

# RAPPORTO ANNUALE 2015



Editing and revisions by A. Botter and T.M.M. Vieira

# ANNUAL REPORT 2015



**I**l Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN, [www.lisin.polito.it](http://www.lisin.polito.it)) del Politecnico di Torino rappresenta un'eccellenza che merita di essere valorizzata dalle istituzioni locali e conosciuta maggiormente dai cittadini.

In questi vent'anni di attività sono stati numerosi i Progetti Europei e i contributi scientifici i cui risultati hanno avuto diffusione nella comunità internazionale ed oggi sono oggetto di testi accademici, di formazione e di applicazione clinica.

Ricercatori e collaboratori del Laboratorio sono impegnati in importanti Centri di Ricerca in Europa e negli Stati Uniti, a dimostrazione dell'autorevolezza scientifica raggiunta.

La Regione Piemonte è attenta alle iniziative legate alla ricerca, alla formazione permanente del personale e allo sviluppo in campo scientifico; in particolare l'Assessorato alla Sanità riconosce l'impegno e lo sforzo del LISiN in questi anni nel settore della evidence-based medicine, il contributo scientifico delle ricerche nell'ambito delle attività di riabilitazione ed il tentativo di trasferimento tecnologico di risultati al servizio sanitario, all'aggiornamento degli operatori della riabilitazione e all'industria italiana.

Il LISiN ha offerto nel tempo un alto contributo di ricerca che può e deve essere applicato in numerosi campi, dal trasferimento domiciliare nella riabilitazione a lungo termine, ai giochi riabilitativi, alla prevenzione delle patologie da lavoro e dei musicisti così come quelle collegate al parto: oggi sappiamo che sono possibili notevoli risparmi e benefici per i pazienti grazie

**T**he Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN, [www.lisin.polito.it](http://www.lisin.polito.it)) of Politecnico di Torino is an asset of excellence which deserves to be better used and known by institutions and citizens.

In the last twenty years, many European Projects and scientific publications led to results that have been widely disseminated within the international community and produced textbooks that describe clinical applications and are used for academic training.

LISiN's researchers are involved in the activities of many Research Centers in Europe and in the USA where their scientific excellence and experience are recognized.

The Regional Administration of Piemonte highly values research, scientific achievements and their translation into continuing education and training initiatives. In particu-

lar, the Councillor for Health acknowledges and appreciates the long term LISiN's efforts in the fields of evidence-based rehabilitation medicine, technology transfer to health delivery institutions, to industry and to the training of rehabilitation operators.

The results of the 20-year long LISiN's research efforts can and should now be applied in a number of fields ranging from home-transfer of long term rehabilitation procedures to rehabilitation games, from prevention of work related and musician pathologies to child-delivery related disorders. It is well known that substantial savings for the community and benefits for the patients are associated with new technologies and LISiN

Sergio Chiamparino



Presidente della Regione Piemonte  
President of Regione Piemonte

Antonio Saitta



Assessore regionale alla Sanità  
Councillor for Health

all'utilizzo delle tecnologie ed il LISiN è stato ed è protagonista in questa indispensabile ricerca. Il contenuto di questo rapporto di attività annuale ne è una riprova tangibile.

Vogliamo tributare un ringraziamento doveroso e sentito al Professor Roberto Merletti, che per vent'anni ha diretto con passione e competenza il LISiN e che ha firmato per l'ultima volta il rapporto annuale 2014; non sempre - e lo scriviamo con rammarico - i suoi appassionati richiami sull'importanza del lavoro del Laboratorio da lui diretto sono stati recepiti dalle istituzioni, dalla comunità accademica e dai medici del nostro Piemonte.

È un peccato, perché con una maggiore interazione e collaborazione probabilmente sarebbe stato possibile motivare e formare altri ricercatori, ridurre le "fughe" all'estero, ottenere più fondi europei e risultati ancora più lusinghieri di quelli che il Laboratorio ha comunque ottenuto. Auspichiamo che, nei prossimi anni, la collaborazione tra Regione e LISiN possa ulteriormente rafforzarsi, soprattutto nel trasferimento tecnologico e nella formazione degli operatori.

Al Professor Marco Gazzoni, nuovo Direttore del LISiN, che firma questo rapporto, l'augurio di continuare il cammino virtuoso iniziato dal suo predecessore e di raggiungere nuovi e prestigiosi traguardi sia internazionali sia locali, a cui la Regione assicura il suo appoggio.

*has been a leader in the field. This Annual Report 2015 is a further objective proof of this activity.*

*We express our sincere and deep appreciation to Professor Roberto Merletti who, for twenty years, has been the dedicated and competent leader of LISiN and signed, for the last time, the 2014 version of this report. We regret that his passionate calls to attention concerning these issues were not listened to, with the concern they deserved, by the academic and clinical communities of Piemonte.*

*It is a pity, since greater attention, collaboration and interaction would have motivated researchers, retained excellences, reduced the brain drain, and increased the flow of European funding allowing LISiN to achieve results much greater than those obtained.*

*We hope and wish that, in the coming years, the interaction between the Regional Administration and LISiN will strengthen, in particular in the fields of technology transfer and of training of operators of the health delivery system.*

*We hope and wish that Professor Marco Gazzoni, who signs this report as new Director of LISiN, will continue, with our support, in the virtuous path of his predecessor, aiming to prestigious international and local targets.*

## 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)



**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



**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.*



### National Institutes of Health

[www.nih.gov](http://www.nih.gov)

Finanzia il progetto

“Surface EMG assessment of spinal motoneuron degeneration after stroke”

*Funds the project*

*“Surface EMG assessment of spinal motoneuron degeneration after stroke”*



### Swiss National Science Foundation

[www.snf.ch](http://www.snf.ch)

Finanzia il progetto:

“Trapezius muscle fatigue of long duration: a likely neuromuscular control issue”

*Funds the project*

*“Trapezius muscle fatigue of long duration: a likely neuromuscular control issue”*



### 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 2015 hanno collaborato a progetti LISiN

### *Enterprises that collaborated with LISiN's projects in 2015*



OT Bioelettronica s.n.c.

C.so Unione Sovietica 312, 10135 Torino, Italy

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

Collabora allo sviluppo di sistemi EMG innovativi.

*Collaborates for the development  
of innovative EMG systems*



Bitron S.p.A. Unità di Grugliasco

Strada del Portone, 95

10095 Grugliasco (TO), Italy

[www.bitron.net](http://www.bitron.net)

La **Bitron** supporta la produzione dei dispositivi sviluppati al LISiN

*Bitron supports the production of devices  
developed at LISiN*



Medical Technology s.r.l.

Via Bogetto 8, 10144 Torino, Italy

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

Supporto tecnico alle attività di ingegnerizzazione di prototipi.

*Technical support on the engineering  
of prototype devices*



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*



Varier Furniture s.r.l.

Via Cesare Battisti 5, 28040 Dormelletto, Italy

[www.varierfurniture.com](http://www.varierfurniture.com)

Cofinanzia una borsa di studio del progetto Lagrange

*Co-funds a fellowship within the Lagrange project*



**Enti di ricerca e Istituzioni che nel 2015 hanno collaborato a progetti LISiN**  
**Research centers and institutions that collaborated with LISiN's projects in 2015**



Alma Mater Studiorum - University of Bologna,  
Bologna, Italy  
Department of Electronics, Computer Science and  
Systems - DEIS  
[www.unibo.it](http://www.unibo.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, Brasilia, Brasil  
[www.cnpq.br](http://www.cnpq.br)



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



Fondazione Santa Lucia, IRCCS, Rome, Italy  
[www.hsantalucia.it](http://www.hsantalucia.it)



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



Istituto Superiore di Sanità, Rome, Italy  
Dept of Technology and Health,  
Section of Assessment and Quality of Biomedical  
Technologies,  
[www.iss.it](http://www.iss.it)



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



Manchester  
Metropolitan  
University

Manchester Metropolitan University, Manchester, UK  
School of Healthcare Sciences,  
[www.healthresearch.mmu.ac.uk](http://www.healthresearch.mmu.ac.uk)



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



Rehabilitation Institute of Chicago  
*The best in healing and hope.*

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



Ospedale San Camillo IRCCS, Venice, Italy  
Laboratory of Kinematics and Robotics  
[www.ospedalesancamillo.net](http://www.ospedalesancamillo.net)



Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de  
Janeiro, Brasil  
Escola de Educação Física e Desportos (EEFD)  
Programa de Engenharia Biomédica (PEB - COPPE)  
[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



University Medical Center Göttingen, Germany  
Georg-August University, Göttingen, Department of  
Neurorehabilitation Engineering, 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)



University of Messina, Messina, Italy  
Dipartimento di Scienze Biomediche e delle Immagini  
Morfologiche e Funzionali  
[www.unime.it](http://www.unime.it)



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



University of Turin, Turin, Italy  
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:*

Marco Gazzoni	Associate Professor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: marco.gazzoni@polito.it)
Daniele Borzelli	PhD Candidate in Mechanical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: daniele.borzelli@polito.it)
Alberto Botter	Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: alberto.botter@polito.it)
Paolo Cattarello	Graduate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino and Contract Researcher (E-mail: pcattarello@gmail.com)
Giacinto Luigi Cerone	PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: giacintoluigi.cerone@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)
Davide Mastrapasqua	Hardware laboratory technician (E-mail: davide.mastrapasqua@det.polito.it)
Roberto Merletti	Professor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: roberto.merletti@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@det.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)
Taian Vieira	Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: taian.vieira@polito.it)

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

## **Autori e affiliazioni**

## **Authors and affiliations**

- 1) Afsharipour B, Borzelli D, Botter A, Catarello P, Cerone G, Dos Anjos F, Fontanella F, Gallina A, Gazzoni M, Iovine G, Merletti R, Petracca F, Pinto TP, Potenza P, Subaryani S, Ullah K, Vieira TMM. *Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Dipartimento di Elettronica e Telecomunicazioni, Politecnico di Torino, Torino, Italy*
- 2) Farina D. *Department of Neurorehabilitation Engineering, University Medical Center Göttingen, Georg-August University Göttingen, Germany*
- 3) Boyd L, Gallina A, Garland J, Ivanova T, Neva J, Peters S. *Department of Physical Therapy, University of British Columbia, Vancouver, Canada*
- 4) Vieira TMM. *Escola de Educação Física e Desportos (EEFD), Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil*
- 5) d'Avella A. *Dipartimento di Scienze Biomediche e delle Immagini Morfologiche e Funzionali, Università di Messina, Messina, Italy, e Laboratorio di Fisiologia Neuromotoria, Fondazione Santa Lucia, Roma, Italia*
- 6) Bottin A, Merlo E. *OT Bioelettronica, Torino, Italy*
- 7) Afsharipour B, Rasool G, Suresh NL, Hu X, Zev Rymer W. *Sensory Motor Performance Program, Rehabilitation Institute of Chicago, and Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Northwestern University*
- 8) Bourguignon A, Jousmäki V, Hari R, Piitulainen H. *Brain Research Unit, Department of Neuroscience and Biomedical Engineering, and MEG Core and Advanced Magnetic Imaging (AMI) Centre, Aalto Neuroimaging, Aalto University School of Science, Aalto, Espoo, Finland*
- 9) Bisi MC, Stagni R. *Department of Electronic and Information Engineering, Università degli Studi di Bologna, Bologna, Italy*
- 10) Stagni R. *Health Sciences and Technologies, Interdepartmental Center for Industrial Research (HST-ICIR), Ozzano dell'Emilia, Italy*
- 11) Gasparini M. *Dipartimento di Scienze Matematiche, Politecnico di Torino, Torino, Italy*
- 12) Gastaldi L. *Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale, Politecnico di Torino, Torino, Italy*
- 13) Riva D. *Clinica San Pio X, Milano*
- 14) Burdet E. *Imperial College of London, London, UK*

# INDICE DEL CONTENUTO

## **Introduzione**

### **Introduction**

Prof. Marco Gazzoni

19

**SVILUPPI**

**METODOLOGICI**

**E TECNICI**

**METHODOLOGICAL**

**AND TECHNOLOGICAL**

**DEVELOPMENT**

### **Sistema wireless per l'acquisizione di EMG multicanale: risultati preliminari sul link Wi-Fi** **Wireless multichannel sEMG acquisition system: preliminary results on the Wi-Fi link**

G.L. Cerone<sup>1</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>

21

### **Sviluppo di un sistema wireless modulare per l'acquisizione di segnali EMG** **Development of a modular wireless system for the acquisition of surface EMG signals**

A. Bottin<sup>6</sup>, G.L. Cerone<sup>1</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>, E. Merlo<sup>6</sup>

23

### **Influenza del posizionamento degli elettrodi di stimolazione sulla forza di estensione del ginocchio**

#### ***Influence of stimulation electrode position on knee extension torque***

A. Botter<sup>1</sup>, L. Gastaldi<sup>1,2</sup>, P. Potenza<sup>1</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1,4</sup>

25

### **Registrazioni EMG sul tendine d'Achille, perchè no? Uno studio in simulazione sulla distribuzione di CMAP sul soleo**

#### ***Detecting EMG over the Achilles tendon, why not? A simulation study on soleus CMAP distribution***

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

27

### **Quanto gli EMG di superficie sono affetti da variazioni architetturali nel muscolo tibiale anteriore?**

#### ***How much does the change in tibialis anterior architecture affect the surface EMGs?***

PM.C. Bisi<sup>9</sup>, A. Botter<sup>1</sup>, R. Stagni<sup>9,10</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1,4</sup>

29

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

**Caratterizzazione dell'interfaccia Elettrodo-Cute di elettrodi Dry e Wet in differenti trattamenti cutanei**

***Characterization of dry and wet electrode-skin interface for different skin treatments***

P. Cattarello<sup>1</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

31

**Campionamento spaziale bidimensionale di segnali EMG sperimentali**

***Two dimensional spatial sampling of experimental surface EMG signals***

B. Afsharipour<sup>1,7</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, S. Subaryani<sup>1</sup>

33

**Effetto dello spessore del sottocute sul segnale EMG cutaneo registrato dal bicipite brachiale**

***Effect of subcutaneous layer thickness on surface EMG recorded from biceps brachii***

R. Merletti<sup>1</sup>, S. Subaryani<sup>1</sup>

35

**Identificazione della propagazione di MUAP in immagini spazio-temporali di sEMG**

***MUAP propagation detection in spatio-temporal sEMG images***

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

37

**RICERCA DI BASE E**

**APPLICATA**

**BASIC AND APPLIED**

**RESEARCH**

**Miglioramento nella misura di coerenza cortico-muscolare attraverso EMG ad alta densità**

***Improving the detection of cortex-muscle coherence through High-Density EMG***

A. Botter<sup>1</sup>, A. Bourguignon<sup>8</sup>, V. Jousmäki<sup>8</sup>, R. Hari<sup>8</sup>, H. Piitulainen<sup>8</sup>

39

**I giovani e gli anziani presentano un pattern, temporale e spaziale, di attivazione muscolare simile durante la postura eretta?**

***Do healthy young and aged individuals exhibit similar temporal and spatial patterns of muscle activation during standing balance?***

F.V. Dos Anjos<sup>1</sup>, F. Fontanella<sup>1</sup>, M. Gazzoni<sup>1</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1,4</sup>

41

**Soglie di reclutamento delle unità motorie attivate elettricamente nel muscolo bicipite brachiale dominante e non dominante: risultati preliminari**

***Recruitment thresholds of electrically elicited MUs in the dominant and nondominant biceps brachii muscle: Preliminary results***

A. Botter<sup>1</sup>, F.V. Dos Anjos<sup>1</sup>, T.P. Pinto<sup>1</sup>, T.M.M. Vieira<sup>1,4</sup>

43



**Effetto dell'attivazione regionale e della variazione di angolo articolare nei segnali elettromiografici dal vasto mediale**

***The influence of regional activation and changes in knee joint angle on electromyographic signals from vastus medialis muscle***

A. Gallina<sup>1,3</sup>, J. Garland<sup>3</sup>, T. Ivanova<sup>3</sup>

45

**L'elettromiografia ad alta densità assiste nella discriminazione di potenziali motori evocati con stimolazione magnetica transcranica dal crosstalk**

***High-Density EMG assists in discriminating motor potentials evoked with transcranial magnetic stimulation from crosstalk***

L. Boyd<sup>3</sup>, A. Gallina<sup>1,3</sup>, J. Garland<sup>3</sup>, J. Neva<sup>3</sup>, S. Peters<sup>3</sup>

47

**Analisi spaziale della attivazione muscolare nei pazienti affetti da ictus**

***Spatial analysis of muscular activation patterns in stroke survivors***

B. Afsharipour<sup>1,7</sup>, X. Hu<sup>7</sup>, G. Rasool<sup>7</sup>, N.L. Suresh<sup>7</sup>, W. Zev Rymer<sup>7</sup>

49

**Studio della coordinazione durante la modulazione isometrica dello spazio nullità dovuto alla ridondanza dello schema motorio**

***Study of coordination during isometric modulation of the null space due to muscle redundancy***

D. Borzelli<sup>1</sup>, E. Burdet<sup>14</sup>, A. d'Avella<sup>5</sup>

51

**Relazione tra distribuzione di ampiezza EMG e forza delle dita per violinisti che eseguono singole note**

***The relationship between EMG amplitude distribution and finger force while violin players perform on single note***

G. Iovine<sup>1</sup>, F. Petracca<sup>1</sup>

53

**Distribuzione spaziale di EMG superficiale nei muscoli trapezio e lombari di violinisti e violoncellisti durante l'esecuzione di singole note**

***Spatial distribution of surface EMG on trapezius and lumbar muscles of violin and cello players in single note performances***

B. Afsharipour<sup>1,7</sup>, M. Gasparini<sup>11</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>, F. Petracca<sup>1</sup>

55

**FORMAZIONE PERMANENTE,  
DISSEMINAZIONE DEI  
RISULTATI**

**CONTINUING EDUCATION,  
DISSEMINATION OF  
RESULTS**

**Disseminazione di risultati in prevenzione e riabilitazione: il Progetto TASI**

***Dissemination of results in prevention and rehabilitation: the TASI Project***

R. Merletti<sup>1</sup>, D. Riva<sup>13</sup>

**57**

**Un nuovo testo di Elettromiografia di Superficie**

***A new textbook on Surface Electromyography***

D. Farina<sup>2</sup>, R. Merletti<sup>1</sup>

**59**

**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 and articles published in newspapers and magazines***

M. Gazzoni<sup>1</sup>

**60**

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI  
A CONGRESSI (DAL 2013)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2013)**

**65**

### Prof. Marco Gazzoni

Avendo assunto la direzione del LISiN nel mese di luglio 2015, è per me un piacere presentare il nuovo Rapporto Annuale.

In questa occasione, voglio innanzitutto esprimere, a nome di tutti i membri del LISiN, il nostro apprezzamento e sincero ringraziamento al Prof. Roberto Merletti, fondatore e precedente direttore del LISiN, per la realtà che ha creato, il duro lavoro di questi anni e la dedizione al laboratorio. Dal momento della sua creazione, il prof. Merletti ha condotto il LISiN ad un elevato livello di reputazione internazionale.

Nell'introduzione al rapporto annuale 2014, il Prof. Merletti, ripercorrendo l'avventura del LISiN, ha evidenziato i successi, i fallimenti e le sfide aperte per il futuro. Nelle conclusioni, con un sentimento di delusione, il Prof. Merletti ha evidenziato la difficoltà incontrata nel creare, sotto la sua direzione, un forte legame con le discipline mediche. Il suo intervento si concludeva con le seguenti parole: "[l'integrazione con le discipline mediche] rimane un'eredità e una sfida per chi dovrà supportare, definire e orientare le future attività di questo laboratorio."

Nell'assumere la direzione del LISiN, ho preso in carico con entusiasmo e riconoscimento l'eredità delineata del Prof. Merletti. Sono fermamente convinto che, ogni fase della nostra ricerca, sia di base sia applicata, debba prevedere la prospettiva, la volontà e gli strumenti per tradurre le nuove conoscenze scientifiche in nuovi dispositivi e metodi per il miglioramento delle condizioni di salute della popolazione. Ogni passo avanti verso questo obiettivo sarà un risultato rilevante di cui sarò particolarmente orgoglioso.

Come ogni fase di transizione, questo è un momento di sfida per il laboratorio, con nuove

*Having been nominated to assume LISiN's direction in July 2015, I am pleased to present the new Annual Report.*

*First of all, I would like to take this opportunity to express, on behalf of all members of LISiN, our appreciation and sincere thanks to the founder and former Director Prof. Roberto Merletti, for his vision, hard work and dedication to LISiN. Throughout years of outstanding leadership he led LISiN to a high level of international reputation.*

*In the Introduction to the 2014 Annual Report, Prof. Merletti, in a review of the LISiN's adventure, highlighted the successes, failures, and open challenges for the future. In the conclusion with a feeling of disappointment, Prof. Merletti highlighted the difficulty in creating, while LISiN's direction, a strong connection with medical disciplines. He concluded with the following words: "[integration with the medical disciplines] remains a legacy and a challenge to whoever will support, define and direct the future activities of this laboratory."*

*In taking up LISiN's leadership, I inherit Prof. Merletti's legacy with enthusiasm and recognition. I am strongly convinced we need to embed at every stage of our research – whether basic or applied – the vision, the wish and the means to translate new scientific knowledge into new devices and practice for population's health improvement. Every progress towards this goal will be a relevant achievement I would be especially proud of.*

*As usual in a transition phase, this is a moment of challenge for the laboratory, with new directions and partnerships to be forged. It is now more important than ever for LISiN to stand out*

direzioni da definire e partnership da creare. È ora più che mai importante per il LISiN distinguersi e individuare modi creativi per sostenere il proprio lavoro.

Anche se il problema del finanziamento della ricerca tende a dominare i nostri pensieri in questi giorni, siamo tuttavia pronti ad affrontare le sfide di stabilire le priorità e definire l'agenda della ricerca e, lavorando con i partner, a tradurre i risultati della nostra ricerca in benefici reali per la società.

Per raggiungere questi obiettivi è necessario rafforzare le relazioni del LISiN con i partner clinici ed industriali e far crescere ulteriormente le attività di ricerca traslazionale nella nostra agenda. Questo approccio non vuole diminuire l'importanza della ricerca di base ma, dopo anni di sforzi volti ad approfondire la comprensione delle potenzialità, limiti e sfide delle tecnologie non invasive per la valutazione del sistema neuromuscolare, dobbiamo fare in modo che i frutti delle nostre passate ricerche siano identificati e sfruttati, al fine di realizzare il loro potenziale.

