplitude values from randomly selected epochs (with 5% to 25% rejection ratio) were then removed from the MAMs to simulate very-low quality signals. The maps were then reconstructed using the image inpainting methods. The relative error (the map reconstruction error divided by the norm of the original frame) was calculated for different inpainting methods in different scenarios ("average" or "instantaneous" MAMs).

diversi scenari (MAMs “media” o “istantanea”). Le prestazioni migliori sono state ottenute col metodo PDE sia per la ricostruzione delle MAMs medie che di quelle istantanee. Il corrispondente errore relativo medio (%) calcolato su 10 segnali per ogni categoria di rimozione è riportato in Tabella. Inoltre, l’implementazione C++ del metodo PDE è stata quella caratterizzata dal minor tempo computazionale (4.55 ms/epoca e 4.42 ms/campione rispettivamente per la ricostruzione della MAM media e istantanea).

*PDE showed the best performance for both the average and instantaneous MAM reconstruction. Its average relative error (%) over 10 signals in each rejection category is shown in Table. The PDE implementation in C++ showed the shortest computational time. Its average running times were 4.55 ms/epoch and 4.42 ms/sample for average and instantaneous MAM reconstruction, respectively.*

Errori relativi medi di ricostruzione ( $\mu \pm \sigma$ , in percentuale della norma euclidea) del metodo PDE per le mappe di attività media (scenario 1) o istantanea (scenario 2) a diverse percentuali di rimozione (cioè, percentuale dei pixels rimossi dell’immagine).

*Average relative reconstruction errors ( $\mu \pm \sigma$ , percentage of the Euclidean norm) of the PDE method for average (scenario 1) or instantaneous (scenario 2) activity maps at different rejection ratios (i.e., percentage of removed pixels).*

Scenario	Rimozione / Rejection				
	5%	10%	15%	20%	25%
	N=10	N=10	N=10	N=10	N=10
1	0.23±0.05	0.38±0.16	0.46±0.27	0.81±0.68	0.87±0.21
2	3.82±1.27	3.73±1.51	4.79±1.56	4.92±1.76	5.41±2.17

## **Exposure Variation Analysis e sEMG ad alta densità in studi di ergonomia**

## **Exposure Variation Analysis and high density sEMG techniques in ergonomic studies**

B. Afsharipour, R. Merletti , F. Petracca

La Exposure Variation Analysis (EVA) fornisce, dato uno specifico compito motorio, un istogramma congiunto dei livelli di attività muscolare e della loro durata. In particolare, ogni colonna indica la percentuale di campioni che sono entro una data finestra di ampiezza (RMS %) per una data finestra di tempo (durata).

Combinando la EVA con la distribuzione dell'attività muscolare ottenuta con sEMG ad alta densità (HDsEMG) si aprono nuove importanti prospettive nel campo dell'ergonomia, perché possono essere monitorati i cambiamenti della distribuzione dell'attività muscolare causata dal carico o da condizioni faticose.

Abbiamo studiato la distribuzione dell'attività sEMG del muscolo trapezio di un professionista e di uno studente di violino usando una griglia di elettrodi 8x4 con una distanza interelettrodica di 10mm, posizionata sul trapezio medio del braccio che muove l'archetto. Abbiamo chiesto ai soggetti di suonare liberamente un pezzo musicale difficile per più di 15 minuti.

La media spaziale degli RMS (calcolati su epoche di 250ms) in funzione del tempo (profilo RMS) è stata ottenuta dai segnali singolo differenziali.

La Figura mostra che nel musicista studente l'attività (RMS) si mantiene per periodi più lunghi rispetto a quanto accade per il musicista professionista. Questo potrebbe essere causato dalla considerevole esperienza del professionista rispetto a quella dello studente e dalla strategia usata dal professionista per minimizzare i periodi di forte attività muscolare ed evitare l'affaticamento.

Questo studio pilota mostra la possibilità di combinare la Exposure Variation Analysis con la tecnica HDsEMG per migliorare gli studi ergonomici.

*Exposure Variation Analysis (EVA), given a specific motor task, provides a joint histogram of muscle activity and of its timing. Specifically, each bin of the histogram indicates the percentage of samples that are within a given amplitude window (RMS %) for a given time window (period duration).*

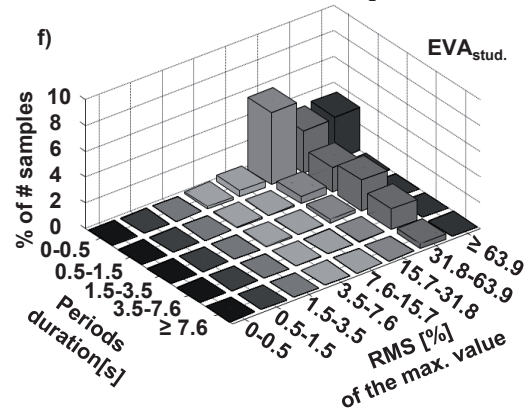
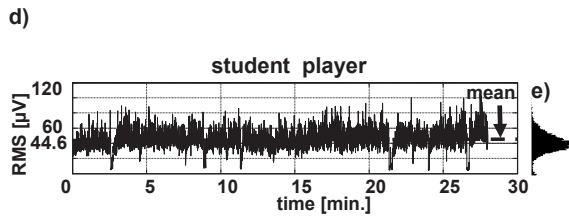
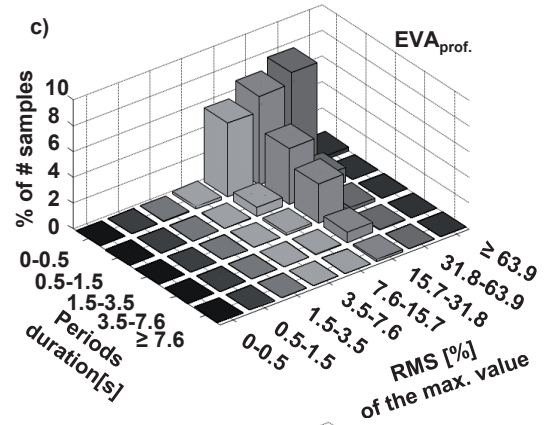
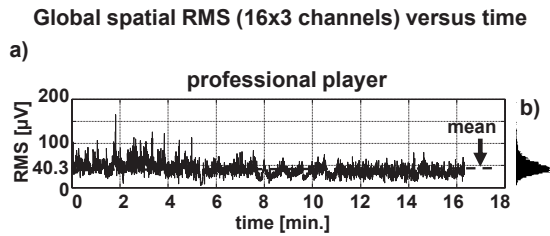
*Combining the EVA with the distribution of muscle activity obtained by High density sEMG (HDsEMG) opens important new perspectives in the field of ergonomics, because changes in the distribution activity caused by muscle's load sharing strategy or fatiguing conditions can be tracked.*

*We studied the distribution of sEMG activity over the trapezius muscle of a professional and a student violin player by using an 8x4 grid of electrodes with 10mm inter electrode distance placed on the middle trapezius of the bowing arm. The subjects were asked to play freely selected pieces of difficult music for more than 15 minutes.*

*The spatial average of the RMS (computed over 250ms epochs) versus time (RMS profile) was obtained from single differential signals.*

*The Figure shows that the student player kept the activity (RMS) for longer periods with respect to what happens for the professional player. This might be explained by the considerable experience of the professional player in motor control than the student player and his strategy for minimizing the periods of strong activity to avoid fatigue.*

*This pilot study only shows the possibility of combining EVA with HDsEMG technique to provide improvement in ergonomic studies.*



RMS spaziale (media nello spazio dei 32 valori RMS, ognuno calcolato su epoche di 250ms) rispetto al tempo (a, d), funzione di densità di probabilità dei valori RMS (b, e) ed Exposure Variation Analysis (EVA) (c, f) per un violinista professionista (a, b, c) ed uno studente (d, e, f).

*Spatial RMS (average in space of the 32 RMS values, each computed over 250ms epochs) versus time (a and d), probability density function of the RMS values (b and e) and the exposure variation analysis (EVA) plots (c and f) for a professional (a, b, c) and a student (d, e, f) violin players.*



## **Effetto della distanza inter-elettroica sulla rappresentazione superficiale delle unità motorie del soleo e del gastrocnemio**

## ***Inter-electrode distance and the representation of soleus and gastrocnemius motor units in the surface EMG***

A. Botter, D. Farina, S. Muceli, T. M. M. Vieira

In questo studio abbiamo valutato se l'aumento della distanza inter-elettroica consente la registrazione di potenziali d'azione più rappresentativi dal gastrocnemio mediale con livelli di crosstalk dal soleo trascurabili.

Sono stati acquisiti sEMG monopolari con una schiera di 32 elettrodi (5 mm di distanza inter-elettroica) posizionata lungo l'asse longitudinale del gastrocnemio mediale. I segnali sono stati registrati in 10 soggetti durante il mantenimento della postura eretta. I segnali monopolari sono stati mediati su epoche di 20 ms definite sulla base degli istanti di sparo delle unità motorie decomposte da EMG intramuscolari. Tali segnali sono stati registrati con due coppie di elettrodi a filo inserite rispettivamente nel gastrocnemio mediale e nel soleo. Dagli EMG così ottenuti sono stati calcolati i segnali differenziali per diverse distanze inter-elettroiche, dalla distanza più piccola (5 mm) a quella definita tra l'elettrodo più prossimale e l'elettrodo in corrispondenza sull'estremità distale dell'aponeurosi superficiale.

La Figura mostra i risultati per un soggetto rappresentativo. I potenziali d'azione definiti sulla base degli spari delle unità motorie del gastrocnemio sono chiaramente rappresentati per tutte le distanze interelettroiche, con potenziali più ampi all'aumentare della distanza inter-elettroica. Per le unità motorie del soleo, i potenziali d'azione sulla superficie appaiono chiaramente

*In this study we evaluate whether increasing inter-electrode distances may lead to more representative action potentials from the Medial Gastrocnemius (MG) muscle with negligible cross-talk from soleus.*

*Monopolar surface EMGs were detected with an array of 32 electrodes (5 mm inter-electrode distance) positioned along the longitudinal MG axis. Signals were collected while 10 healthy subjects stood at ease. EMGs were triggered (20 ms epochs) with the firing instants of motor units decomposed from intramuscular EMGs recorded with two pairs of wire electrodes, inserted one into the MG and one into the soleus muscle. The triggered EMGs were then averaged. Differential EMGs were computed from the averaged signals for different inter-electrode distances, from the smallest distance (i.e., 5 mm) to the distance defined between the most proximal electrode and the electrode located just proximal to the distal extremity of the superficial aponeurosis.*

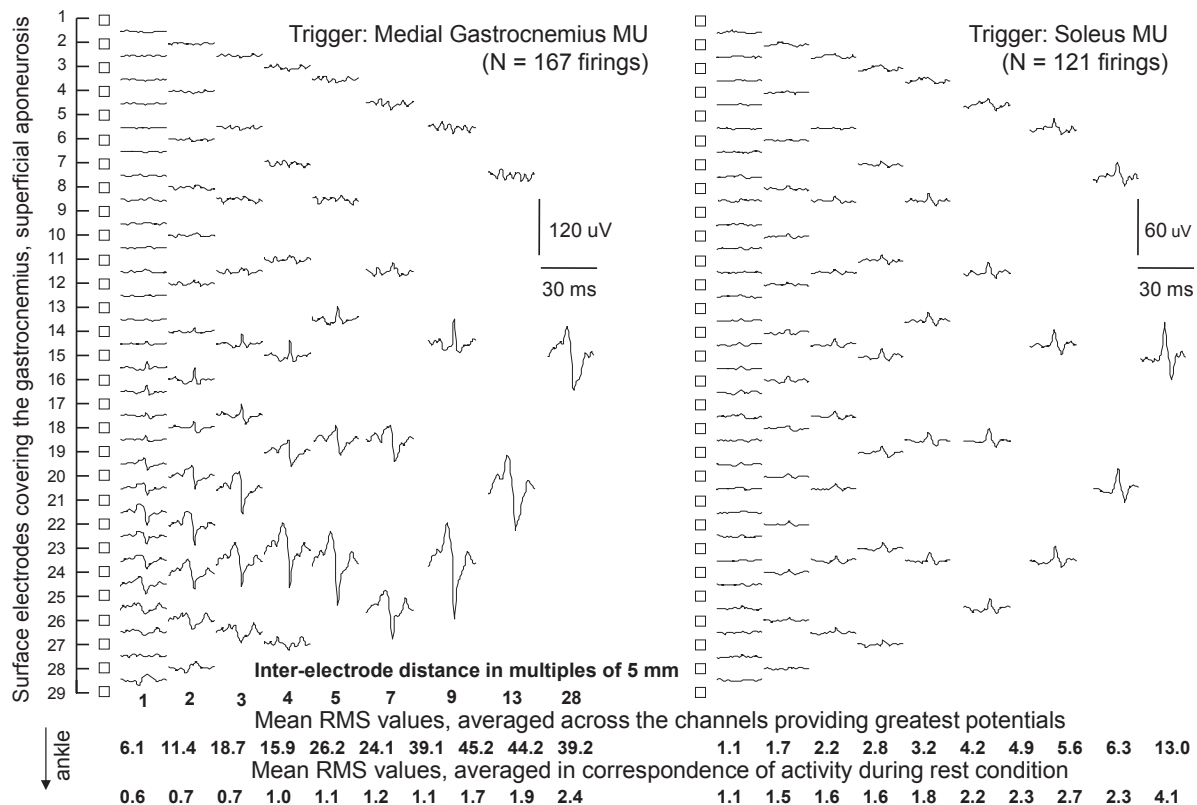
*Although we collected data from 10 subjects, results are shown for a single, representative participant (Figure). Action potentials were clearly represented in surface EMGs triggered with the firing pattern of gastrocnemius motor units, regardless of the inter-electrode distance tested. Larger gastrocnemius potentials were however obtained for greater inter-electrode distances. For the soleus motor units, action potentials in*

solo per distanze inter-elettrode superiori a 7 cm. Per distanze più piccole, l'ampiezza RMS degli EMG di superficie mediati sulla base delle unità motorie del soleo è risultato inferiore al 10% di quello ottenuto sulla base delle unità motorie decomposte dal gastrocnemio.

