

RAPPORTO ANNUALE 2012



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

ANNUAL REPORT 2012

Il sostegno alla ricerca rappresenta, anche nell'attuale situazione economica, una priorità fondamentale della Compagnia di San Paolo, che nel solo 2012 ha investito in Ricerca e Istruzione superiore (post-universitaria) 44 milioni di euro, ossia il 35% del suo budget annuale. Ciò nel convincimento che lo sviluppo della ricerca di base e applicata costituirà in futuro, come già nel passato, una condizione indispensabile per la ripresa economica del Paese.

In questa prospettiva, la Compagnia sostiene la ricerca scientifica e tecnologica, privilegiando quegli ambiti nei quali il rapporto tra ricerca di base e ricerca applicata è molto stretto e può vantaggiosamente tradursi in sostegno concreto allo sviluppo del territorio di riferimento. A tal fine, sono state promosse negli anni azioni mirate a creare sinergie ed efficienza tra soggetti diversi, a costruire sistemi di ricerca e innovazione su scala regionale caratterizzati da una "specializzazione intelligente", efficacemente connessi al sistema produttivo locale e in grado di competere a livello europeo e internazionale. Sono quindi state favorite sinergie tra pubblici poteri, mondo produttivo, enti di ricerca e università del territorio, con le quali la Compagnia ha stipulato Convenzioni pluriennali per la realizzazione di linee strategiche condivise, tra cui il potenziamento della competitività della ricerca locale, attraverso azioni programmate.

In tale contesto si collocano i contributi erogati a favore del Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare, un centro che ha ac-

On. Sergio Chiamparino



Presidente della
Compagnia di San Paolo

Providing support to research, even in the current economical situation, is a fundamental priority of Compagnia di San Paolo. In 2012 we invested 44 million euro (35% of the yearly budget) in Research and Post Graduate Training. This is a consequence of our strong belief that the progress of basic and applied research will represent, in the future, as it did in the past, a fundamental condition for the economical recovery of this Country.

In this perspective, Compagnia di San Paolo supports scientific and technological research, giving priority to situations where the connection between basic and applied activities is tight and positively supports the local development. To reach this

goal, through the past years, we supported activities oriented to create efficient synergies between different institutions to generate, on the regional scale, innovations with "intelligent specialization" effectively connected to the productive system and able to compete at the European and International level. We therefore favored synergies between public bodies, industries, local academic and research institutions, with whom Compagnia di San Paolo established long term agreements to implement strategic actions and programs to improve the local competitiveness.

Within this context we supported the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISIN), a research center that, throughout its 15 years of activity, brought international reputation and prestige to this Region, as demonstrated by its rate of success in obtaining international

quisito, nei suoi 15 anni di attività, un prestigio internazionale che ha portato lustro al territorio e che trova dimostrazione nel suo tasso di successo nell'ottenere finanziamenti internazionali, nella capacità di attrarre ricercatori da tutto il mondo, nella sua produttività scientifica, nella sua buona interazione con il sistema produttivo. Tutti questi elementi fanno del LISiN una realtà di riconosciuta eccellenza, un punto di riferimento per il territorio e non solo.

La Compagnia di San Paolo auspica pertanto che il Laboratorio possa continuare a svolgere con ancora più efficacia la propria attività di ricerca e trasferimento al sistema produttivo e sanitario e che l'apprezzamento del territorio per quanto realizzato negli anni possa tradursi in un incremento della quota di cofinanziamento locale, condizione necessaria all'ottenimento di fondi stranieri, con positive ricadute su tutto il sistema della ricerca regionale.

grants, by its ability to attract researchers from all over the world, by its record of scientific production and its good interaction with industry. These factors are the reasons for LISiN's renown excellence and make it a reference point that is not only regional.

Compagnia di San Paolo auspices that this Laboratory will continue its activity with increased effectiveness in research and in technology transfer to the industrial and health system, and hopes that the regional appreciation for the results that have been achieved will lead to an increase of local co-support to international grants with greater and positive effects on the regional research system.

Ringraziamenti

Acknowledgements

Alle attività del LISiN hanno significativamente contribuito le seguenti persone:

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



S. Scaravelli, I. Trodella
Compagnia di San Paolo
www.compagnia.torino.it



G. Ferrero, S. Boccardo, L. Somenzari
FONDAZIONE CRT
www.fondazionecrt.it



M. Gilli
Rettore del Politecnico di Torino
F. Canavero
Direttore della Scuola di Dottorato
www.polito.it



A. Gugliotta, M. Patrissi, D. Caregnato
Consorzio per la Ricerca e l'Educazione Permanente
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

Compagnia di San Paolo

www.compagnia.torino.it

Sostiene lo sviluppo di nuove apparecchiature
e di progetti specifici.

*Supports the development of new equipment
and specific projects.*



FONDAZIONE CRT

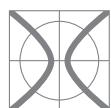
www.fondazione crt.it

Sostiene lo sviluppo di nuove apparecchiature
e di progetti specifici.

*Supports the development of new equipment
and specific projects.*



PROGETTO



LAGRANGE

Valore
per

RICERCA +
ISTRUZIONE

Progetto Lagrange

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

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

Co-funds an applied research fellowship in ergonomics.



Ministero della Salute

Ministero della Salute

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

Finanzia il progetto "Biomarcatori per la valutazione
obiettiva e l'individuazione precoce di disordini

muscoloscheletrici occupazionali dell'arto superiore".
Funds the project "Biomarkers for objective assessment
and early detection of work-related upper extremity
musculoskeletal disorders".



Ministero dell'Istruzione
dell'Università e della Ricerca

Ministero dell'Istruzione, dell'Università e della Ricerca

<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."

*Found 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
<http://www.expertsasia.eu>
Finanzia una borsa di dottorato.

Funds a doctoral fellowship.



Politecnico di Torino
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
Finanzia borse di dottorato.

Funds doctoral fellowships.

Aziende che nel 2012 hanno collaborato a progetti LISiN
Enterprises that collaborated with LISiN's projects in 2012



Bitron S.p.A. Unità di Grugliasco

Strada del Portone, 95

10095 Grugliasco (TO), Italy

<http://www.bitron.net>

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

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



e-Mentor, C.so Massimo D'Azeglio 60,

10126 Torino, Italy

<http://www.e-mentor.it>

La **e-Mentor** collabora allo sviluppo di strumenti di e-learning.

e-Mentor collaborates to the development of e-learning systems.



Ergonomia Prevenzione Ambiente

E.P.A. Ergonomia Prevenzione Ambiente,

C.so Moncalieri 57, 10133 Torino, Italy

<http://www.epasrl.it>

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

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



MEDICAL
TECHNOLOGY

Medical technology

Collabora allo sviluppo di sistemi innovativi.

Collaborates to the development of innovative systems.



RAI - Radiotelevisione Italiana

Centro di Produzione TV di Torino

<http://www.rai.it>

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

RAI collaborates to the Lagrange applied research project in ergonomics.

Enti di ricerca e Istituzioni che nel 2012 hanno collaborato a progetti LISIN
Research centers and institutions that collaborated with LISIN's projects in 2012



Brain Research Unit and MEG Core, O.V. Lounasmaa Laboratory, School of Science, Aalto University, Espoo, Finland
<http://ltl.tkk.fi/wiki/BRU>



Associazione Italiana Genitori – Piemonte
<http://www.agepiemonte.it/blog/>



Azienda Ospedaliera Sant'Anna di Como, Como, Italy
<http://www.hsicomo.org/v2/>



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



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



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



Istituto Italiano di Tecnologia.
Center for Space Human Robotics, Torino
www.iit.it



Istituto Zooprofilattico Sperimentale del Piemonte Liguria e Valle d'Aosta, Italy
www.izsto.it



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



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



Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil
Departamento de Cirurgia Traumatologia e Ortopedia
www.ufrgs.br



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



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



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



University of São Paulo, São Paulo, Brasil
Laboratório de Biomagnetismo (Biomag Lab)
<http://www.usp.br>



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



Centro Ricerche Scienze Motorie
Motor Science Research Center

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



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



University of Strathclyde, Glasgow, UK
Bioengineering Unit
<http://www.strath.ac.uk/bioeng/>



University of British Columbia, Vancouver, Canada
Faculty of Medicine, Department of Physical Therapy
<http://physicaltherapy.med.ubc.ca/>



Rehabilitation Institute of Chicago, Illinois, USA
Sensory Motor Performance Program
<http://www.ric.org>



Northwestern University, Chicago, Illinois, USA
Department of Physical Medicine and Rehabilitation
<http://www.feinberg.northwestern.edu/sites/pmr/>

Autori e affiliazioni

Authors and affiliations

- 1) Afsharipour B, Barone U, Botter A, Celadon N, Fasano M, Ferrari E, Gallina A, Gazzoni M, Iandiorio S, Mastrapasqua D, Merletti R, Piervirgili G, Vieira TMM. Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Dipartimento di Elettronica, Politecnico di Torino, Torino, Italy
- 2) Hodson-Tole EF, Loram ID. Institute for Biomedical Research into Human Movement and Health, Manchester Metropolitan University, Manchester, UK
- 3) Baffa O, Souza VH, Peres A. Laboratório de Biomagnetismo (Biomag Lab), University of São Paulo, São Paulo, Brazil
- 4) Vargas C. Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho (IBCCF), Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil
- 5) Garcia MAC, Vieira TMM. Escola de Educação Física e Desportos (EEFD), Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil
- 6) Bottinelli O, Bottinelli R, D'Antona G. Department of Molecular Medicine & Interuniversity Institute of Myology, University of Pavia, Pavia, Italy
- 7) Bottinelli R, Miotti D. Fondazione Salvatore Maugeri (IRCCS), Scientific Institute of Pavia, Pavia, Italy
- 8) Lanfranco F, Minetto MA. Division of Endocrinology, Diabetology and Metabolism, Department of Internal Medicine, University of Turin, Turin, Italy
- 9) Ariano P, Casalena D, Margaria V, Paleari M, Quaglio M. Istituto Italiano di Tecnologia. Center for Space Human Robotics, Torino, Italy