La collaborazione è la pietra angolare per tradurre nuove conoscenze e tecnologie in prodotti e pratiche innovative per la prevenzione di patologie, il più efficace trattamento dei pazienti e, in generale, il miglioramento della salute della popolazione.

Alcuni risultati del 2015, descritti nel rapporto annuale, segnano il nostro passo nella direzione di mostrare come risultati innovativi della nostra ricerca scientifica possano tradursi in applicazioni pratiche.

In ultimo, le persone; persone che condividono tempo, esperienze, idee e conoscenza. Senza validi ricercatori e studenti entusiasti, nessuna delle storie del LISiN del 2015 sarebbe stata possibile.

Mi auguro sinceramente possiate apprezzare la lettura di questo rapporto annuale e spero potremo intraprendere con voi nuove attività di ricerca nel corso del 2016.

*and to identify creative ways to support our work.*

*While the issue of funding tends to dominate our thoughts these days, we are ready to meet the challenges of setting priorities, shaping the research agenda, and working with key partners to translate the achievements of our research into real benefits for the society.*

*In order to reach these goals, it is necessary to strengthen the LISiN's relationships with health and industry actors and to raise translational research further up in our agenda.*

*This is not to lessen the importance of basic research: rather, after years of efforts aimed at deepening the understanding of potentialities, limits and challenges of non-invasive technologies for the assessment of neuromuscular system, we need to ensure that the fruits of our past research are identified and exploited in order to fulfill its potential.*

*Collaboration is the cornerstone for translating new knowledge and technology into innovative products and practices for successful disease prevention strategies, more effective patient treatments, and population's health improvement.*

*Some achievements of 2015, communicated in the AR, mark our step in the direction of showing how our scientific research is leading to practical applications.*

*At the end of the day, it's about the people; people who are sharing their time, experiences, ideas, and knowledge. Without great researchers and enthusiastic students, none of the 2015 LISiN stories would have been possible.*

*I sincerely hope you will enjoy reading this report and I look forward to engaging with you into new research activities over the course of 2016.*

## Sistema wireless per l'acquisizione di EMG multicanale: risultati preliminari sul link Wi-Fi

## Wireless multichannel sEMG acquisition system: preliminary results on the Wi-Fi link

G.L. Cerone, M. Gazzoni

Questo lavoro è uno studio di fattibilità finalizzato alla valutazione delle prestazioni di un link wireless basato su tecnologia Wi-Fi utilizzabile in un sistema di acquisizione per segnale EMG di superficie multicanale.

Di seguito sono elencate le principali specifiche di progetto:

- a) Almeno 64 canali EMG monopolari, campionati a 2 ksps e con risoluzione di 16 bit;
- b) Link wireless compatibile con PC e dispositivi portatili (Smartphone e Tablet);
- c) Alto livello di miniaturizzazione per permettere l'integrazione al sistema di prelievo.

Il problema principale nella progettazione di tale sistema è rappresentato dall'elevata quantità di dati da trasmettere tramite link wireless (2 Mbps); sulla base delle specifiche b) e c) è stata scelta una connessione Wi-Fi.

L'architettura di sistema (Figura) consiste in un modulo che campiona i segnali e li trasmette al dispositivo remoto via Wi-Fi attraverso una connessione diretta oppure tramite un router che funge da ponte radio. Al fine di caratterizzare le prestazioni del modulo Wi-Fi, i segnali di test sono stati campionati attraverso un convertitore A/D a 16 bit multiplexato su 64 canali.

È stato sviluppato un software di visualizzazione ed acquisizione dei segnali. Al fine di

*This work is a feasibility study that aims to evaluate the performances of a wireless link for the design of a multi-channel sEMG acquisition system.*

*The main design requirements are listed in the following:*

- a) At least 64 monopolar EMG channels sampled at 2ksps with 16 bit resolution;*
- b) Wireless link towards PC and portable devices (Smartphone and Tablet);*
- c) High level of miniaturization in order to integrate the system on the detection system;*

*The main constraint in the design of such a system is the high data throughput required for the wireless link (2 Mbps); on the basis of the design specifications b) and c) the Wi-Fi link has been chosen.*

*The system architecture (Figure) consists of one module that samples analog signals and transmits them via Wi-Fi link through a direct connection to the remote device or through a Wi-Fi router that acts as a bridge.*

*In order to test the selected Wi-Fi module, one 16bit A/D converter multiplexed over 64 channels was used.*

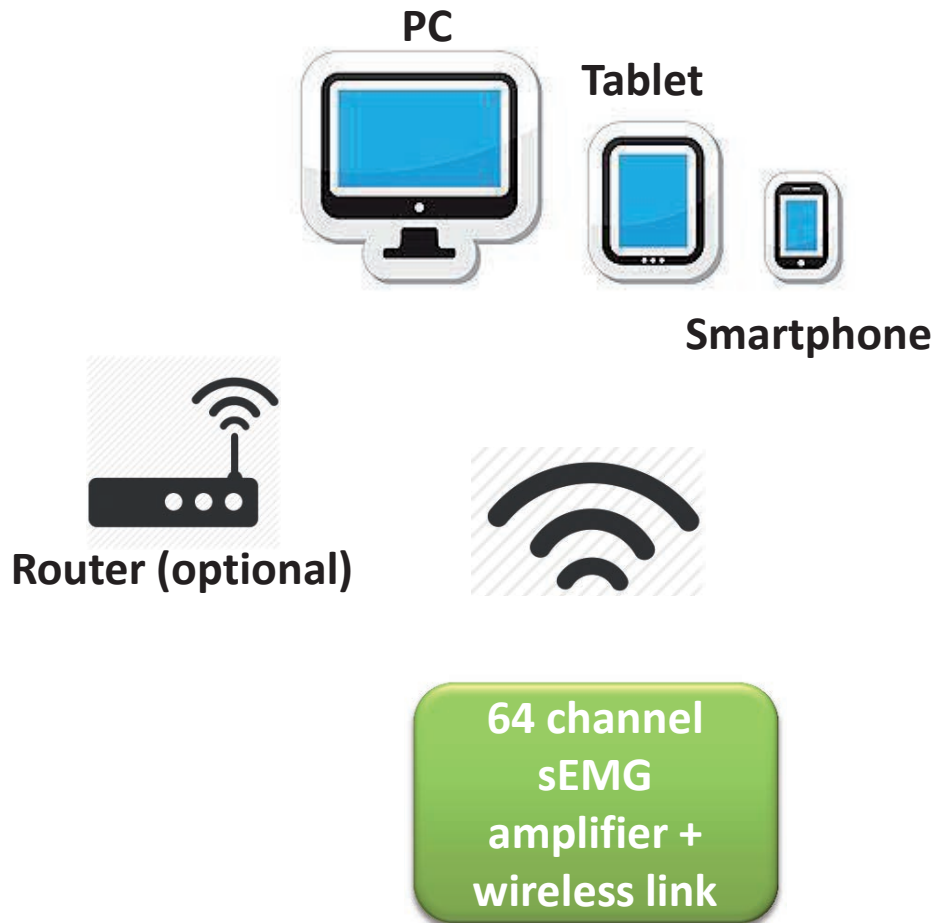
*A software for data acquisition and visualization was developed. In order to avoid packets loss and conflicts between the main processes of the*

evitare perdite di dati e conflitti tra i due processi principali del sistema (campionamento e trasmissione), sono stati implementati due task paralleli, ottenendo una velocità di trasmissione dati pari a 5.5 Mbps.

Sulla base dei risultati riportati, il link wireless testato permette di trasmettere fino a 170 canali EMG campionati a 2ksps e con una risoluzione di 16 bit.

system (sampling and transmission), two different parallel tasks were implemented obtaining a data throughput of 5.5 Mbps.

On the basis of reported results, the tested wireless link allows transmitting up to 170 EMG signals sampled at 2ksps with 16 bit resolution.



Schema a blocchi funzionale del sistema wireless per l'acquisizione di 64 canali EMG. I dati acquisiti possono essere trasmessi al dispositivo remoto (Tablet, Smartphone, PC) attraverso un link Wi-Fi diretto o mediante un router che funge da ponte radio.

Quest'ultima configurazione potrebbe essere utile nel caso in cui sia necessario utilizzare più sistemi contemporaneamente.

*Functional block diagram of the 64 channel wireless EMG acquisition system. Acquired data can be transmitted via Wi-Fi with a direct connection to the remote device (Tablet, Smartphone, PC) or through a Wi-Fi router that acts as a bridge. The last configuration can be useful to use multiple systems at the same time.*

## **Sviluppo di un sistema wireless modulare per l'acquisizione di segnali EMG**

## **Development of a modular wireless system for the acquisition of surface EMG signals**

A. Bottin, G.L. Cerone, M. Gazzoni, E. Merlo

Lo studio e l'analisi del movimento umano richiedono l'acquisizione di segnali elettrofisiologici, cinematica e dinamica. Fra questi, il segnale elettromiografico di superficie (EMG) riveste un ruolo fondamentale in quanto consente di osservare l'attività muscolare.

In questo lavoro è descritto un nuovo sistema composto da un set di moduli wireless che trasmettono due canali EMG ciascuno. Tale sistema può essere connesso direttamente ad un dispositivo portatile e non necessita di un ricevitore ad-hoc.

Il sistema (Figura, A) è composto da sette moduli, ognuno dei quali trasmette due canali EMG bipolari campionati a 2 ksp/s con risoluzione pari a 16 bit. Tali segnali vengono trasmessi ad un dispositivo mobile (notebook, tablet o smartphone) configurato come server tramite un link Bluetooth 4.0.

È stato sviluppato un software per l'acquisizione e la visualizzazione dei segnali ricevuti.

Sono stati sviluppati due differenti metodi di sincronizzazione dei sette moduli: hardware e software. La sincronizzazione hardware è ottenuta premendo un pulsante situato sull'unità di ricarica mentre tutte le Sensor Units sono disposte su di essa. Al contrario, la sincronizzazione software è effettuata direttamente dal dispositivo ricevente e quindi avviene anche se i sensori sono già posizionati sul soggetto. Il disallineamento temporale fra tutte le sette Sensor Units del sistema varia da 500 $\mu$ s (sincronizzazione hardware) a 50ms nel caso di sincronizzazione software.

È stato realizzato un prototipo composto da sette Sensor Units (Figura, B).

Durante i test di trasmissione non sono state osservate perdite di dati in un range di 30 metri in campo libero. L'autonomia di ogni Sensor Unit è pari a circa nove ore.

*The study and analysis of human movement require the acquisition of electrophysiological signals, kinematics and dynamics. Among these, the surface electromyographic signal (EMG) plays a fundamental role to monitor muscle activity.*

*In this work is described a new system, consisting of a set of wireless modules each one handling up to two EMG channels and interfacing directly to a portable device without the use of ad-hoc receiver.*

*The system architecture (Figure, A) includes seven modules, each one managing two EMG bipolar channels sampled at 2 ksp/s with 16-bit resolution. The sampled signals are sent via a Bluetooth 4.0 link to a mobile device (notebook, tablet or smartphone) which is configured as a Bluetooth server and acts as a receiver. A software for the acquisition and online visualization of the EMG signals was developed.*

*Two different synchronization methods, hardware and software, were developed. The hardware synchronization is achieved by pressing a sync button while all the sensor units are placed in the recharge box. The software synchronization can be done directly via tablet or smartphone even if the sensor units are placed on the subject.*

*The time misalignment between all the seven sensors units is 500 $\mu$ s using the hardware synchronization and 50ms using the software synchronization.*

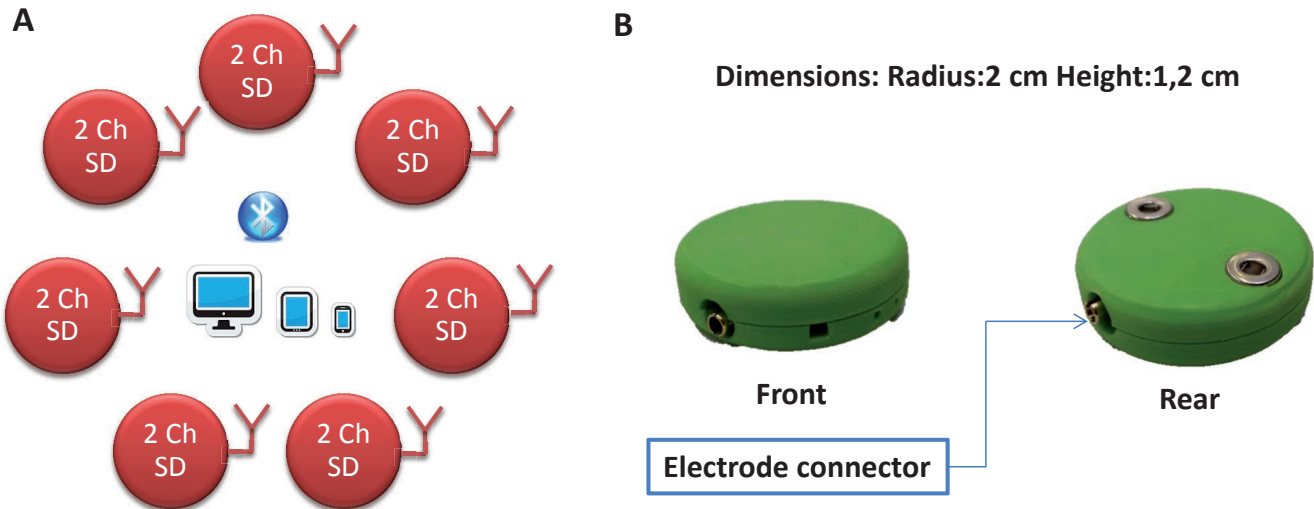
*A prototype with 7 Sensor Units has been realized (Figure, B).*

*During the transmission tests no data loss was observed in a range of 30 meters outdoor. Each Sensor Unit can transmit data continuously for about nine hours.*

*The main innovation introduced by the de-*

L'innovazione principale introdotta da questo sistema consiste nella possibilità, per ciascuna Sensor Unit, di essere collegata direttamente ad un dispositivo portatile. Tale sistema può essere utilizzato per l'analisi del movimento e per il biofeedback sia in contesti clinici che di telemedicina.

*scribed system is the ability of the Sensor Units to directly interface to a portable device. Such a system may be used as a tool for movement analysis and biofeedback both in clinical and telemedicine contexts.*



A) Schema a blocchi funzionale del sistema sviluppato. Il sistema consiste di sette moduli, ognuno dei quali trasmette due canali EMG bipolari campionati a 2 ksp/s con risoluzione pari a 16bit. I canali campionati vengono inviati ad un dispositivo mobile tramite link Bluetooth. B) Prototipo di un modulo Sensor Unit. Le due clips posizionate sul retro del modulo sono usate per ricaricare il sistema e posizionarlo sul soggetto con apposite fascette elastiche.

A) *Functional block diagram of the developed system. It consists of seven modules, each one managing two EMG bipolar channels sampled at 2 ksp/s with 16-bit resolution. The sampled signals are sent via Bluetooth link to a mobile device.*

B) *Prototype of the Sensor Unit module. The two clips on the back of the module are used to charge the system and to secure it to the subject by means of fixing clamps.*



## **Influenza del posizionamento degli elettrodi di stimolazione sulla forza di estensione del ginocchio**

## ***Influence of stimulation electrode position on knee extension torque***

A. Botter, L. Gastaldi, P. Potenza, T.M.M. Vieira

I parametri della stimolazione elettrica funzionale, come forma d'onda e frequenza, sono ben descritti in letteratura. Tuttavia, non ci sono indicazioni precise riguardo il posizionamento degli elettrodi su muscoli come il quadricipite femorale. Questo studio si propone quindi di valutare l'effetto della posizione degli elettrodi di stimolazione sulla forza di estensione del ginocchio.

La forza di estensione della ginocchio è stata valutata stimolando il muscolo quadricipite femorale di 10 soggetti, con impulsi rettangolari (500  $\mu$ s; 20 pps per 5 secondi). Gli elettrodi di stimolazione sono stati posizionati in modo da ottenere linee di corrente dirette longitudinalmente al muscolo. Sono state considerate quattro distanze interelettrode (L1, L2, L3 e L4; figura A). Abbiamo poi testato una quinta configurazione basata sulla posizione dei punti motore dei vasti (Tr; figura A), in cui le linee di corrente corrono trasversalmente ai muscoli. Partendo da 10 mA, abbiamo aumentato la corrente con passi di 10 mA, fino a 100 mA o alla soglia del dolore. È stato analizzato il valore di forza massima ottenuto per ogni configurazione.

Come atteso, per le cinque configurazioni testate, all'aumentare della corrente erogata è stata sviluppata una forza di estensione della gamba crescente. Le configurazioni associate ad una generazione di forza maggiore sono L3 e L4; la forza rilevata per entrambe le configurazioni è stata maggiore rispetto a quella ottenuta per L1 e L2 ( $p < 0,05$ ; figura B). Per la configurazione Tr, la forza di estensione della gamba è risultata minore di quella osservata per L3 ed L4 ( $p < 0,01$ ; figura B).

I risultati di questo studio hanno rivelato che, a seconda della distanza tra gli elettrodi di stimolazione e a parità di corrente erogata, la forza di

*The parameters of the Functional Electrical Stimulation, including waveform and stimulation rate, are well described in literature. However, indications about the positioning of stimulation electrodes on quadriceps are missing. Our goal is therefore to evaluate the effect of electrode position on the electrically elicited, knee extension force.*

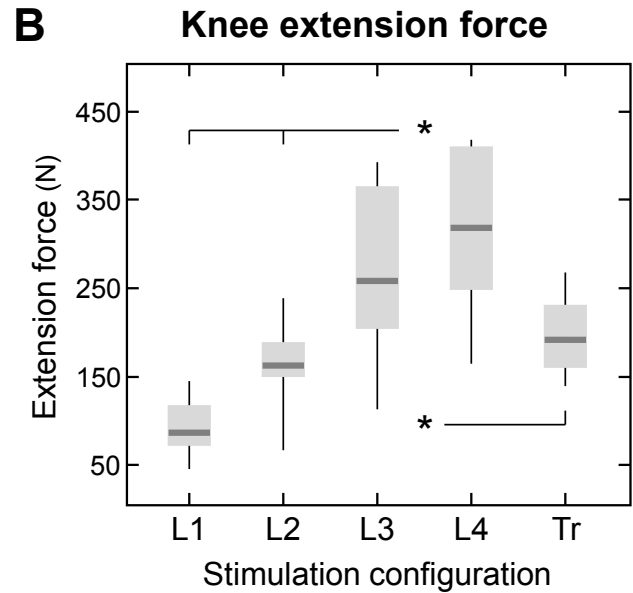
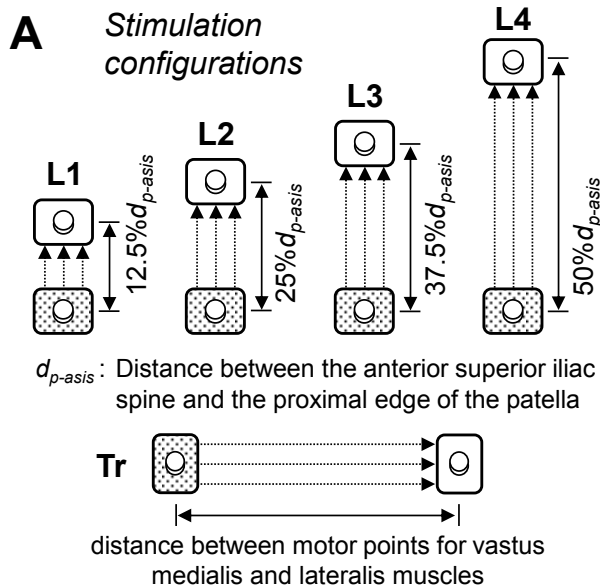
*We quantified the knee extension force elicited by rectangular pulses (500 $\mu$ s; 5s stimulation at 20 pps) from ten subjects. Stimulation electrodes were positioned to direct current lines longitudinally to the quadriceps. By taking as reference the femoral length, we considered 4 different inter-electrode distances (L1, L2, L3 and L4; figure A) to reproduce the different configurations studied in literature. We tested a fifth (Tr; figure A) configuration, based on the vastii motor points' position, with current lines running transversely to the muscles. Starting from 10 mA, for each of the five configurations tested, we progressively increased current by a fixed step of 10 mA, reaching a maximum of 100 mA. The maximal force elicited for each configuration was then considered for analysis.*

*Regardless of the configuration tested, greater current intensity resulted in higher knee force. The configurations leading to greatest force were L3 and L4; knee extension force was significantly higher for both configurations when compared to L1 and L2 (figure B). Tr configuration led to a relatively low extension force; it was significantly lower than force values elicited with L3 and L4 ( $p < 0,01$ ).*

*Key results presented here revealed that for a given stimulation intensity, knee extension torque increased dramatically with the distance between electrodes. The distance between elec-*

estensione del ginocchio cambia notevolmente. Tale osservazione trova implicazione per l'ottimizzazione di protocolli di allenamento fisico basati sulla stimolazione elettrica funzionale.

*trodes seems therefore to critically affect knee torque, with potential implication for optimising exercise protocols based on functional, electrical stimulation.*



Le cinque configurazioni di elettrodi testate sono illustrate schematicamente nel pannello A. I boxplot con i valori di forza massimale per ognuna delle cinque distanze interelettrodiche sono riportati in B.

*The five electrode configurations considered are schematically shown in panel A. Boxplot of the maximal force obtained for each of the inter-electrode distances tested are shown in B.*

## **Registrazioni EMG sul tendine d'Achille, perchè no? Uno studio in simulazione sulla distribuzione di CMAP sul soleo**

## **Detecting EMG over the Achilles tendon, why not? A simulation study on soleus CMAP distribution**

A. Botter, T.M.M. Vieira

Abbiamo recentemente dimostrato che la distribuzione di ampiezza del riflesso H sul soleo (SOL) è localizzata spazialmente in una regione corrispondente al tendine d'Achille. Nel presente studio abbiamo valutato il ruolo dell'architettura muscolare del SOL sull'osservata non uniformità della distribuzione EMG.

Nel SOL la posizione relativa tra fibre ed elettrodi cambia per diverse porzioni muscolari, come schematicamente rappresentato in Figura A e B. Nella porzione posteriore le fibre sono pennate in profondità, mentre nelle porzioni marginali le fibre sono parallele alla superficie della cute e orientate nella direzione antero-posteriore. Come conseguenza di questa geometria, coppie di elettrodi allineate nella direzione prossimo-distale risultano disallineate con le fibre (Figura, B). In soggetti sani, questo disallineamento è variabile in un range tra i 40 e 70 gradi.