I risultati suggeriscono che, durante la postura eretta, una distanza interelettrode intorno ai 5 cm permette di ottenere EMG rappresentativi dal gastrocnemio senza un rilevante crosstalk dal soleo.

the surface EMGs appeared clearly only for inter-electrode distances greater than 7 cm. For smaller inter-electrode distances, the RMS amplitude of surface EMGs triggered from soleus motor units was less than 10% of that of the surface EMGs triggered from gastrocnemius motor units.

Increasing the inter-electrode distance from 0.5 to 5.0 cm seems therefore to provide representative EMGs from the gastrocnemius muscle without leading to a relevant amount of cross-talk from soleus during standing.



sEMG registrati dalla superficie del gastrocnemio e mediati sulla base degli istanti di sparo di due unità motorie, una appartenente al gastrocnemio (sinistra) e una al soleo (destra).

Surface EMGs recorded from gastrocnemius muscle and triggered and averaged with the firing instants of two motor units, one from gastrocnemius (left) and one from soleus muscle (right).



## **La forma del gastrocnemio mediale è influenzata dall'attivazione dei suoi muscoli sinergici?**

## ***Is human Medial Gastrocnemius shape influenced by activation of its synergis?***

A. Botter, E. Ferrari, E. Hodson-Tole, T.M.M. Vieira

Il gastrocnemio mediale (MG) è meccanicamente collegato agli altri muscoli della loggia posteriore della gamba: il gastrocnemio laterale (LG) e il soleo. Come conseguenza di tale collegamento, cambiamenti nella forma del MG possono essere indotti sia dell'attivazione propria che da cambiamenti di forma del LG. L'obiettivo di questo studio è di quantificare i cambiamenti di forma del MG durante stimolazione elettrica del MG e del LG.

Video ultrasonografici e sEMG sono stati registrati da nove soggetti. Due matrici di elettrodi trasparenti agli ultrasuoni sono state applicate ai due muscoli posizionando la sonda ecografica al di sopra di esse. Le branche del nervo tibiale che innervano MG e LG sono state identificate e stimulate elettricamente. Gli EMG di superficie sono stati usati per assicurare che le attivazioni indotte da stimolazione elettrica fossero effettivamente selettive per i due muscoli separatamente.

I bordi delle aponeurosi superficiali e profonde del MG sono stati identificati automaticamente e segmentati utilizzando un approccio basato sul modello di forma attivo. Inizialmente i cambiamenti di forma del MG sono stati quantificati sulla base dei cambiamenti di spessore muscolare.

Risultati preliminari su sei soggetti mostrano che le stimolazioni selettive del MG e del LG inducono variazioni di spessore diverse nel MG ( $p < 0.001$ ). La direzione del movimento dell'aponeurosi profonda e superficiale del MG ha mostrato pattern diversi per le due condizioni di stimolazione. Infine, l'ampiezza degli sEMG registrati dal MG durante stimolazione del LG non è risultata significativamente diversa dal livello di rumore. I nostri risultati indicano la presenza di una rilevante interazione meccanica tra i muscoli

*The human Medial Gastrocnemius (MG) muscle is mechanically linked to the Lateral Gastrocnemius (LG) and the soleus muscles, sharing the posterior compartment of the lower leg. As a consequence of such link, changes in MG shape may be associated with changes in LG activation. This study was aimed at the quantification of changes in MG shape during electrical stimulation of both the MG and LG muscles.*

*B-mode ultrasound videos and surface EMGs were collected from left MG and LG of nine subjects. A 32-electrode US-EMG matrix was positioned over each muscle, with the ultrasound probe secured over the top of the matrix. Branches of the tibial nerve supplying the MG and LG were located and independently stimulated (15 times each). Surface EMGs were used to ensure the MG and LG muscles were not activated when current pulses were delivered to the tibial nerve branch supplying the LG and MG muscles, respectively. The edges of the deep and superficial aponeuroses of the MG muscle were automatically identified and segmented, by using an active shape model approach, and initially used to provide a measure of MG shape change based on changes in muscle thickness.*

*Preliminary results show significant differences in muscle thickness when stimulation was applied separately to MG and LG nerve branches in six participants ( $p < 0.001$ ). The direction of displacement of the deep and superficial aponeuroses revealed different patterns of movement for MG and LG stimulation. Finally, the amplitude of EMGs detected from the MG muscle during LG stimulation was not significantly different from EMGs amplitude obtained during rest. Our results indicate there is a significant mechanical*

MG e LG. Queste variazioni nella forma del MG indotte dall'attivazione del LG possono avere implicazioni per il feedback sensoriale oltre ad implicazioni metodologiche per lo studio dell'attività muscolare attraverso ultrasuoni.

*interaction between MG and LG muscles. These variations in MG shape induced by LG activation may have implications for sensory feedback as well as methodological implications for the study of muscle activity using ultrasound.*

## **Attività del trapezio dell'arto che muove l'arco sulle quattro corde del violino**

## **Trapezius activity of the bowing arm when playing the four strings of a violin**

B. Afsharipour, F. Petracca, R. Merletti

Abbiamo studiato la distribuzione dell'attività sEMG del muscolo trapezio in otto violinisti. Due matrici di elettrodi (2x[8x4]) sono state posizionate sul trapezio medio e inferiore dell'arto che muove l'arco. Ai soggetti è stato chiesto di suonare le note corrispondenti ad ogni corda muovendo l'intero arco (ampie arcate verso il basso e verso l'alto; 1 arcata/sec).

I segnali sEMG monopolari sono stati registrati durante 10 ampie arcate consecutive partendo da un movimento verso il basso. In Figura sono mostrate le mappe RMS (8x3) dei segnali singolo differenziali per i primi 5 secondi registrati dalle 4 corde (un soggetto) e provenienti dal trapezio medio e inferiore.

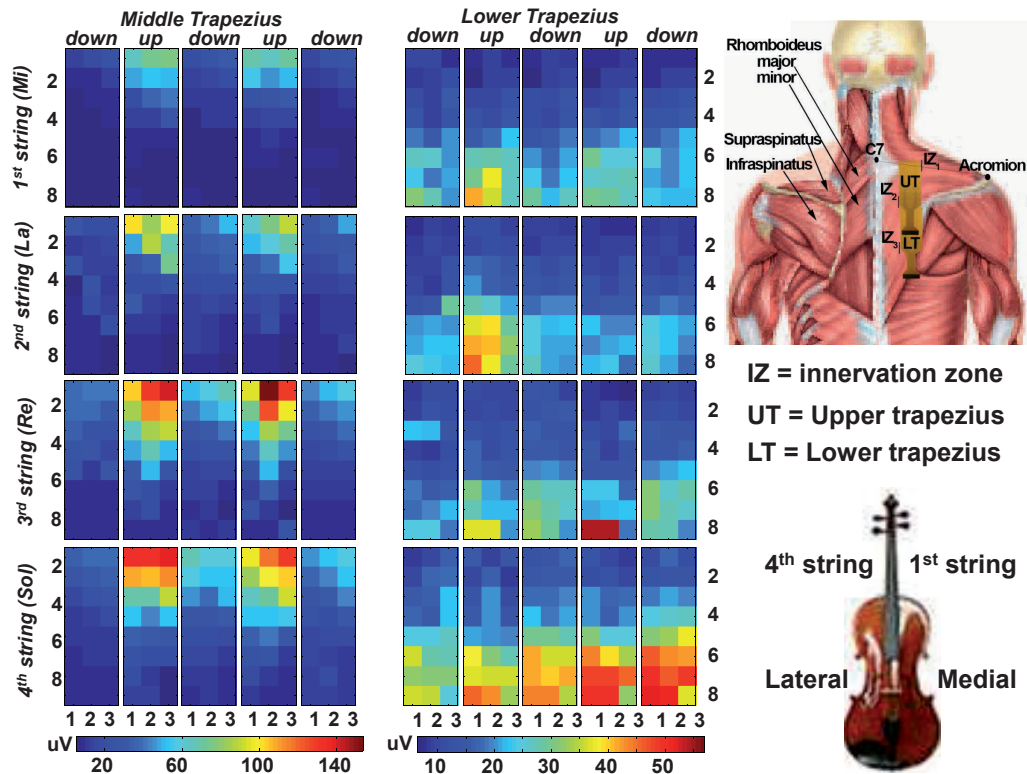
È stato osservato come l'attività sEMG è principalmente localizzata nella parte superiore del trapezio medio, mentre per il trapezio inferiore l'attività è maggiormente localizzata nella porzione inferiore.

L'RMS spaziale per il trapezio medio risulta oltre il doppio rispetto al trapezio inferiore in tutti i soggetti. È stato riscontrato un incremento statisticamente significativo ( $p < 0.001$ ) dell'RMS spaziale tra la prima e la quarta corda. Inoltre, per tutti i soggetti è presente una relazione nell'RMS spaziale del trapezio medio tra le arcate verso il basso e le arcate verso l'alto. In genere l'RMS spaziale nelle arcate verso l'alto è maggiore di quello delle arcate verso il basso. Tale differenza può essere dovuta ad un maggiore sforzo contro gravità durante le arcate verso l'alto. In conclusione la direzione delle arcate, in alto e in basso, dovrebbe essere considerata come un fattore per un'analisi statistica sui musicisti.

*We studied the distribution of sEMG activity of trapezius muscles in eight violin players. Two grids of electrodes (2x[8x4]) were placed on middle and lower trapezius of the bowing arm. Subjects were asked to play each string by sliding the entire bow on the string (large bowing; down or up, 1bow/s).*

*Monopolar sEMG signals were recorded during playing 10 consecutive large bowings, starting from bowing down. The figure shows the single differential RMS maps (8x3) for the first five seconds related to the four strings (one subject) recorded (monopolar) from the middle and lower trapezius.*

*sEMG activity was observed to be mainly localized in the upper portion of the middle trapezius, while for the lower trapezius higher activity is at the lower portion. Spatial RMS of the middle trapezius was more than twice of the lower trapezius in all subjects. Statistically significant ( $p < 0.001$ ) increasing trend was found in the spatial RMS from the first string toward the fourth. A trend in the spatial RMS from bowing down to bowing up can be seen only in the middle trapezius of all subjects. Generally, in bowing up the spatial RMS map is higher than in bowing down. This difference is likely due to the need of a higher effort against gravity during bowing up. In conclusion, bowing up and down should be considered as a factor in statistical analysis of the musicians.*



Mappe RMS ottenute dai segnali registrati dal trapezio superiore e inferiore del lato destro durante i primi 5 secondi di ampie arcate di violinisti. L'arcata verso il basso/alto è definita come lo scivolamento dell'arco dal tallone/punta verso la punta/tallone in 1s. La prima corda è la più mediale rispetto al corpo del soggetto.

RMS maps obtained from the signals recorded from the upper and lower trapezius of the right hand during the first five seconds in a large bowing performance of a violin player. Bowing down/up is defined as sliding the bow from tail/tip toward tip/tail of the bow in 1s. The first string is the most medial string to the subject's body.

## **Distribuzione spaziale EMG sui muscoli dell'avambraccio durante contrazioni affaticanti a basso carico**

## ***Spatial distribution of EMG activity over forearm muscles during low level, fatiguing contractions***

A. Botter, C. Caresio, A. Gallina, A. Messere, S. Roatta

L'obiettivo del progetto WRUEMSDs (Ricerca Finalizzata 2009) è lo studio di bio-marcatori per l'identificazione e la classificazione di disturbi muscoloscheletrici di origine occupazionale a carico degli arti superiori. Nell'ambito di questo progetto è stata definita una procedura per simulare un'attività lavorativa ripetitiva a bassa intensità. La procedura consiste in un esercizio di flessione-estensione del polso (1 ciclo/s per 5.5 min) ripetuto 10 volte con un periodo di riposo di 30 s tra esercizi successivi. Un dinamometro con un sistema di servocontrollo è stato usato per guidare il compito dinamico e per generare una resistenza di tipo viscoso al movimento con picco pari al 5% della massima estensione volontaria del polso. I segnali EMG sono stati registrati con due griglie di 32 elettrodi (4 x 8, 1 cm IED), posizionate sulla porzione dorsale dell'avambraccio (Figura, A). Nello spazio di 2 cm lasciato tra le due griglie, sono stati posizionati gli optodi NIRS per il monitoraggio dell'ossigenazione tissutale.

Per ognuna delle fasi di estensione di ogni movimento sono state calcolate mappe di ampiezza dei segnali EMG monopolari. Per ogni esercizio sono state calcolate cinque distribuzioni di ampiezza come media di 60 mappe consecutive, ottenendo quindi una mappa per ogni minuto di contrazione.