INDICE DEL CONTENUTO

Introduzione

Introduction

Prof. Roberto Merletti

17

PROGETTI DI RICERCA IN INGEGNERIA DEL SISTEMA NEUROMUSCOLARE

RESEARCH PROJECTS ON NEUROMUSCULAR SYSTEM ENGINEERING

Progetto di un sistema multicanale indossabile, ad alta risoluzione, per l'acquisizione e l'elaborazione in tempo reale di HD-sEMG

Portable multi-channel acquisition system for intrinsically safe, high resolution, real time processing HD-sEMG

U. Barone¹

22

Progetto e test di una nuova matrice di elettrodi trasparente agli ultrasuoni

Design and test of a new matrix of electrodes transparent to ultrasound

A. Botter¹, E. Ferrari¹, E. Hodson-Tole², I. D. Loram², R. Merletti¹, T. Vieira^{1,5}

25

Il problema dell'aliasing spaziale in HDsEMG

The Issue of Spatial Aliasing in High Density EMG

B. Afsharipour¹, R. Merletti¹

27

Sistema con tecnica inkjet per la prototipazione di elettrodi per EMG di superficie

Inkjet printing for the prototyping of surface EMG detection systems

M. Fasano¹, M. Gazzoni¹

29

TABLE OF CONTENTS

**Caratterizzazione dell'interfaccia elettrodo-gel-cute di elettrodi a base di idrogel
Characterization of the electrode-gel-skin interface for hydrogel based electrodes**

R. Merletti¹, G. Piervirgili¹

31

**Applicazione di un sistema di prelievo indossabile
per l'analisi delle attivazioni muscolari durante movimenti della mano**

***Application of a wearable detection system
for the analysis of muscle activity during hand movements***

P. Ariano⁹, N. Celadon¹, M. Gazzoni¹, V. Margaria⁹, D. Mastrapasqua¹, M. Paleari⁹

33

Progetto e test di elettrodi a micro aghi

Design and test of micro-needle electrodes

P. Ariano⁹, A. Botter¹, D. Casalena⁹, M. Paleari⁹, G. Piervirgili¹, M. Quaglio⁹

35

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

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

**Distribuzione dell'ampiezza EMG nel muscolo trapezio
durante "performance" al violoncello: descrizione di un singolo soggetto**

***Surface EMG amplitude distribution over the trapezius muscle
during cello playing: a single case report***

B. Afsharipour¹, A. Gallina¹, R. Merletti¹, T. Vieira^{1,5}

37

**Identificazione dei muscoli dorsali dell'avambraccio tramite EMG di superficie ad alta densità
Identification of dorsal forearm muscles from high-density surface EMGs**

A. Botter¹, A. Gallina¹

40

14

**Stima della dimensione del territorio delle unità motorie nel muscolo vasto mediale
Estimating the territory size of motor units in the vastus medialis muscle from surface EMG**

A. Gallina¹, R. Merletti¹, T. Vieira^{1,5}

42

**Variazioni opposte della distribuzione di ampiezza EMG sul trapezio superiore
dovute all'aumento della forza e ripetizione di un gesto motorio**

**Opposite changes of surface EMG amplitude distribution over the trapezius muscle
in relation to force increase and repetition of a motor task**

A. Gallina¹, M. Gazzoni¹, R. Merletti¹

44

**Rappresentazione dei potenziali motori evocati negli EMG
ad alta densità di elettrodi: studio di un singolo caso**

Representation of motor evoked potentials in high-density surface EMGs: Single case study

O. Baffa³, M.A.C. Garcia⁵, V. Souza³, A. Peres³, C.D. Vargas⁴, T. Vieira^{1,5}

46

**Quanto contribuisce il gastrocnemio mediale alla coppia
della caviglia fuori dal piano sagittale?**

**How much does the human medial gastrocnemius muscle contribute
to ankle torques outside the sagittal plane?**

A. Botter¹, E. Hodson-Tole², M. Minetto^{1,8}, T. Vieira^{1,5}

48

**Effetto dell'angolo articolare di ginocchio e del livello di forza
sulla distribuzione spaziale di attività del vasto mediale**

**Influence of knee angle and level of force exerted
on the spatial distribution of activity within the vastus medialis muscle**

A. Gallina¹, M. Gazzoni¹, R. Merletti¹

50

**Studio biotecnico e EMG sugli adattamenti del muscolo quadricep
in seguito a stimolazione elettrica**

**Biopsy and EMG study on the muscular changes
following electrical stimulation for quadriceps muscle training**

A. Botter¹, O. Bottinelli⁶, R. Bottinelli^{6,7}, G. D'Antona⁶, M.A. Minetto^{1,8}, D. Miotti⁷

52

15

**FORMAZIONE PERMANENTE,
DISSEMINAZIONE DEI
RISULTATI**

**CONTINUING EDUCATION,
DISSEMINATION OF
RESULTS**

Il progetto NICEM

The NICEM project

A. Botter, F. Lanfranco, R. Merletti, M.A. Minetto

54

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

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

R. Merletti¹

57

**PUBBLICAZIONI
SCIENTIFICHE E
PRESENTAZIONI
A CONGRESSI (DAL 2010)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS
AND CONGRESS
PRESENTATIONS
(FROM 2010)**

63

16

Introduzione

Introduction

Prof. Roberto Merletti

Questo è il sedicesimo rapporto annuale del LISiN. Per la sedicesima volta in esso si descrive l'attività scientifica e didattica del laboratorio che per più di tre lustri è sopravvissuto all'assenza di una strategia nazionale e regionale nel settore, grazie ai "grants", alle collaborazioni con enti stranieri e al co-finanziamento delle fondazioni bancarie locali. Nel 2012 l'attività del LISiN è stata prevalentemente focalizzata sulla ricerca applicata, sul trasferimento tecnologico verso industrie e strutture sanitarie, sulla didattica e sull'aggiornamento di operatori, la cui formazione al termine del percorso universitario è sempre meno qualificata. Il progressivo divario tra titolo di studio acquisito e votazione di laurea da un lato, e competenza e aggiornamento del laureato dall'altro, non riguarda solo la bioingegneria e nemmeno solo l'Italia, ma è particolarmente percepito nel nostro Paese, soprattutto in quelle aree in cui il bagaglio di conoscenze inter- o multi-disciplinari è maggiore che in altre. Certamente non mancano preziose eccezioni di studenti eccellenti, italiani o stranieri, che quasi sempre sono purtroppo indotti a lasciare l'Italia a favore di prospettive meno precarie offerte da altri Paesi o dai loro stessi Paesi di origine.

I Rettori che hanno guidato gli Atenei Piemontesi, gli Assessori e i Presidenti di Giunte Regionali precedenti, che hanno più volte descritto il LISiN in termini tanto lusinghieri, non hanno poi potuto o voluto promuovere iniziative a sostegno, o semplicemente a favore, del laboratorio, facilitando così la "fuga di cervelli" nazionali dall'Italia, e il rientro di quelli stranieri nei rispettivi Paesi di origine, e contribuendo allo sbilanciamento del flusso di conoscenza e di competenza verso l'estero, a grave svantaggio del nostro Paese. Scienziati di grande prestigio nel settore, come Mark Hallet (National Institute of Health) e Zev

This is the sixteenth LISiN Annual Report. For the sixteenth time the report describes the scientific and teaching activity of a laboratory that survived for one and the half decade the lack of a national and regional strategy in the field, thanks to the support of foreign and international institutions, matched by that of local bank foundations. In 2012 LISiN's activity has been heavily focused on applied research, and technology transfer to industries and health care delivery centers as well as on the continuing education of professionals, whose academic training and competence is less and less qualified and up to date. The growing gap between what the degree and the academic grades do imply and the effective competence and information acquired during graduate studies is not specific to Biomedical Engineering or to Italy only. Nevertheless it is more deeply felt in Italy and in those inter- and multi-disciplinary fields where the required knowledge is more widespread. Certainly there are important examples of excellence among Italian and foreign students. Unfortunately they are (almost always) forced to leave Italy because of better perspectives in other Countries or in their Countries of origin.

The Rectors of the local Academic Institutions, the Councilors and the Presidents of the past Regional Administrations of Piedmont, often spoke and wrote about LISiN in flattering terms. However they were not able or willing to provide political support and stabilization to LISiN. They did not prevent the drain of Italian brains and indeed facilitated the return of foreign researchers to their Countries of origin. This strongly unbalanced the flow of knowledge and expertise between Countries to the disadvantage of Italy.

Highly renown scientists, such as Mark Hallet (Nat. Inst. of Health, USA) and Zev Rymer (Rehabilitation Institute of Chicago) pointed out

Rymer (Rehabilitation Institute of Chicago), hanno sottolineato questo aspetto nelle prefazioni dei precedenti Rapporti Annuali. Due anni fa, il Prof Zev Rymer, direttore della ricerca del Rehabilitation Institute of Chicago, scriveva che “la capacità dell’Ateneo di sostenere il programma del LISiN non è evidente”. Lo scorso anno, l’Amministratore Delegato della Bitron Industrie si augurava che “le capacità di ricerca e il potenziale del LISiN per l’innovazione e la formazione, resi più efficaci dalla collaborazione con l’industria, fossero riconosciute e sfruttate a livello locale almeno quanto sono apprezzate e riconosciute in altri Paesi”. A Torino si sono formati ricercatori che ora dirigono dipartimenti, laboratori o gruppi strutturati presso le Università di Harvard, Gottingen, Maribor, Rio de Janeiro, Lugano. Al LISiN, invece, le prospettive sono incerte ed esiste una sola figura strutturata, ormai prossima alla pensione, e nessuna strategia di sviluppo.