Sono state generate librerie di potenziali d'azione di singola fibra (SFAPs) per simulare i segnali sEMG campionati dalle diverse regioni del SOL. È stato considerato un angolo di pennazione nella porzione posteriore ( $\beta$ ) di 25 gradi e dieci angoli di disallineamento ( $\vartheta$ ) (da 0 a 90 gradi) nella porzione marginale. Per ogni condizione i singoli SFAPs sono stati sommati per ottenere il potenziale d'azione composto (CMAP). L'ampiezza del CMAP è stata quindi confrontata tra le due regioni muscolari simulate.

La Figura C mostra l'effetto del disallineamento sull'ampiezza RMS del segnale singolo differenziale. Quando il disallineamento supera i 30 gradi, l'ampiezza del CMAP registrata dal SOL marginale diventa progressivamente inferiore di quella registrata dal SOL posteriore (i.e. sulle fibre pennate in profondità). Queste simulazioni sono in

We recently demonstrated that the amplitude distribution of H-reflex in soleus (SOL) is spatially localized over a skin region corresponding to the Achilles tendon. In the present study we investigated the role of SOL architecture on the observed non-uniform EMG distribution.

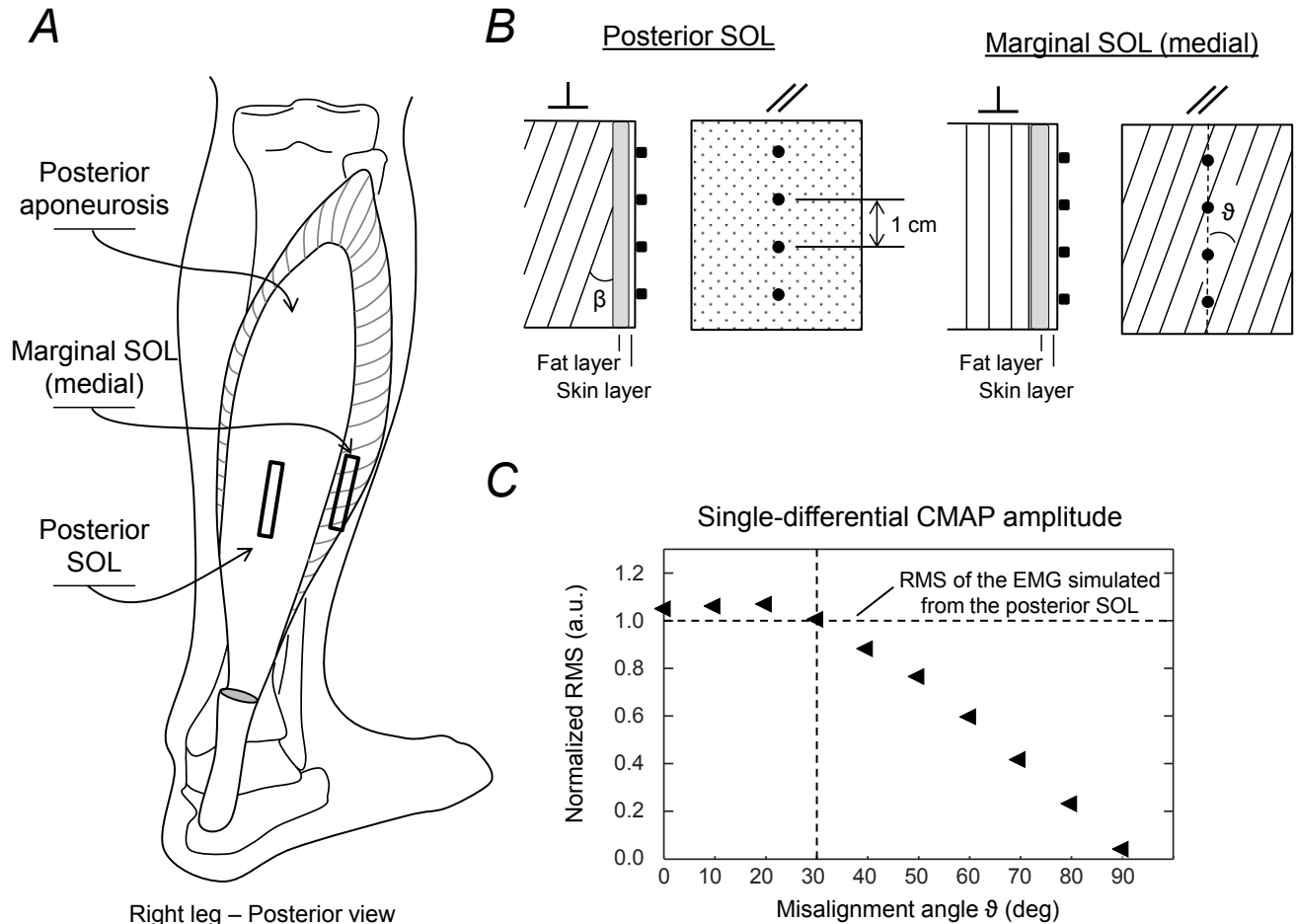
In SOL the relative position between fibers and electrodes changes for different skin locations. This is schematically represented in Figures A and B: in the posterior portion fibers are pennate in depth, whereas in the marginal portions fibers are parallel to the skin surface and oriented in the anterior-posterior direction. This geometry results in a misalignment between fibers and electrode pairs aligned to SOL prox-dist axis (Figure, B). In healthy subjects, this misalignment is variable in a range of 40-70deg.

Libraries of single fiber action potentials (SFAPs) were generated to simulate the sEMG sampled from different SOL regions. The simulated pinnation angle in the posterior portion ( $\beta$ ) was 25deg. Ten misalignment angles ( $\vartheta$ ) (from 0 to 90deg) were considered for the marginal SOL. For each condition, the compound muscle action potential (CMAP) was obtained by synchronous summation of SFAPs and its amplitude was compared between the two simulated muscle regions.

Figure C shows the effect of the misalignment on single differential RMS. As the misalignment angle exceeds 30deg, CMAP amplitude detected from the marginal SOL becomes progressively lower than that detected from the posterior SOL (i.e. over the pennate fibers). These simulations are in agreement

accordo con le evidenze sperimentali che mostrano un'ampiezza del riflesso H maggiore sul tendine d'Achille e suggeriscono che la complessa architettura del SOL è un il fattore chiave nello spiegare la non uniformità della distribuzione di ampiezza del riflesso H.

with the experimental observations of larger EMGs over the Achilles tendon and suggest that the complex architecture of SOL is a key determinant of the non-uniform, surface distribution of H reflex.



A) Rappresentazione dell'anatomia del SOL. B) Architettura muscolare nelle porzioni posteriore e marginale del SOL rappresentata su due piani: perpendicolare ( $\perp$ ) e parallelo ( $//$ ) alla superficie della cute. C) Ampiezza RMS del CMAP registrato dal SOL marginale per dieci angoli di disallineamento. I valori RMS sono normalizzati a RMS del CMAP simulato dal SOL posteriore (in corrispondenza del tendine d'Achille)

A) Anatomical view of SOL muscle. B) Muscle architecture in the posterior and marginal SOL represented in two planes: perpendicular ( $\perp$ ) and parallel ( $//$ ) to the skin surface. C) RMS amplitude of CMAP detected from the marginal SOL for ten misalignment angles. RMS values are normalized to the RMS of the CMAP simulated from the posterior SOL (in correspondence of the Achilles tendon)

## Quanto gli EMG di superficie sono affetti da variazioni architettrali nel muscolo tibiale anteriore?

## How much does the change in tibialis anterior architecture affect the surface EMGs?

M.C. Bisi, A. Botter, R. Stagni, T.M.M. Vieira

L'ampiezza degli EMG di superficie viene spesso considerata per valutare il grado di attivazione muscolare. Diversi fattori, oltre a quelli di origine neurale, influenzano l'ampiezza degli EMG, come ad esempio lo spessore sottocutaneo. Tuttavia, rimane da chiarire quanto l'architettura muscolare rappresenti un fattore di confondimento sugli EMG. In questo studio affrontiamo questo argomento utilizzando la stimolazione elettrica del nervo.

Sono stati applicati stimoli elettrici al nervo fibulare di 10 soggetti. Dieci impulsi di corrente (500  $\mu$ s; 2 pps), al 100% della massima intensità di stimolazione tollerata dai soggetti, sono stati utilizzati per studiare le onde M nel muscolo tibiale anteriore (TA), per tre posizioni di caviglia: neutra, flessione dorsale e flessione plantare. Onde M monopolari sono state prelevate con una griglia di 64 (16x4) elettrodi (10 mm distanza inter-elettrodica). Gli elettrodi di prelievo sono stati posizionati sull'aponeurosi superficiale del TA. L'ampiezza picco-picco delle onde M è stata calcolata per ogni elettrodo del sistema di prelievo. Da questi valori sono stati identificati gli elettrodi che hanno fornito le onde M di maggior ampiezza. La localizzazione spaziale di tali elettrodi è stata descritta attraverso il loro baricentro.

L'ampiezza delle onde M è cambiata significativamente con la posizione articolare. Onde M più ampie sono state osservate su tutta la griglia di elettrodi, per la posizione neutra e per la flessione dorsale ( $p < 0,001$ ; figura). La posizione articolare non ha tuttavia influenzato la dimensione (i.e., il numero di elettrodi) e la localizzazione della regione dove le onde M di maggior ampiezza sono state prelevate ( $p > 0,31$ ). Questi risultati suggeriscono che

Variations in the amplitude of surface EMGs are typically considered to advance inferences on the modulation of the neural drive to target muscles. The amplitude of surface EMGs is, on the other hand, affected by factors other than the synaptic drive, such as fat tissue. No evidence exists however on how changes in muscle architecture substantially affect the surface EMGs. In this study we use nerve stimulation to address such issue.

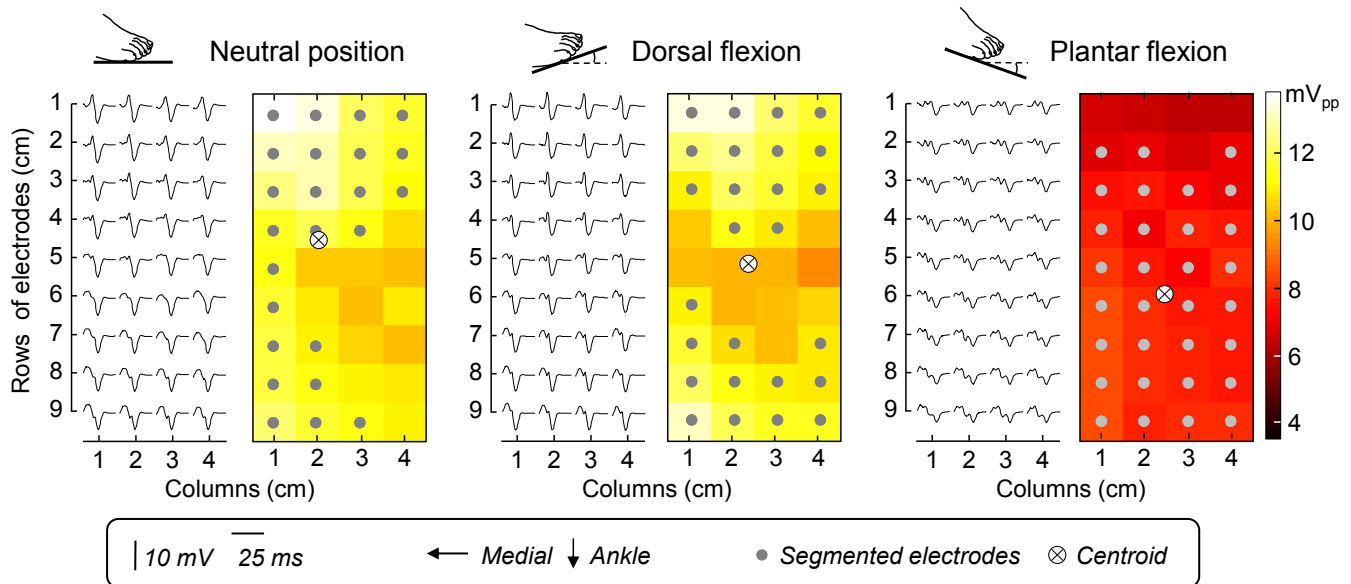
Electrical stimulation was applied to the fibular nerve of 10 participants. Ten current pulses (500  $\mu$ s; 2 pps) were considered to elicit M waves from tibialis anterior (TA), at 100% of the maximal current intensity tolerated by subjects, with the ankle at three different positions: neutral, dorsal flexion and plantar flexion. Monopolar M waves were detected with a grid of 64 (16x4) surface electrodes (10 mm inter-electrode distance). Detection electrodes covered as much as possible TA superficial aponeurosis. The peak-to-peak amplitude of individual M waves was calculated. From these values we quantified the number of electrodes detecting relatively large M waves, using an automated technique, and the centroid of these segmented electrodes.

The amplitude of M waves changed significantly with ankle position. Greater M waves were elicited with the foot in dorsal flexion and neutral rather than in plantar flexion position, regardless of where they were detected in the grid ( $p < 0.001$ ; figure). The size (i.e., number of channels) and location of the region where greatest amplitude values were detected did not change with ankle position ( $p > 0.31$ ). These findings suggest the variations in EMG amplitude are not unequivocally associated with

l'architettura muscolare rappresenta un fattore non marginale nell'interpretazione degli EMG di superficie, soprattutto in compiti dinamici, quando i muscoli subiscono forti variazioni architetturali.

*changes in the degree of muscle activation, in particular during dynamic contractions, when the muscle undergoes substantial, architectural changes.*

### Raw M waves and their peak-to-peak amplitude distribution



Onde M monopolarie ottenute per il TA e la loro ampiezza picco-picco per un partecipante rappresentativo del gruppo. I cerchi grigi indicano gli elettrodi per i quali sono state osservate le onde M con ampiezza picco-picco più alta del 70% dell'ampiezza massima su tutta la griglia, per ognuna delle tre posizioni articolari testate.

*Raw, monopolar M waves elicited from the TA muscle and their peak-to-peak amplitude are shown for a representative participant. Grey circles denote electrodes for which the M-waves peak-to-peak amplitude exceeded 70% of the maximal peak-to-peak amplitude obtained for each of the three foot positions tested.*

## **Caratterizzazione dell'interfaccia Electrode-Skin di elettrodi Dry e Wet in differenti trattamenti cutanei**

## **Characterisation of dry and wet Electrode-Skin interfaces on different skin treatments**

P. Cattarello, R. Merletti

Lo scopo di questo lavoro è di caratterizzare l'interfaccia Electrode-Skin e confrontare differenti tipi di elettrodi e trattamenti cutanei. La caratterizzazione è stata condotta studiando la singola impedenza Electrode-Skin, lo sbilanciamento e il rumore. Sono state condotte alcune misure preliminari, su quattro soggetti, per valutare i seguenti trattamenti cutanei: abrasione, agenti cheratolitici (urea, acido glicolico, acido salicilico) ed il sudore (indotto fisiologicamente tramite esercizio fisico). Dopo queste sono state condotte ulteriori misure, su 22 soggetti, per confrontare i seguenti tipi di elettrodi: Ag (secco), Ag/AgCl (secco), Ag con gel conduttivo Cogel® e Ag con pasta conduttiva Ten20®. Gli elettrodi avevano dimensioni ( $\varnothing=5.5\text{mm}$  e distanza-inter-elettrodo= $10\text{mm}$ ) adatte per l'elettromiografia superficiale ad alta densità (HDsEMG).

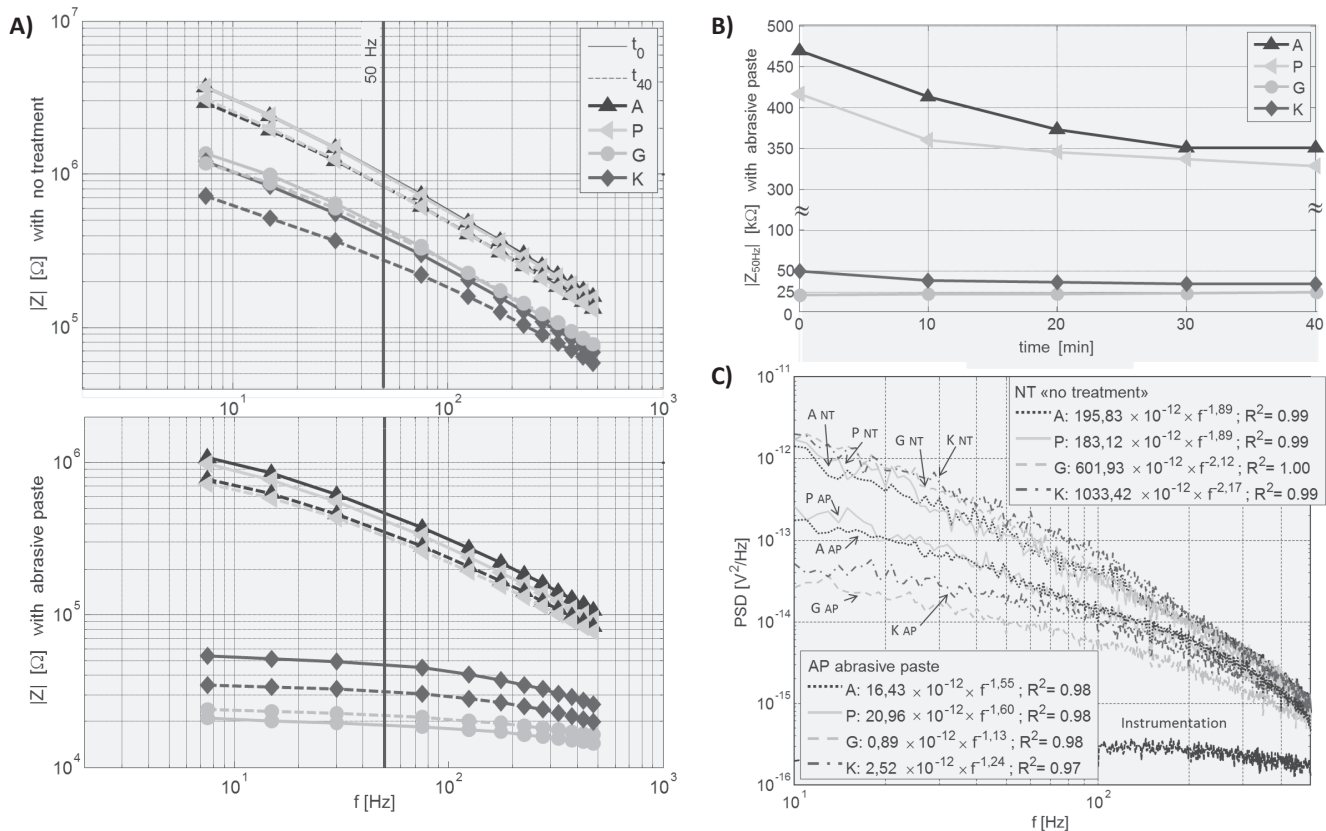
Dai risultati ottenuti si può concludere che: (i) Gli agenti cheratolitici (applicati per 5min) non sono efficaci trattamenti cutanei. (ii) L'idratazione e l'abrasione dello strato corneo riducono l'impedenza di contatto e rendono l'interfaccia maggiormente resistiva. (iii) Il prolungato contatto degli elettrodi con la cute tende a ridurre l'impedenza (significativamente dopo 20min). Per gli elettrodi Wet questo dipende dal tipo di gel/pasta elettrolitica utilizzata (Figura, B). (iv) Il rumore (Figura, C) dipende dal tipo di elettrodo (Dry o Wet) e dalle condizioni della cute. Non è evidente una correlazione tra le ampiezze del rumore e i valori di impedenza. (v) La presenza/assenza di gel ha un effetto predominante rispetto al materiale costituente l'elettrodo. (vi) I dati di rumore e di impedenza presentano un'alta variabilità e la ripetibilità risulta scarsa. La ripetibilità della misura di impedenza per gli elettrodi Wet, durante un contatto prolungato, cresce nel tempo. (vii) Gli

*The purpose of this work was to characterize the Electrode-Skin interface and compare different electrode types and skin treatments. The characterization was carried out in terms of individual Electrode-Skin impedance, impedance mismatch and noise. Preliminary measurements were conducted on four subjects to evaluate the following skin treatments: Abrasion, keratolytic agents (urea, glycolic acid, salicylic acid) and sweat (induced physiologically by exercise). After this, other measurements were carried out on 22 subjects to compare the following electrode types: Ag (dry), Ag/AgCl (dry), Ag with conductive Cogel® gel and Ag with conductive Ten20® paste. The electrodes had dimensions ( $\varnothing=5.5\text{mm}$  and inter-electrode distance= $10\text{mm}$ ) suitable for High Density surface Electromyography (HDsEMG).*

*From the results it can be concluded that: (i) Keratolytic agents (applied for five minutes) are not an efficient skin treatment. (ii) The hydration of the stratum corneum and the skin abrasion reduce the contact impedance and make the interface more resistive. (iii) The prolonged contact of the electrodes with the skin tends to reduce impedance (significantly after 20 min). For wet electrodes this effect depends on the electrolytic paste/gel used (Figure, B). (iv) The noise (Figure, C) appears to depend on the electrode contact type (dry or wet) and on the skin conditions. A correlation between noise amplitudes and impedance values is not evident. (v) The presence/absence of gel has greater effect on the contact impedance than the material the electrode is made of. (vi) The impedance and noise data show a high variability and the repeatability is poor. The impedance measurement repeatability of wet electrodes increases during a prolonged contact over time. (vii) Dry electrodes have a less defined*

elettrodi Dry, rispetto alla tipologia Wet, hanno un contatto meno definito e quindi impedenze più alte e più instabili. Inoltre, gli elettrodi Dry su cute abrasa hanno impedenze simili a quelle dei Wet su cute non abrasa (Figura, A).

contact and therefore higher and more unstable impedances than the wet type. Furthermore dry electrodes on abraded skin have impedances similar to those of the wet electrodes on untreated skin (Figure, A).



A) Impedenza Electrodo-Cute a 0 min e 40 min senza (sopra) e con (sotto) l'abrasione cutanea. B) Impedenza media Electrodo-Cute a 50 Hz nel tempo. C) PSD del rumore nelle condizioni "no trattamento" (NT) e "abrasione cutanea" (AP). I dati sono mediati su 44 valori (22 soggetti • 2 misure). Legenda degli elettrodi: "A" = Ag/AgCl con contatto a secco; "P" = Ag con contatto a secco; "G" = Ag con Cogel®; "K" = Ag con pasta conduttiva Ten20®.