Il confronto tra le mappe appartenenti al secondo e al penultimo esercizio (Figura, B) mostra differenti adattamenti alla fatica. La dimensione e la localizzazione dell'area attiva rimane costante durante l'esercizio 2, mentre durante il penultimo esercizio si possono osservare rilevanti modificazioni nella distribuzione EMG. Queste modifiche suggeriscono un coinvolgimento progressivo dei muscoli estensori del polso come risultato di un

*The aim of the project WRUEMSDs (Ricerca Finalizzata 2009) is the study of bio-markers for the identification and classification of work-related musculoskeletal disorders involving upper extremities. Within this project, an experimental procedure to simulate a low intensity, repetitive working activity was defined. The procedure consists in a wrist flexion-extension exercise (1 cycle/sec for 5.5 minutes), repeated 10 times with a rest period of 30 sec between consecutive exercises. A servo-controlled motor was used to guide the dynamic task and to generate a viscous counter-movement resistance peaking at 5 % of the maximal voluntary wrist extension.*

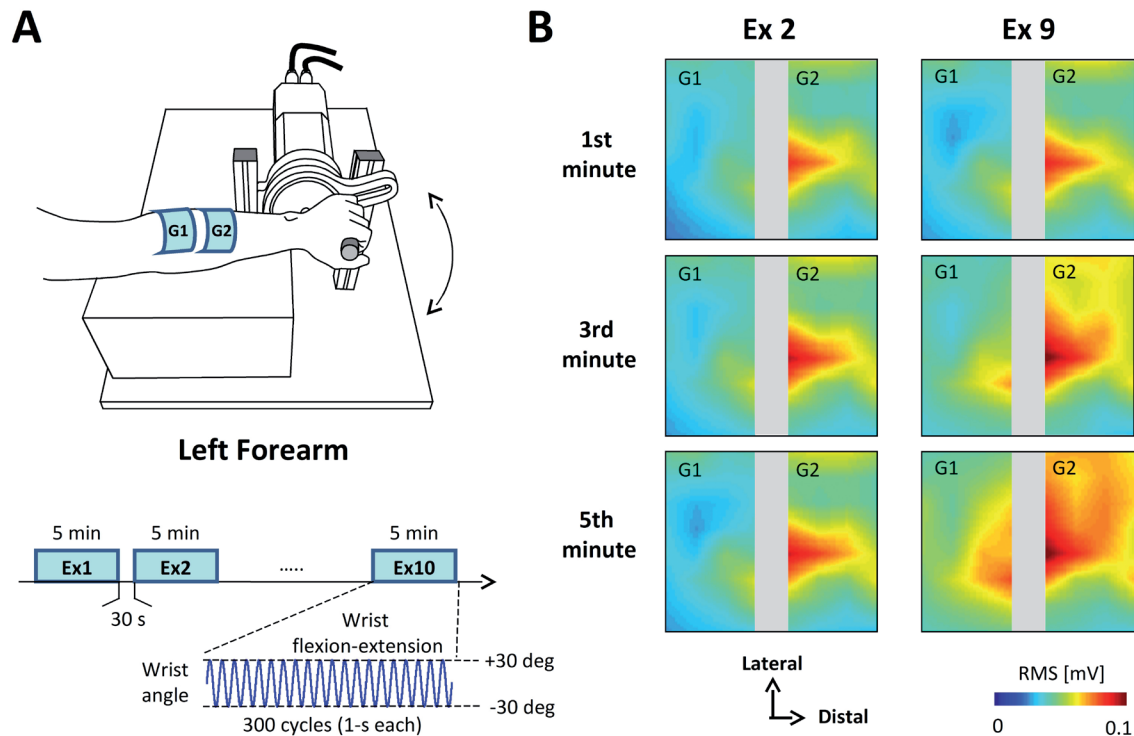
*EMGs were collected with two 32-electrode grids (4 x 8, 1 cm IED), placed on the dorsal portion of the forearm (Figure, A). The two grids were positioned 2 cm apart, tissue oxygenation was monitored through NIRS optodes positioned between the two EMG grids. Amplitude maps of monopolar signals were computed for the extension phase of each movement. For each exercise, five EMG amplitude distributions were obtained as the average of 60 consecutive maps, thus obtaining one map for each minute of contraction.*

*The comparison between the spatial distributions belonging to the second and to the next-to-last exercise (Figure, B) shows different adaptations to the fatiguing task. The dimension and localization of the active area remain constant during exercise 2, whereas, for the next to last exercise, modifications in the EMG distribution can be observed throughout the exercise. These modifications are consistent with a progressive involvement of all wrist extensor muscles accounting for the cumulative effect of the fatigue generated during the simulation of the repetitive*

effetto cumulativo della fatica generata durante la simulazione dell'attività lavorativa ripetitiva.

È attualmente in corso la caratterizzazione di questi ed altri adattamenti (ad esempio quelli relativi all'ossigenazione tissutale) al fine di studiare la funzione neuromuscolare in soggetti affetti da disturbi muscoloscheletrici.

*working activity. The characterization of such and other adaptations (e.g. those concerning tissue oxygenation) within and between exercises is being used for the assessment of the neuromuscular function in subjects affected by work-related musculoskeletal disorders.*



A) Rappresentazione schematica del setup sperimentale utilizzato per simulare l'attività lavorativa ripetitiva a basso carico.

B) Distribuzione di ampiezza dei segnali sEMG monopolari registrati sull'avambraccio di un soggetto rappresentativo.

Ogni mappa è la media di 60 distribuzioni calcolate durante la fase di estensione per il primo, terzo e quinto minuto dell'esercizio. Sono mostrate le mappe del secondo (Ex 2) e del nono (Ex 9) esercizio.

*A) Schematic representation of the experimental setup and protocol used to simulate low intensity, repetitive working activity. B) Monopolar sEMG amplitude distributions over the forearm in one representative subject. Each map is the average of 60 distributions computed over the extension phases for the first, third and fifth minute of the 5.5-min exercise. Maps for the second (Ex 2) and ninth (Ex 9) exercise are shown.*



## **Studio della distribuzione del riflesso H sul muscolo soleo attraverso HD-EMG**

## ***H-reflex distribution over the soleus muscle investigated with HD-EMG***

A. Botter, I. Vazzoler, T. M. M. Vieira

Questo lavoro è stato svolto nell'ambito del progetto GAME ("Glucocorticoid Actions on Motor control in the Elderly", finanziato dalla Compagnia di San Paolo) ed è focalizzato allo studio della distribuzione spaziale del riflesso H sul muscolo soleo.

Una griglia di 96 elettrodi (8 x 12 elettrodi, distanza interelettrodica: 10mm) è stata posizionata, su 10 soggetti sani, in corrispondenza del muscolo soleo in modo da coprire la regione distale della gamba sotto la giunzione muscolo-tendinea del gastrocnemio. Sono stati evocati riflessi H stimolando il nervo tibiale posteriore con ampiezza crescente da zero al livello sovramassimale con passi di 1mA. Per ogni elettrodo sono stati calcolati i riflessi H incrementali definiti come differenza tra i riflessi H ottenuti per due livelli di stimolazione successivi. La distribuzione di ampiezza RMS del riflesso H incrementale sono state segmentate per individuare la posizione delle aree maggiormente attive.

L'analisi delle aree di attività segmentate ha mostrato che il riflesso H è localizzato nello spazio. Nello specifico, i baricentri delle aree segmentate sono risultati localizzati in media 5 cm distalmente rispetto alla giunzione muscolo-tendinea del gastrocnemio mediale. La dimensione media delle aree segmentate corrisponde al 33% della superficie totale della griglia di elettrodi. Il riflesso H registrato in queste aree è significativamente maggiore sia rispetto a quello ottenuto come media su tutta la matrice di elettrodi, che rispetto a quello ottenuto nella posizione raccomandata da SENIAM\*. Lo stesso risultato è stato ottenuto per il rapporto Hmax/Mmax.

Questi risultati dimostrano che: i) i riflessi H registrati in una regione specifica del soleo possono non essere rappresentativi dell'intero

*This study was carried out within the GAME project ("Glucocorticoid Actions on Motor control in the Elderly", funded by the Italian bank foundation Compagnia di San Paolo) and aimed at investigating the spatial distribution of the H-reflex over the soleus muscle.*

*Surface EMGs were detected with 96 electrodes (8 rows x 12 columns; 10mm inter-electrode distance). The grid was positioned 1 cm below the medial gastrocnemius myo-tendinous junction, covering the whole medio-lateral soleus region. H-reflexes were elicited from 10 subjects through stimulation of the posterior tibial nerve with 1 ms long biphasic pulses. Stimulus amplitude was increased, at steps of 1 mA, from 0 mA to the stimulation amplitude resulting in the highest M-wave; i.e., to the maximal stimulation amplitude. For each electrode, incremental H-reflexes were obtained by subtraction of H-reflexes elicited by consecutive stimulation levels. Root Mean Square (RMS) amplitude maps of incremental H-reflexes were created and the location of greatest RMS values was identified through an automatic segmentation algorithm.*

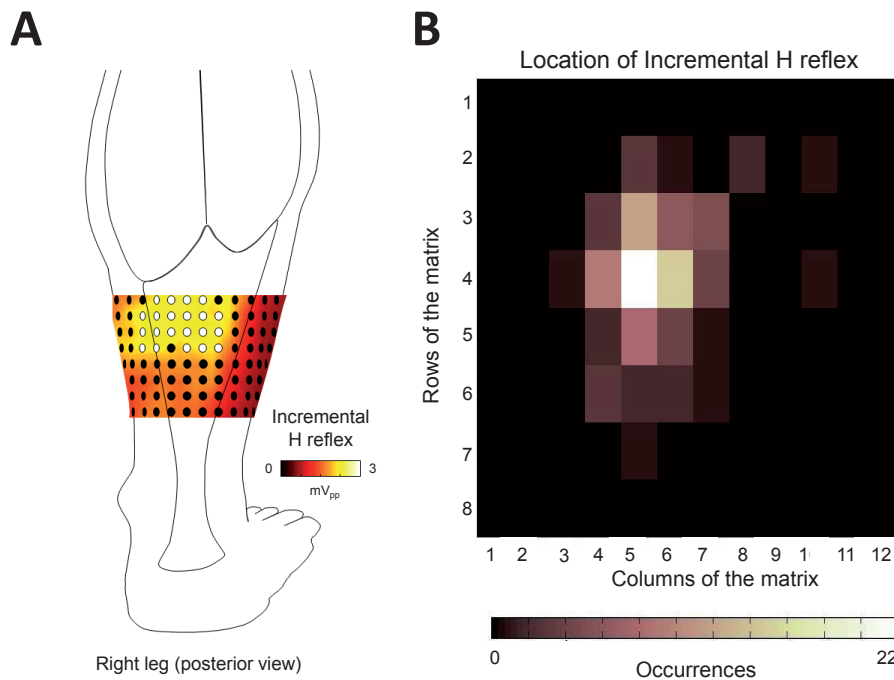
*The analysis of the segmented areas showed that H-reflexes were spatially localized. Specifically, the barycenters of the segmented areas were located 5 cm below the myo-tendinous junction of the medial gastrocnemius. The average dimension of the segmented areas corresponded to 33% of the total skin area covered by the grid of electrodes. The amplitude of H-reflexes recorded in these areas was significantly higher as compared to the average amplitude computed either over the entire detection system or from H-reflex detected with bipolar electrodes, as recommended by the EU Project SENIAM\*. Similar results were observed for the Hmax/Mmax ratio.*

*These results suggest that: i) H-reflex detected*



volume muscolare; ii) riflessi H con ampiezza massima possono essere registrati in corrispondenza del tendine d’Achille.

*from a specific soleus region unlikely reflects the whole muscle volume and ii) H-reflexes with greatest amplitude can be recorded over the Achilles tendon.*



A) Esempio di distribuzione di ampiezza del riflesso H incrementale. I cerchi rappresentano gli elettrodi sulla superficie del soleo. I cerchi bianchi identificano gli elettrodi appartenenti all’area segmentata.

B) Distribuzione spaziale dei baricentri dei riflessi H incrementali di tutti i soggetti. La distribuzione mostra un picco in corrispondenza del tendine d’Achille, 5 cm al di sotto della giunzione miotendinea del gastrocnemio mediale.

A) Example of amplitude distribution of an incremental H-reflex for a representative subject. Circles represent electrode positions over the soleus muscle. White circles identify electrodes belonging to the segmented area.

B) Distribution of the barycenter position computed over all incremental H-reflexes and subjects. The distribution peak is located in correspondence of the Achilles tendon, 5 cm below the medial gastrocnemius myo-tendinous junction.

\* SENIAM: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

## **Effetto dell'angolo del ginocchio sulla distribuzione spaziale dell'attività EMG nel muscolo gastrocnemio mediale**

## ***Spatial distribution of the gastrocnemius medialis EMG activity with changes in knee joint angle***

C. Avancini, L. Menegaldo, L. F. Oliveira, T. M. M. Vieira

In studi precedenti si è riscontrato un effetto dell'angolo del ginocchio sul grado di attivazione del muscolo gastrocnemio mediale (MG). Tali studi hanno considerato il muscolo come un volume omogeneo. Tecniche basate sulle immagini (ecografia e risonanza magnetica) hanno rivelato, tuttavia, un pattern di attivazione diverso lungo la porzione prossimo-distale del MG. In questo studio, immagini ecografiche e una schiera di elettrodi sono state utilizzate per indagare in che modo l'angolo di ginocchio influisce sulla distribuzione di attività nel MG.

Gli EMG di superficie sono stati prelevati dal MG di 16 soggetti sani, con una schiera lineare di 16 elettrodi (1 cm distanza inter-elettrodi). Tramite ecografia, tale schiera è stata posizionata in modo da coprire il muscolo MG il più possibile. Ogni partecipante ha eseguito due flessioni plantari isometriche di 5 s al 60% del massimo sforzo volontario (MVC): con ginocchio esteso e flesso a 90 gradi. I valori RMS degli EMG di superficie sono stati calcolati separatamente per ogni canale. Il numero di canali per cui il valore RMS supera il 70% del valore RMS massimale e il loro RMS medio sono stati considerati per valutare l'effetto dell'angolo di ginocchio sulla distribuzione di attività nel MG.