Le tecniche di prevenzione di patologie da lavoro o da parto, gli studi sulla postura e sulla neurofisiologia dell’anziano, che potrebbero portare benefici economici rilevanti, non filtrano attraverso la barriera di una cultura universitaria troppo basata su programmi didattici non aggiornati da decadi. In alcuni casi i concetti insegnati si sono rivelati erronei o i trattamenti in uso si sono rilevati inutili, quando non dannosi, ma sempre “congelati” in abitudini e rituali didattici consolidati e rigidi. Per esempio, è difficile proporre una tecnica di indagine muscolare non invasiva quando quella che viene insegnata nelle università riguarda esclusivamente l’uso di aghi. Risulta quindi difficile creare un mercato nazionale per gli strumenti e le tecniche sviluppate al LISiN, e quindi suscitare interesse da parte di piccole e medie imprese italiane, quando non esiste domanda da parte di potenziali clienti non informati o aggiornati, dalle Università, su tali strumenti e tecniche. Nella Prefazione del Rapporto Annuale 2009 il Prof. Mark Hallett indicava

this problem in the Preface of previous Annual Reports. Two years ago Prof Zev Rymer wrote that “the ability to provide new faculty lines to sustain the program is unclear”. Last year the Vice-President of Bitron Industrie wished that “... LISiN’s capabilities for research and potential for innovation and training, enhanced by the collaboration with industry, would be exploited, at the local level, at least as much as they are recognized and appreciated in other Countries”. LISiN-trained researchers are now Chairs or Directors of Departments and Laboratories or teach at the Universities of Harvard, Gottingen, Maribor, Rio de Janeiro, Lugano. At LISiN, instead, there are concerns about the long-term outlook for the group, because the director is now reaching retirement age, and no clear development strategy is defined.

New techniques to prevent work-related disorders or consequences of child-delivery-related lesions, as well as those concerning aging and posture, have a high economic potential impact. However they do not seep through an academic approach and through the syllabus of academic courses that have been frozen for decades. In some cases old teachings turned out to be incorrect, some treatments were demonstrated to be ineffective (if not dangerous), however they remained frozen in teaching traditions and rituals. For example, it is difficult to propose a novel noninvasive technique for muscle investigation when the only one learned in school is based on needles. Consequently it is difficult to create a market for innovative devices for prevention or treatment modalities, and trigger interest in spin-offs or small enterprises, when there is no demand by uninformed and untrained users.

In the Preface of the 2010 LISiN Annual Report Prof Mark Hallet was pointing out that LISiN’s efforts “....may be insufficient in an environment where clinicians readily accept products only when they are commercially pushed by industry,

che gli sforzi del LISiN "... sono insufficienti in un ambiente in cui i clinici accettano prontamente i prodotti solo quando essi sono promossi da una industria, mentre l'industria è riluttante a sviluppare il mercato di prodotti risultanti dalla ricerca accademica a meno che essi non abbiano testimonials e sponsors importanti nella comunità medica...".

Nonostante queste considerazioni, la pubblicazione di libri di testo in lingua inglese e la disponibilità di materiale didattico bilingue sul sito del LISiN (www.lisin.polito.it) sta interessando un numero crescente di studenti, soprattutto stranieri. Dopo 16 anni l'attenzione di associazioni di categorie di cittadini (per esempio, l'Associazione Genitori, associazioni femminili e di pazienti, fondazioni per la scuola e la divulgazione scientifica, ecc.) sta aprendo piccole crepe nella rigidezza di certe attitudini e istituzioni, certamente ancora insufficienti a promuovere, nella formazione degli operatori sanitari, una diversa cultura della innovazione tecnologica; ma la strada da percorrere verso un approccio basato sulla evidenza scientifica, invece che sul profitto, è ancora molto lunga.

and industry is reluctant to transform academic research into products to bring to the market unless they have powerful testimonials and sponsors in the medical community...".

Despite these considerations, the publication of textbooks in English and the availability of bilingual teaching material on the LISiN's website (www.lisin.polito.it) is triggering interest in a growing number of (mostly foreign) students. After 16 years, civic associations (Parent, Women, Science, Dissemination, etc. Associations) are beginning to crack into hard-to-change attitudes and institutions. However, this is still insufficient to introduce, in the training of health operators, a new cultural approach to technological innovation; the way to a new, evidence driven (rather than profit driven) approach is still quite long.

Ricercatori e collaboratori

Researchers and collaborators

Nel Laboratorio sono attualmente impegnati:

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

Roberto Merletti	Professor of Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: roberto.merletti@polito.it)
Babak Afsharipour	Graduate in Biomedical Engineering at Tarbiat Modares University, Tehran (Iran) and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: babak.afsharipour@polito.it)
Umberto Barone	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: umberto.barone@delen.polito.it)
Alberto Botter	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: alberto.botter@polito.it)
Marco Fasano	Graduate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino. Contract researcher (E-mail: marco.fasano@delen.polito.it)
Alessio Gallina	Graduate in Physiotherapy at University of Turin. Contract researcher (E-mail: alessio.gallina@delen.polito.it)
Marco Gazzoni	Graduate in Informatics Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: marco.gazzoni@polito.it)
Sabino Iandiorio	Graduate in Electronic Engineering at Sapienza University of Rome, Italy. Contract researcher (E-mail: sabino.iandiorio@delen.polito.it)
Davide Mastrapasqua	Hardware laboratory technician (E-mail: davide.mastrapasqua@delen.polito.it)
Gianluca Piervirgili	Graduate in Biomedical Engineering at Università Campus Bio-medico di Roma, Italy. Contract researcher (E-mail: gianluca.piervirgili@delen.polito.it)

Domenico Signorile	Technical Secretary (E-mail: domenico.signorile@delen.polito.it)
Subaryani D.H. Soedirdjo	Graduate in Biomedical Engineering at Bandung Institute of Technology, Bandung (Indonesia) and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: subaryani.soedirdjo@polito.it)
Khalil Ullah	Graduate in Electronics and Communications Engineering at Myongji University (South Korea) and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: s192924@studenti.polito.it)
Carla Vaschetto	Administrative Management (E-mail: carla.vaschetto@delen.polito.it)
Taian Vieira	Graduate in Physical Education at UFRJ Universidade Federal do Rio de Janeiro, PhD in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: taian.vieira@delen.polito.it)
Quan Xiong	Graduate in Biomedical Engineering at Southeast University, Nanjing (China) and PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: quan.xiong@polito.it)

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

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

**RESEARCH PROJECTS
ON NEUROMUSCULAR
SYSTEM
ENGINEERING**

**Progetto di un sistema multicanale
indossabile, ad alta risoluzione,
per l'acquisizione e l'elaborazione
in tempo reale di HD-sEMG**

U. Barone

Le tecniche avanzate di prelievo del segnale EMG con elevato numero di elettrodi (HD-EMG) richiedono l'utilizzo di strumentazione innovativa in grado di rilevare potenziali EMG su estese superfici cutanee. In questo lavoro viene presentata una nuova soluzione per l'acquisizione multicanale del segnale EMG, finalizzata sia alle esigenze dei laboratori di ricerca che ai campi di applicazione correlati. Il dispositivo indossabile sviluppato (brevetto in corso di valutazione), presenta una struttura modulare a 32 canali per modulo. Il dispositivo è alimentato a batteria ed è munito di interfaccia in fibra ottica per la connessione (fino a 25m) al PC.

Le principali caratteristiche di funzionamento sono: a) numero di canali configurabile sulla base del numero di moduli a 32 canali da assemblare; b) frequenza di campionamento programmabile nell'intervallo 1ksps/ch – 10ksps/ch; c) due modalità di registrazione del segnale EMG (monopolare e singolo differenziale). Il sistema di alimentazione a batteria consente sessioni di misura, per la versione a 64 canali, della durata massima di cinque ore senza ricarica.

**Portable multi-channel acquisition
system for intrinsically safe,
high resolution, real time
processing HD-sEMG**

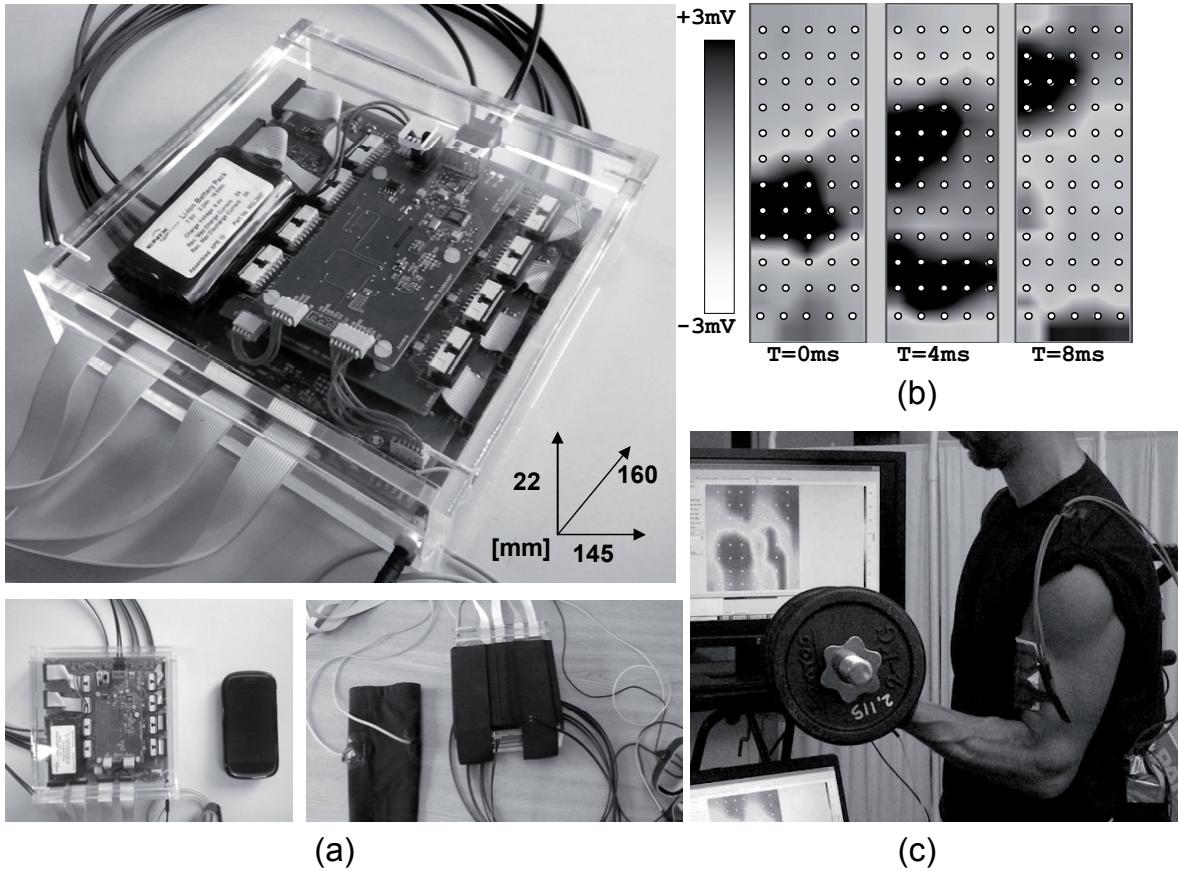
The design of multi-channel acquisition systems and biopotential amplifiers is a branch of biomedical engineering which is continuously growing. Advanced surface EMG measurement techniques (High Density EMG) require new tools to detect EMG potential on large skin surfaces by means of large arrays of electrodes. This work provides a new solution for a multi-channel acquisition system for both laboratory experiments and field applications. The proposed wearable device (under patenting) consists of a modular solution (32ch modules), dynamically configurable, equipped with an optical fiber interface with a computer and powered by battery.