A) Electrode-Skin impedance at 0 min and 40 min without (top) and with (bottom) skin abrasion. B) Electrode-Skin impedance at 50 Hz over time. C) Noise PSD in the no-treated (NT) and abraded (AP) skin. Data were averaged on 44 values (22 subjects • 2 measurements). Electrode legend: "A" = Ag/AgCl dry contact; "P" = Ag dry contact; "G" = Ag Cogel® gel; "K" = Ag Ten20® conductive paste.



## Campionamento spaziale bidimensionale di segnali EMG sperimentali

## Two dimensional spatial sampling of experimental surface EMG signals

B. Afsharipour, R. Merletti, S. Soedirdjo

Le immagini di segnali di EMG cutaneo (sEMG) ottenute tramite matrici di  $M \times N$  elettrodi equispaziati mostrano la distribuzione istantanea dei valori del sEMG sotto la matrice. Tali immagini sono influenzate da tre fattori introdotti dalla matrice stessa:

1. L'area degli elettrodi
2. La frequenza di campionamento spaziale
3. L'effetto della "finestra" rettangolare

Dopo avere verificato su base teorica l'effetto trascurabile del filtro introdotto da elettrodi aventi diametro di 1 mm è stato analizzato il fattore 2 utilizzando una matrice di  $15 \times 7$  elettrodi aventi diametro di 1 mm e distanza interelettrodica (IED) di 5 mm (frequenza di campionamento spaziale  $f_s$  di 200 camp./m). La matrice è stata applicata sul bicipite brachiale di un soggetto che reggeva un peso di 4 kg con il gomito flesso a  $90^\circ$ .

I segnali sEMG monopolarali sono stati acquisiti per 15 s alla frequenza di campionamento  $f_s$  di 2048 Hz dal bicipite brachiale. Circa il 20% delle 30720 immagini ha presentato una potenza trascurabile nella banda 87,5-100 cicli/m ( $< 1\%$  della potenza totale). Lo stesso test effettuato sui muscoli deltoide e gastrocnemio ha indicato rispettivamente circa il 21% e il 6% di immagini prive di aliasing. Tali immagini sono state interpolate usando una funzione sinc bidimensionale per ottenere immagini campionate con IED = 1 mm, prese come riferimento e successivamente ricampionate con IED variabile da 2 mm a 15 mm (da 500 a 16.6 camp/m). Al crescere di IED l'errore di stima della potenza ( $RMS^2$ ) di ciascuna immagine è progressivamente aumentato, mostrando una distribuzione statistica circa Gaussiana con valore medio vicino a zero e deviazione standard crescente. La figura mostra la deviazione percentuale di  $RMS^2$  di ciascuna delle 6460 immagini

*The surface EMG (sEMG) images obtained by a grid of ( $M \times N$ ) equally spaced electrodes show the sampled instantaneous distribution of EMG values under the grid. Such images are affected by three factors that are introduced by the use of the grid:*

1. *The electrode area*
2. *The spatial sampling frequency*
3. *The windowing by a rectangular box*

*After theoretical verification of the negligible filtering effect of pin electrodes having  $\phi = 1$  mm, we investigated issues 2 using a  $15 \times 7$  grid of 1 mm pin electrodes with interelectrode distance (IED) of 5 mm, (spatial sampling frequency  $f_s = 200$  samp/m), applied on the biceps brachii of a subject holding 4 kg weight with  $90^\circ$  elbow flexion.*

*We recorded 15 s monopolar sEMG signals (time sampling frequency = 2048 Hz). Less than 20% out of 30.720 frames showed negligible power (i.e.  $< 1\%$  of the total power) in the spatial bandwidth 87.5 to 100 cycle/m. The same test repeated for the deltoid and the gastrocnemius muscles indicated 21% and 6% of the images without aliasing.*

*The alias-free images were interpolated using the 2D-sinc function to obtain new images up-sampled at 1 mm IED. These images were then taken as "reference images" and down-sampled with 2 mm up to 15 mm IED (500 to 16.6 samp/m).*

*As IED increased, the error in estimation of the power ( $RMS^2$ ) of each frame also increased showing an approximately Gaussian distribution with increasing standard deviation and near zero mean.*

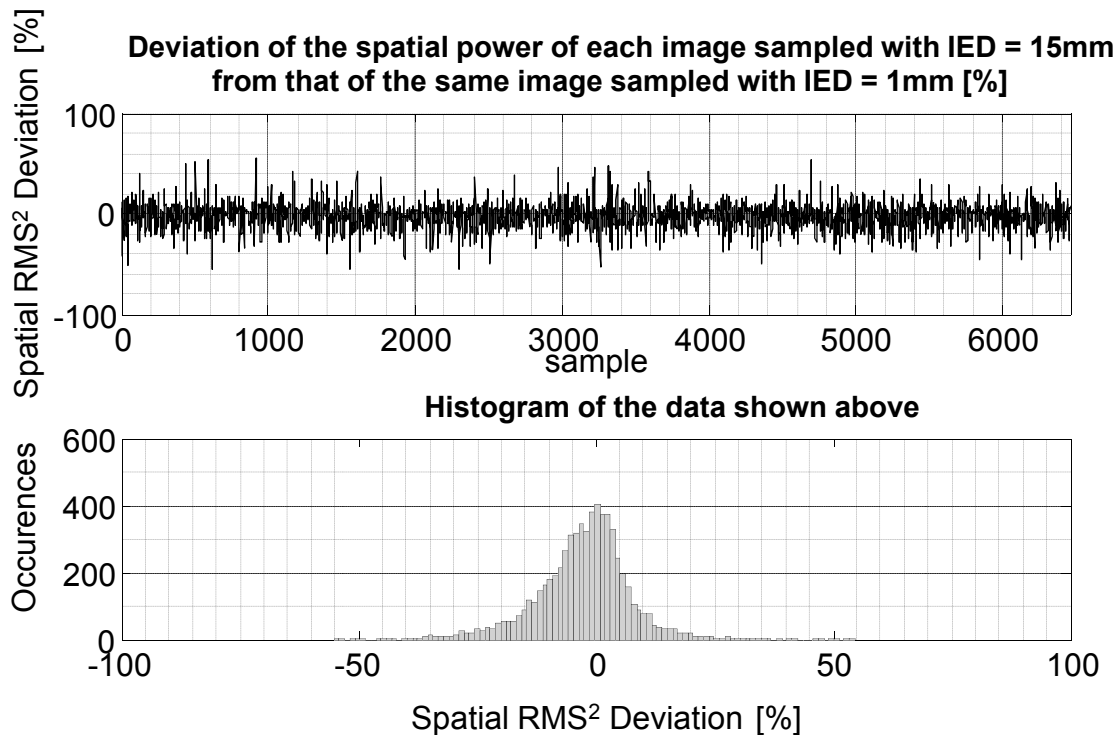
*The figure shows the deviations of  $RMS^2$  values with respect to the 1 mm IED frames, for 6460 frames (alias-free at IED = 5 mm) resampled with 15 mm IED. These deviations may be as large*

("alias-free" a IED=5mm) ricampionate con IED = 15mm, rispetto al valore di riferimento di RMS<sup>2</sup> (campionamento con IED = 1 mm).

Le deviazioni massime di RMS<sup>2</sup> superano  $\pm 40\%$ , corrispondente a deviazioni di RMS di circa  $\pm 11.3\%$ . Poiché l'effetto della finestra è lo stesso si conclude che il fattore 2 altera la stima delle caratteristiche di ampiezza delle singole immagini. Ulteriori analisi sono in corso per definire un compromesso tra il filtro passa-basso anti-aliasing dovuto alla dimensione degli elettrodi (che implica attenuazione delle armoniche a frequenze spaziali più elevate) e gli effetti di aliasing e di "windowing".

as  $\pm 40\%$ , corresponding to  $\pm 11.3\%$  RMS error range.

Since the windowing effect is the same, is concluded that spatial aliasing alters the estimation of amplitude features of the individual images. Further work is under way to define compromises between the low-pass anti-aliasing filter due to electrode size (implying reduction of high frequency components) and the effects of aliasing and windowing.



Distribuzione della deviazione percentuale della potenza (RMS<sup>2</sup>) spaziale di ogni immagine, campionata con IED = 15 mm (66,6 camp./m), rispetto al RMS<sup>2</sup> della stessa immagine campionata a 1000 camp./m. N= 6460 immagini prive di aliasing quando campionate a 200 camp./m. Griglia di 55x30mm applicata sul capo breve del bicipite.

*Distribution of the percent deviation of spatial RMS<sup>2</sup> (IED = 15 mm, 66.6 sample/m) from the RMS<sup>2</sup> of the same image sampled at 1000 sample/m. N = 6460 alias-free frames when sampled at 200 sample/m. Grid 55 by 30mm applied to the short head of biceps brachii*

## **Effetto dello spessore del sottocute sul segnale EMG cutaneo registrato dal bicipite brachiale**

## **Effect of subcutaneous layer thickness on surface EMG recorded from biceps brachii**

R. Merletti, S. Soedirdjo

La ampiezza del segnale EMG cutaneo (sEMG) è negativamente correlata con lo spessore dello strato sottocutaneo (ST) sotto gli elettrodi. Tale spessore attenua il segnale e le sue componenti a frequenze spaziali più elevate aumentando la possibilità di crosstalk da altri muscoli.

In questo studio si è analizzato l'effetto del ST sul segnale sEMG del bicipite brachiale (BB) a diversi livelli di contrazione e angoli articolari.

Dieci soggetti maschi sani e sedentari hanno prodotto contrazioni a quattro livelli (10%, 30%, 50% e 100% MVC) per ciascuno di due angoli articolari del gomito (75° e 135°) in condizioni isometriche. ST è stato misurato con un ecografo e il sEMG con una schiera di 8 elettrodi con distanza interelettrodica di 10 mm allineata con la sonda ecografica. I valori efficaci (RMS) dei sette canali differenziali sono stati misurati su tre epoche di 1 s e mediati su tali epoche. I valori di RMS e i valori di spessore ST, rilevati tra la zona di innervazione e il tendine prossimale sono stati rispettivamente mediati e usati per le analisi successive.

Come indicato in figura, i valori RMS (in  $\mu\text{V}$ ) decrescono con andamento esponenziale verso ST (in mm) con esponente  $-2.11 < m < -0.69$ . Il coefficiente di correlazione tra sEMG e ST ( $R = -0.58 \pm 0.10$ ) è significativamente diverso da zero ( $p < 0.05$ ) a 135° e al livello 100%MVC.

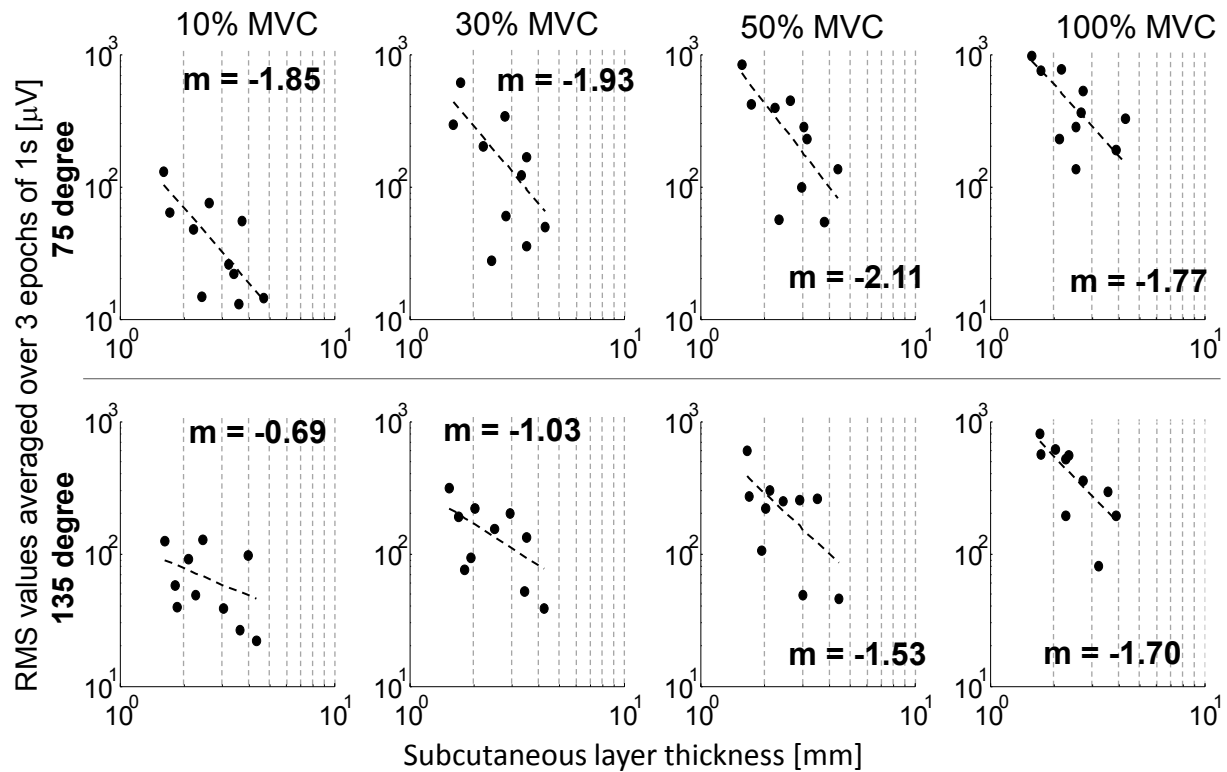
In accordo con precedenti osservazioni, questo lavoro fornisce una indicazione quantitativa del decremento di ampiezza del sEMG in funzione dell'incremento di spessore del ST.

The amplitude of the surface EMG (sEMG) signal is negatively correlated to the thickness of the subcutaneous tissue (ST) under the electrodes. The ST attenuates the sEMG amplitude and its higher spatial frequency components, and increases the possibility of crosstalk from other muscles. In this study we observe the effect of ST on sEMG recorded from biceps brachii (BB) at different joint angles and contraction levels.

Ten healthy sedentary men were asked to perform contractions at four different contraction levels (10%, 30%, 50% and 100% of MVC of each joint angle) and two elbow joint angles (75 and 135 deg.) against an isometric brace. ST thickness was measured using ultrasound while sEMG was recorded by placing flexible array of 8 electrodes (10mm inter-electrode distance) over the BB aligned with the position of the ultrasound probe. The RMS values from each single differential channel were computed within three 1s epochs and averaged. RMS values of the sEMG and their paired ST values, measured between the tendon area and the innervation zone were averaged and used for further analysis.

As shown in the figure, the RMS values obtained in this study decay with power  $-2.11 < m < -0.69$  versus the ST in mm. A negative correlation between subcutaneous layer thickness and RMS values is observed ( $R = -0.58 \pm 0.10$ ) although it is only significant when the joint angle is 135° and at the MVC level ( $p < 0.05$ ).

In line with previous investigations, this work quantitatively shows how the RMS of sEMG decreases with increasing ST thickness.



In tutte le condizioni la ampiezza del sEMG decresce con il crescere di ST secondo l'equazione  $y = a x^m$  dove  $y$  è il valore RMS di sEMG (in  $\mu$ V),  $x$  è lo spessore ST (in mm) e  $m$  è il tasso di decremento, in coordinate log-log, compreso tra -0,69 e -2,11. Ogni punto rappresenta un soggetto.

*In all tasks a thicker ST results in a lower RMS values and the decrement exponential rate ranged from -0.69 to -2.11, following the power equation  $y = a x^m$  where  $y$  is the RMS of EMG,  $x$  is the ST thickness, and  $m$  is the decrement rate. Each dot represents a subject.*

## **Identificazione della propagazione di MUAP in immagini spazio-temporali di sEMG**

## **MUAP propagation detection in spatio-temporal sEMG images**

R. Merletti, K. Ullah

L'identificazione automatica di potenziali di unità motoria rappresentati nelle immagini spazio-temporali del segnale sEMG è di grande importanza per la stima di parametri muscolari sia anatomici sia fisiologici.

In tali immagini la propagazione dei potenziali di unità motoria (MUAP) produce strutture lineari o a forma di V (patterns) a seconda della posizione della zona di innervazione (ZI) lungo l'unità motoria.

Molti metodi sono stati sviluppati per estrarre tali patterns dalle immagini spazio-temporali ma molti non funzionano correttamente in presenza di rumore.

Le immagini spazio-temporali dei patterns dei potenziali di unità motorie e il rumore di fondo hanno intensità e caratteristiche che li rendono difficili da separare.

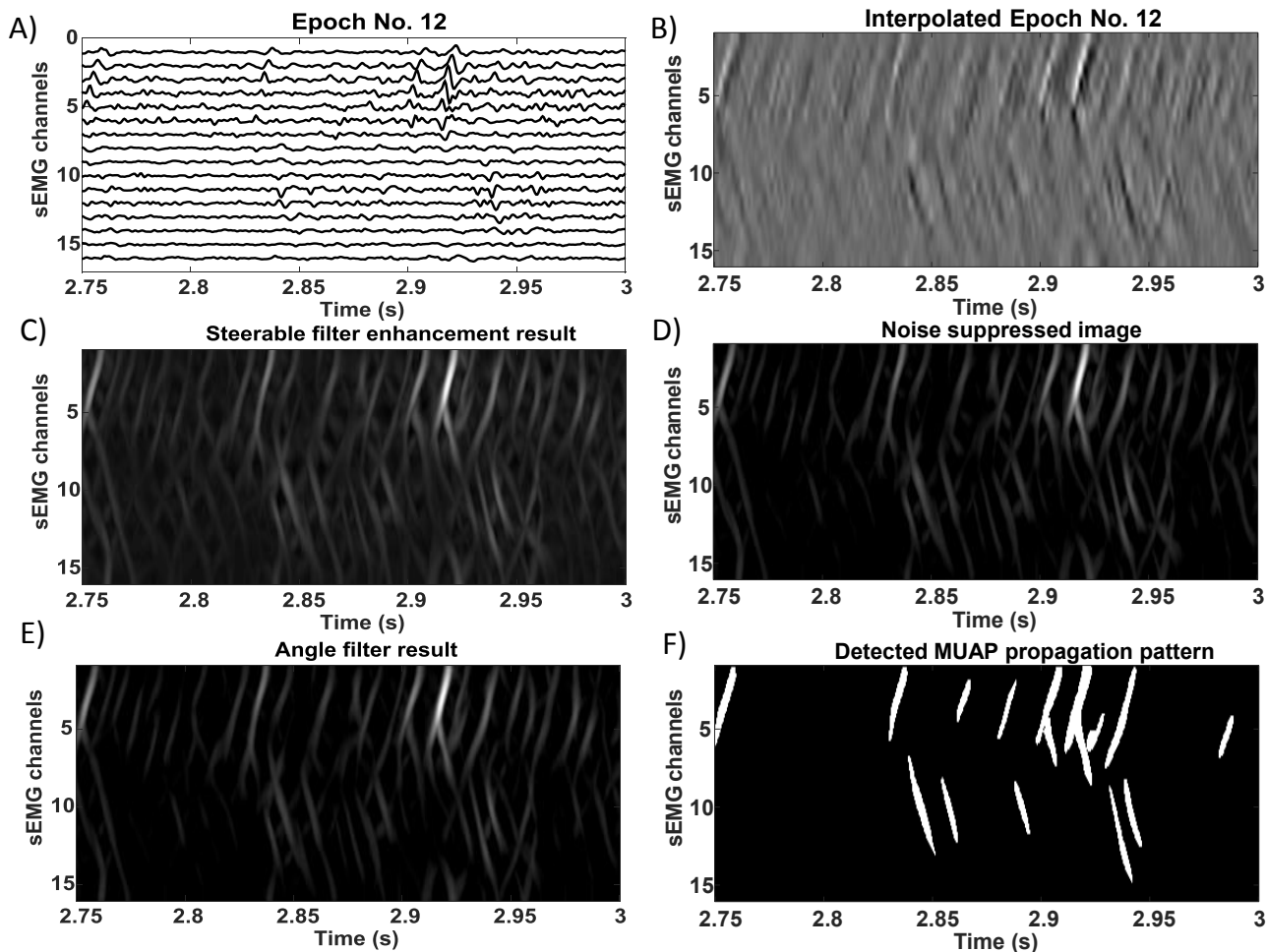
Un filtro direzionale orientabile è stato applicato per esaltare i pattern dei MUAP rispetto al rumore di fondo (Figure A, B e C). Un ulteriore filtraggio, basato sulle proprietà statistiche di segnale e rumore, è stato effettuato su tali immagini e un secondo filtro direzionale è stato applicato per eliminare i potenziali non propaganti. I tracciati dei MUAP sono stati infine ottenuti usando una matrice di orientamento e la trasformata di Hilbert. Un esempio di applicazione di questo algoritmo a immagini sEMG sperimentali ottenute dallo sfintere anale è illustrato in figura.

*Automatic detection of motor unit action potential (MUAP) propagation pattern in spatio-temporal sEMG images is of great importance for the estimation of the muscle anatomical and physiological parameters.*

*In spatio-temporal sEMG images, the MUAP propagation generates linear patterns forming a single line or V-shape pattern depending on the location of the innervation zone (IZ) along the MU length.*

*Several methods exist for the extraction of MUAP patterns from sEMG images but most of them fail in the presence of noise. We present a new method to detect MUAP in a noisy experimental signal.*

*Due to the intrinsic properties of sEMG signals and the accompanying noises, the spatio-temporal sEMG images have uneven background intensities which make the direct extraction of MUAP patterns difficult. Thus a steerable directional filter is first applied to the sEMG images to enhance the MUAP patterns (Figure A, B, C) with respect to noise. On the basis of the probability density functions of both the noise and the MUAP traces, a noise suppression filter is applied to the enhanced image (Figure D). The directional filter is then applied to further remove the residual noise including the non-propagating patterns. The main orientation of the MUAP patterns is obtained by applying an orientation matrix of the image and by its Hilbert transform. An example of the experimental sEMG image from the external anal sphincter is shown in the Figure.*



A) Esempio di 16 canali di segnali sEMG ottenuti da uno sfintere anale (epoca di 250 ms). B) Immagine spazio-temporale interpolata del segnale in A). C) Immagine risultante dalla applicazione del primo filtro direzionale orientabile. D) Risultato ottenuto dal filtraggio del rumore. E) risultato del secondo filtraggio direzionale. F) Patterns dei MUAP estratti

A) 16-channel sEMG differential signal acquired from the external anal sphincter muscle. B) Spatio-temporal sEMG interpolated image of the signal in A). C) sEMG image after applying the steerable filters. D) Result of the noise suppression filter. E) Result of the angle (orientation) filter. F) The extracted MUAP propagation patterns

## Miglioramento nella misura di coerenza cortico-muscolare attraverso EMG ad alta densità

## Improving the detection of cortex-muscle coherence through High-Density EMG

A. Botter, A. Bourguignon, V. Jousmäki, R. Hari, H. Piitulainen

La coerenza cortico-muscolare (CMC) misura l'accoppiamento tra l'attività muscolare e quella oscillatoria della corteccia. Il livello di CMC è maggiore per contrazioni isometriche ma assente, per ragioni ancora non chiare, in circa un quinto dei soggetti. In questo studio abbiamo registrato segnali magnetoencefalografici (MEG) e sEMG ad alta densità (HD-sEMG) per valutare l'effetto del posizionamento degli elettrodi sEMG e della loro derivazione sul livello di CMC.