L'angolo di ginocchio ha modificato significativamente la distribuzione di valori RMS. Il valore RMS medio ottenuto per ginocchio esteso è statisticamente più grande di quello ottenuto per ginocchio flesso (Figura;  $p < 0.001$ ). Un risultato diverso tra ginocchio esteso e flesso è stato osservato per il numero di canali attivi (canali che hanno prelevato EMG con ampiezza RMS oltre 70% del massimo). Valori RMS relativamente più alti sono stati ottenuti da un numero più grande

*Previous studies reporting the effect of knee position on the Medial Gastrocnemius (MG) activation and mechanical efficiency have conceived the muscle as an homogeneous medium. Imaging techniques (ultrasound and MRI) and EMG revealed however differential patterns of activation between proximal and distal MG regions in different circumstances. In this study we used ultrasound and a large array of surface electrodes to investigate how knee joint angle affects the distribution of activity within the MG muscle.*

*Surface EMGs were detected from the MG muscle of 16 healthy participants with a linear array of 16 silver bar electrodes (1 cm inter-electrode distance). With the assistance of ultrasound imaging, this array was positioned so as to cover as much as possible the muscle longitudinal axis. Subjects were asked to exert isometric plantar flexions at 60% of their Maximal Voluntary Contraction (MVC). Submaximal efforts lasted 5 s and were performed with the knee flexed at 90° and fully extended. The Root Mean Square (RMS) value of surface EMGs was computed separately for each channel. The number of channels whose RMS was greater than 70% of the maximal value and their respective mean RMS value were considered to estimate the effect of the knee position on the spatial distribution of MG activity.*

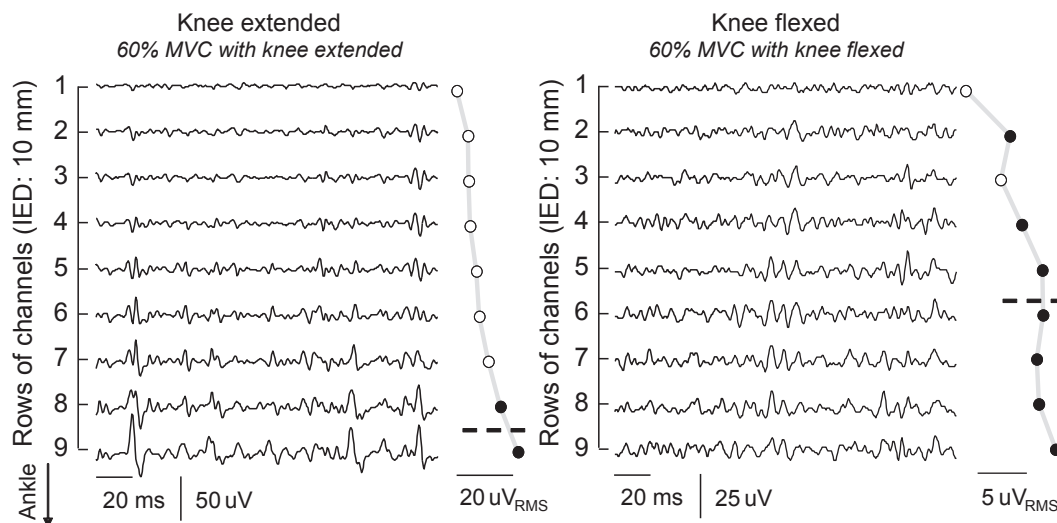
*Significant differences were observed in the RMS distribution with changes in knee position. Average RMS values were statistically greater for knee extended than for knee flexed position (Figure;  $p < 0.001$ ). The number of active channels (i.e., channels providing the top 30% RMS values), however, showed an opposite result with respect to knee position (Figure). More channels detected relatively larger surface EMGs in flexed*

di canali con ginocchio flesso che esteso (Figura;  $p < 0.001$ ).

Segnali EMG con valori RMS più piccoli ma distribuiti lungo una porzione più estesa del muscolo MG sono stati osservati durante contrazioni con ginocchio flesso. Da questi risultati, sembra opportuno chiedersi se il valore RMS medio è sufficiente per definire il grado di attività del muscolo MG.

than with extended knee ( $p < 0.001$ ).

Changes in knee angle, from full extension to 90° flexion, resulted in surface EMGs with lower RMS value, which were however distributed across a larger skin region. Our results raise the question as to whether the degree of MG activity can be exclusively defined in terms of RMS values.



Segnali EMG di superficie e la distribuzione dei loro valori RMS per un singolo partecipante. Cerchi scuri indicano canali con valori RMS più grandi del 70% del RMS massimo lungo tutti i canali della schiera.

Surface EMGs and their RMS value distribution for a single subject. Black circles denote channels providing RMS values greater than 70% of the maximal value.

## Le oscillazioni posturali durante il mantenimento della postura eretta cambiano con il tipo di feedback visivo

## The type of visual feedback changes the postural sway pattern during upright stance

F.V. Dos Anjos, L.A. Imbiriba, T. Lemos

Protocolli per l'allenamento del controllo posturale, basati su feedback visivo (compiti posturali espliciti) o sul controllo di un puntatore laser (compiti posturali impliciti), sono stati proposti in riabilitazione. Lo scopo del presente studio è valutare l'effetto del tipo di feedback visivo sulle oscillazioni posturali durante postura ortostatica.

Tre compiti posturali (60 s ognuno) sono stati eseguiti da 26 soggetti sani (Figura, A): 1) stare in piedi con occhi aperti (EO; condizione controllo); 2) mantenere la posizione del centro di pressione (COP) il più vicino possibile ad un bersaglio ( $VF_{COP}$ ); 3) mantenere la proiezione di un puntatore laser ( $VF_{LASER}$ ) il più vicino possibile ad un bersaglio. Le forze di reazione sono state campionate a 50Hz tramite una piattaforma di forza (AccuSway<sup>PLUS</sup>, AMTI, Watertown, USA). Da queste, il COP lungo l'asse sagittale e frontale è stato calcolato. L'area ellittica del COP, calcolata lungo tutta la durata di registrazione, è stata infine considerata per valutare l'effetto del feedback visivo sulle oscillazioni posturali; il test ANOVA a misure ripetute e il post-hoc di Tukey sono stati usati per i confronti statistici.

L'area del COP ottenuta per  $VF_{COP}$  (mean±SD:  $22.8 \pm 1.27 \text{ mm}^2$ ) è significativamente minore rispetto a quella ottenuta per il compito EO ( $35.4 \pm 2.08 \text{ mm}^2$ ) e per il compito  $VF_{LASER}$  ( $55.2 \pm 2.87 \text{ mm}^2$ ). Differenze significative sono state osservate anche tra le condizioni EO e  $VF_{LASER}$  ( $p < 0.05$ ; Figura, B).

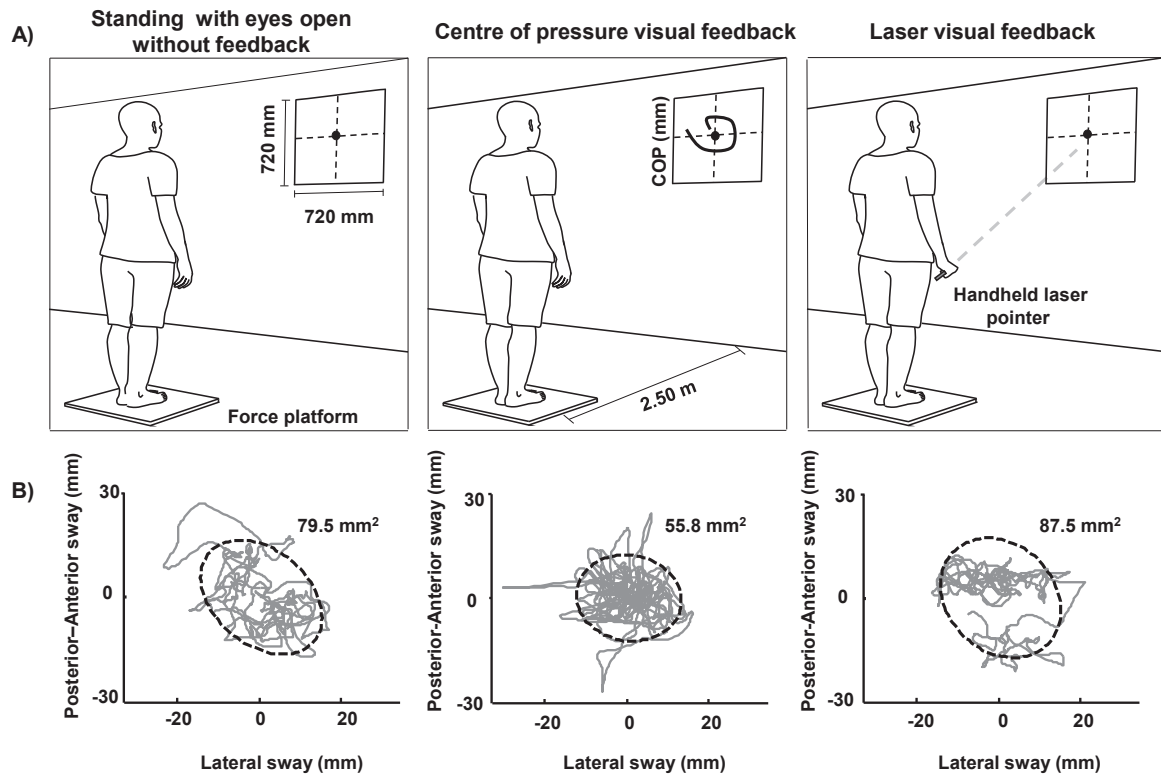
Dai risultati riportati in questo studio si evince che un compito posturale esplicito ( $VF_{COP}$ ) sembra essere più efficace nel minimizzare le oscillazioni posturali rispetto a un compito posturale implicito ( $VF_{LASER}$ ). Le oscillazioni posturali sono perciò affette dal tipo di feedback visivo fornito ai soggetti in postura eretta.

Protocols for the training of postural control, based on the visual feedback of postural sway (explicit postural task) or handheld laser pointer (implicit postural task), have been proposed during motor rehabilitation. The aim of this study was to evaluate whether these different types of visual feedback change the postural sway while standing.

Twenty-six subjects performed three tasks, lasting 60s each (Figure, A): 1) standing with eyes open (EO; control condition); 2) maintaining the projection of centre of pressure (COP) as close as possible to a target ( $VF_{COP}$ ); 3) keeping the handheld laser pointer as close as possible to a target through the right wrist movement. ( $VF_{LASER}$ ). The postural sway during each task was measured by a force platform (AccuSway<sup>PLUS</sup>, AMTI, Watertown, USA). COP data were digitized at 50Hz and the COP sway area, a global parameter, was computed using the whole trial data. ANOVA for repeated measures was used to detect statistical significance between tasks and was followed by Tukey HSD test for post hoc comparisons (significance level of 5%).

The COP sway area was significantly smaller in the  $VF_{COP}$  (mean±SD:  $22.8 \pm 1.27 \text{ mm}^2$ ) than EO ( $35.4 \pm 2.08 \text{ mm}^2$ ) and  $VF_{LASER}$  ( $55.2 \pm 2.87 \text{ mm}^2$ ), and in the EO condition compared to  $VF_{LASER}$  ( $p < 0.05$ ; Figure, B).

These results show that an explicit postural task ( $VF_{COP}$ ) leads to postural sway minimization, unlike an implicit postural task ( $VF_{LASER}$ ). Therefore, postural sway changes depending on the visual feedback task, suggesting that different strategies are triggered for the postural control.



A) Rappresentazione schematica dei compiti posturali eseguiti. La scena visiva consisteva nella proiezione di dati del COP e di un puntatore laser in un piano cartesiano. Le coordinate del COP sono state presentate in epoche da 2s e con un guadagno di due, per consentire ai soggetti di visualizzare gli spostamenti del COP in postura eretta. B) Area del COP calcolata per un soggetto rappresentativo e per tutti i tre compiti considerati.

A) Schematic representation of the experimental tasks. The visual scene consisted of a Cartesian plane, which was projected from a data show device. COP coordinates were displayed in epochs of 2s and magnified by 2x in order to facilitate the COP visual feedback. B) COP sway area computed from a representative volunteer for each condition.

## **Controllo motorio di oscillazioni posturali durante perturbazioni in direzione anteriore in individui con ictus**

A. Gallina, S.J. Garland, M.A. Hunt, T.D. Ivanova, C.L. Pollock, T.M.M. Vieira

I muscoli flessori plantari di caviglia controllano la statica eretta come si può osservare dalla moderata correlazione tra attivazione muscolare ed oscillazioni posturali in individui sani. Non è chiaro se questo cambia in seguito ad ictus.

Dieci persone con esiti di ictus e dieci sane della stessa età hanno partecipato a questo studio. Perturbazioni in direzione anteriore sono state applicate tramite un cavo attaccato alla cinura dei partecipanti mentre questi stavano in piedi su due piattaforme di forza. Sono stati aggiunti pesi equivalenti all'1% della massa corporea ogni 25-30 s fino a raggiungere il 5%. Il mantenimento del carico è stato analizzato in epoche di 15 s tra pesi consecutivi. Il centro di pressione antero-posteriore (APCOP) è stato misurato insieme ad elettromiografia di superficie ad alta densità (HDsEMG) da soleo (SOL, 24 elettrodi), gastrocnemio mediale (MG, 20) e laterale (LG, 20) di entrambi gli arti inferiori. Per ogni muscolo è stato calcolato il valore mediano (tra i canali di ogni matrice) di cross-correlazione tra segnale EMG (rettificato e filtrato passa-basso a 4 Hz) ed il centro di pressione durante il mantenimento della statica eretta.