The basic system setup options are: a) configurable number of channels by selecting the number of 32ch boards to be assembled; b) programmable sampling frequency range from 1ksps/ch to 10ksps/ch; c) two sEMG detection modes (Monopolar and Single Differential). The battery based power supply system supports acquisition of 64ch for up to five hours without recharging.

A sixty-four channels prototype was assembled

Un prototipo a 64 canali è stato assemblato e caratterizzato al fine di validare le specifiche di funzionamento previste. In particolare, sono stati analizzati i seguenti parametri di funzionamento:

and tested to validate the system specification. Performances and main characteristics were accurately quantified. Specifically, the following features were estimated: a) voltage resolution of



Esempio di registrazione del segnale EMG dal bicipite sinistro di un atleta, utilizzando una matrice flessibile in kapton come mostrato nel quadrante (c). Il prototipo a 64 canali assemblato è illustrato nel quadrante (a) ($L=160\text{mm}$, $W=145\text{mm}$, $H=22\text{mm}$, peso 300g). Il sistema risulta connesso ad una matrice a 64 elettrodi (distanza inter-elettrodica di 10mm) al fine di monitorare l'attività del bicipite durante il sollevamento del peso. Una sequenza di tre mappe 2D istantanee (b) evidenzia la propagazione di potenziali d'azione di unità motorie lungo la direzione delle fibre muscolari dalla zona di innervazione verso i tendini. La foto nel pannello (c) illustra un fotogramma del filmato registrato durante il sollevamento del peso. La mappa 2D visualizzata sul monitor LCD nello sfondo (valori RMS calcolati su una finestra temporale di 0.25s) rappresenta un esempio di bio-feedback per l'atleta.

Example of EMG recording from athlete's left biceps brachii by using a kapton based, flexible matrix as shown in panel c. The sixty-four channels prototype shown in panel a ($L=160\text{mm}$, $W=145\text{mm}$, $H=22\text{mm}$, weight 300g) was connected to a 64 electrode matrix (10 mm inter-electrode distance) to monitor biceps activity during weight lifting. The sequence of three instantaneous 2D maps (b) highlights a motor unit action potential propagating along the muscle fiber direction from the innervation zone toward the tendons. The picture on panel c depicts an instantaneous frame of a movie recorded during weight lifting. The real time 2D map (RMS values calculated on 0.25s time window) displayed on the LCD screen shows an example of bio-feedback.

a) risoluzione in tensione del segnale utile misurabile pari a 300nV, b) accuratezza del guadagno di amplificazione del $\pm 0.1\%$, c) valore tipico della reiezione del modo comune a 50Hz pari a 95dB, d) rumore totale riferito all'ingresso del canale di amplificazione pari a $1.5\mu V_{RMS}$ (nella banda EMG [20Hz-450Hz]). Un link wireless opzionale, basato su tecnologia Wi-Fi è attualmente in corso di implementazione al fine di consentire misure EMG in applicazioni specifiche dove sono richiesti ampi spazi di movimento del soggetto (distanza massima 50m). È stata inoltre sviluppata un'interfaccia grafica con funzionalità di processing del segnale EMG per l'analisi in tempo reale della qualità delle misure effettuate, la visualizzazione dei segnali per mezzo di mappa 2D, nel dominio del tempo e della frequenza.

I quadranti b e c della figura riportano un esempio di mappe 2D istantanee misurate con lo strumento sviluppato, durante una sessione di misura sperimentale dimostrativa.

Le attività sopra descritte e i relativi strumenti sviluppati sono stati finanziati dalla Bitron s.p.a. per mezzo di una borsa di studio di dottorato assegnata a U. Barone.

300nV, b) gain error among channels less than $\pm 0.1\%$, c) typical common mode power line interference rejection of 95dB, and d) referred-to-input noise floor equal to $1.5\mu V_{RMS}$ within [20Hz-450Hz]. An optional wireless link feature, based on Wi-Fi technology is under development to carry out specific outdoor activities within a range of 50 m. A Graphical User Interface and signal processing tools were designed for real-time signal inspection, multi-channel display (2D map, time and frequency domain plotting), and recording for offline analysis.

Panel b and c of the figure show an EMG 2D instantaneous map detected with the proposed device during wearable experimental setup and an application example.

These activities and related developed tools were financially supported by Bitron s.p.a. through a PhD scholarship assigned to U. Barone.

Progetto e test di una nuova matrice di elettrodi trasparente agli ultrasuoni

A. Botter, E. Ferrari, E. Hodson-Tole, I. D. Loram, R. Merletti, T. Vieira

Lo studio simultaneo del movimento del muscolo e della sua attività elettrica è attualmente limitato a regioni muscolari non coincidenti. Acquisire sEMG e immagini ecografiche (US) dalla stessa porzione di muscolo implica infatti il posizionamento della sonda US in corrispondenza degli elettrodi. In questo caso l'immagine US verrebbe distorta dall'impedenza acustica degli elettrodi, mentre la presenza del gel di accoppiamento acustico genererebbe corto circuiti tra elettrodi. Per superare queste limitazioni è stato sviluppato un sistema di elettrodi trasparente agli ultrasuoni (matrice US-EMG).

Combinando due strati di gomma siliconica, abbiamo realizzato elettrodi di superficie la cui impedenza acustica genera un'eco trascurabile nell'immagine US. Gli elettrodi sono organizzati in una matrice di 8 righe x 4 colonne. Ogni elettrodo è costituito da un filo metallico esposto in corrispondenza di un'apertura (diametro: 4mm) nella gomma siliconica a contatto con la cute e riempita di gel conduttivo. L'effetto dell'acquisizione congiunta sulla qualità dei segnali EMG e delle immagini US è stato testato in due esperimenti. Abbiamo valutato l'effetto del materiale siliconico sulla capacità di stimare movimenti sulla base delle immagini US. In un test in-vitro (Figura, Pannello A) sono state confrontate le stime US di lunghezza di una molla con gli accorciamenti (noti) imposti alla molla stessa. In un test in-vivo, il movimento muscolare è stato stimato da immagini US acquisite in due condizioni: con e senza la matrice US-EMG tra la sonda US e la cute (Figura, pannello B). Infine, è stato calcolato l'errore quadratico medio normalizzato (NMSE) tra le onde M registrate con e senza la sonda US sulla matrice. In questo modo sono state quantificate le variazioni introdotte sul segnale

Design and test of a new matrix of electrodes transparent to ultrasound

Simultaneous quantification of muscle movement and activation is currently limited to different muscle regions. Sampling ultrasound (US) images and sEMG from the same muscle region would require the US probe to lie over the electrodes. In this case, the view of muscle tissue would be hindered by the acoustic impedance of EMG electrodes while the US gel would likely lead to short-circuits in EMG. To overcome such limitations we developed and tested a new EMG system transparent to US (US-EMG matrix).

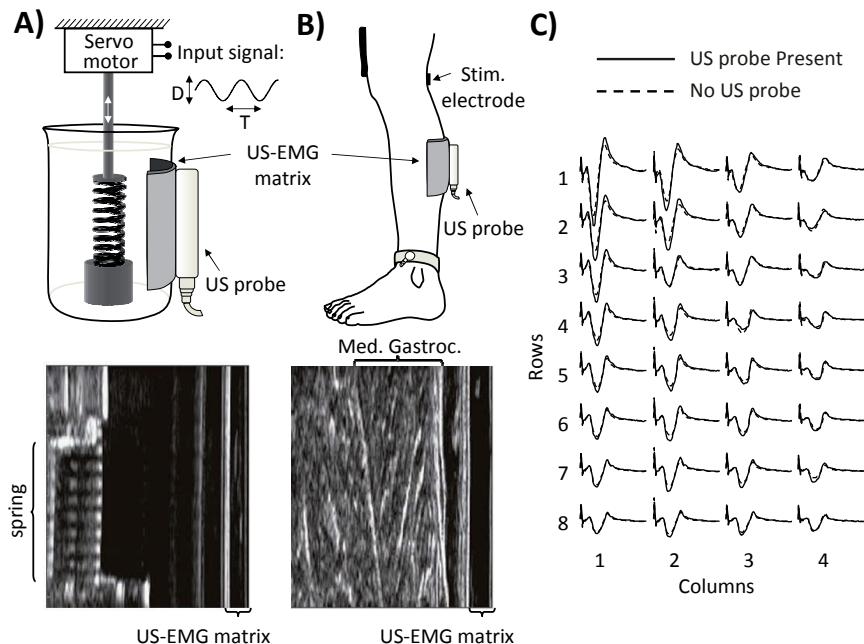
By combining two layers of silicon rubber, we were able to create surface, gelled electrodes that produce negligible echo in ultrasound images. The electrodes are arranged in an 8x4 matrix. Each electrode consists of a stainless steel wire exposed within a circular cavity (4 mm diameter) in one layer of the silicon rubber. Specific protocols were designed to test how much the quality of surface EMGs and US images changes when they are collected with our US-EMG matrix. With respect to the US images, we tested whether the ability to track movement using US was impaired by the silicon rubber material. The displacement of a spring, immersed in a customized phantom, was calculated from US images and compared with the imposed changes in spring length (Figure, panel A). The US-based estimations of muscle movement during electrically evoked twitches were compared with and without the US-EMG matrix between the US probe and the skin (Figure, panel B). Finally, the normalized mean square error (NMSE) between M-waves detected with and without the probe over the matrix was considered to estimate the artifacts added to the surface EMGs by the US probe (Figure, panel C).