Abbiamo usato una griglia di 60 elettrodi separati da 3 mm per registrare l'attività elettrica dell'abditore del pollice in 14 soggetti sani durante una contrazione isometrica al 6% della massima contrazione volontaria sostenuta per 4 min. CMC è stata calcolata per 60 monopolari, 55 bipolari e 32 laplaciani ottenuti dalla griglia di elettrodi. Sono state considerate due ulteriori derivazioni per simulare gli elettrodi monopolari e bipolari 'macroscopici' comunemente usati in studi CMC (diametro dell'elettrodo: 9 mm; distanza inter-elettrodica per il bipolare: 21 mm).

Dodici dei 14 soggetti studiati hanno mostrato livelli di CMC statisticamente significativi in 91–95% dei canali HD-sEMG, con un picco di coerenza a ~25 Hz. Per i segnali monopolari i livelli di CMC sono stati maggiori del 20% rispetto a quelli osservati per segnali bipolari e laplaciani. La derivazione monopolare è associata ad una minore variabilità di CMC tra gli elettrodi della griglia e ad una maggiore localizzazione delle

Cortex-muscle coherence (CMC) measures the coupling between cortical oscillatory activity and electromyogram. CMC is strongest during isometric contraction but absent, for unknown reasons, in about a fifth of all individuals. In this study we recorded whole-scalp magnetoencephalographic (MEG) signals and high-density sEMG (HD-sEMG) to investigate the effect of electrode position and derivation on the strength of CMC.

We used a non-magnetic HD-sEMG electrode grid (60 electrodes separated by 3 mm) to detect the electrical activity of the right abductor pollicis brevis while 14 healthy subjects performed a 4-min isometric thumb abduction at 6% of the maximum voluntary force. CMC between sEMG and MEG signals was computed for 60 monopolar, 55 bipolar, and 32 Laplacian HD-sEMG derivations. Two additional derivations mimicking the 'macroscopic' monopolar and bipolar sEMG commonly used in CMC studies (electrode diameter: 9 mm; inter-electrode distance for bipolar only: 21 mm) were simulated from sub-groups of small-sized electrodes of the grid.

Twelve out of 14 subjects showed statistically significant CMC in 91–95% of the HD-sEMG channels, with maximum coherence at ~25 Hz. CMC was about a fifth stronger for monopolar than bipolar and Laplacian derivations. Monopolar derivations resulted in most uniform CMC distributions across the thenar and in most tightly clustered cortical sources in the left rolandic hand

sorgenti corticali nell'area associata alla mano nella corteccia motoria. I segnali bipolari e monopolari HD-sEMG hanno mostrato livelli di CMC maggiori rispetto ai bipolari e monopolari macroscopici (incrementi:  $27 \pm 28\%$  e  $19 \pm 20\%$  rispettivamente).

Considerando che i livelli CMC osservati dipendono dalla derivazione sEMG ma non, in modo sistematico, dall'anatomia muscolare, l'alta variabilità inter-individuale osservata in letteratura non può essere spiegata da fattori anatomici. Ciò nonostante, i segnali HD-sEMG, specialmente nella derivazione monopolare, possono facilitare l'individuazione di CMC.

*area. CMC was stronger for HD-sEMG than for macroscopic bipolar or monopolar derivations by  $27 \pm 28\%$  and  $19 \pm 20\%$ , respectively.*

*Because the CMC level depended on the sEMG derivation but not systematically on the recording site, the individual muscle anatomy cannot explain the high inter-individual CMC variability. Nevertheless, HD-sEMG, especially with monopolar derivation, can facilitate detection of CMC.*



## **I giovani e gli anziani presentano un pattern, temporale e spaziale, di attivazione muscolare simile durante la postura eretta?**

## **Do healthy young and aged individuals exhibit similar temporal and spatial patterns of muscle activation during standing balance?**

F.V. Dos Anjos, F. Fontanella, M. Gazzoni, T.M.M. Vieira

Studi recenti hanno dimostrato che i muscoli del polpaccio sono attivati ad intermittenza per controllare la postura eretta. Tuttavia, gli anziani tendono a co-attivare in modo continuo i flessori plantari e dorsali durante lo standing. L'obiettivo di questo studio è di verificare se l'attivazione temporale e spaziale del gastrocnemio mediale (MG) differisce tra i giovani e gli anziani durante l'ortostatismo.

Tredici soggetti giovani e 11 anziani hanno eseguito due compiti posturali (60 s ognuno): i) mantenere la postura eretta e ii) oscillare avanti e indietro. L'EMG di superficie è stato prelevato dal MG con una schiera lineare di 16 elettrodi (10 mm di distanza interelettrodica; Figura, A). Per definire i periodi ON e OFF del MG durante lo standing è stata definita una soglia. Tale soglia è stata imposta a tre volte la deviazione standard dell'ampiezza RMS dell'EMG acquisito durante le oscillazioni posteriori. La distribuzione dell'attività del MG è stata valutata in base al numero di canali attivi cioè il numero di canali che presentavano EMG con ampiezza RMS superiore al 70% del valore massimo RMS del vettore (Figura, B e C).

Il test Mann-Whitney ha rivelato un periodo più lungo di attività del MG negli anziani ( $p < 0.05$ ), pari al 65.3% [51.7-80.6%] (mediana [intervallo interquartile]) del tempo totale, rispetto ai giovani 39.7% [15.2-70.7%]. Inoltre, è stato osservato un numero significativamente maggiore di canali attivi ( $p < 0.05$ ) per gli anziani rispetto ai giovani, 32.6% [23.8-44.4%] e 20.1% [5.1-27.3%] rispettivamente.

Contrariamente ai giovani, gli anziani controllano l'equilibrio con un'attivazione più continua e spazialmente diffusa del MG. Questi risultati

Recent evidence suggests the calf muscles are activated intermittently to control the standing posture. Aged individuals, however, tend to stand with continuous, co-activation of ankle plantar and dorsal flexor muscles. The present study evaluates whether the temporal and spatial activation of medial gastrocnemius differ between elderly and young individuals while standing.

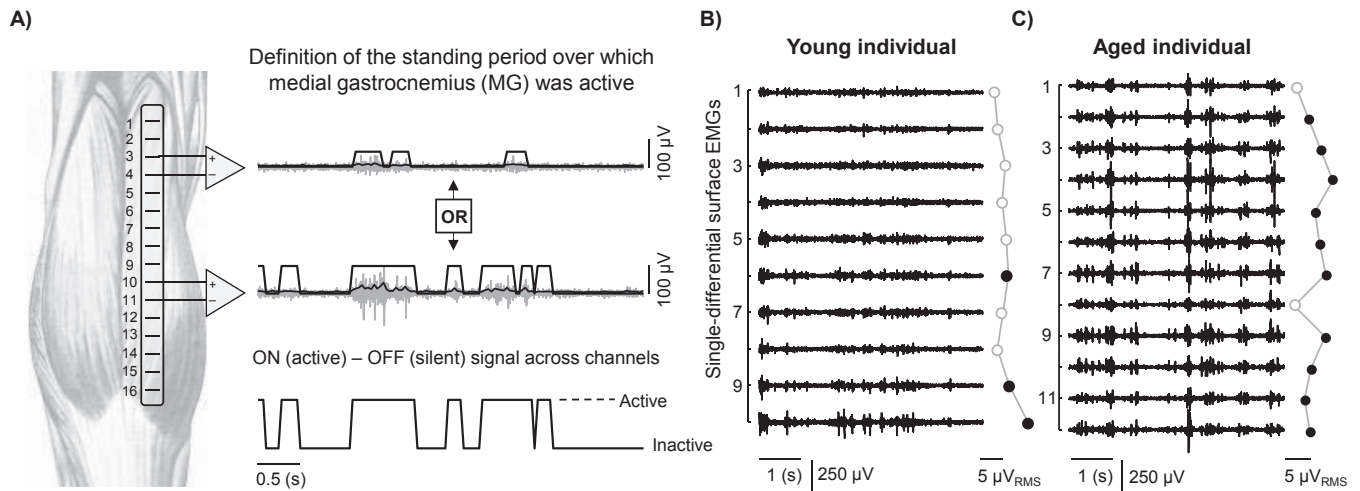
Thirteen young and eleven aged subjects were asked to: i) stand at ease; ii) sway back and forward. Each task lasted 60s. The electromyograms (EMGs) of medial gastrocnemius (MG) were sampled with 16 surface electrodes (10 mm inter-electrode distance; Figure, A). A threshold corresponding to three times the standard deviation of EMG Root Mean Square (RMS) amplitude, computed during backward sways, was considered to define ON and OFF periods during standing at ease. The distribution of activity across MG was assessed based on the number of active channels; i.e. the number of channels detecting EMGs with RMS amplitude greater than 70% of maximum RMS value in the array (Figure, B and C).

The Mann-Whitney U test ( $p < 0.05$ ) revealed a longer period over which the MG muscle was active in the aged 65.3% [51.7-80.6%] (median [interquartile interval]) than in young 39.7% [15.2-70.7%] individuals. Moreover, a significantly greater number of active channels ( $p < 0.05$ ) was observed for the elderly 32.6% [23.8-44.4%] than for young subjects 20.1% [5.1-27.3%].

Compared to young subjects, the elderly stand with a more continuous and spatially diffused activation of the MG muscle. These results

suggeriscono una variazione delle strategie di controllo con l'avanzare dell'età: gli anziani sembrano contare su un controllo meno efficiente dell'attività muscolare per mantenere la postura eretta.

*suggest different control strategies with aging while standing; the elderly seem to rely on a less efficient control of muscle activity to stand.*



A) Esempio di come i segnali EMG rilevati da diversi canali (due in figura) sono stati considerati per quantificare periodi ON (attivi) e OFF (inattivi) del MG durante lo standing. EMG grezzo rappresentativo del MG per un giovane (B) e per un anziano (C) durante la postura eretta. Le ampiezze medie RMS dei segnali EMG sono indicate dai cerchi, quelli scuri rappresentano i canali attivi.

A) Example of how EMGs detected by different (e.g., two) channels were considered to quantify ON (active) and OFF (inactive) periods of MG activation during standing. Raw EMGs of MG for a representative young (B) and elderly volunteer (C) while standing. The mean RMS amplitude of EMGs is indicated on the right panel, with black circles denoting active channels. E) Result of the angle (orientation) filter. F) The extracted MUAP propagation patterns

## **Soglie di reclutamento delle unità motorie attivate elettricamente nel muscolo bicipite brachiale dominante e non dominante: risultati preliminari**

## **Recruitment thresholds of electrically elicited MUs in the dominant and nondominant biceps brachii muscle: Preliminary results**

A. Botter, F.V. Dos Anjos, T.P. Pinto, T.M.M. Vieira

Questo studio fornisce risultati preliminari rispetto a differenze dovute alla dominanza nelle soglie di reclutamento delle unità motorie (UM) del muscolo bicipite brachiale (BB).

Due soggetti destrimani hanno partecipato a questo studio. EMG monopolari sono stati registrati dal BB con una matrice di 64 elettrodi (10 mm distanza interelettrodica). Sono state registrate onde M indotte stimolando il punto motore muscolare attraverso uno stimolatore a corrente costante. L'intensità di corrente è stata aumentata progressivamente dal livello corrispondente alla soglia motoria a quello massimale utilizzando 30 incrementi. Attraverso la differenza algebrica tra onde M indotte da livelli di stimolazione successivi sono state ottenute, per ogni canale EMG, 29 onde M incrementali.

Incrementi nell'ampiezza delle onde M sono stati classificati come significativi (figura) se: (1) in almeno 4 canali adiacenti erano presenti onde M incrementali con RMS superiore al 70% dell'ampiezza massima tra tutti gli elettrodi della matrice; (2) il coefficiente di correlazione incrociata tra queste onde M incrementali superava 0.85. Il numero totale di incrementi significativi (Ninc) è stato considerato per valutare differenze nelle soglie di reclutamento delle UM tra arto dominante e non.

Ninc per i due soggetti studiati è stato 7 e 6 nel braccio dominante e 3 e 4 nel braccio non dominante. Un numero maggiore di Ninc suggerisce che le UM del muscolo dominante hanno una gamma di soglie di reclutamento maggiore rispetto a quelle del muscolo non dominante. Se confermati per un campione più esteso di soggetti, questi risultati suggerirebbero che il BB

By combining high-density surface electromyograms (EMGs) with electrical stimulation, the present study provides preliminary evidence on potential side differences in the recruitment threshold of biceps brachii (BB) motor units (MUs).

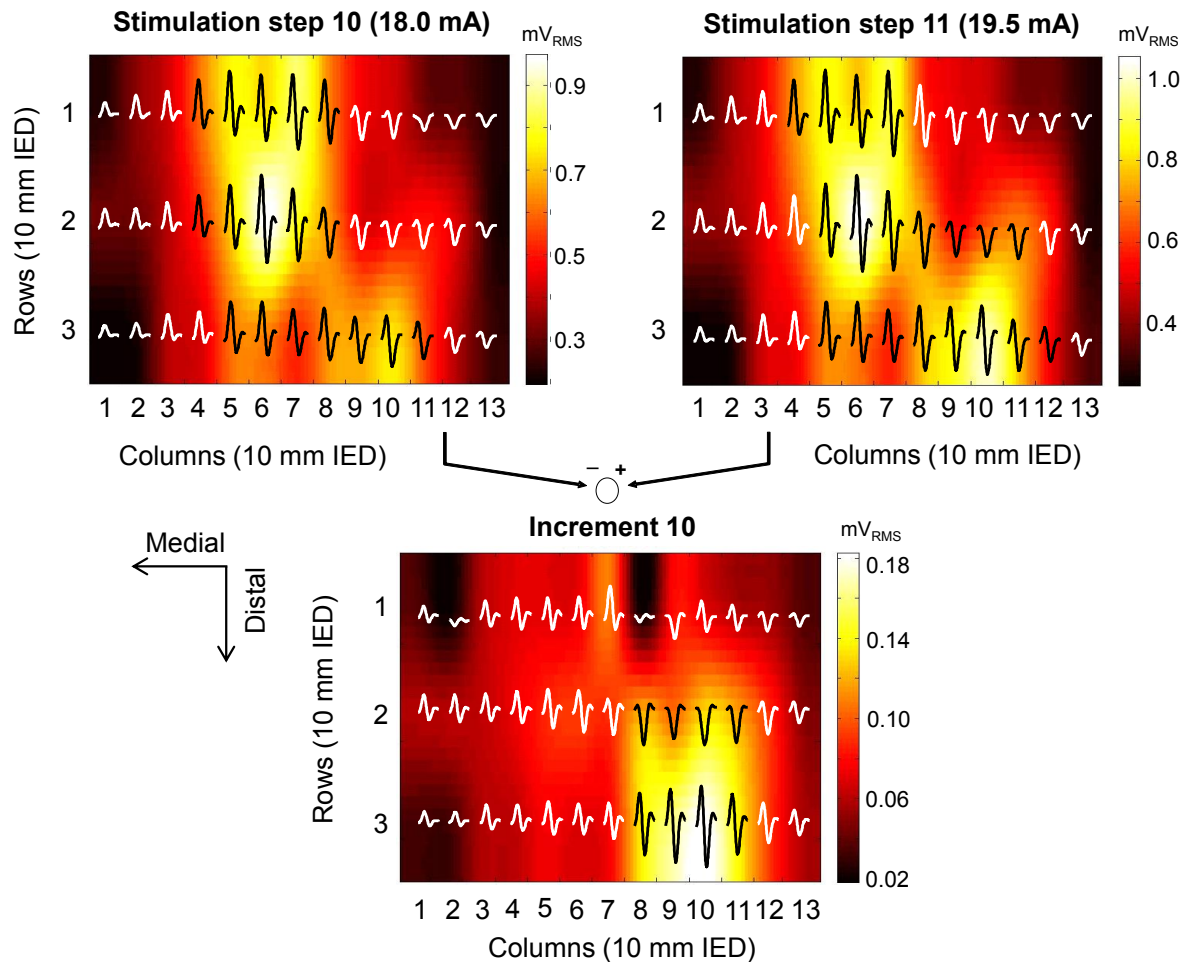
Two healthy right-handed subjects participated in this study. Monopolar EMGs were recorded from BB with a grid of 64 circular electrodes (10 mm inter-electrode distance). M-waves were elicited stimulating the muscle motor point through a constant current stimulator. MUs' activation thresholds were investigated by increasing the current intensity at a fixed step (30 increments), starting from the first visually detectable M-waves to M-waves with maximal amplitude. Incremental M-waves were determined by calculating the algebraic difference between M-waves elicited for consecutive intensities.

Increments in M-wave amplitude were classified as significant if: (1) at least 4 neighbor incremental M-waves (4-connectivity) had RMS amplitude greater than 70% of the maximal amplitude in the grid; (2) the cross-correlation coefficient between these incremental M-waves was greater than 0.85. The total number of significant increments (Ninc) was considered to assess side differences in MUs' activation threshold. An example of a significant increment is shown in the Figure.

Ninc from both subjects were 7 and 6 in dominant arm and 3 and 4 in nondominant arm. A greater number of Ninc suggests that the MU pools in dominant arm have a greater spectrum of recruitment thresholds than in the nondominant muscle. If confirmed for a sample of subjects, these findings suggest that BB in the dominant

del lato dominante è potenzialmente in grado di produrre incrementi di forza più gradualmente rispetto al BB del lato non dominante.

*arm is potentially able to produce force more gradually than in the nondominant arm.*



Sopra: onde M ottenute per due livelli consecutivi di stimolazione sovrapposte alle rispettive distribuzioni RMS. Sotto: Onde M incrementali ottenute dalla differenza delle onde M mostrate sopra e la loro distribuzione RMS.

*Top images: single differential M-waves and their RMS maps for two consecutive stimulation intensities (levels 10 and 11).  
Bottom image: IncMwaves and their RMS map calculated from M-waves shown on top.*

## **Effetto dell'attivazione regionale e della variazione di angolo articolare nei segnali elettromiografici dal vasto mediale**

## **The influence of regional activation and changes in knee joint angle on electromyographic signals from vastus medialis muscle**

A. Gallina, J. Garland, T. Ivanova

L'obiettivo di questo studio era verificare come l'attivazione regionale e la variazione di angolo articolare influenzano i segnali elettromiografici dal vasto mediale (VM).

Segnali elettromiografici monopolari sono stati registrati da 10 soggetti usando una matrice di 13x5 elettrodi. La regione prossimale e quella distale del VM sono state attivate selettivamente usando stimolazione intramuscolare, mentre i soggetti mantenevano una contrazione oppure a riposo. Quattro angoli articolari di ginocchio sono stati testati: 0°, 30°, 60° and 90°. La distribuzione spaziale della risposta elettromiografica è stata ottenuta calcolando l'ampiezza picco-picco del potenziale d'azione per ogni canale della matrice, ed in seguito interpolata di un fattore 8. Il picco della distribuzione di ampiezza (2 coordinate: trasversalmente o lungo la direzione della fibre) è stato utilizzato per descrivere la posizione della distribuzione di ampiezza. L'effetto di sito di stimolazione, angolo articolare e contrazione sulla posizione del picco lungo e trasversalmente alle fibre è stato calcolato usando ANOVA per misure ripetute.

Risposte localizzate nel muscolo sono state osservate in risposta alla stimolazione elettrica. Il sito di stimolazione ha un forte effetto sulla posizione della distribuzione di ampiezza trasversalmente alle fibre ( $P < 0.001$ ; differenza media: 47 mm). Cambiando l'angolo di ginocchio, il picco di ampiezza si è spostato lungo le fibre ( $P < 0.01$ ; ~8 mm) ma nessuna differenza è stata osservata nella direzione trasversale; uno spostamento prossimale significativo ( $P < 0.01$ , ~4 mm) è stato osservato quando la stimolazione è stata applicata durante contrazione.