Come osservato in individui sani, esiste una moderata correlazione tra attivazione muscolare ed oscillazioni posturali sia nell'arto paretico che in quello non-paretico (Figura). A bassi livelli di perturbazione i flessori plantari dell'arto non-paretico mostrano una correlazione più forte dell'arto paretico, indicando che l'arto non-paretico ha un controllo più attivo delle oscillazioni; con carichi maggiori, si nota una riduzione di questa asimmetria. Questo studio suggerisce che l'inclusione del mantenimento di carichi in

## **Motor control of standing postural sway under anteriorly-directed perturbations to standing balance in people post-stroke**

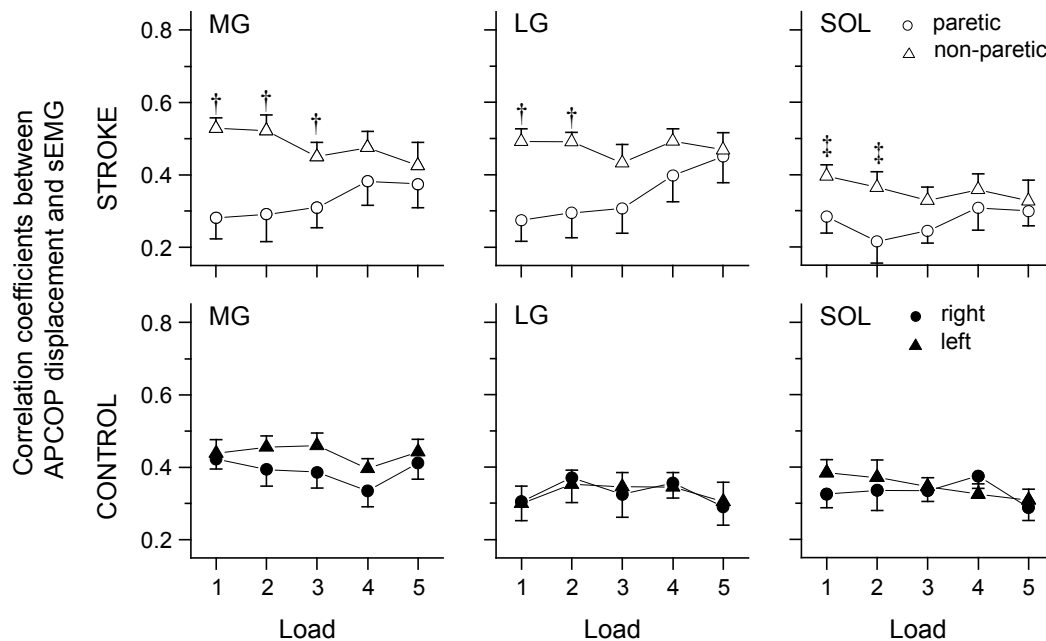
*Ankle plantarflexor muscles control upright stance as depicted by a moderate correlation between ankle plantarflexor muscle activity and postural sway in healthy controls. The influence of stroke on this aspect of the motor control of standing posture is not known.*

*Ten people with chronic stroke and ten age-matched controls participated. Participants stood with each foot on a separate force-platform. Anteriorly-directed loads were applied by a cable and pulley system attached at the participants' pelvis. Loads of 1% body mass were added every 25-30s until a total of 5% body mass was reached. Static maintenance of standing balance was determined for 15s between loads. The Anterior-Posterior Center Of Pressure (APCOP) displacement was measured simultaneously with high density surface EMG (HDsEMG) from the soleus (SOL; 24 electrode grid), Medial (MG) and Lateral (LG) Gastrocnemius (20 electrode grids each) bilaterally. For each muscle, the median (across channels) cross-correlation values between rectified, 4 Hz low-pass filtered EMGs and APCOP displacement during the static maintenance of standing balance were computed.*

*Similar to age-matched controls, moderate relationships exist between the paretic and non-paretic ankle plantarflexor muscle activity and postural sway in participants post-stroke (Figure). At the lower levels of challenge to standing balance, non-paretic ankle plantarflexor muscles demonstrate stronger relationships with postural sway than paretic muscles, indicating that the non-paretic leg has more active control of postural sway; with increased load, there was a reduction in this asymmetry. This study suggests that a benefit may result from the inclusion of*

statica eretta può essere utile nella riabilitazione di persone con esiti di stroke per favorire il controllo attivo delle oscillazioni posturali con il muscolo paretico.

*sustained challenges to standing balance in the rehabilitation of postural control post-stroke to encourage more active control of postural sway in the paretic muscle.*



Coefficiente di cross-correlazione tra involuppo del segnale EMG dei flessori plantari ed il APCOP, calcolato mentre persone post-ictus (simboli vuoti) e sane (simboli pieni) mantenevano la statica eretta con pesi progressivamente maggiori. †  $p < 0.05$ , ‡  $p = 0.06$ .

*Coefficient of cross-correlation between envelopes of ankle plantarflexor EMGs and APCOP displacement, calculated while post-stroke participants (open symbols) and age-matched controls (black symbols) stood upright sustaining five progressively heavier loads. †  $p < 0.05$ , ‡  $p = 0.06$ .*



## **Ripetibilità delle risposte del tricipite surale a perturbazioni della postura eretta in giorni diversi: uno studio con elettromiografia ad alta densità**

A. Gallina, S.J. Garland, T.D. Ivanova, C.L. Pollock, T.M.M. Vieira

Le misure neurofisiologiche usate in studi clinici devono avere bassi errori di misura in giorni diversi per essere in grado di monitorare condizioni patologiche nel tempo o per valutare gli effetti di un intervento. L'obiettivo di questo studio era di definire la ripetibilità della latenza della risposta elettromiografica del tricipite surale durante perturbazioni della statica eretta misurata con elettromiografia di superficie ad alta densità (HDsEMG).

Dieci persone con esiti di ictus e lievi-medi livelli di disfunzione motoria e dieci persone sane della stessa età hanno partecipato allo studio. Perturbazioni in direzione anteriore sono state create in due giorni diversi applicando carichi pari al 2% della massa corporea ad un cavo connesso ad una cintura. Segnali HDsEMG sono stati misurati tramite una matrice di 6x3 canali sul soleo e matrici di 4x4 canali su ciascun gastrocnemio. Per ogni muscolo è stata stimata la latenza tra inizio della perturbazione ed attività EMG (involuppo maggiore di 20% del valore di picco). Il valore mediano tra canali di ciascun muscolo è stato considerato rappresentativo della latenza della risposta del muscolo. La ripetibilità tra giorni diversi è stata misurata con l'intraclass correlation coefficient (ICC), separatamente per muscoli e arto.

Il valore di ICC medio è risultato essere  $0.87 \pm 0.07$ . Valori maggiori di 0.85 sono considerati 'ripetibilità eccellente' (esempio in Figura). Il livello di ripetibilità della risposta è alto anche in individui con esiti di ictus. La latenza della risposta muscolare ottenuta con HDsEMG è ripetibile ed è quindi una misura appropriata per paragonare valori ottenuti in giorni diversi.

## ***Between-day repeatability of triceps surae responses to standing perturbations in people post-stroke: A high-density surface EMG investigation***

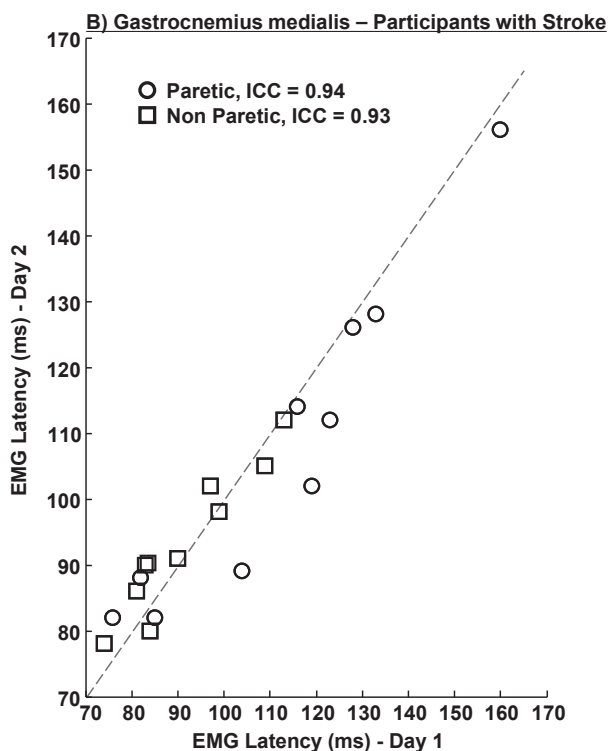
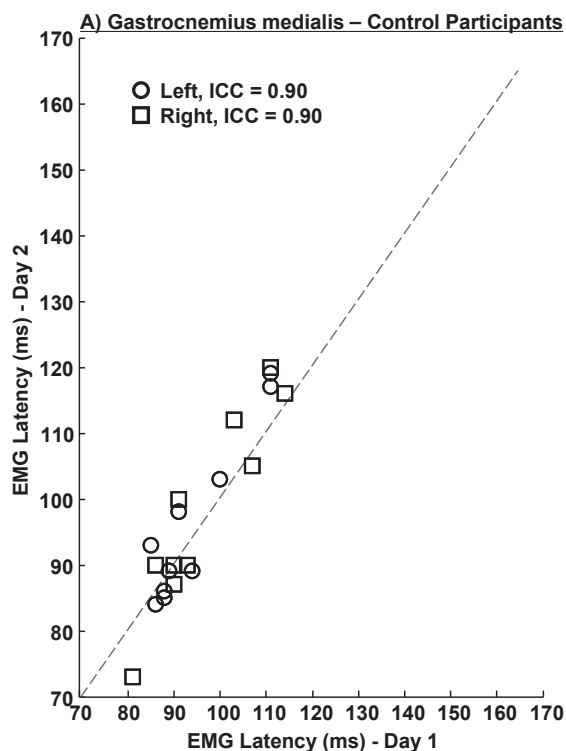
*To be able to monitor pathological conditions over time or to assess the effects of an intervention, neurophysiological measures used in clinical studies need to have low measurement error when used in different days. The aim of this study was to investigate the between-day repeatability of the timing of the muscle response to standing perturbations measured with a High-Density surface ElectroMyoGraphy (HDsEMG) system.*

*Ten people with chronic stroke with mild to moderately-severe levels of motor impairment and ten age-matched controls participated. Anteriorly-directed external loads of 2% body mass were applied 10 times to the pelvis through a belt and cable-pulley system in two different days. HDsEMG signals were collected using a grid of 6 x 3 channels on the soleus muscle and grids of 4 x 4 channels on medial and lateral gastrocnemius muscles in each leg. For each muscle, the latency between the onset of perturbation and the onset of the EMG activity (envelope exceeding the 20% of the peak value) was estimated for each channel of the grid. The median value across the channels of each muscle was considered as representative of the timing of muscle response. The between-day repeatability was measured by means of the intraclass correlation coefficient (ICC) for each muscle and leg separately.*

*The average intraclass correlation coefficient was  $0.87 \pm 0.07$ . Values higher than 0.85, have excellent day-to-day repeatability (example in Figure). This high level of repeatability exists in the paretic muscles of stroke survivors. The timing of muscle response obtained by means of HDsEMG is highly repeatable and thus appropriate for between-days comparisons. Whether*

Deve ancora essere determinato se la ripetibilità di questa tecnica è superiore a quella ottenuta con il convenzionale prelievo bipolare.

*repeatability is better than that obtained with conventional, bipolar EMG systems or not still has to be determined.*



Latenza della risposta del gastrocnemio mediale stimata in giorni diversi. Valori di individui sani e di individui con esiti di stroke sono mostrati in A e B. La linea grigia tratteggiata è la linea unitaria. I valori di ICC sono indicati nella legenda.

*Correlation plot of Gastrocnemius Medialis latencies estimated on two days. Estimates from healthy participants (A, left panel) and people post-stroke (B, right panel) are shown. The grey, dashed line is the line of unity. Intraclass correlation coefficients are indicated in the legend.*

## Identificazione del posizionamento ottimale di un sistema EMG bipolare durante TMS

## Identifying the best position for bipolar EMG detection during TMS

M. Gazzoni, N. König, N. Singh, B. Taylor

L'ampiezza del potenziale evocato motorio (MEP) registrato tramite EMG di superficie (sEMG) è la variabile principale per l'impostazione dei parametri di stimolazione magnetica transcranica (TMS).

Lo scopo di questo studio pilota è quello di valutare l'effetto del posizionamento degli elettrodi sull'ampiezza del MEP per l'applicazione della TMS a muscoli degli arti inferiori.

Cinque soggetti sani hanno partecipato allo studio. Il protocollo consisteva nelle seguenti fasi: 1) Posizionamento di un sistema bipolare sEMG (10 mm distanza inter-elettrodica) sul ventre del muscolo tibiale anteriore (posizione standard) (STD\_POS). 2) Identificazione della posizione ottimale della bobina di stimolazione (hotspot). 3) Identificazione del Rest Motor Threshold (RMTSTD\_POS), che è l'intensità dello stimolo (% del massimo livello di stimolazione dello stimolatore) che evoca almeno cinque MEP (ampiezza picco-picco > 0.05mV) su 10 stimolazioni. 4) Identificazione, utilizzando una griglia di elettrodi (16x4, 10 mm di distanza inter-elettrodica), della posizione della coppia di elettrodi (MAX\_P2P\_POS) che mostra la massima ampiezza picco-picco del MEP (media su 20 stimoli al 130% di RMTSTD\_POS) (Figura). 5) Posizionamento di un sistema bipolare in corrispondenza di MAX\_P2P\_POS. 6) Identificazione della Rest Motor Threshold (RMTMAX\_P2P\_POS) per la nuova posizione MAX\_P2P\_POS.