No significant differences were observed between the predicted length change of the spring

EMG dalla presenza della sonda US (Figura, pannello C).

Non sono state osservate differenze significative tra le lunghezze stimate della molla con e senza la matrice. Per tutti i dieci partecipanti allo studio, la capacità di seguire i movimenti muscolari non è stata influenzata dalla presenza della matrice. La presenza della sonda sugli elettrodi non ha influito sulla probabilità di osservare contatti mancanti o artefatti ($NMSE = 2.7 \pm 1.8\%$, $N=10$ soggetti). I risultati indicano che il dispositivo proposto permette registrazioni simultanee di EMG e US dalla stessa porzione di muscolo senza significative distorsioni degli EMG e delle immagini US.

with and without the matrix. For all the ten participants, the ability to track the movements of gastrocnemius fascicles in US images was also not influenced by the presence of the matrix. The likelihood of observing missing contacts and movement artefacts in sEMG was not affected by the US probe on the matrix ($NMSE = 2.7 \pm 1.8\%$, $N=10$ subjects). Results indicate that the matrix allows joint sEMG and US investigations from the same portion of muscle without significant distortions of either US images or surface EMG.



A) Test in-vitro: tramite le immagini US è stato stimato il movimento di una molla immersa in un contenitore riempito d'acqua. La molla è stata sottoposta a variazioni di lunghezza sinusoidali con diverse ampiezze ($D: 0.4-1.4$ mm) e frequenze ($1/T: 0.2-10$ Hz). B) Setup sperimentale utilizzato per il test in-vivo della matrice US-EMG. Le immagini ecografiche relative ai protocolli mostrati in A e B sono riportate nei pannelli in basso. C) Onde M monopolari registrate dai 32 elettrodi della matrice US-EMG con (linea continua) e senza (linea tratteggiata) la sonda US appoggiata sulla matrice.

A) In-vitro test: the movement of a spring immersed in a beaker filled with water was estimated from US images. Sinusoidal changes to the spring length were applied with different amplitudes ($D: 0.4-1.4$ mm) and frequencies ($1/T: 0.2-10$ Hz). B) Experimental setup adopted for the in-vivo testing of the US-EMG matrix. US images collected during the experimental protocols illustrated in A and B are shown in the bottom panels. C) Monopolar M-waves detected from the 32 electrodes of the US-EMG matrix with (solid line) and without (dashed line) the US probe over the top of the matrix.

Il problema dell'aliasing spaziale in HDsEMG

The Issue of Spatial Aliasing in High Density EMG

B. Afsharipour, R. Merletti

Nel HDsEMG (EMG di superficie ad alta densità), la distribuzione continua del potenziale sulla superficie della cute è campionata utilizzando una griglia di NxM elettrodi equispaziati lungo le due direzioni. Nonostante le molte applicazioni del HDsEMG descritte in letteratura, argomenti chiave come il campionamento spaziale ed il troncamento dell'immagine della distribuzione di potenziale non sono ancora stati sufficientemente analizzati.

Al fine di studiare l'effetto del campionamento spaziale, è stato usato un modello sviluppato al LISiN per simulare la distribuzione monopolare generata sulla cute dalla propagazione del potenziale d'azione di una singola fibra, ad 1mm di profondità. Gli spessori degli strati di pelle e di grasso sono stati assunti di 1mm e 3mm rispettivamente. Il rapporto di anisotropia del muscolo è stato impostato a 5. I pannelli a), b) e c) in Figura mostrano le distribuzioni superficiali di potenziale campionate (frequenze di campionamento spaziale = 1000, 200 e 100 campioni/m) su una superficie di 127x127mm².

I pannelli d) ed e) in Figura mostrano un ciclo dello spettro di ampiezza, per frequenze di campionamento di 200 e 100 campioni/m (IED=5mm e 10mm) con armoniche spaziate di $1.0/0.127 = 7.87$ cicli/m. E' evidente che l'aliasing è trascurabile per IED=5mm, ma non per IED=10mm, e che la massima frequenza spaziale di interesse è vicina ai 100 cicli/m. Di conseguenza, la frequenza di campionamento deve essere maggiore di 200 cicli/m, cioè, la IED deve essere minore di 5mm. I pannelli f) e g) mostrano la mappa di ampiezza dello spettro spaziale per frequenze positive e negative, fino a metà della frequenza di campionamento, per IED=5mm e 10mm.

Per le simulazioni sopra descritte, le stime del valore efficace (RMS) e del valore medio rettificato

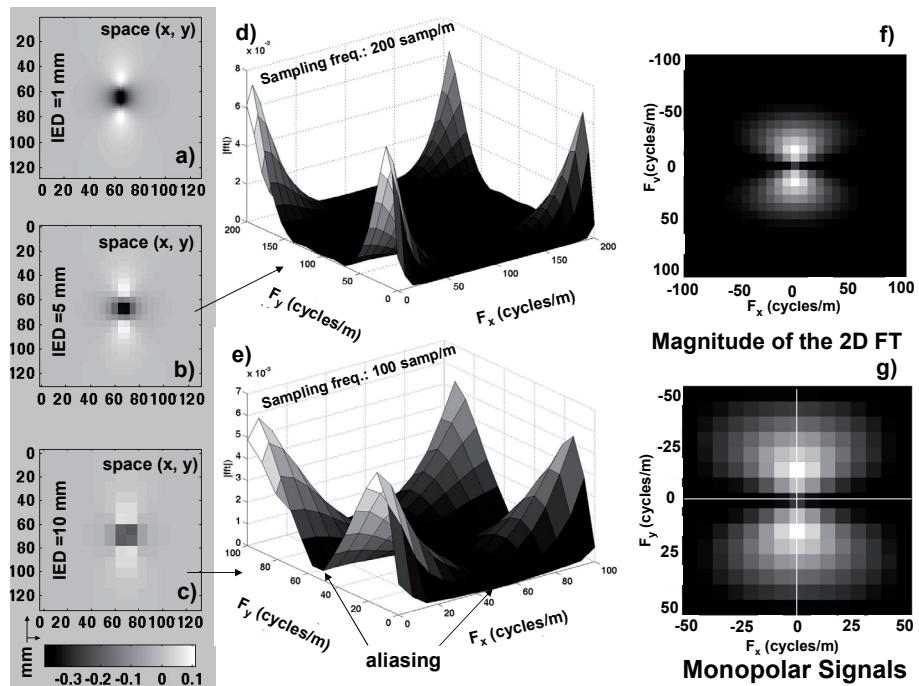
In HDsEMG, the continuous surface potential distribution is sampled using a grid of NxM electrodes equally spaced along x and y, providing NxM spatial samples of the instantaneous potential distribution analog image. Despite the many applications described in the literature, the fundamental issue in HDsEMG related to the sampling and truncation of the image has not been sufficiently addressed.

To study the effect of sampling in space, a previously developed model was used to simulate the monopolar potential distribution generated by the propagating action potential of a single muscle fiber parallel to the skin and 1 mm deep into the muscle. Skin and fat layers thickness were considered 1 mm and 3 mm respectively. The muscle anisotropy ratio was 5. Panels a), b), and c) in the figure depict the sampled distribution of surface potential (sampling rates = 1000, 200, and 100 samples/m) over a surface of 127x127 mm².

Panels d) and e) of the figure show one cycle of the amplitude spectrum for sampling frequency = 200 and 100 samples/m (i.e., IED = 5 mm and 10 mm) with harmonics spaced by $1.0/0.127 = 7.87$ cycles/m. It is evident that, in this case, aliasing is negligible for IED=5 mm but not for IED=10 mm and that the highest image spatial frequency of interest is near 100 cycles/m. Therefore, the sampling frequency must be higher than 200 samples/m, that is, the IED must be less than 5 mm. Panels f) and g) show the map of the magnitude of the spatial spectrum for positive and negative frequencies, up to half the sampling frequency for IED = 5mm and IED = 10mm.

Estimates of the root mean square (RMS), or of the average rectified value (ARV) of the image, computation of the image center of gravity, as well as any interpolation or segmentation process, are all affected by the spatial sampling frequency

(ARV) dell'immagine, il calcolo del centro di gravità, così come ogni processo di interpolazione o segmentazione, sono tutti condizionati dalla frequenza spaziale di campionamento e dall'effetto di troncamento. Per esempio, il valore RMS della distribuzione di potenziale rilevato con IED=5mm (Pannello b della Figura) è del 5.4% più basso di quello rilevato con IED=1mm (pannello a), e quello del pannello c) è più basso del 18% di quello del pannello a). Per ARV, i corrispondenti decrementi sono rispettivamente del 9% e del 23%.