La distribuzione di ampiezza nella direzione

*The purpose of this study was to investigate how regional activation and changes in knee joint angle influence electromyograms (EMGs) from the vastus medialis (VM).*

*Monopolar EMGs were collected using a grid of 13x5 electrodes in 10 participants. Selective activation of VM regions was elicited by intramuscular electrical stimulation of proximal and distal sites, with or without a low-force background contraction. Four knee joint angles were tested: 0°, 30°, 60° and 90° of knee flexion. The spatial distribution of EMG responses was obtained by calculating the peak-to-peak amplitude of the compound action potential for each channel of the grid and then interpolated (spline) by a factor 8. The position of the maximum across the grid (2 coordinates: across and approximately along the VM fiber orientation) was quantified. The effect of stimulation site, knee angle and background contraction on the peak position was tested using ANOVA with repeated measures.*

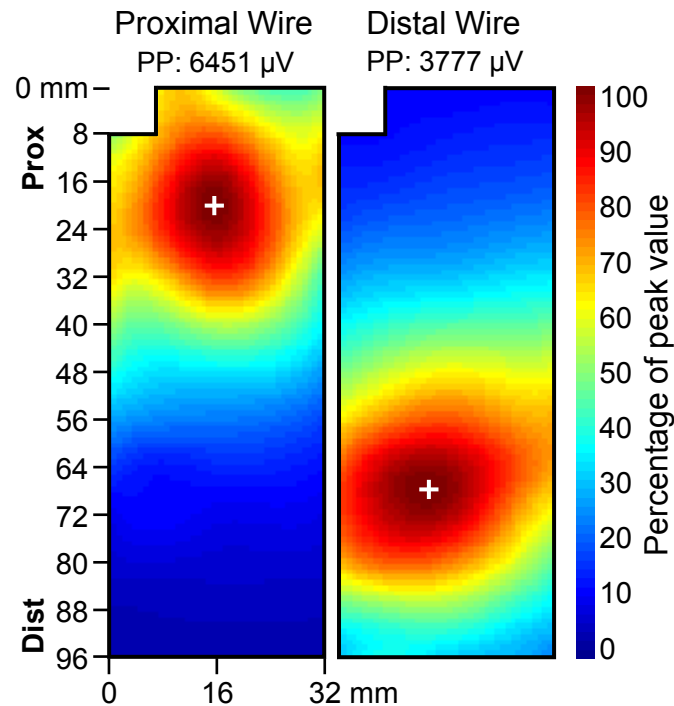
*Localized amplitude distributions were observed in response to intramuscular stimulation. Stimulation of different regions resulted in clear differences in the location of maximal response across the VM ( $p < 0.001$ ; average difference: 47 mm); changes in knee angle resulted in consistent shifts along the VM fiber direction ( $p < 0.01$ ; ~8 mm) and negligible shifts across the VM; background contraction resulted in significant proximal shift ( $p < 0.01$ , ~4 mm). The EMG amplitude distribution across the VM (Figure) demonstrates regional responses to different stimulation sites; this regional activation is not impacted by knee angle changes.*

*This study supports the use of grid of*

trasversale alle fibre descrive attivazione regionale in risposta a stimolazione intramuscolare; questa misura non é influenzata da variazioni nell'angolo di ginocchio.

Questo studio supporta l'uso delle elettromiografia ad alta densità per differenziare variazioni in ampiezza elettromiografica associata ad attivazione regionale da quelle dovute a variazioni dell'angolo di ginocchio; questo può essere utile per identificare attivazione regionale in contrazioni dinamiche.

*electrodes to differentiate changes in EMG amplitude associated to regional activation vs. changes in knee angle; this may be useful for detecting regional activation in dynamic contractions.*



Distribuzione di ampiezza elettromiografica quando la regione prossimale (sinistra) o distale (destra) del VM sono state stimulate (soggetto rappresentativo, ginocchio flessa 60°). Ogni mappa é stata normalizzata tra 0 (blu scuro) ed il suo massimo (rosso scuro; valore riportato in figura).

*EMG amplitude distribution obtained when stimulation was applied to the proximal (left) or distal (right) VM regions in a single participant with knee flexed to 60°. Each map is normalized between 0 (dark blue) and its maximal value (dark red; reported on top of each panel).*

## **L'elettromiografia ad alta densità assiste nella discriminazione di potenziali motori evocati con stimolazione magnetica transcranica dal crosstalk**

## **High-Density EMG assists in discriminating motor potentials evoked with transcranial magnetic stimulation from crosstalk**

L. Boyd, A. Gallina, J. Garland, J. Neva, S. Peters

L'obiettivo di questo studio era di determinare se i potenziali motori evocati (MEPs) usando stimolazione magnetica transcranica (TMS) e misurati usando elettromiografia bipolare tradizionale (EMG) sono influenzati da crosstalk da muscoli vicini. MEPs sono stati registrati da 10 soggetti sani usando una coppia di elettrodi (2 elettrodi di superficie da 1 cm<sup>2</sup>, distanza interelettrodica 30 mm) posizionati sull'estensore radiale del carpo (ECR) ed una matrice di elettrodi (HDsEMG); la matrice era composta da 5 schiere da 16 elettrodi disposte attorno agli elettrodi bipolari (distanza interelettrodica: 10 mm lungo l'avambraccio, 20 mm trasversalmente). La risposta alla TMS è stata calcolata sulla media di 50 MEPs al 120% della soglia motoria a riposo (MEPR) e 50 al 120% della soglia motoria attiva (MEPA); il valore picco-picco di ogni canale è stato calcolato per determinare la distribuzione di ampiezza. Per determinare il contributo dell'ECR ai MEPs, la distribuzione di ampiezza del MEPR e del MEPA sono stati correlati con quella ottenuta durante estensione del polso finalizzata ad attivare l'ECR.

Usando una soglia standard, (ampiezza picco-picco >50  $\mu$ V), l'EMG convenzionale ha identificato MEPs dall'ECR in >90% delle stimolazioni. HDsEMG ha rivelato che la distribuzione spaziale rappresentativa di attivazione dell'ECR è stata osservata meno frequentemente a riposo (MEPR, R media = 0.23) che durante contrazione (MEPA, R media = 0.73; T-test appaiato: P < 0.001). HDsEMG ha dimostrato che MEPs registrati dall'ECR con EMG convenzionale può contenere crosstalk

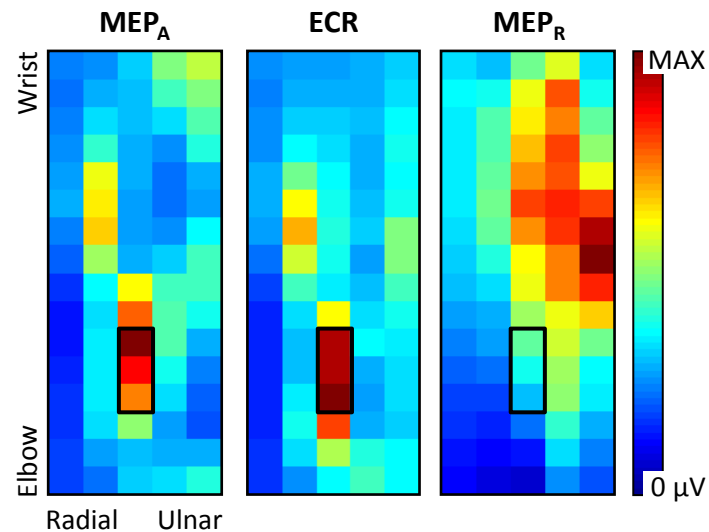
*The objective of this study was to determine whether motor evoked potentials (MEPs) elicited with transcranial magnetic stimulation (TMS) and measured with conventional bipolar electromyography (EMG) are influenced by crosstalk from non-target muscles.*

*MEPs were recorded in 10 healthy participants simultaneously with conventional (two 1 cm<sup>2</sup> surface electrodes, 30 mm inter-electrode distance - IED) over extensor carpi radialis (ECR) and a grid of electrodes (HDsEMG); the grid comprised five, 16-channel surface arrays placed around the bipolar electrodes (IED: 10 mm along the forearm, 20 mm across the forearm). To obtain the spatial distribution of TMS responses, fifty MEPs at 120% of the resting motor threshold (MEPR, elicited at rest) and 50 MEPs at 120% of the active motor threshold (MEPA, elicited during low level wrist extension) were averaged, and the peak-to-peak amplitude distribution was calculated. To determine the contribution of ECR to the MEPs, the amplitude distribution of MEPR and MEPA was correlated (bi-dimensional correlation) to that recorded during an isometric wrist extension aimed at selectively activating ECR.*

*Using a standard motor threshold (peak-to-peak amplitude >50  $\mu$ V), the conventional EMG system identified MEPs from ECR in >90% of the stimulations. HDsEMG revealed that the spatial amplitude distribution representative of ECR activation was observed less frequently in MEPs evoked at rest (MEPR, average R=0.23) than while holding a contraction (MEPA, R=0.73, paired T-test: P<0.001). HDsEMG showed that MEPs recorded from ECR with conventional EMG may contain crosstalk from non-target muscles,*

da muscoli vicini, soprattutto quando la stimolazione é applicata a riposo. Questo studio suggerisce che differenze nei MEPs dall'ECR possono essere influenzati da variazioni in eccitabilitá corticospinale dei muscoli vicini.

*especially when the stimulation is applied at rest. This study suggests that differences in MEPs from ECR may be influenced by changes in corticospinal excitability in surrounding muscles.*



Distribuzione di ampiezza HDsEMG durante estensione del polso (ECR) e potenziali evocati a riposo (MEPR, destra) o durante contrazione (sinistra, MEPA). Ogni mappa é stata normalizzata tra 0 (blu scuro) ed il suo valore massimo (rosso scuro).

*Amplitude distribution of HDsEMG during isometric wrist extension (ECR, middle panel) and motor evoked potentials elicited at rest (MEPR, right) and during a voluntary contraction (left, MEPA). Each map is normalized to its maximal value (dark red). The black rectangle around the channels most active in voluntary contraction is drawn to facilitate comparisons between panels.*



## **Analisi spaziale della attivazione muscolare nei pazienti affetti da ictus**

## **Spatial analysis of muscular activation patterns in stroke survivors**

B. Afsharipour, X. Hu, G. Rasool, N.L. Suresh, W. Zev Rymer

L'ictus influenza la qualità della vita con una varietà di sintomi che riguardano la limitazione dei movimenti e del coordinamento anche dal lato controlaterale, la riduzione della forza muscolare, la spasticità e l'atrofia. Abbiamo studiato i "pattern" della distribuzione spaziale della attività elettrica (sEMG) in soggetti affetti da ictus usando matrici di 16×8 elettrodi con diametro di 3 mm e distanza interelettrodica (IED) di 10 mm.

I segnali sEMG monopolari sono stati registrati dal capo lungo e dal capo breve del bicipite brachiale (BB) di 26 pazienti (10 femmine e 16 maschi con indice di Fugelmyer tra 9 e 53) e in nove soggetti sani, durante contrazioni isometriche, non affaticanti, a livelli di forza dal 20% MVC al 60%MVC a passi del 10%MVC. Nei pazienti il valore MVC dal lato plegico è stato usato come riferimento anche per quello non leso mentre nei soggetti sani il valore MVC è stato misurato per ciascun lato. Mappe del valore efficace (RMS) sono state ottenute per un'epoca di 10 s per ciascun capo del bicipite e confrontate a) per diversi valori di forza e b) tra i due lati per valutare l'effetto dell'ictus.

La distribuzione di attività appare simile, per diversi valori di forza, in ciascun lato dei soggetti. Nei soggetti sani essa appare relativamente simile nel lato destro e in quello sinistro. Nei pazienti affetti da ictus la distribuzione di attività è molto diversa tra i due lati e, nel lato leso, presenta una minore estensione nella direzione longitudinale.

Tale riduzione è presente a tutti i livelli di forza, sia nel capo lungo sia in quello breve del BB. Essa appare compatibile con l'accorciamento del muscolo, come osservato clinicamente nei pazienti.

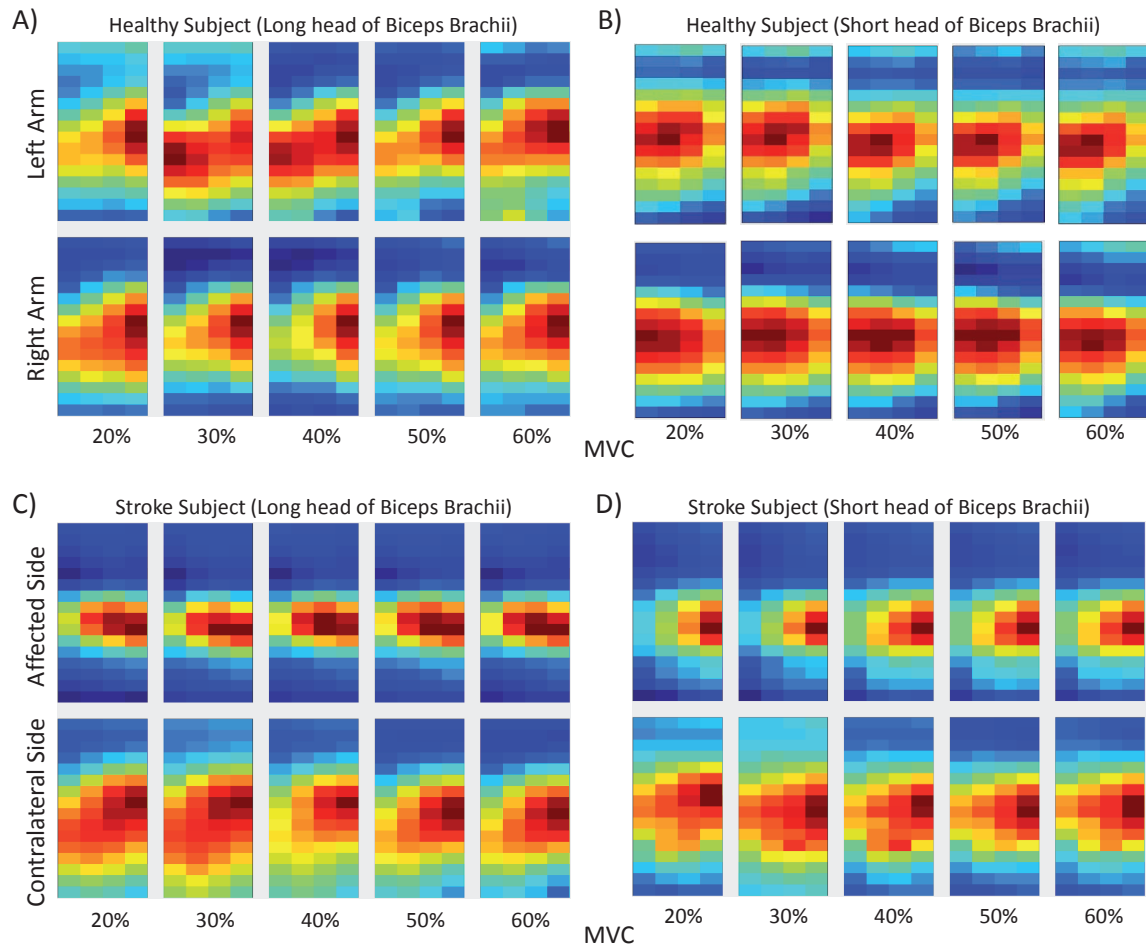
*Stroke can affect the quality of life with a variety of physical symptoms including impaired coordination and muscular weakness. We investigated the spatial patterns of electrical activity in stroke survivors using a grid of 16x8 electrodes (3mm diameter; 10mm inter-electrode distance (IED)).*

*We recorded monopolar signals from the Biceps Brachii (BB) long and short heads during isometric, elbow flexion contraction. Sixteen stroke survivors (chronic; 10 females; 16 males; Fugel Myer ranging from 9 to 53) and nine healthy participants were tested. The force levels ranged from 20% of the maximum voluntary contraction (MVC) to the 60% MVC at 10% MVC steps. For stroke subjects we used the MVC of the affected side as reference while, for healthy participants, MVCs were obtained from each side separately.*

*Monopolar root mean square (RMS) maps for 10s of bandpass filtered [10-500Hz] sEMG for each head of BB were obtained and were compared: a) across force levels and b) across affected & contralateral sides.*

*A spatial pattern of the sEMG across force levels may refer to the mechanisms of motor unit recruitment within a muscle. We found this consistency in the spatial sEMG patterns for health and stroke survivors, confirming the presence of mechanisms that do not change with the force requirements.*

*For the healthy subjects, the spatial sEMG patterns were relatively similar across sides. For the stroke subjects, we observed cases of strong dissimilarity (shortening) of spatial patterns between affected and contralateral sides and also cases of no changes. The observed shorter patterns are present at all force levels and on both BB heads. A reduction in the active sEMG region might be due to the muscle atrophy as was observed clinically from the patients.*



Mappe RMS (normalizzato rispetto al massimo) del sEMG monopolare rilevato dal BB di un soggetto sano (A e B) e uno affetto da emiparesi (C e D). Le mappe in A e C sono relative al capo lungo, quelle in B e D sono relative al capo breve. L'estremità prossimale del muscolo è in alto. Rosso scuro = 1, blu scuro = 0).

Normalized (to the maximum) monopolar root mean square (RMS) maps from the Biceps Brachii's (BB) of a A-B) healthy and C-D) a stroke subject. A and C) are related to BB long head, B and D) are related to BB short head. For each map, shoulder is on top and left means lateral. Dark red = 1, dark blue = 0.

## **Studio della coordinazione durante la modulazione isometrica dello spazio nullità dovuto alla ridondanza dello schema motorio**

## ***Study of coordination during isometric modulation of the null space due to muscle redundancy***

D. Borzelli, E. Burdet, A. d'Avella

Nella vita quotidiana interagiamo con oggetti che introducono interazioni instabili, che richiedono il controllo della rigidità dell'endpoint attraverso i muscoli. A causa dell'elevata ridondanza del sistema muscolo-scheletrico, si può ottenere la stessa rigidità dei giunti con schemi di attivazione muscolare diversi. Come il Sistema Nervoso Centrale (SNC) coordina i muscoli per controllare l'irrigidimento di un giunto rimane una domanda aperta.

Attraverso elettrodi bipolari sono stati registrati i segnali sEMG di 17 muscoli del braccio, avambraccio e spalla destri durante contrazioni isometriche in diverse direzioni misurando la forza al polso. La norma della componente del pattern muscolare che non esercita forza (spazio nullità) è stata utilizzata come stima della rigidità del braccio. Si è quindi chiesto ai soggetti di applicare, con la mano, una forza isometrica tri-dimensionale irrigidendo il braccio a vari livelli. Un feedback visivo della posizione di un cursore sferico insieme con la sua oscillazione sono stati usati (Figura, A) per visualizzare, su un monitor, l'effetto della forza esercitata e della rigidità del braccio (Figura, B).

Abbiamo riscontrato che la proiezione dell'attivazione muscolare nello spazio nullità era superiore all'85% del totale, anche nel caso in cui questa non fosse espressamente richiesta. Abbiamo inoltre notato che non si può identificare una componente del pattern muscolare che scala con la rigidità del braccio, ma che i muscoli sono reclutati in diverse proporzioni a seconda della richiesta di rigidità. Dunque la componente di attivazione muscolare nello spazio nullità non viene semplicemente scalata ma anche ruotata (Figura C).

*During daily life we work with tools, inducing unstable interactions, which requires to control the endpoint stiffness through muscles co-activation. Due to the high redundancy of the musculoskeletal system, different patterns of muscle activation may lead to the same joint stiffness. How the Central Nervous System (CNS) coordinates muscles to control joint stiffening is still an open question.*

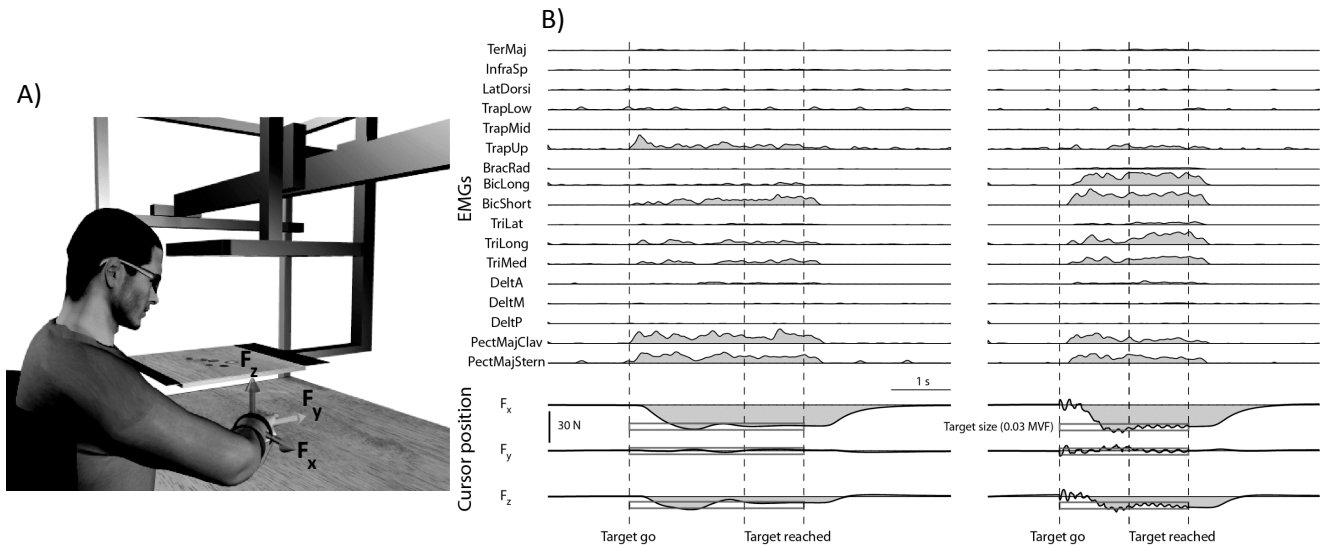
*We used bipolar electrodes to record the sEMG signals of 17 right arm, forearm and shoulder muscles during isometric force generation at the the wrist in different directions. The norm of the component of the muscle pattern that does not generate forces at the hand (null space) was used as an index of arm stiffness. Subjects were asked to apply isometric tri-dimensional forces with the hand, while stiffening the arm at different levels. Visual feedback of the position of a spherical cursor with oscillations was used (Figure, A) to display, on a monitor, the effect of the exerted force and the arm stiffness (Figure, B).*

*We observed that the projection of the muscle activation in the null space was more than 85% of the total, even when no null space activation was explicitly requested. We also noticed that a muscle pattern component scaling with arm stiffness cannot be identified and that muscles are recruited in different proportions depending on the stiffness requested. Therefore, the muscle activation component in the null space is not simply scaled but it is also rotated (Figure, C).*

*Understanding how CNS selects the muscle pattern to stiffen a joint may help developing efficient rehabilitation treatments. Bio-mimetic*

Comprendere come il SNC seleziona il pattern muscolare per irrigidire un giunto, potrebbe aiutare lo sviluppo di trattamenti riabilitativi più efficaci. Inoltre, un controllo bio-mimetico della rigidità dei giunti può essere usato per controllare protesi e esoscheletri.