I risultati preliminari mostrano che l'identificazione della soglia di stimolazione RMT non è influenzata dalla posizione del sistema di prelievo EMG bipolare. Sono stati invece osservati risultati discordanti tra i soggetti per quanto riguarda l'ampiezza picco-picco dei MEP registrati durante stimolazione al 130% della soglia.

*The main outcome for setting Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) parameters is the measured amplitude of the motor evoked potential detected using surface EMG.*

*The aim of this pilot study was to assess the effect of electrode positioning on Motor Evoked Potential (MEP) amplitude for the application of TMS on the tibialis anterior muscle.*

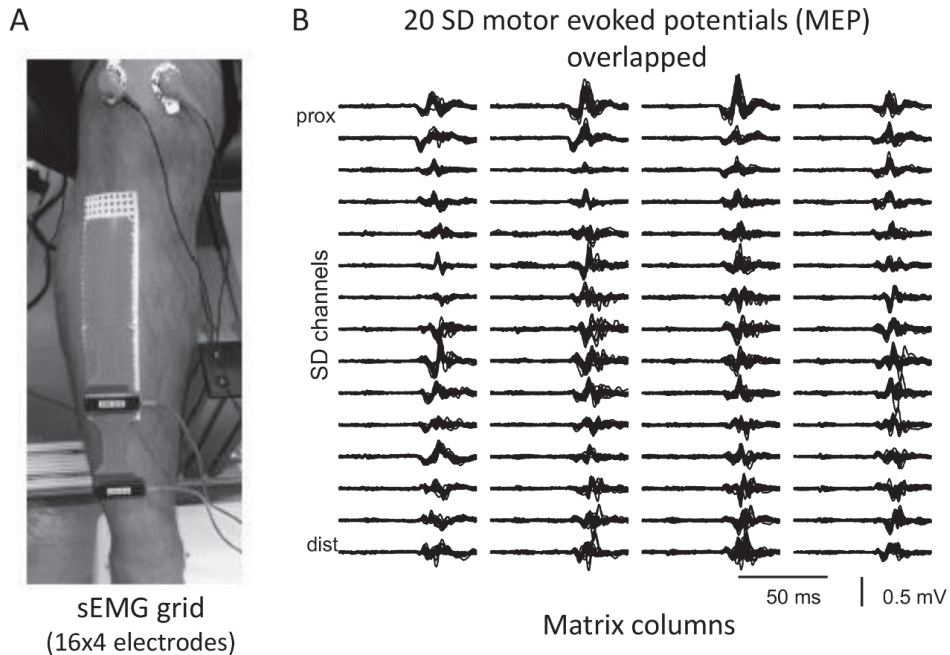
*Five healthy subjects participated in the study. The protocol consisted in the following steps: 1) Positioning of a bipolar sEMG detection system (10 mm inter-electrode distance) on the muscle belly (standard position) (STD\_POS). 2) Identification of the best coil position for TMS stimulation (hotspot). 3) Identification of the Rest Motor Threshold (RMTSTD\_POS), that is the stimulus intensity (% of Maximum Stimulator Output) that caused at least five motor evoked potentials (peak to peak amplitude > 0.05mV) over 10 stimulations. 4) Identification of the electrode positioning (MAX\_P2P\_POS) showing the highest MEP peak to peak mean amplitude (average on 20 stimuli at 130% of RMTSTD\_POS) by using a grid of electrodes (16x4 electrodes, 10 mm inter-electrode distance) (Figure). 5) Positioning of a bipolar system in correspondence of MAX\_P2P\_POS. 6) Identification of the Rest Motor Threshold (RMTMAX\_P2P\_POS) for the new identified electrode position.*

*Preliminary results show that the RMT remained unchanged when the bipolar sEMG was located at the centre of the muscle belly compared to the optimal location identified using the HD-sEMG. (Figure, A and B). On the other hand, inconsistent results for the MEP peak to peak amplitude were observed among subjects during the stimulation at 130% RMT.*

*An extension of the study is needed in order to provide reliable information for the standardisa-*

È quindi necessaria un'estensione dello studio al fine di fornire informazioni affidabili per la standardizzazione dei parametri TMS per l'applicazione a muscoli degli arti inferiori.

*tion of TMS parameters for application to lower limb muscles.*



A) Griglia di elettrodi posizionata sul muscolo tibiale anteriore (16x4 e 10 mm di distanza inter-elettrodisc). B) MEP singolo differenziali registrati utilizzando la griglia di elettrodi (20 MEP sono mostrati sovrapposti).

A) Grid of electrodes positioned on the tibialis anterior muscle (16x4 electrodes, 10 mm inter-electrode distance). B) Single differential MEPs recorded using the electrode grid (20 MEPs are shown overlapped).

**Formazione permanente e disseminazione dei risultati: congressi, corsi, seminari, pubblicazioni scientifiche, brevetti, visitatori, articoli su riviste e giornali**

**Continuing education and dissemination of results: congresses, courses, seminars, patents, visitors, articles on magazines and newspapers**

R. Merletti

Le attività di disseminazione, formazione permanente e informazione rappresentano un importante obiettivo del LISiN. Esse si articolano su tre livelli:

- 1) pubblicazione di libri di testo e articoli scientifici (un libro di testo, un capitolo di libro e 30 articoli su riviste internazionali indicizzate negli ultimi tre anni) e presentazioni a congressi (31 negli ultimi tre anni);
- 2) lezioni invitate, workshops, seminari, summer schools e altre attività didattiche e di formazione anche tramite internet (11 lezioni invitate in sedi internazionali e 13 in sedi nazionali negli ultimi tre anni, quattro seminari, un brevetto, un premio internazionale);
- 3) disseminazione tramite radio e televisione, quotidiani, riviste, siti internet, social networks (sei eventi orientati al pubblico generico tramite radio e TV, quotidiani, riviste, websites).

Di particolare rilevanza internazionale sono state, nel 2014, le lezioni invitate al Rehabilitation Institute of Chicago, all'Hôpital de la Timone in Marseille, all'Hôpital Albert Chenevier in Creteil

*The activities of dissemination, continuing education, training and information represent a major objective for LISiN. These activities are organized in three levels:*

- 1) *publication of textbooks, scientific articles (one textbook, one chapter of a book and 30 scientific articles on peer-reviewed international journals in the last three years) and presentations to congresses (31 presentations in the last three years);*
- 2) *workshops, seminars, summer schools and other teaching and training activities (11 international and 13 national invited lectures in the last three years, and four seminars, one patent, one international award);*
- 3) *dissemination events aimed to the general public (six dissemination events through radio and TV transmissions, newspapers, magazines, websites, social networks).*

*Of particular international relevance, in 2014, were the lectures delivered at the Rehabilitation Institute of Chicago, at the Hôpital de la Timone in Marseille, at the Hôpital Albert Chenevier in Creteil (Paris) and at the Institut Régional de*

(Paris) e all'Institute Régional de Formation en Masso-Kinésithérapie in Orleans, Francia.

Sul piano nazionale è da sottolineare la lezione su "EMG multicanale di superficie: prospettive in neurofisiologia" tenuta nell'ambito del XXXII Corso Teorico Pratico in Elettromiografia e Neurofisiologia Clinica ad Abano Terme (Padova) a neurologi clinici italiani.

All'inizio del 2013 è stato reso disponibile, in rete, scaricabile gratuitamente dal sito LISiN ([www.lisin.polito.it](http://www.lisin.polito.it)), il materiale didattico bilingue "Corso interattivo di biomeccanica e di elettromiografia non invasiva" sviluppato in collaborazione con il Centro Ricerche della Scuola Universitaria Interfacoltà di Scienze Motorie (Università di Torino) e con l'azienda e-Mentor, consistente in una serie di moduli con animazioni e filmati di biomeccanica e di elettromiografia di superficie, di cui è stata anche distribuita, in varie occasioni, una versione su CD.

*Formation en Masso-Kinésithérapie in Orleans, France.*

*At the national level, the invited lecture on "Multichannel surface EMG: perspectives in neurophysiology" delivered within the XXXII Corso Teorico Pratico in Elettromiografia e Neurofisiologia Clinica in Abano Terme (Padova) to Italian neurologists is important because of its translational value.*

*At the beginning of 2013, the bilingual "Interactive course on biomechanics and electromyography" became available and downloadable for free, on the LISiN's website ([www.lisin.polito.it](http://www.lisin.polito.it)). The course was developed in collaboration with the Motor Science Research Center of the University of Torino (SUISM) and the company e-Mentor, and consists of user interactive modules with animations and movies on elementary topics in biomechanics and non-invasive electromyography. A version on CD is also available and has been distributed in many occasions.*

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

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

1. Afsharipour B., High Density sEMG (HDsEMG) Recording: Features, Cautions, and Applications, Rehabilitation Institute of Chicago (RIC), August 8, 2014.
2. Gazzoni M., EMG-based control of games: possible roles in rehabilitation - the use of surface EMG and games to train motor control. Hôpital de la Timone, Marsiglia, France, May 4, 2014.
3. Gazzoni M., Multi-channel surface EMG: techniques and applications. Institut für Biomechanik, ETH, Zurich, Switzerland, March 21, 2014.
4. Barone U., Demonstration on How to detect HD-EMG. Institut für Biomechanik, ETH, Zurich, Switzerland, March 21, 2014.
5. Vieira T., Insights gained into the neuromuscular system from high-density surface EMG. Department of Integrative Physiology, University of Colorado, USA, March 4, 2014.
6. Botter A., How to detect high quality HD-EMG. Department of Integrative Physiology, University of Colorado, USA, March 4, 2014.
7. Merletti R., Modélisation de muscle strié squelettique, Institut de Management de l'Information, Paris, France, January 23, 2014.
8. Merletti R., High-density surface EMG: current possibilities and future perspectives. Academy of Science of the Republic of Serbia, Belgrade, Serbia, October 20, 2014.
9. Merletti R., EMG imaging: a new field and applications in surface EMG, Hospital Albert Chenevier, Créteil, France, December 9 2014.
10. Merletti R., EMG imaging: a new field and applications in surface EMG, Institut Régional de Formation en Masso-Kinésithérapie du Centre Hospitalier Régional d'Orléans, Collegium Sciences et Techniques, Orléans, France, December 19 2014.
11. Merletti R., "EMG imaging: a new field and applications in surface EMG", Cocontractometer project: Towards an EMG portable device, Boulogne Billancourt, France, December 11-12, 2014.
12. Vieira T., "Estimation of cocontraction of ankle flexors and extensors from high-density surface EMGs", Cocontractometer project: towards an EMG portable device, Boulogne Billancourt, France, December 11-12, 2014.



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

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

1. Merletti R., Test muscolari per musicisti di strumenti a corda. Conservatorio Statale di Musica "Giuseppe Verdi" Torino, Italy, January 24, 2014.
2. Merletti R., Modificazione dell'innervazione dello sfintere anale esterno in seguito ad episiotomia: i risultati del progetto TASI. II° giornata di aggiornamento in Uroginecologia, Hotel Salera, Asti, Italy, January 25, 2014.
3. Merletti R., EMG e applicazioni in ostetricia. Università degli Studi di Pisa, Pisa, Italy, March 29, 2014.
4. Vieira T., Concetti di base e applicazioni dell'elettromiografia di superficie con schiere di elettrodi. Università degli Studi di Pisa, Pisa, Italy, March 29, 2014.
5. Botter A., Manifestazioni mioelettriche di fatica in contrazioni volontarie e stimolate. Università degli Studi di Pisa, Pisa, Italy, March 29, 2014.
6. Merletti R., Elettromiografia non invasiva dello sfintere anale esterno e applicazioni nello studio delle lesioni da parto. Struttura Complessa di Ginecologia e Ostetricia 2U, Università di Torino, Ospedale Sant'Anna, Torino, Italy, May 5, 2014.
7. Botter A., Spatial localization of incremental M wave and H reflex on plantar flexor muscles. SCU Medicina Fisica e Riabilitativa, AOU Città della Salute e della Scienza di Torino, Presidio Molinette, Torino, Italy, May 8, 2014.
8. Merletti R., Gazzoni M., Elettromiografia di superficie in riabilitazione, proctologia ed ostetricia. Progetto VEN.TO: sono possibili progetti comuni?. San Camillo Torino, Torino, Italy, July 7, 2014.
9. Merletti R., La tecnica di EMG Imaging: un nuovo strumento non invasivo per studiare il sistema neuromuscolare. Applicazioni Operative di nuove tecnologie di telemedicina, Nuovo Ospedale, Ponderano (BI), Italy, July 28, 2014.
10. Gazzoni M., Giochi riabilitativi a controllo mio-elettrico e nuove tecniche di biofeedback. Applicazioni Operative di nuove tecnologie di telemedicina, Nuovo Ospedale, Ponderano (BI), Italy, July 28, 2014.
11. Merletti R., EMG Imaging. XXXIV Corso Teorico pratico di Cultura in Elettromiografia e neurofisiologia Clinica. Hotel Savoia, Abano terme (PD), Italy, October 6, 2014.
12. Merletti R., Cineforum di EMG di superficie e casi clinici. XXXIV Corso Teorico pratico di Cultura in Elettromiografia e neurofisiologia Clinica. Hotel Savoia, Abano terme (PD), Italy, October 6, 2014.

13. Merletti R., Trasferimento di conoscenze e formazione. Progettazione europea per la salute e la sanità: verso una comunità di pratica per l'innovazione. Centro incontri, Regione Piemonte, Torino, Italy, November 10, 2014.