Pannelli a), b) e c). Distribuzione simulata del potenziale di superficie monopolare prodotto da una singola fibra muscolare ad 1 mm di profondità nel muscolo (spessore della pelle 1 mm, spessore del tessuto sottocutaneo: 3mm). Il potenziale di azione è in fase di propagazione. La superficie di cute $127 \times 127 \text{ mm}^2$ viene campionata a 1000 campioni/m (caso di riferimento, IED=1mm), 200 campioni/m (IED=5mm), e 100 campioni/m (IED=10 mm). Pannelli d) ed e). Ampiezza della trasformata di Fourier 2-D per gli ultimi due casi, visualizzati fino alla frequenza di campionamento. Pannelli f) e g). mappe di ampiezza delle trasformate di Fourier 2-D per gli ultimi due casi, visualizzate fino a metà della frequenza di campionamento per valori di frequenza positivi e negativi. Nero = 0.

Figure: Panels a), b) and c). Distribution of the simulated monopolar surface potential produced by a single muscle fiber 1 mm deep in the muscle (skin thickness 1 mm, subcutaneous tissue thickness: 3mm). The action potential is in the propagating phase. The $127 \times 127 \text{ mm}^2$ skin surface is sampled at 1000 samples/m (reference case, IED=1mm), 200 samples/m (IED=5 mm), and 100 samples/m (IED=10 mm). Panels d) and e). Magnitude of the 2-D Fourier transform for the last two cases, displayed up to the sampling frequency. Panels f) and g). Maps of the magnitude of the 2-D Fourier transforms for the last two cases, displayed up to half the sampling frequency for positive and negative frequency values. Black = 0.

and truncation effects. For example, the RMS of the surface potential distribution detected with 5mm IED (image shown in panel "b" of the figure is 5.4% lower than that the image with IED = 1mm (panel "a" of the figure, and that of panel "c" is 18% lower than that of panel "a". For the ARV, the corresponding decrements are 9% and 23%, respectively.

Sistema con tecnica inkjet per la prototipazione di elettrodi per EMG di superficie

M. Fasano, M. Gazzoni

Negli ultimi anni sono state sviluppate diverse tecniche di stampa per la realizzazione di circuiti elettronici mediante l'utilizzo di inchiostri funzionali. Partendo dai risultati descritti nel Rapporto Annuale 2011 "Realizzazione di sistemi di prelievo del segnale sEMG con tecniche di stampa", in questo studio sono state valutate le potenzialità della stampa a getto d'inchiostro per la prototipazione di sistemi di prelievo ad alta densità di elettrodi.

È stato messo a punto un metodo a basso costo per la stampa di sistemi di prelievo sEMG utilizzando una stampante Epson Stylus SX218, con inchiostro conduttivo NovaCentrix JS-B15P e supporto Novele IJ-220.

Al fine di verificare la flessibilità di questa tecnica nello sviluppo di sistemi di prelievo personalizzati, sono state stampate alcune matrici con geometria di elettrodi esagonale (61 elettrodi circolari, diametro: 4 mm, IED: 10 mm) (Figura). Le matrici sono applicate sulla cute utilizzando un foam adesivo fustellato in corrispondenza degli elettrodi. Il contatto elettrodo-cute è garantito da gel conduttivo inserito nei fori del foam.

L'impedenza elettrodo-gel-cute (EGS) degli elettrodi è stata misurata nel range di frequenze [2-1000 Hz].

Il valore mediano dell'impedenza EGS di ogni singolo elettrodo a 50 Hz (modulo: 143.4 k Ω e fase: -12.7°; N = otto soggetti) è risultato paragonabile all'impedenza di altre schiere di elettrodi. Segnali sEMG sono stati acquisiti tramite la matrice esagonale dal muscolo bicipite brachiale durante contrazioni isometriche in otto soggetti. Con l'utilizzo di matrici esagonali si possono applicare filtri spaziali lungo le direzioni orizzontale, verticale, 30° e 60°. Inoltre, questa geometria di elettrodi permette di applicare filtri spaziali bi-dimensionali quali il laplaciano esago-

Inkjet printing for the prototyping of surface EMG detection systems

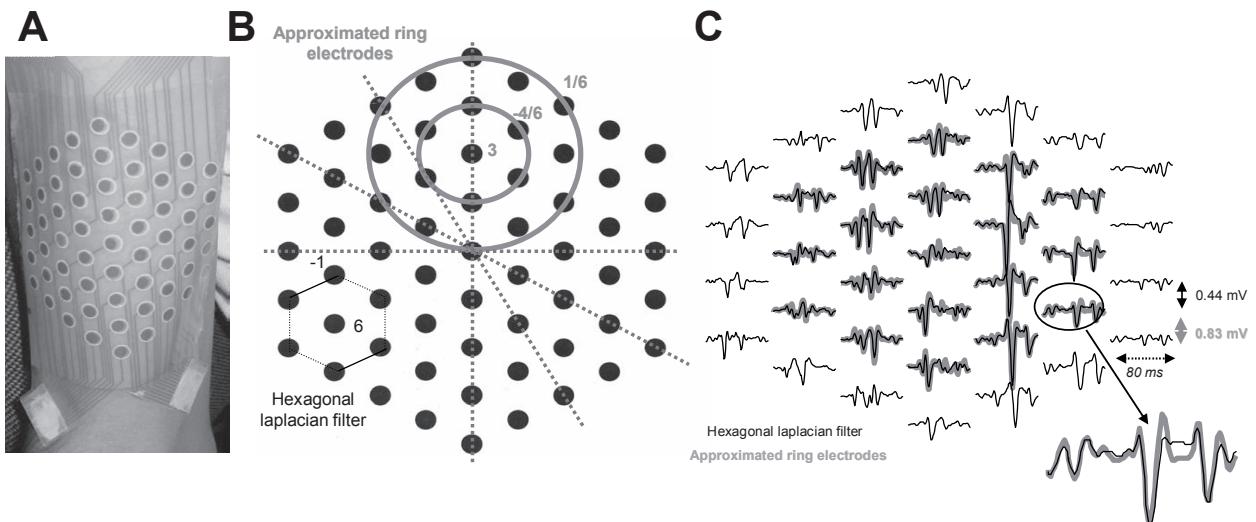
In the last years, printing techniques have been developed for the realization of electronic circuits using functional inks. The aim of this work was to explore the potentialities of inkjet printing for the prototyping of high-density detection systems for surface electromyography (sEMG). Results presented here are based on a previous study reported in the Annual Report 2011: Realization of surface EMG detection systems using ink-jet printing technique.

A low cost inkjet system for the printing of sEMG detection systems has been setup. It consists of an Epson Stylus Office SX218 printer, the NovaCentrix conductive ink JS-B15P and a specific substrate, the Novele IJ-220.

In order to test the flexibility of the technique in the development of custom made detection systems, matrices with an hexagonal grid of electrodes have been printed (61 circular electrodes, diameter: 4 mm, ied: 10 mm) (Figure). The matrices can be applied to the skin using an adhesive foam and the skin-electrode contact is obtained by means of a conductive paste.

The printed detection systems have been characterized by measuring the electrode-gel-skin (EGS) impedance in the frequency range [2-1000] Hz. The median value of the single EGS impedance at 50 Hz (magnitude: 143.4 k Ω and phase: -12.7°) is comparable with the impedance of other electrode arrays.

The bi-dimensional sEMG hexagonal array has been tested through the acquisition of sEMG from the biceps brachii muscle (8 subjects) during isometric contractions. Mono-dimensional spatial filters can be applied to the monopolar signals detected with the hexagonal matrix along different directions: horizontal, vertical, 30° and 60°. Moreover it is possible to apply the hexagonal



Matrice sEMG esagonale. A) Posizionamento della matrice sul bicipite brachiale destro del soggetto. B) Schema della matrice di elettrodi. Le linee tratteggiate evidenziano le direzioni lungo le quali possono essere applicati filtri spaziali mono-dimensionali. La possibilità di applicare filtri laplaciani esagonali (linea nera) approssimando anelli concentrici (linea grigia) è mostrata con i relativi pesi assegnati agli elettrodi. C) Confronto tra il filtro laplaciano esagonale spaziale (linea nera) e l'approssimazione di anelli concentrici (linea grigia). Il segnale è stato acquisito in configurazione monopolare dal bicipite brachiale durante una contrazione isometrica con forza costante al 5% della massima contrazione volontaria. Un canale è stato selezionato per evidenziare la maggiore selettività spaziale del filtro ad anelli concentrici.

Bi-dimensional sEMG hexagonal array. A) The matrix is placed on the right biceps brachii of a subject. B) Schema of the electrode grid. The dashed lines highlight the directions along which mono-dimensional spatial filters can be applied. The possibility to apply the hexagonal laplacian (black line) filter and to approximate concentric ring (gray line) electrodes is shown together with the weights assigned to the electrodes for the two spatial filters. C) Comparison between the hexagonal laplacian spatial filter (black line) and the approximated concentric ring spatial filter (gray line). The signal was detected in monopolar configuration from the biceps brachii during an isometric constant force contraction at 5% of the maximal voluntary contraction. A zoom of one channel is provided to highlight the higher spatial selectivity of the ring spatial filter.

nale approssimando matrici di anelli concentrici.

Uno degli aspetti più interessanti del metodo di realizzazione proposto è la sua flessibilità; il metodo offre la possibilità di disegnare e stampare sistemi di elettrodi con differenti geometrie in pochi minuti, senza la necessità di apparecchiature complesse e costose come richiesto dalla maggior parte delle tecniche attualmente disponibili. Questa caratteristica permette di sviluppare un sistema di prelievo sEMG che può essere adattato all'anatomia dei muscoli studiati ed in particolare alle caratteristiche antropometriche dei soggetti.

laplacian spatial filter and to approximate matrices of concentric ring electrodes.

One of the main interesting aspects of the proposed system is its flexibility; it offers the possibility to draw and print electrode arrays with different electrode patterns in a few minutes, without the need for masters as required by most other techniques. This characteristic allows to develop in a short time disposable sEMG detection systems that can be adapted to the anatomy of the muscles under investigation and also to the anthropometric characteristics of the subject.