*control of joint stiffness could also be used to control prostheses and exoskeletons.*



C)

Cosine of the angles between muscle activations of different null space levels					
Lev 0 vs Lev 1	Lev 0 vs Lev 2	Lev 0 vs Lev 3	Lev 1 vs Lev 2	Lev 1 vs Lev 3	Lev 2 vs Lev 3
0.83 ± 0.07	0.81 ± 0.08	0.80 ± 0.10	0.95 ± 0.03	0.91 ± 0.06	0.94 ± 0.04

A) Setup sperimentale. B) Esempio di segnale sEMG e posizione del cursore sferico durante una prova in cui non veniva richiesto alcun livello di spazio nullità (sinistra) ed in cui veniva richiesto un livello di spazio nullità medio (destra) C) Coseno degli angoli tra le attivazioni muscolari con nessuna (Lev 0) e massima richiesta di spazio nullità (Lev 3). Media ± std tra i soggetti

*A) Experimental setup. B) Example of EMGs and spherical cursor position during trials requesting (right) and not requesting (left) a moderate level of null. C) Cosine of angles between muscles leading to the same end-point forces with no (Lev 0) and with highest (Lev 3) null space requirement. Mean ± std among subjects*

## **Relazione tra distribuzione di ampiezza EMG e forza delle dita per violinisti che eseguono singole note**

## ***The relationship between EMG amplitude distribution and finger force while violin players perform on single note***

G. Iovine, F. Petracca

Suonare il violino richiede un controllo motorio accurato ed efficiente di braccia e mani. La posizione delle dita definisce la lunghezza della corda libera di vibrare (nota) e l'archetto fornisce la vibrazione. L'inconsapevole aumento della forza delle dita sulla tastiera non produce alcun effetto sonoro, spreco di sforzo muscolare. La relazione tra distribuzione spaziale e ampiezza EMG da flessori dell'avambraccio sinistro e forza delle dita è stata valutata per 17 violinisti.

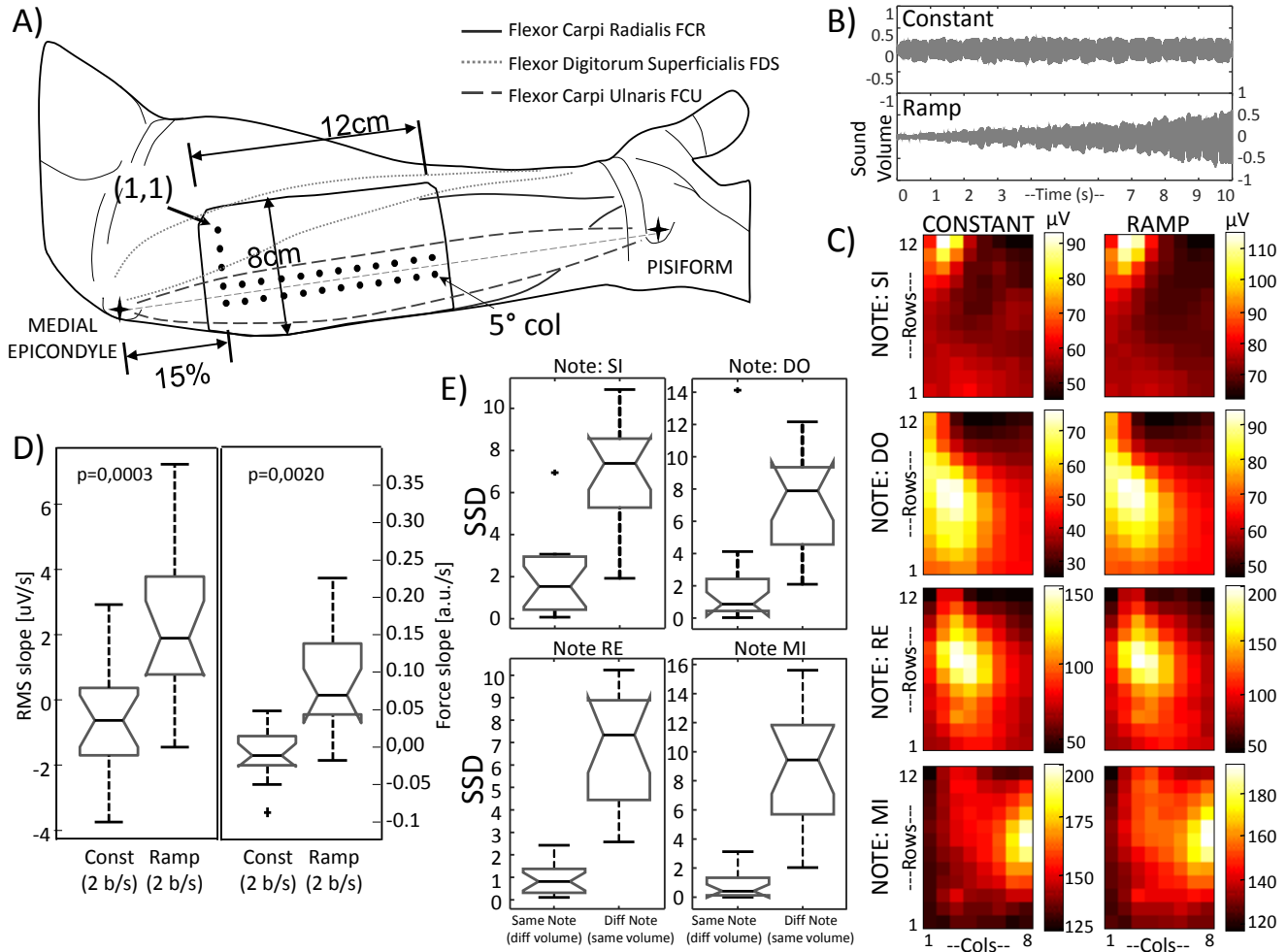
Una griglia di elettrodi 12x8 (IED=10mm) è stata posizionata secondo riferimenti anatomici (Figura, A). I soggetti hanno suonato 4 note (SI, DO, RE, MI) per 10s a volume di suono costante e crescente (rampa) (Figura, B). La forza di ciascun dito sulla tastiera è stata registrata tramite sensore di forza resistivo. I tassi di variazione di RMS (media spaziale su epoche da 1 s) e Forza sono stati confrontati a diversi volumi di suono. Per ogni soggetto, anche le mappe RMS su 10s (Figura, C) sono state confrontate a diversi volumi, calcolandone l'SSD (somma degli scarti quadratici tra pixel corrispondenti).

Aumenti statisticamente maggiori in RMS e Forza sono stati osservati durante il suono a volume crescente, suggerendo che molti soggetti aumentavano lo sforzo nella mano sinistra (Figura, D). Poca variazione spaziale (basso SSD) è stata osservata, per la stessa nota, tra volume di suono costante e crescente mentre variazione statisticamente maggiore (alto SSD) è stata osservata tra note (Figura, E). Molti soggetti, aumentando EMG e forza, non percepiscono lo spreco di attività muscolare nella mano sinistra sebbene nessuna variazione spaziale sia stata osservata. Tale tecnica potrebbe essere usata come feedback durante sessioni di insegnamento e di allenamento.

*Violin playing requires accurate and efficient motor control of arms and hands. The fingers' position defines the string length free to vibrate (the note) and the slide of the bow provides the vibration. The unaware increase in the fingers' force on the fingerboard does not produce any effect on sound, wasting muscular effort. The relationships between spatial distribution and amplitude of EMG patterns of left forearm flexors and finger force were assessed on 17 violin players.*

*A 12x8 electrode grid (IED=10mm) was placed according to anatomical landmarks (Figure, A). Subjects were asked to play 4 notes (SI, DO, RE, MI) for 10s at constant and increasing (ramp) sound volume (Figure, B). The force exerted by each finger on the fingerboard was recorded by a force sensing resistor. The RMS (spatial average over 1 s epochs) and Force slopes were compared at different sound volumes. For each subject, the RMS maps over 10s (Figure, C) were also pairwise compared, computing the SSD (sum of squared differences between corresponding pixels).*

*Statistically higher RMS and Force slopes were seen with increasing volume, suggesting most of the subjects increased their left hand effort (Figure, D). Low spatial variation (low SSD) was observed, for the same notes, between constant and increasing volume and significantly higher variation (high SSD) was observed between different notes (Figure, E). Many subjects, when increasing EMG and force, did not realize to waste left hand muscle activity even if no spatial variations were seen. The proposed technique may be used as feedback during teaching and training sessions.*



A) Posizionamento degli elettrodi 12x8 (IED=10) sui flessori dell'avambraccio sinistro. B) Regrazioni rappresentative di volume costante e crescente (rampa). C) Mappe RMS (Soggetto 14), calcolate per ogni nota (SI, DO, RE, MI) e ogni condizione. D) Boxplot delle pendenze di RMS e Forza su 10s a diverse condizioni di suono. E) Boxplot degli SSD tra medesime note (a diverse condizioni di suono) e differenti note (a medesime condizioni di suono).

A) 12x8 electrodes grid (IED=10) placement on the left forearm flexors. B) Representative recordings for constant and increasing (ramp) volume. C) RMS maps (subject14), computed for each note (SI, DO, RE, MI) and each condition. D) Boxplot for RMS and Force slopes over 10s at different sound conditions. E) Boxplot for SSD between same notes (different sound conditions) and different note (same sound conditions).

## **Distribuzione spaziale di EMG superficiale nei muscoli trapezio e lombari di violinisti e violoncellisti durante l'esecuzione di singole note**

## ***Spatial distribution of surface EMG on trapezius and lumbar muscles of violin and cello players in single note performances***

B. Afsharipour, M. Gasparini, R. Merletti, F. Petracca

I musicisti possono risentire di disturbi muscolari (PRMD) dovuti a intensi gesti ripetitivi. Abbiamo studiato la distribuzione spaziale elettromiografica (sEMG) del trapezio e dei muscoli lombari di 16 violinisti e 11 violoncellisti.

Una griglia di elettrodi 16x4, 10mm di distanza inter-elettroica (IED), è stata posizionata sul trapezio medio (MT) e inferiore (LT) destro. Due griglie di elettrodi 16x2 (IED=10mm) sono state posizionate sui muscoli erettori spinali sinistro (LES) e destro (RES) in posizione seduta con/senza appoggio allo schienale. I soggetti hanno suonato le 4 corde dello strumento con ampie arcate (1arcata/s) o détaché di punta/tallone (8arcate/s) in due sessioni. L'indice di attività muscolare (MAI) è stato definito come la media spaziale sulla regione segmentata della mappa RMS. Una analisi con modello lineare ad effetti misti è stata condotta considerando "muscolo", "numero corda", "tipo di arcata", "supporto schienale" come fattori e "soggetti" come effetti casuali additivi. Una analisi dei contrasti e intervalli di confidenza (CI) al 95% sono stati usati per verificare gli effetti e le interazioni dei diversi fattori.

Nei violinisti, le arcate verso l'alto comportano MAI maggiori nel trapezio rispetto alla arcate verso il basso. Invece, nei violoncellisti, maggiore attività è richiesta nei movimenti opposti dalla coda verso la punta. Per entrambi gli strumenti, il MAI del trapezio aumenta dalla corda 1 (più mediale) verso la corda 4 (più laterale). Nei muscoli lombari, il MAI del LES e RES era minore in presenza del supporto dello schienale sia per violino che violoncello. Infine, nei violinisti, maggiore attività del RES è stata osservata durante

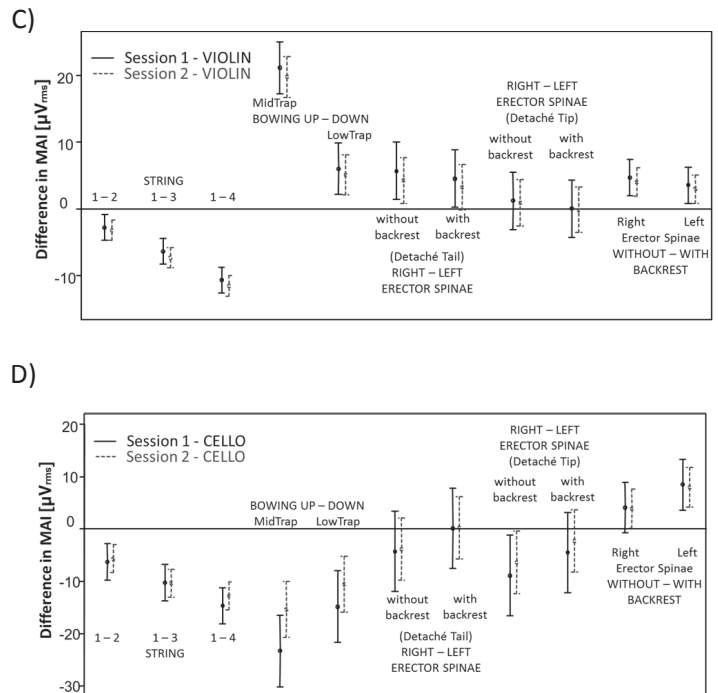
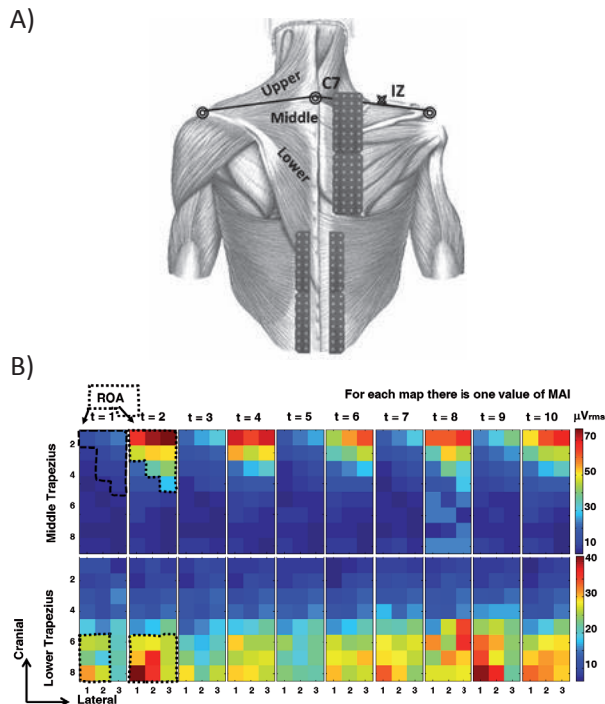
*Musicians may experience muscular disorders (PRMD) due to intensive repetitive tasks. We studied the spatial distribution of electromyogram (sEMG) of the trapezius and lumbar muscles of 16 violin players and 11 cello players.*

*A 16x4 electrode grid, 10mm inter-electrode distance (IED), was placed over the middle (MT) and lower (LT) trapezius of the bowing arm. Two 16x2 electrode grids (IED=10mm) were placed on the left (LES) and right (RES) erector spinae muscles each, in sitting position with/without backrest. Subjects played the four strings either in large (1bow/s) or détaché tip/tail (8bows/s) bowing in two sessions. Muscle activity index (MAI) was defined as the spatial average of the segmented region of the RMS map. A linear mixed model analysis was carried out considering "muscle", "string number", "bowing type" and "backrest" as factors and "subject" as a random additive effect. Contrast analysis and 95% confidence intervals (CI) were used to test the effects of the different factors and interactions.*

*For violin players, bowing up provides a higher MAI for the trapezius muscle than a downward bow. Instead, in cello players, higher activity is required in the opposite movement from the tail toward the tip. For both instruments, an increasing MAI in the trapezius was seen from string 1 (most medial) toward string 4 (most lateral). About the lumbar muscles, the MAI of the LES and RES was smaller when backrest was present for both violin and cello. Finally, higher RES activity was observed during playing détaché tail comparing to détaché tip in*

detaché di coda rispetto al detaché di punta. Nei violoncellisti, maggiore attività del LES è stata osservata durante detaché di punta rispetto al detaché di coda.

violin players. Higher LES activity was observed while playing detaché tip compared to detaché tail in cello players.



A) Posizionamento degli elettrodi su trapezio e muscoli lombari. B) Esempio di mappe RMS (10s) dal trapezio medio e inferiore; Violinista, Corda 1, senza appoggio allo schienale. Le arcate verso l'alto ed il basso corrispondono agli istanti dispari e pari rispettivamente. Media ed intervalli di confidenza per violinisti (C) e violoncellisti (D). Da sinistra a destra: corda; arcate verso alto o basso; detaché coda/punta per gli erettori spinali destro/sinistro; schienale.

A) Electrode placement over trapezius and lumbar muscles. B) Example of RMS maps (10s) from the middle and lower trapezius muscle; Violin player, String 1, without backrest. Bowing down and up correspond to odd and even trials respectively. Mean and confidence intervals for violin (C) and cello (D) players. From left to right; effect of String; Bowing up/down; Right/Left erector spinae muscles during detaché tail and tip; Backrest.



## Disseminazione di risultati in prevenzione e riabilitazione: il Progetto TASI

## Dissemination of results in prevention and rehabilitation: the TASI Project

R Merletti, D. Riva

Il Progetto Europeo "On asymmetry in Sphincters" (OASIS, 2001-2004) dimostrò la possibilità di rilevare i segnali EMG generati dallo sfintere anale esterno (SAE) e rese disponibile la tecnologia per la loro analisi e interpretazione.

Il successivo progetto "Technology for anal sphincter analysis and incontinence" (TASI, 2006-2012, finanziato dalla Compagnia di San Paolo, Torino) dimostrò la possibilità di localizzare le zone di innervazione e la efficacia di un test pre-parto al fine di pianificare un eventuale intervento di episiotomia. Tale pianificazione consentirebbe di ridurre l'incidenza di successivi casi di incontinenza. Oltre che in alcuni articoli pubblicati su riviste indicizzate, i risultati sono oggi descritti nei testi "Surface Electromyography", R. Merletti and D. Farina, J. Wiley and IEEE Press e "Childbirth-related pelvic floor dysfunctions", D. Riva e G. Minini, Springer.

Due presentazioni a congressi internazionali hanno ricevuto il premio per la "Best Presentation". Alcuni articoli su questo tema sono apparsi su quotidiani e rotocalchi italiani.

La disseminazione scientifica di questi risultati è stata limitata alle pubblicazioni internazionali mentre le applicazioni cliniche dei risultati sono state insoddisfacenti per entrambi i progetti. Questo "fallimento" richiede serie considerazioni

*The European Project "On asymmetry in Sphincters" (OASIS, 2001-2004) demonstrated the possibility of detecting and processing the EMG signals generated by the external anal sphincter (EAS) and developed the technology for extracting information from them.*

*The subsequent project "Technology for anal sphincter analysis and incontinence" (TASI, 2006-2012, supported by Compagnia di San Paolo, Torino) demonstrated the possibility of identifying the location of the innervation zones of the EAS and the effectiveness of a pre-partum test for planning the intervention of episiotomy, if needed at the time of delivery. This planning is expected to reduce the incidence of episiotomy-related incontinence. In addition to a number of articles published in international journals, these results are now described in the textbooks "Surface Electromyography", R. Merletti and D. Farina, J. Wiley and IEEE Press and "Childbirth-related pelvic floor dysfunctions", D. Riva and G. Minini, Springer. Two presentations at international congresses received the prize for "Best Presentation". Some articles appeared on Italian newspapers on this issue.*

*The dissemination of these results was limited to scientific publications. The requirements for application of results were not satisfied for either*

da parte delle istituzioni finanziatrici della ricerca in merito al notevole "gap" esistente tra il successo scientifico di una ricerca e le applicazioni dei risultati nel mondo clinico.

Tali considerazioni sono molto importanti nel caso di tecnologie e applicazioni a carattere preventivo, in particolare quando l'operatore clinico non è informato delle conseguenze a lungo termine di una sua azione e il paziente non associa tali conseguenze ad un evento avvenuto anni prima. Sembrerebbe semplice risolvere questo problema sia attraverso una opportuna formazione permanente degli operatori e l'informazione dei potenziali pazienti, sia attraverso il trasferimento tecnologico di metodiche innovative.

Molto spesso questo non necessariamente avviene. Di conseguenza, come dimostrato in questo caso, non si valutano i costi sanitari, sociali ed economici e non si promuove il trasferimento tecnologico all'industria. Le ragioni che spiegano questo atteggiamento non sono di carattere scientifico e non sono discusse in questa sede. Tuttavia, le istituzioni sanitarie e i cittadini devono essere informati degli elevati costi che essi pagano in conseguenza della priorità data a criteri e pressioni che incrementano i costi della sanità quando esistono gli strumenti e le tecniche per ridurli.

*project. This failure deserves some serious consideration by research-supporting agencies about the wide gap between scientific success in solving a problem and the application of the solution in the clinical world.*

*This is particularly important in the case of preventive technologies when the clinical operator is not aware of the long term consequences of his/her actions and the patient does not associate such consequences to an event that took place years earlier. It would appear that this issue could be easily solved by proper training of the operators, education/information of the users, and technology transfer of the new methods.*

*Very often this is not the case and the related additional social, economic and health costs as well as the lack of technology transfer to industry are not given much consideration.*

*The reasons for this situation are not of scientific nature and cannot be addressed here. But health delivery institutions and citizens should consider the price paid for giving priority to criteria and pressures that inflate the cost of health care when means to reduce it are available.*

## Un nuovo testo di Elettromiografia di Superficie

## A new textbook on Surface Electromyography

D. Farina, R. Merletti

Nell'ultimo decennio lo sviluppo delle tecniche di elettromiografia non invasiva è stato notevole ma il "gap" tra i risultati della ricerca e le loro applicazioni cliniche si è allargato.

Il testo "Surface Electromyography: physiology, engineering and applications", edito da R. Merletti e D. Farina (J.Wiley e IEEE Press), mira a colmare questo "gap" descrivendo risultati di ricerche recenti nei primi dieci capitoli e applicazioni cliniche nei successivi dieci. Il testo è preparato per ricercatori clinici e ingegneri biomedici attivi nei settori delle scienze motorie e della neuroriabilitazione.

I principali contributi innovativi rispetto a testi precedenti riguardano le tecniche di decomposizione del segnale EMG di superficie, l'elettromiografia ad alta densità di elettrodi e le tecniche di "EMG Imaging", le sinergie motorie, i modelli "EMG-driven", la relazione tra forza muscolare e EMG, l'analisi della postura e del cammino e l'interfaccia uomo-macchina in neuroriabilitazione.