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

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

1. Castellini C., Non invasive PNS-Machine interfaces for the disabled: rehabilitation, phantom pain and more. Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Turin, Italy, April 3, 2014.
2. Baudry S., Investigation of the excitability of the corticomotoneuronal and spinal pathways: methodological issues and applications. SCU Medicina Fisica e Riabilitativa, AOU Città della Salute e della Scienza di Torino, Presidio Molinette, Turin, Italy, May 8, 2014.
3. Duchateau J., Neuromuscular adaptations to aging. SCU Medicina Fisica e Riabilitativa, AOU Città della Salute e della Scienza di Torino, Presidio Molinette, Turin, Italy, May 8, 2014.
4. Hodson-Tole E. F., Using ultrasound imaging to quantify passive force transmission between plantar flexors synergists. Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Turin, Italy, May 20, 2014.

### **Ricercatori stranieri e Visitatori**

#### ***Visiting Scientists***

1. Al Harrach Mariam, University of Technology of Compiègne (UTC), Compiègne, France.
2. Ballesio Giuseppe, Tessitura Fratelli Ballesio, Torino, Italy.
3. Battisti Ubertino, Dipartimento di Matematica, Politecnico di Torino, Torino, Italy.
4. Besio Serenella, Università della Valle D'Aosta, Dipartimento di Scienze umane e sociali, Aosta, Italy.
5. Boudaoud Sofiane, University of Technology of Compiègne (UTC), Compiègne, France.
6. Baudry Stéphane, Laboratory of Applied Biology, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgium.
7. Calderini Mario, Consigliere per le Politiche di Ricerca e Innovazione, Ministero dell'Istruzione, dell'Università e della Ricerca, Roma, Italy.
8. Castellini Claudio, Institute of Robotics and Mechatronics Perception and Cognition, DLR German Aerospace Center, Wessling, Germany.

9. Chiò Adriano, Dipartimento di Neuroscienze, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy.
10. Codegone Marco, Dipartimento di Matematica, Politecnico di Torino, Torino, Italy.
11. Colombini Angelo, Follow Me Technology Srl, Parabiago, (MI), Italy.
12. Corona Cristiano, Istituto Zooprofilattico Sperimentale del Piemonte, Liguria e Valle d'Aosta, Torino, Italy.
13. Croce Pierpaolo, Dipartimento di Neuroscienze, Imaging e Scienze Cliniche, Univeristà "G. D'Annunzio" Chieti – Pescara, Chieti, Italy.
14. D' Errico Angelo, Epidemiology Unit ASL 5 - Regione Piemonte, Grugliasco (To), Italy.
15. Di Vella Giancarlo, Scienze della Sanità Pubblica e Pediatriche, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy.
16. Disselhorst-Klug Catherine, Helmholtz Institute for Biomedical Engineering, University of Technology, Aachen, Germany.
17. Duchateau Jacques, Laboratory of Applied Biology, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgium.
18. Gasparini Mauro, Dipartimento di Matematica, Politecnico di Torino, Torino Italy.
19. Gasparini Monica, ASL BI, Nuovo Ospedale, Ponderano (BI), Italy.
20. Gastaldi Laura, Dipartimento di Meccanica, Politecnico di Torino, Torino, Italy.
21. Hodson-Tole Emma F., Institute for Biophysical and Clinical Research into Human Movement, Manchester Metropolitan University, U.K.
22. Laubli Thomas Department Health Sciences and Technology, Federal Institute of Technology Zurich, Zurich, Switzerland.
23. Marin Frédéric, University of Technology of Compiègne (UTC), Compiègne, France.
24. Moda Giuliana, Assessorato Tutela della Salute e Sanità, Regione Piemonte, Torino, Italy.
25. Piitulainen Harri, Brain Research Unit (BRU), School of Science, Aalto University, Aalto, Finland.
26. Repetto Gino, Kura s.r.l., Turin, Italy.
27. Roatta Silvestro, Laboratorio di Fisiologia Integrativa, Dipartimento di Neuroscienze, Università di Torino, Torino, Italy.

28. Vinti Maria, Service de Rééducation Neurolocomotrice, Hôpitaux Universitaires Henri Mondor, Université Paris-Est, Créteil, France.

## **Brevetti**

### ***Patents***

1. Barone U., Merletti R. "Dispositivo di interconnessione multipolare per la rilevazione e trasmissione di segnali bio-elettrici", N. domanda: TO2014A000664, data di deposito: 13/08/2014
2. Botter A, Merletti R. "Dispositivo per l'acquisizione di almeno un segnale elettromiografico di superficie e di un'immagine ecografica dalla stessa porzione di un muscolo di un essere vivente e relativo metodo di realizzazione", N. Domanda: TO2012A000613, Data di deposito 11/07/2012
3. Gazzoni M, Merletti R. "Dispositivo di elettrodo tessile e relativo procedimento di realizzazione", N. Domanda: TO2011A000297, Data di deposito 01/04/2011

## **Premi nazionali ed internazionali**

### ***National and International awards***

1. Ullah K. Best Basic Science Award, at the 2nd annual meeting of the Mediterranean Incontinence and Pelvic Floor Society (MIPS), Nimes, France, November 26-29, 2014.
2. Botter A., Vieira T.M. Excellence in Reviewing Award. Journal of Electromyography and Kinesiology, Elsevier, 2014.

## **Attività divulgativa**

### ***Dissemination***

1. Servizio giornalistico "Segnali elettrici dai muscoli: applicazioni in medicina dello sport e giochi riabilitativi" andato in onda su Tg Leonardo. April 15, 2014.
2. Servizio giornalistico "La casa dei perchè" andato in onda su Tg Leonardo. May 6, 2014.
3. Servizio giornalistico "Andata e ritorno" andato in onda su Tg Leonardo. May 28, 2014.
4. LISiN's staff. "La Notte dei Ricercatori 9° edizione. I muscoli: dal gioco alla riabilitazione", Torino, Italy, September 26, 2014.
5. Gazzoni M., "L'orchestra dei muscoli", I caffè scientifici in radio: la ricerca si racconta durante la Notte dei Ricercatori 9° edizione, Torino, Italy, September 26, 2014.

6. Merletti R., Cerone G. L., Segnali elettrici dai muscoli: applicazioni in medicina dello sport, dello spazio, del lavoro e della riabilitazione, in ostetricia, in giochi e giocattoli. I.T.I.S. Amedeo Avogadro, Torino, Italy, October 11, 2014.

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

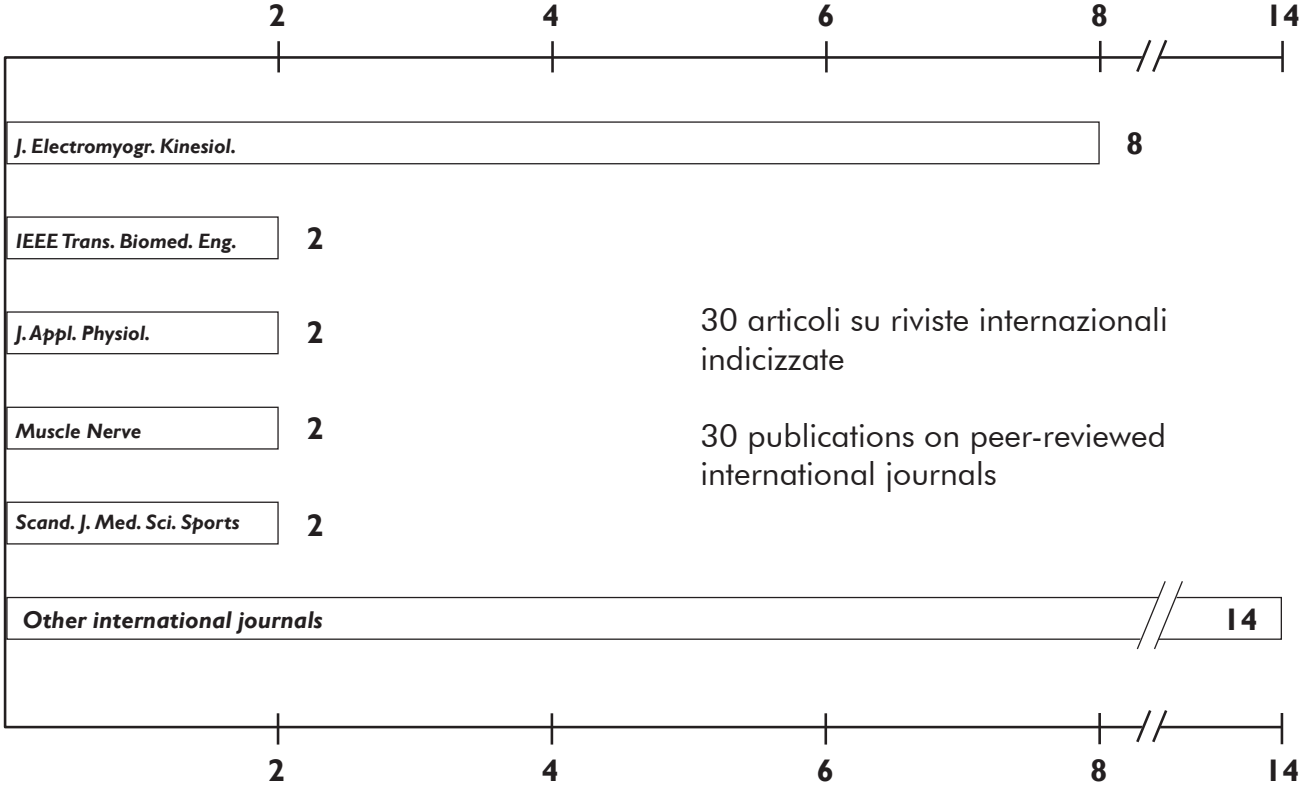
***The following articles concerning LISiN appeared on Newspapers***

1. "Tessuti interattivi e altre innovazioni". Il Biellese, July 22, 2014.
2. "L'Asl a convegno per parlare di tessuti e biosensori". [www.newsbiella.it](http://www.newsbiella.it), July 22, 2014.
3. "La T-shirt che salva i muscoli. Nei tessuti il futuro della salute. Le nuove frontiere del tessile: l'ASL chiama a convegno scienziati e aziende". La Stampa, July 23, 2014.
4. "Telemedicina al centro di una giornata di studio". Il Giornale del Piemonte, July 23, 2014.
5. "Giornata di studio promossa dall'Asl sulla ricerca di prodotti competitivi". La Nuova Provincia di Biella, July 23, 2014.
6. "La Sanità al servizio dell'industria: un convegno". Eco di Biella, July 24, 2014.

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI A  
CONGRESSI (DAL 2012)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2012)**

**Publicazioni su riviste internazionali (2012 – 2014)**  
*Publications on international journals (2012 – 2014)*



Distribuzione delle pubblicazioni del LISiN in riviste internazionali indicizzate (2012-2014)  
*Distribution of LISiN publications in peer-reviewed journals (2012-2014)*

1. Barone U, Merletti R. Design of a portable, intrinsically safe multichannel acquisition system for high-resolution, real-time processing HD-sEMG. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2013;60:2242-52.
2. Baudry S, Lanfranco F, Merletti R, Duchateau J, Minetto MA. Effects of Short-Term Dexamethasone Administration on Corticospinal Excitability. *Med Sci Sports Exerc.* 2013 Sep 18. [Epub ahead of print]
3. 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.* 2012;45:873-82.
4. Botter A, Vieira TM, Loram ID, Merletti R, Hodson-Tole EF. A novel system of electrodes transparent to ultrasound for simultaneous detection of myoelectric activity and B-mode ultrasound images of skeletal muscles. *J Appl Physiol.* 2013;115:1203-14.
5. Cescon C, Raimondi EE, Začesta V, Drusany-Starič K, Martsidis K, Merletti R. Characterization of the motor units of the external anal sphincter in pregnant women with multichannel surface EMG. *Int Urogynecol J.* 2014 Aug;25(8):1097-103.
6. Cescon C, Riva D, Začesta V, Drusany-Starič K, Martsidis K, Protsepko O, Baessler K, Merletti R. Effect of vaginal delivery on the external anal sphincter muscle innervation pattern evaluated by multichannel surface EMG: results of the multicentre study TASI-2. *Int Urogynecol J.* 2014 Nov;25(11):1491-9.
7. Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *J Appl Physiol (1985).* 2014 Dec 1;117(11):1215-1230.
8. Gallina A, Merletti R, Gazzoni M. Uneven spatial distribution of surface EMG: what does it mean? *Eur J Appl Physiol.* 2013;113:887-94.
9. Gallina A, Ritzel CH, Merletti R, Vieira TM. Do surface electromyograms provide physiological estimates of conduction velocity from the medial gastrocnemius muscle? *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23:319-25.
10. Gazzoni M, Celadon N, Mastrapasqua D, Paleari M, Margaria V, Ariano P. Quantifying Forearm Muscle Activity during Wrist and Finger Movements by Means of Multi-Channel Electromyography. *PLOS One.* 2014;9(10):e109943.
11. Hodson-Tole EF, Loram ID, Vieira TM. Myoelectric activity along human gastrocnemius medialis: different spatial distributions of postural and electrically elicited surface potentials. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(1):43-50.
12. Itiki C, Furuie SS, Merletti R. Compression of high-density EMG signals for trapezius and gastrocnemius muscles. *Biomed Eng Online.* 2014 Mar 10;13(1):25.