Caratterizzazione dell'interfaccia elettrodo-gel-cute di elettrodi a base di idrogel

R. Merletti, G. Piervirgili

La caratterizzazione dell'interfaccia Elettrodo-Gel-Cute (EGS) è di primaria importanza nello sviluppo di elettrodi per la rilevazione di biopotenziali. Per poter rilevare segnali di buona qualità, tale interfaccia deve avere bassa impedenza e basso rumore. Inoltre, durante l'acquisizione di segnali in configurazione differenziale, le due impedanze EGS devono essere bilanciate (lo sbilanciamento di impedenza $\Delta Z = Z_{EGS1} - Z_{EGS2}$ deve essere minimo). Questa caratteristica riduce la frazione di tensione di Modo Comune che viene convertita in tensione differenziale e sommata al segnale da acquisire.

Lo scopo di questo lavoro è stato quello di studiare il comportamento dell'impedenza EGS di elettrodi in Ag/AgCl con gel conduttivo, di superficie 5mm^2 e distanza inter-elettrodica di 1cm. Per ognuno dei dieci soggetti testati, un schiera di quattro elettrodi è stata posizionata sul bicipite perpendicolarmente alla direzione delle fibre. Sono stati estratti i valori di due impedanze di elettrodo, Z_{EGS1} e Z_{EGS2} , e l'impedenza del tessuto Z_T posta tra esse. L'impedenza è stata misurata nel range di frequenze [2-1000]Hz con un impedanzimetro costruito al LISiN. Le misure di impedenza e di rumore sono state condotte al momento di applicazione della schiera ($t_0=0\text{min}$) e dopo 30 minuti ($t_{30}=30\text{min}$).

Sono stati studiati:

- i) l'effetto del tempo sui valori Z_{EGS} e sul rumore;
- ii) l'effetto di questo tempo sullo sbilanciamento di impedanze ΔZ (Analisi ANOVA a 2 vie: Tempo, Frequenza);
- iii) il contributo di Z_T all'impedenza complessiva tra due elettrodi ($Z_{EGS_12} = Z_{EGS1} + Z_T + Z_{EGS2}$).

I risultati sono stati:

- i) si è osservata una riduzione statisticamente significativa di $|Z_{EGS}|$ nel tempo (t_0 Vs t_{30}). A

Characterization of the electrode-gel-skin interface for hydrogel based electrodes

The characterization of Electrode-Gel-Skin (EGS) interface is of prime importance in designing new electrodes for the detection of bioelectric signals. In order to detect high quality signals, EGS interface must have low impedance and noise. Moreover, when bipolar signals are detected, the two EGS impedances should be balanced (the impedance unbalance $\Delta Z = Z_{EGS1} - Z_{EGS2}$ must be as low as possible). This characteristic is important to reduce the fraction of Common Mode voltage converted into differential voltage and added to the bioelectric signal.

The aim of this work was to study the single EGS impedances in disposable Ag/AgCl gelled electrodes with 5mm^2 surface and 1cm inter-electrode distance. For each of the ten tested subject, an array of 4 electrodes was placed on the biceps brachii, transversally to the fiber direction. We were able to extract two single EGS impedances, Z_{EGS1} and Z_{EGS2} , and the tissue impedance Z_T between them. The impedance has been measured in the frequency range [2-1000] Hz with an impedance-meter designed at LISiN. Impedance and noise measurement were performed at the array application time ($t_0=0\text{min}$) and after 30min ($t_{30}=30\text{min}$).

We evaluated:

- i) the effect of the application time on Z_{EGS} and noise;
- ii) the effect of this time on the impedance unbalance ΔZ (2-way ANOVA analysis; ways: Time, Frequency);
- iii) the relative contribution of the tissue impedance Z_T to the impedance between two electrodes ($Z_{EGS_12} = Z_{EGS1} + Z_T + Z_{EGS2}$).

The results of the study were:

- i) we observed a significant reduction of $|Z_{EGS}|$ with time (t_0 Vs t_{30}). However, a correspondent

- tale riduzione, tuttavia, non corrisponde un analogo comportamento del livello di rumore sulla stessa coppia di elettrodi (Range dei valori RMS di rumore: $V_{\text{RMS}} = [1.26-5.49]\mu V_{\text{RMS}}$ a t_0 e $V_{\text{RMS}} = [1.24-4.36]\mu V_{\text{RMS}}$ a t_{30}).
- ii) l'analisi ANOVA non ha mostrato variazioni significative di $|\Delta Z|$ nel tempo.
 - iii) Z_T può essere considerata trascurabile rispetto a Z_{EGS} (Range percentuale di Z_T/Z_{EGS} a 50Hz per elettrodi di 5mm^2 di superficie con gel: [0.4-12.8]%).

Le principali conclusioni di questo lavoro sono:

- i) per elettrodi con gel di 5mm^2 , Z_T può essere trascurata poiché è molto piccola rispetto a Z_{EGS} .
- ii) nonostante la singola impedenza Z_{EGS} decresca col tempo, lo sbilanciamento di impedenza ΔZ non cambia durante i primi 30min di applicazione della schiera di elettrodi.

behaviour of the noise on the same electrode pair was not observed (Ranges of RMS noise values: $V_{\text{RMS}} = [1.26-5.49]\mu V_{\text{RMS}}$ at t_0 and $V_{\text{RMS}} = [1.24-4.36]\mu V_{\text{RMS}}$ at t_{30}).

- ii) *ANOVA analysis did not show a significant variation of $|\Delta Z|$ with time.*
- iii) *Z_T can be considered negligible with respect to the Z_{EGS} (Percentage range of Z_T/Z_{EGS} at 50Hz for 5mm^2 electrodes: [0.4-12.8]%).*

The main conclusions of this work are:

- i) *for gelled electrode of 5mm^2 , Z_T can be neglected since it is very small compared to Z_{EGS} ;*
- ii) *despite the decrease of single $|Z_{\text{EGS}}|$ with time, the impedance unbalance ΔZ does not change within 30min of application of the electrode array.*

Applicazione di un sistema di prelievo indossabile per l'analisi delle attivazioni muscolari durante movimenti della mano

P. Ariano, N. Celadon, M. Gazzoni, V. Margaria, D. Mastrapasqua, M. Paleari

Il segnale elettromiografico di superficie (sEMG) prelevato dai muscoli dell'avambraccio può essere utilizzato per il controllo di protesi di mano. Con l'aumento della complessità e dei gradi di libertà delle protesi di mano, negli ultimi anni è cresciuta la necessità di estrarre informazioni più specifiche sull'attivazione muscolare. In questo contesto, le tecniche sEMG ad alta densità hanno aperto nuove prospettive.

Questo progetto ha due obiettivi: a) realizzare un sistema indossabile ad alta densità di elettrodi per la registrazione di segnali sEMG dai muscoli dell'avambraccio; b) utilizzare tale sistema per studiare l'attivazione dei muscoli dell'avambraccio durante contrazioni dinamiche.

È stato realizzato un sistema di prelievo che consiste in una griglia di 112 elettrodi circolari d'argento (14x8, diametro: 6 mm, distanza inter-elettrodica: 15 mm) integrata in un substrato tessile estensibile. Il sistema è stato testato su undici soggetti, che hanno eseguito movimenti ripetitivi di flesso-estensione e ab-adduzione della mano (con la mano sia in posizione neutra sia in posizione prona) e movimenti di flessione/estensione delle singole dita. Sono stati acquisiti simultaneamente la cinematica della mano (HumanGlove, Humanware Srl - Pisa) e i segnali EMG dei muscoli dell'avambraccio. I risultati mostrano che il sistema di prelievo sviluppato in questo studio consente un facile posizionamento degli elettrodi, riducendo il tempo di setup rispetto ai sistemi di prelievo convenzionali.

I segnali sEMG mostrano aree di attivazione diverse per diversi movimenti della mano e delle dita. La posizione della mano (neutra o prona) influenza l'ampiezza dei pattern di attivazione. Per i movimenti della singole dita è stato possibile

Application of a wearable detection system for the analysis of muscle activity during hand movements

The surface electromyographic signal (sEMG) detected from forearm muscles is often used for the control of hand prostheses. In the last years, the prostheses became more and more sophisticated, with many degrees of freedom. Complex EMG detection systems are then needed to control them. The development of techniques for High-Density sEMG opens new perspectives in the control of prostheses.

This project focused on two main research topics: a) the realization of a wearable high-density detection system for the recording of sEMG signals from the forearm muscles, b) the study of the forearm muscles activation during dynamic contractions. The wearable system consists of a grid of 112 silver circular electrodes (14x8, diameter: 6 mm, inter-electrode distance: 15 mm), integrated into a stretchable textile substrate.

Eleven subjects participated to the study; they were requested to perform repeated movements of flexion-extension and ab-adduction of the hand (in both neutral and pronated hand positions) and flexion/extension of the single fingers. The kinematics of the hand has been acquired (HumanGlove, Humanware Srl - Pisa) together with the sEMG signals from the forearm muscles.

Results show that, when compared to the conventional multi-channel detection-systems, our wearable sEMG detection system allows an easy placement of the electrodes on the skin, reducing the setup time. The EMG maps show different activation areas for different movements of the hand and fingers. The hand position (neutral or prone) affects the amplitude of the activation patterns but not the localization of EMG activity. During the movement of different fingers it is possible to identify specific activation areas while the move-

identificare attività sEMG in porzioni diverse dell'avambraccio mentre non è possibile distinguere se il movimento interessa la prima o seconda falange. Utilizzando l'algoritmo K-means è stato possibile raggruppare, in modo automatico, i canali del sistema di acquisizione che mostrano attività sEMG simili. Questo indica la possibilità di ridurre il numero di canali di prelievo senza perdita di informazione, diminuendo la mole di informazioni da elaborare per il riconoscimento dei movimenti. Il raggruppamento dei canali ha mostrato che un anello di elettrodi posizionati sulla circonferenza dell'avambraccio può essere sufficiente per riconoscere i movimenti della mano, ma non delle singole dita.

ments of the first and of the second phalanx cannot be distinguished on the basis of EMG activity. Using the K-means algorithm it has been possible to group, in an automatic way, the channels of the acquisition system showing similar patterns of EMG activity. This indicates the possibility to reduce the number of channels and to decrease the information to process for the movement recognition. The clustering showed that one ring of electrodes placed on the circumference of the forearm can be sufficient to recognize the movements of the hand, though not of single fingers.