*In the last decade the scientific developments in surface electromyography have been outstanding but the gap between research results and clinical applications has been widening.*

*The textbook "Surface Electromyography: physiology, engineering and applications", edited by R. Merletti and D. Farina (J.Wiley and IEEE Press), tries to fill this gap by describing recent achievements in the first ten chapters and clinical applications in the next ten. The book is aimed at clinical researchers and biomedical engineers in the fields of movement sciences and neurorehabilitation.*

*Novel contributions with respect to other books on EMG concern decomposition of surface EMG, high density EMG and EMG Imaging, motor coordination and synergies, EMG-driven models, force-EMG relationship, applications in obstetrics, posture and gait analysis and man-machine interfacing in neurorehabilitation.*

### Indice Table of contents

1. Physiology of Muscle Activation and Force Generation  
*R. Enoka, J. Duchateau*
2. Biophysics of the Generation of EMG Signals  
*D. Stegeman, D. Farina, R. Merletti*
3. Detection and Conditioning of Surface EMG Signals  
*R. Merletti, A. Botter, U. Barone*
4. Single Channel Techniques for Information Extraction from the Surface EMG Signal  
*E. Clancy, F. Negro, D. Farina*
5. Techniques for Information Extraction from the Surface EMG Signal: High Density Surface EMG  
*R. Merletti, T. Vieira, D. Farina*

6. Muscle Coordination, Motor Synergies and Primitives from Surface EMG  
*F. Lacquaniti, Y. Ivanenko, F. d'Avella*
7. Surface EMG Decomposition  
*A. Holobar, D. Zazula*
8. EMG Modeling and Simulation  
*M. Lowery*
9. Electromyography-driven Modeling for Simulating Subject-Specific Movement at the Neuromusculoskeletal Level  
*M. Sartori, D. Lloyd, T. Besier, J. Fernabdez, D. Farina*
10. Muscle Force and Myoelectric Manifestations of Muscle Fatigue in Voluntary and Electrically Elicited Contractions  
*R. Merletti, B. Afsharipour, J. Dideriksen, D. Farina*
11. EMG of Electrically Stimulated Muscles  
*A. Botter, R. Merletti*
12. Surface EMG Applications in Neurophysiology  
*J. Duchateau, S. Baudry, M. Minetto*
13. Surface EMG in Ergonomics and Occupational Medicine  
*M. Gazzoni, B. Afsharipour, R. Merletti*
14. Applications in Proctology and Obstetrics  
*R. Merletti*
15. EMG and Posture in its Narrowest Sense  
*T. Vieira, D. Farina, I. Loram*
16. EMG in Movement and Gait Analysis  
*A. Merlo, I. Campanini*
17. Applications in Musculoskeletal Physical Therapy  
*D. Falla*
18. Surface EMG Biofeedback  
*A. Gallina, M. Gazzoni, D. Falla, R. Merletti*
19. EMG In Exercise Physiology and Sports  
*A. Rainoldi, T. Moritani, G. Boccia*
20. Surface Electromyography for Man-Machine Interfacing in Rehabilitation Technologies  
*D. Farina, M. Sartori*

**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.**

M. Gazzoni

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 in preparazione, un capitolo di libro e 33 articoli su riviste internazionali indicizzate negli ultimi tre anni) e presentazioni a congressi (35 negli ultimi tre anni),
- 2) lezioni invitate, workshops, seminari, summer schools e altre attività didattiche e di formazione anche tramite internet (3 lezioni invitate in sedi internazionali, 3 in sedi nazionali, 9 seminari nell'ultimo anno e due brevetti negli ultimi tre anni),
- 3) disseminazione tramite radio e televisione, quotidiani, riviste, siti internet, social networks, tra cui quattro articoli apparsi su quotidiani o riviste nazionali.

Di particolare rilevanza è stato il workshop organizzato nell'ambito della collaborazione con il Rehabilitation Institute of Chicago, presso il Politecnico di Torino.

Sul piano nazionale è da sottolineare la lezione "Prelievo, elaborazione e applicazioni del segnale elettromiografico di superficie" tenuta nell'ambito del Master in scienze e tecnologie di alta specializzazione in riabilitazione, presso l'Università di Pisa.

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 la 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.

*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 in preparation, one chapter of a book and 33 scientific articles on peer-reviewed international journals in the last three years) and presentations at congresses (35 presentations in the last three years),*
- 2) *workshops, seminars, summer schools and other teaching and training activities (3 international, 3 national invited lectures and 9 seminars in the last year and 2 patents in the last three years),*
- 3) *dissemination events aimed to the general public, as for example 4 articles published in national magazines or newspapers.*

*Of particular international relevance was the workshop organized within the framework of the collaboration with the Rehabilitation Institute of Chicago, at Politecnico di Torino. At the national level, the invited lecture on "Detection, processing and applications of the surface EMG signal" delivered within the Master course "Scienze e tecnologie di alta specializzazione in riabilitazione", organized by the University of Pisa.*

*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. Vieira T., "Elettromiografia de superfície: conceitos de base e aplicados ao estudo do movimento humano" Master in Biomedical Engineering, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brazil, March 10 – April 10, 2015.
2. Merletti R., "Technology transfer of non-invasive electromyography" IFMBE Summer School of Health Technology Assesment (HTA), University of Warwick, Coventry, UK, September 8-10, 2015.
3. Gazzoni M., Gallina A., "Variability of sEMG spatial distribution in individual muscles: possible confounding factor in muscle assessment" 8th Biennial EFOST Congress, Torino, Italy, November 28, 2015.

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

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

1. Botter A., "Prelievo, elaborazione e applicazioni del segnale elettromiografico di superficie" Master in scienze e tecnologie di alta specializzazione in riabilitazione, Università di Pisa, May 29, 2015.
2. Merletti R., "EMG Imaging" XXXV Corso teorico pratico in elettromiografia e neurofisiologia clinica. Abano Terme (PD), October 19, 2015.
3. Minini G., Riva D., Merletti R., "Riabilitazione perineale in ostetricia e uroginecologia" Riabilitazione perineale in Italia: 30 anni dopo, Udine, November 27, 2015.

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

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

1. d'Avella A., seminar on: "Muscle synergies for motor control" Politecnico di Torino, Italy, January 29, 2015.
2. Borzelli D., seminar on: "Effort minimization, impedance control, and muscle synergies for hand force generation" Politecnico di Torino, Italy, January 29, 2015.
3. Merletti R., seminar on : "Valutazione dell'attività muscolare nei musicisti: l'elettromiografia non invasiva e le sue applicazioni in medicina occupazionale" Conservatorio A. Vivaldi, Alessandria, Italy, February 28, 2015.
4. Petracca F., seminar on: "Valutazione dell'attività muscolare nei musicisti: risultati preliminari del progetto lagrange sulla valutazione dei muscoli trapezio e paravertebrali nei violinisti e violoncellisti" Conservatorio A. Vivaldi, Alessandria, Italy, February 28, 2015.

5. Kumar D. K., seminar on: "Technologies for affordable healthcare", LISiN, Turin, Italy, April 8, 2015.
6. Merletti R., workshop on: "Surface EMG: past achievements and future perspectives" Surface EMG advanced techniques: Translational research from Torino to Chicago, Politecnico di Torino, Italy, September 3, 2015.
7. Rymer W. Z., workshop on: "Simultaneous recording of multiple motor units in humans using surface EMG grid of electrodes: lessons learned in health and disease" Surface EMG advanced techniques Translational research from Torino to Chicago, Politecnico di Torino, Italy, September 3, 2015.
8. Suresh N., workshop on: "EMG-force relations during reflex contractions in spastic stroke survivors pectives" Surface EMG advanced techniques Translational research from Torino to Chicago, Politecnico di Torino, Italy, September 3, 2015.
9. Afsharipour B., workshop on: "Spatial analysis of Biceps Brachii's activation in stroke survivors" Surface EMG advanced techniques Translational research from Torino to Chicago, Politecnico di Torino, Italy, September 3, 2015.

### **Ricercatori Ospiti**

### **Visiting Scientists**

1. Afsharipour Babak, Rehabilitation Institute of Chicago, USA.
2. Ballesio Giuseppe, Tessitura Fratelli Ballesio, Torino, Italy.
3. Baudry Stéphane, Laboratory of Applied Biology, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgium.
4. Bottin Andrea, OT Bioelettronica, Torino, Italy.
5. Cereatti Andrea, POLCOMING Department, University of Sassari, Sassari, Italy.
6. d'Avella Andrea, Dipartimento di Scienze Biomediche e delle Immagini Morfologiche e Funzionali, Università di Messina, Messina, Italy, e Laboratorio di Fisiologia Neuromotoria, Fondazione Santa Lucia, Roma, Italy.
7. Davis Leah, Neurophysiology of Movement Laboratory, Department of Integrative Physiology, University of Colorado Boulder, USA.
8. Di Vella Giancarlo, Scienze della Sanità Pubblica e Pediatriche, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy.

9. Falla Deborah, Department of Neurorehabilitation Engineering, University Medical Center Göttingen, Georg-August University Göttingen, Germany.
10. Farina Dario, Department of Neurorehabilitation Engineering, University Medical Center Göttingen, Georg-August University Göttingen, Germany.
11. Giacomozzi Claudia, Istituto Superiore di Sanità, Rome, Italy.
12. Groppo Enrico, Conservatorio di Torino "G. Verdi", Torino, Italy.
13. Laubli Thomas, Department Health Sciences and Technology, Federal Institute of Technology Zurich, Zurich, Switzerland.
14. Martin Bernard, Department of Industrial and Operations Engineering, University of Michigan, USA.
15. Merlo Enrico, OT Bioelettronica, Torino, Italy.
16. Roatta Silvestro, Laboratorio di Fisiologia Integrativa, Dipartimento di Neuroscienze, Università di Torino, Torino, Italy.
17. Roberto Alessandro, Istituto Musicale Pareggiato della Valle d'Aosta, Aosta, Italy.
18. Rymer William Zev, Rehabilitation Institute of Chicago, USA.
19. Suresh Nina, Rehabilitation Institute of Chicago, USA.
20. Turolla Andrea, Laboratory of Kinematics and Robotics, Fondazione IRCCS, Ospedale San Camillo, Venezia, Italy.

## **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.



## Attività divulgativa

### Dissemination

1. Gazzoni M., "I condizionamenti dell'ambiente sulla performance sportiva: come si vince un'Olimpiade" I mercoledì dello Sport, Aula Magna, Politecnico di Torino, Torino, Italy, March 11, 2015.
2. Merletti R., "Non-invasive electromyography (EMG imaging) in sport and prevention of work-related disorders" I mercoledì dello Sport, Sala Consiglio di Facoltà, Politecnico di Torino, Torino, Italy, May 6, 2015.
3. Merletti R., "Introduction to Surface EMG: basic physiology, detection, information extraction and applications" Torino 2015 Capitale dello Sport - BEST, LISiN, Politecnico di Torino, Torino, Italy, May 8, 2015.
4. Petracca F., Cerone L.G., "Hands-on: Multichannel SEMG detection with electrode grids and bipolar System: applications in the control of physical and digital games" Torino 2015 Capitale dello Sport - BEST, LISiN, Politecnico di Torino, Torino, Italy, May 8, 2015.
5. Merletti R., Petracca F., Presentazione LISiN e valutazione dell'attività muscolare in musicisti, Istituto Musicale Pareggiato di Aosta, Aosta, Italy, May 26, 2015.
6. Gazzoni M., "Tecnologie wearable: applicazioni e prospettive in riabilitazione" Wearable Tech Torino, Lingotto Fiere, Torino, November 21, 2015.

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

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

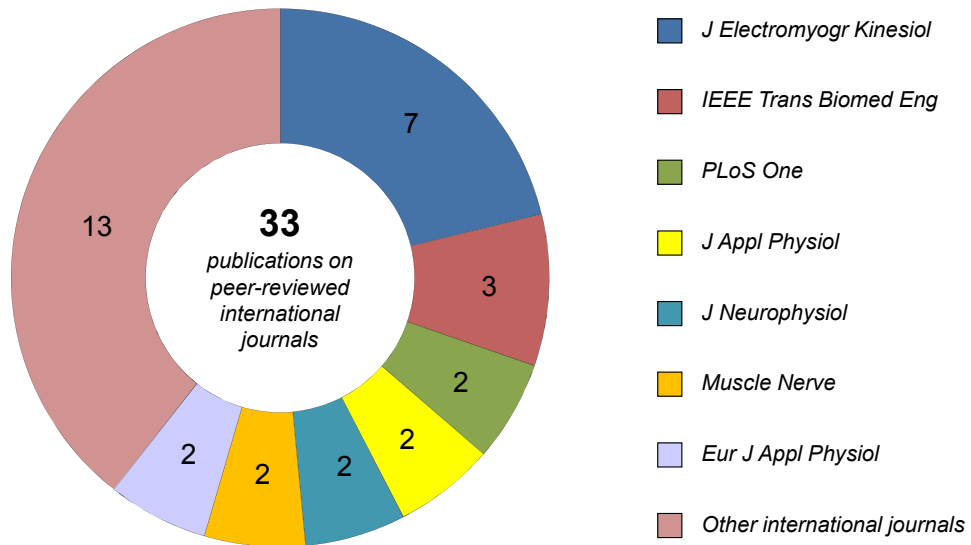
1. "Gli ingegneri studiano in Conservatorio i muscoli dei musicisti". La Stampa Nord-Ovest, February 28, 2015.
2. "Gli ingegneri studiano i muscoli dei musicisti. L'esame su allievi del Vivaldi: è la prima ricerca al mondo". La Stampa, February 28, 2015.
3. "Un'eccellenza torinese: il LISiN del Politecnico. Dalla creatività degli ingegneri il futuro della riabilitazione". FarmaCom, Number 6 – year IX, November - December 2015.
4. "Incontinenza dello sfintere anale esterno da episiotomia e prevenzione del danno iatrogeno". Rivista Italiana di Medicina Legale, Number 2 - year XXXVII, April – June 2015.

**PUBBLICAZIONI  
SCIENTIFICHE E  
PRESENTAZIONI A  
CONGRESSI (DAL 2013)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS  
AND CONGRESS  
PRESENTATIONS  
(FROM 2013)**

**Publicazioni su riviste internazionali (2013 – 2015)**

***Publications on international journals (2013 – 2015)***



**Distribuzione delle pubblicazioni del LISiN in riviste internazionali indicizzate (2013-2015)**  
***Distribution of LISiN publications in peer-reviewed journals (2013-2015)***

1. Afsharipour B, Ullah K, Merletti R. Amplitude indicators and spatial aliasing in high density surface electromyography recordings, J Biomed Signal Processing & Control. 2015;22 170-79.
2. Avancini C, de Oliveira LF, Menegaldo LL, Vieira TM. Variations in the spatial distribution of the amplitude of surface electromyograms are unlikely explained by changes in the length of medial gastrocnemius fibres with knee joint angle. PLoS One. 2015 May 22;10(5):e0126888.

3. 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.
4. 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]
5. Bisi MC, Botter A, Stagni R, Vieira TM. New frontiers for muscle function investigation: Integration of surface EMG and 3D ecographic images. *J Mech Med Biol.* 2015;15:1540029.
6. 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.
7. Botter A, Vieira TM. Filtered Virtual Reference: a New Method for the Reduction of Power Line Interference with Minimal Distortion of Monopolar Surface EMG. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2015;62:2638-47.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. Gallina A, Merletti R, Gazzoni M. Uneven spatial distribution of surface EMG: what does it mean? *Eur J Appl Physiol.* 2013;113:887-94.
12. 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.
13. Gallina A, Vieira TMM. Territory and fiber orientation of vastus medialis motor units: a surface electromyography investigation. *Muscle Nerve* [epub ahead of print]
14. 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.
15. 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.

16. 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.
17. 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.
18. Lemos T, Imbiriba LA, Vargas CD, Vieira TM. Modulation of tibialis anterior muscle activity changes with upright stance width. *J Electromyogr Kinesiol*. 2015 Feb;25:168-74.
19. 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.
20. 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.
21. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Farina D. Origin and development of muscle cramps. *Exerc Sport Sci Rev*. 2013;41:3-10.
22. 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.
23. Piitulainen H, Botter A, Bourguignon M, Jousmäki V, Hari R. Spatial variability in cortex-muscle coherence investigated with magnetoencephalography and high-density surface electromyography. *J Neurophysiol*. 2015 [Epub ahead of print]
24. Piitulainen H, Botter A, Merletti R, Avela J. Multi-channel electromyography during maximal isometric and dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013;23:302-10.
25. 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*. 2015 Aug;25:e339-52.
26. 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.
27. 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.
28. 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.
29. Vieira TM, Botter A, Minetto MA, Hodson-Tole EF. Spatial variation of compound muscle action potentials across human gastrocnemius medialis. *J Neurophysiol*. 2015 Sep;114(3):1617-27.

30. 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.
31. Vieira TM, Potenza P, Gastaldi L, Botter A. Electrode position markedly affects knee torque in tetanic, stimulated contractions. *Eur J Appl Physiol.* 2015 Nov 2. [Epub ahead of print]
32. 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].
33. 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.

### **Libri e capitoli di libri (2013 – 2015)**

#### ***Books and chapters in books (2013 – 2015)***

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 (2013 – 2015)**

#### ***Presentations at national and international congresses (2013 – 2015)***

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. 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.
5. Botter A, Vazzoler I, Vieira TM. High Density EMG Investigation of H-Reflex Distribution Over the Soleus Muscle. "37th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society", Milan, Italy, August 25–29, 2015.

6. 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.
7. Cerone GL, Development of a modular wireless system for the acquisition of surface EMG signals. "XVI Congresso della Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica (SIAMOC 2015)" Padova, Italy, September 30-October 3, 2015.
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, Fontanella F, Gazzoni M, Vieira TM. Does the global temporal activation differ in triceps surae during standing balance? "37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society", Milan, Italy, August 25-29, 2015.
10. 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.
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, Neva JL, Peters S, Boyd L, Garland SJ. High-density surface electromyography assists in discriminating motor evoked potentials from crosstalk. 3rd North American Meeting on Brain Stimulation, Montreal, Canada, May 6 – 8, 2015.
14. 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.
15. 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.
16. 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.

17. 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.
18. Miller KJ, Ivanova TD, Gallina A, Snow NJ, Neva JL, Ledwell NM, Zhao ZG, Menon C, Boyd LA, Garland SJ. Changes in motor unit recruitment threshold and firing behavior after pairing high frequency repetitive transcranial magnetic stimulation with robot-assisted movement practice following stroke: a pilot study. Conference of the Society for Neuroscience, Chicago, USA, October 16-21, 2015.
19. Miller KJ, Gallina A, Snow NJ, Neva JL, Ledwell NM, Ivanova TD, Zhao ZG, Menon C, Boyd LA, Garland SJ. Effect of pairing high frequency repetitive transcranial magnetic stimulation with robot-assisted movement practice on wrist muscle activation following stroke: a pilot study. Canadian Stroke Congress, Toronto, Canada, Sept 17-19, 2015.
20. Neva JL, Gallina A, Peters S, Boyd L, Garland SJ. Differentiation of motor evoked potentials elicited in multiple forearm muscles using transcranial magnetic stimulation: an investigation with high-density surface electromyography. 3rd North American Meeting on Brain Stimulation, Montreal, Canada, May 6-8, 2015.
21. Neva JL, Gallina A, Peters S, Garland JS, Boyd LA. Corticospinal excitability assessed by standard and high density electromyography. Organization for Human Brain Mapping, Honolulu, Hawaii, USA, June 14-18, 2015.
22. Petracca F, Afshariour B, Bergamo R. Spatial distribution of EMG activity in trapezius e lumbar muscles of Violin players during single note performances. "XVI Congresso Nazionale SIAMOC", Padova, Italy, Sept 30-Oct 3, 2015.
23. Piitulainen H, Botter A, Bourguignon M, Jousmäki V, Hari R. Spatial variability in cortex-muscle coherence revealed with high-density surface electromyography. Conference of the Society for Neuroscience, Chicago, USA, October 16-21, 2015.
24. Pinto TP, Botter A, Dos Anjos FV, Vieira TM. Recruitment thresholds of electrically elicited MUs in the dominant and nondominant biceps brachii muscle: Preliminary results. "37th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society", Milan, Italy, August 25–29, 2015.
25. Potenza P, Botter A, Gastaldi L, Vieira TM. Influence of stimulation electrode placement on tetanic, knee extension torque. "XVI Congresso Nazionale SIAMOC", Padova, Italy, Sept 30-Oct 3, 2015.
26. Rasool G, Afsharipour B, Suresh NL, Hu X, Rymer W Z. Spatial Analysis of Muscular Activations in Stroke Survivors" Conference proceedings. "37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society", Milan, Italy, August 25–29, 2015.

27. Read N G, Rosso V, Rainoldi A, Vieira T M M. 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.
28. 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.
29. 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.
30. 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.
31. 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.
32. 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.
33. 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.
34. Vieira T M, 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.
35. Vieira T M, Read N G, Schwarcke L, Botter A. The Effect of Lymph Drainage on the Myoelectric Manifestation of Vastus Lateralis Fatigue: Preliminary Results. "37th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society", Milan, Italy, August 25-29, 2015.



## Libri pubblicati o in corso di pubblicazione dal 1997 al 2015

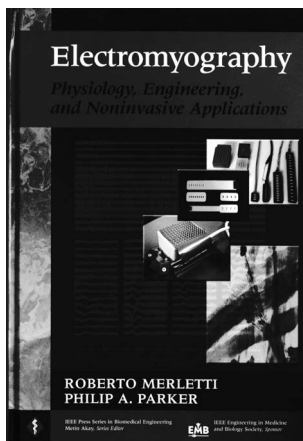
*Books published from 1997 to 2015*



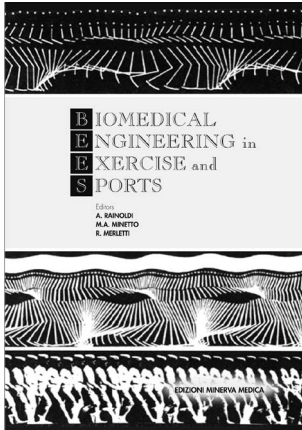
*SENIAM- Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie.*  
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. - 1999  
ISBN 90-75452-14-4



*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.

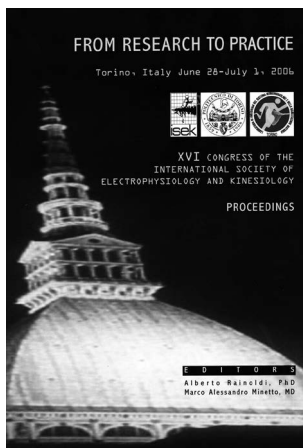


*Biomedical Engineering in Exercise and Sports.*

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

ISBN 88-7711-530-0

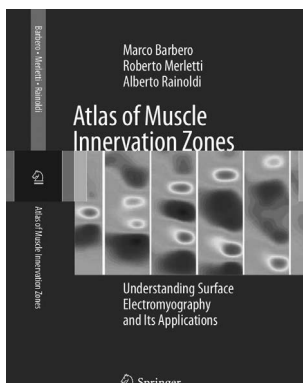
The contributions collected in the book were presented during an international Congress on “*Biomedical Engineering in Exercise and Sports*”, that was organized in Turin, Italy, after the 2006 Olympic Winter Games. In that occasion, international experts worked together to disseminate, among national 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 febbraio 2016  
presso Grafimania, Torino