13. Khan M. A., Ullah K, Khan A, UL-Islam I. Robust Multi-Scale Orientation Estimation: Directional Filter Bank based Approach. *J. App. Math. Comp.* 2014 Sep;242:814-824.
14. Lemos T, Imbiriba LA, Vargas CD, Vieira TM. Modulation of tibialis anterior muscle activity changes with upright stance width. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014 Aug 8. [Epub ahead of print]
15. Marateb HR, Rojas-Martínez M, Mansourian M, Merletti R, Villanueva MA. Outlier detection in high-density surface electromyographic signals. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2012;50:79-89.
16. Minetto MA, Botter A, Bottinelli O, Miotti D, Bottinelli R, D'Antona G. Variability in muscle adaptation to electrical stimulation. *Int J Sports Med.* 2013;34:544-53.
17. Minetto MA, Botter A, Šprager S, Agosti F, Patrizi A, Lanfranco F, Sartorio A. Feasibility study of detecting surface electromyograms in severely obese patients. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23:285-95.
18. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Farina D. Origin and development of muscle cramps. *Exerc Sport Sci Rev.* 2013;41:3-10.
19. Piervirgili G, Petracca F, Merletti R. A new method to assess skin treatments for lowering the impedance and noise of individual gelled Ag-AgCl electrodes. *Physiol. Meas.* 2014;35:2101-18.
20. Piitulainen H, Botter A, Merletti R, Avela J. Multi-channel electromyography during maximal isometric and dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23:302-10.
21. Piitulainen H, Holobar A, Avela J. Changes in motor unit characteristics after eccentric elbow flexor exercise. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 2012;22:418-29.
22. Readi NG, Rosso V, Rainoldi A, Vieira TM. Do sweep rowers symmetrically activate their low back muscles during indoor rowing? *Scand J Med Sci Sports.* 2014 Sep 28. [Epub ahead of print]
23. Reffad A, Mebarkia K, Vieira TM, Disselhorst-Klug C. Effect of contraction force and knee joint angle on the spatial representation of soleus activity using high-density surface EMG. *Biomed Tech (Berl).* 2014;59:399-411.
24. Rojas-Martínez M, Mañanas MA, Alonso JF, Merletti R. Identification of isometric contractions based on High Density EMG maps. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23:33-42.
25. Ullah K, Cescon C, Afsharipour B, Merletti R. Automatic detection of motor unit innervation zones of the external anal sphincter by multichannel surface EMG. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014;6:860-7.
26. Vieira TM, Minetto MA, Hodson-Tole EF, Botter A. How much does the human medial gastrocnemius muscle contribute to ankle torques outside the sagittal plane? *Hum Mov Sci.* 2013;32:753-67.

27. 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.* 2012;107:666-76.
28. Li X, Holobar A, Gazzoni M, Merletti R, Rymer W, Zhou P. Examination of Post-stroke Alteration in Motor Unit Firing Behavior Using High Density Surface EMG Decomposition. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2014 Nov 7. [Epub ahead of print].
29. Watanabe K, Gazzoni M, Holobar A, Miyamoto T, Fukuda K, Merletti R, Moritani T. Motor unit firing pattern of vastus lateralis muscle in type 2 diabetes mellitus patients. *Muscle Nerve.* 2013;48:806-13.
30. 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.* 2012;22:74-9.

### **Libri e capitoli di libri (2012 – 2014)**

### ***Books and chapters in books (2012 – 2014)***

Barbero M, Merletti R, Rainoldi A. Atlas of muscle innervation zones. Springer-Verlag Italia 2012; ISBN 978-88-470-2462-5.

Botter A, Gazzoni M, Merletti R. Surface EMG detection. In: Introduction to Neural Engineering for Motor Rehabilitation. Farina D, Jensen W, Akay M. (Editors). Wiley-IEEE Press 2013; ISBN 9781118628522.

### **Presentazioni a congressi internazionali e nazionali (2012 – 2014)**

### ***Presentations at national and international congresses (2012 – 2014)***

1. Afsharipour B, Petracca F, Merletti R, Bertola C, Camarota G. Studio pilota dell'attività muscolare di violoncellisti. "42° Congresso Nazionale SIMFER", Turin, Italy, September 28 – October 1, 2014.
2. Afsharipour B, Ullah K, Merletti R. Spatial Aliasing and EMG Amplitude in Time and Space: Simulated Action Potential Maps. "XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (IFBME)", Sevilla, Spain, September 25-28, 2013.
3. Afsharipour B, Vieira TMM, Ullah K, Merletti R. Comparing three segmentation algorithm applied to simulated monopolar EMG maps. "XX Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Rome, Italy, July 15-18, 2014.
4. Baessler K, Cescon C, Merletti R. Tasi-technologies for anal sphincter analysis and incontinence. "37th Annual Meeting IUGA", Brisbane, Australia, Sept 04-08, 2012.

5. Bisi MC, Botter A, Stagni R, Vieira T. Integration of Surface EMG, US Imaging and 3D Kinematic: New Frontiers for Muscle Function Investigation. "6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering (MBEC 2014)", Dubrovnik, Croatia, September 7-11, 2014.
6. Botter A, Vieira TMM, Hodson-Tole EF, Ferrari E, Merletti R. A new matrix of electrodes transparent to ultrasound: design and test. "XIX Conference of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Brisbane, Australia, July 19-21, 2012.
7. Celadon N, Paleari M, Gazzoni M, Ariano P. An Optimal Electrode Configuration to Estimate the Hand Kinematics From EMG. "XX Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Rome, Italy, July 15-18, 2014.
8. De Carvalho TL, Imbiriba LA, Vargas CD, Vieira TMM. Modulation of activity in the tibialis anterior muscle changes with upright stance width. "XXIV Conference of the International Society of Biomechanics", Natal, Brazil, August 4-9, 2013.
9. Dos Anjos F, Lemos T, Imbiriba L. Does visual feedback information change the control of standing balance? "XX Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Rome, Italy, July 15-18, 2014.
10. Drusany-Staric K, Lukanovic A, Cescon C, Riva D, Raimondi EE, Zacesta V, Martsidis K, Protsepko O, Baessler K, Merletti R. Changes of external anal sphincter innervation pattern after episiotomy evaluated with multichannel EMG. (Results of the multicenter study TASI-2). "42nd Annual Meeting of the International Continence Society", Beijing, China, October 15-19, 2012.
11. Gallina A, Botter A. Discrimination of Extensor Carpi Radialis Brevis and Longus activity: a high-density surface EMG investigation. "III Congresso Nazionale della Società Italiana di Fisioterapia", Napoli, Italy, May 24-25, 2013.
12. Gallina A, Botter A. Spatial distribution of surface EMG amplitude during selective activation of dorsal forearm muscles. "XXIV Congress of the International Society of Biomechanics", Natal, Brazil, August 4-9, 2013.
13. Gallina A, Merletti R, Gazzoni M. Investigation of EMG changes during low-load fatiguing contractions of the trapezius muscle. "Il congresso nazionale Società Italiana Fisioterapia", Torino, Italy, June 8-9 2012.
14. Gallina A, Vieira TMM, Afsharipour B, Camarota G, Merletti R. Surface EMG amplitude distribution over the trapezius muscle during cello playing: a single case report. "XIII Conference – Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Bellaria, Italy, October 3-6, 2012.

15. Gallina A, Vieira TMM, Merletti R, Gazzoni M. Force- and angle-related muscle activity in the vastus medialis muscle: analysis of monopolar vs differential surface EMG amplitude. "XIII Conference – Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Bellaria, Italy, October 3-6, 2012.
16. Gallina A, Vieira TMM. How large is the territory of vastus medialis motor units? a high-density surface EMG investigation. "XXIV Conference of the International Society of Biomechanics", Natal, Brazil, August 4-9, 2013.
17. Gazzoni M, Celadon N, Mastrapasqua D, Paleari M, Margaria V, Ariano P. Quantifying forearm muscle activity during wrist and finger movements by means of multi-channel surface electromyography. "XX Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Rome, Italy, July 15-18, 2014.
18. Gazzoni M, Fasano M, Sorrentino A. Stampa inkjet per la prototipazione di sistemi per il prelievo del segnale EMG di superficie. "III Congresso Nazionale GNB", Roma, Italy, June 26-29, 2012.
19. Hodson-Tole EF, Loram ID, Minetto MA, Botter A, Vieira TMM. Are motor units with different activation thresholds spatially distributed in human gastrocnemius medialis? "37th Congress of IUPS", Birmingham, UK, July 21-26, 2013.
20. Li X, Holobar A, Gazzoni M, Botter A, Merletti R, Rymer WZ, Zhou P. Post stroke motor unit firing rate alteration examined by high density surface electromyography decomposition. "Annual Conference of Society for Neuroscience", San Diego, USA, November, 2013.
21. Readi NG, Rosso V, Rainoldi A, Vieira TMM. Assessment of spatial distribution of erector spinae muscle activation during indoor rowing: a single case study. "XXIV Conference of the International Society of Biomechanics", Natal, Brazil, August 4-9, 2013.
22. Riva D, Merletti R, Cescon C, Raimondi EE, Serati M. Effect of vaginal delivery on external anal sphincter muscle innervation evaluated with multichannel surface EMG. "5th Leading Lights in Urogynaecology Congress", Prague, Czech Republic, November 8-10, 2012.
23. Riva D, Raimondi E, Merletti R. EMG analysis of anal sphincter innervations after episiotomy. "Mediterranean incontinence and pelvic floor society", Noto, Sicily, Italy, November 29-30, 2013.
24. Soedirdjo S, Merletti R. Comparison of different digital filtering techniques for surface EMG envelope recorded from skeletal muscle. "XX Congress of The International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Rome, Italy, July 15-18, 2014.
25. Ullah K, Afsharipour B, Cescon C, Merletti R. Motor unit innervation zones of external anal sphincter from multichannel surface EMG using 2D correlation. "XX Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Rome, Italy, July 15-18, 2014.

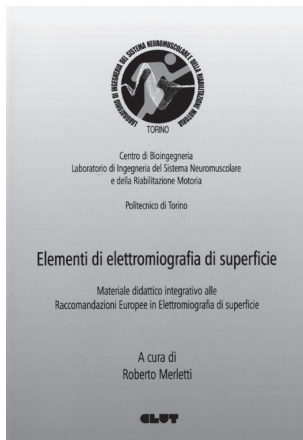
26. Ullah K, Afsharipour B, Cescon C, Merletti R. Automatic localization of muscle innervation zones from multichannel surface EMG using Hough Transform. "XX Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Rome, Italy, July 15-18, 2014.
27. Ullah K, Merletti R. A Graphical User Interface for automatic detection and visualization of motor unit innervation zones of External Anal Sphincter from Multi-channel sEMG. "2nd Annual meeting of Mediterranean Incontinence and Pelvic Floor Society", Nimes, France, November 26-29, 2014.
28. Ullah K, Afsharipour B, Merletti R. EMG Topographic Image Enhancement using Multi Scale Filtering. "XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (IFBME)", Sevilla, Spain, September 25-28, 2013.
29. Vieira TMM, Botter A, Hodson-Tole E, Merletti R. Design, test and application of a new matrix of electrodes transparent to ultrasound. "XIII Conference – Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Bellaria, Italy, October 3-6, 2012.
30. Vieira TMM, Botter A, Hodson-Tole EF, Merletti R. Medial gastrocnemius movement and activation are associated locally: single case study. "XIX Conference of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Brisbane, Australia, July 19-21, 2012.
31. Vieira TMM, Gallina A, Pollock C, Ivanova T, Garland J. Inhomogenous distribution of EMG reflex responses across the soleus muscle: a single case study. "XXIV Conference of the International Society of Biomechanics", Natal, Brazil, August 4-9, 2013.

## Libri pubblicati o in corso di pubblicazione dal 1997 al 2014

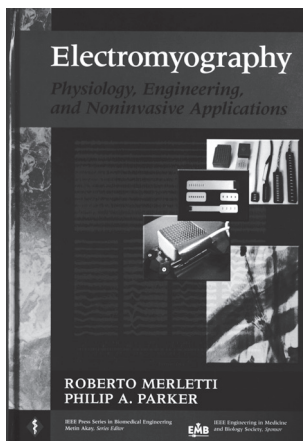
*Books published from 1997 to 2014*



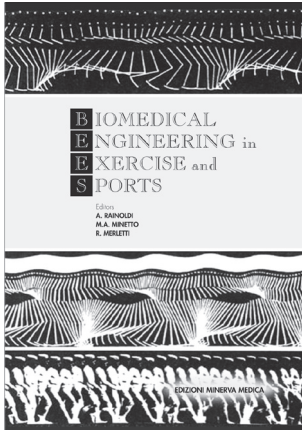
*SENIAM- Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie.*  
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. - 1999  
ISBN 90-75452-14-4



*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.

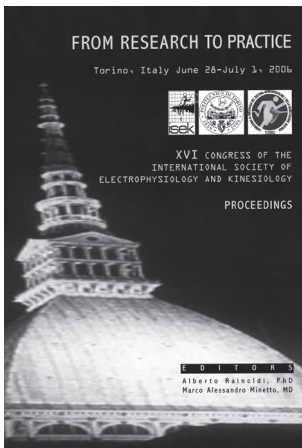


*Biomedical Engineering in Exercise and Sports.*

Edited by Alberto Rainoldi, Marco A. Minetto, and Roberto Merletti, Minerva Medica Torino 2006

ISBN 88-7711-530-0

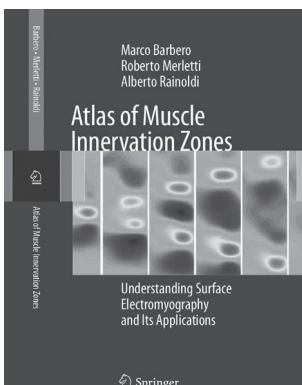
The contributions collected in the book were presented during an international Congress on “*Biomedical Engineering in Exercise and Sports*”, that was organized in Turin, Italy, after the 2006 Olympic Winter Games. In that occasion, international experts worked together to disseminate, among national 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.



Finito di stampare nel mese di marzo 2015  
presso Grafimania, Torino