Progetto e test di elettrodi a micro aghi

P. Ariano, A. Botter, D. Casalena, M. Paleari, G. Piervirgili, M. Quaglio

Le proprietà elettriche dell'interfaccia elettrodo-cute sono fortemente influenzate dallo strato di cute più superficiale: lo strato corneo. Per ridurre lo spessore di questo strato, e quindi diminuire l'impedenza di contatto, sono stati proposti diversi trattamenti cutanei. Un approccio alternativo è l'utilizzo di elettrodi costituiti da micro punte ricavate da un substrato in silicio poi ricoperto di argento (elettrodi a micro aghi). Questi elettrodi perforano lo strato corneo aggirandone l'alta impedenza.

In questo anno, il LISiN ha instaurato una promettente collaborazione con l'Istituto Italiano di Tecnologia (IIT) al fine di sviluppare elettrodi a micro aghi per la registrazione sEMG.

In questo studio preliminare sono stati caratterizzati l'impedenza elettrodo-cute e il rumore di un primo prototipo di elettrodo a micro aghi (silicio ricoperto di argento, superficie: 25mm², densità aghi: 8 aghi/mm², lunghezza aghi : ≈140 μm; Figura, pannello A).

I risultati sono stati confrontati con quelli ottenuti da elettrodi di controllo in argento con superficie piatta e con uguale area di contatto con la cute degli elettrodi a micro aghi.

Abbiamo ipotizzato che il livello di invasività fosse il solo fattore che differenziasse i due tipi di elettrodi. Due paia di elettrodi (uno per ogni tipologia) sono stati fissati su un substrato rigido con una distanza di 1cm tra i centri dei due elettrodi dello stesso tipo. La porzione ventrale dell'avambraccio è stata pulita (senza abrasione) e il substrato è stato posizionato sulla cute e fissato all'avambraccio con una benda. Il rumore e l'impedenza elettrodo-cute tra elettrodi dello stesso tipo sono stati misurati in nove soggetti.

Il rumore della interfaccia elettrodo-cute nella banda di frequenza 10Hz-1kHz è risultato significativamente inferiore (test di Wilcoxon, p<0.05) per gli elettrodi a micro aghi rispetto agli elettrodi

Design and test of micro-needle electrodes

The electrical properties of the electrode-skin interface are strongly affected by the outermost skin layer: the stratum corneum. To reduce the thickness of this layer, thus decreasing the electrode-skin impedance, different skin treatments have been proposed. An alternative approach to skin treatments is the use of electrodes made of silver-coated silicon with etched spikes (micro needles). These electrodes pierce the stratum corneum in order to circumvent its high impedance.

In this year, LISiN established a promising collaboration with the Italian Institute of Technology (IIT) to develop and test micro needle electrodes for sEMG detection.

In this preliminary study we aimed at the characterization of the electrode-skin impedance and noise of a first prototype of micro needle electrode (silver-coated silicon, surface: 25mm², needle density: 8 needles/mm², needle length: ≈140 μm; Figure, panel A).

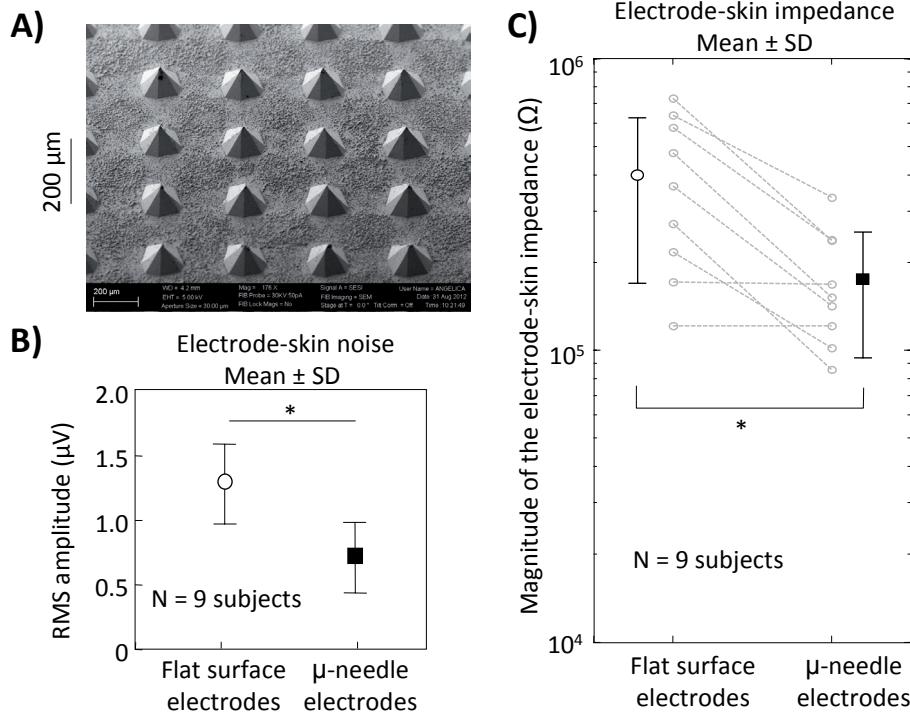
The results were compared with those obtained from conventional Ag electrodes with flat surface and with the same contact area of micro needle electrodes.

We assumed that the degree of invasiveness on the skin was the only factor differentiating the two types of electrode. Two pairs of electrodes (one for each electrode type) were fixed on a rigid substrate. The distance between electrodes of the same type was 1cm. The ventral portion of the forearm was cleaned with water (without abrasion) and the substrate incorporating the two pairs of electrodes was positioned on the skin and fastened to the forearm with a strap. Electrode-skin noise and impedance between two electrodes of the same type was measured in nine subjects.

The noise of the electrode skin junction in the frequency band 10Hz-1kHz was significantly lower (Wilcoxon test, p<0.05) for micro-needle

di controllo (Figura, pannello B). Risultati simili sono stati osservati per l'impedenza elettrodo-cute misurata a 50Hz (Figura, pannello C). Seppur preliminari, questi risultati indicano che i micro aghi migliorano le proprietà dell'interfaccia elettrodo-cute. Ulteriori test verranno effettuati su elettrodi con maggiore lunghezza e minore densità degli aghi al fine di ottenere una maggiore penetrazione e un'ulteriore riduzione dell'impedenza e del rumore elettrodo-cute.

electrodes with respect to Ag electrodes (Figure, panel B). Similar results were obtained for the electrode-skin impedance measured at 50Hz (Figure, panel C). Although preliminary, there results indicate that micro needles improve the properties of the electrode-skin interface. Future tests will be performed on electrodes with greater needle length and lower needle density to improve the needle penetration and to obtain a stronger reduction of the electrode-skin impedance.



A) Immagine al microscopio elettronico di un elettrodo a micro aghi. B) Rumore RMS dell'interfaccia elettrodo-cute (due interfacce elettrodo-cute) in nove soggetti. I dati sono riportati come media \pm deviazione standard. Il rumore RMS della strumentazione ($1.2 \mu\text{V}$ nella banda di frequenza $10\text{Hz}-1\text{kHz}$) è stato rimosso quadraticamente dal rumore RMS misurato. C) Modulo dell'impedenza (Z) elettrodo-cute misurata a 50Hz tra due elettrodi a micro aghi e tra due elettrodi d'argento con superficie piatta (elettrodi di controllo). Dimensione degli elettrodi: 5mm x 5mm. Le misure di Z sono state effettuate applicando ai due tipi di elettrodi correnti sinusoidali di 200nApp e misurando la caduta di tensione. *: $p<0.05$, test di Wilcoxon

A) Scanning electron microscope image of the micro needle electrode. B) RMS noise of the electrode skin interface (two electrode-skin junctions) in nine subjects. Data are reported as mean \pm standard deviation. The squared RMS of the noise of the instrumentation ($1.2\mu\text{V}$ in the frequency band $10\text{Hz}-1\text{kHz}$) was subtracted from the total squared RMS measured. C) Magnitude of the electrode-skin impedance measured at 50Hz between two micro-needle electrodes and between two Ag electrodes with flat surface (control electrode). Electrode dimension: 5 mm x 5 mm for all the electrode types. Measurement of Z was performed by applying a sinusoidal current of 200nApp and reading the resulting voltage. *: $p<0.05$, Wilcoxon test

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

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

**Distribuzione dell'ampiezza EMG
nel muscolo trapezio durante
"performance" al violoncello:
descrizione di un singolo soggetto**

B. Afsharipour, A. Gallina, R. Merletti, T. Vieira

La caratterizzazione dell'attività muscolare durante compiti funzionali è sempre stata critica, soprattutto a causa dei fattori confondenti che influenzano l'EMG in condizioni dinamiche. In questo esperimento abbiamo usato una matrice di elettrodi per analizzare la distribuzione spaziale di attività del trapezio durante performance al violoncello.

Ad una violoncellista professionista è stato chiesto di eseguire, per ogni corda, cinque arcate lente sfruttando l'intero arco. Segnali EMG di superficie sono stati raccolti dal muscolo trapezio usando una matrice di elettrodi (16x4, 10 mm di distanza interelettrodica). La matrice è stata applicata lateralmente alla zona di innervazione, identificata in precedenza usando una schiera secca. Segnali EMG singolo differenziali sono stati ottenuti differenziando i monopolarì lungo

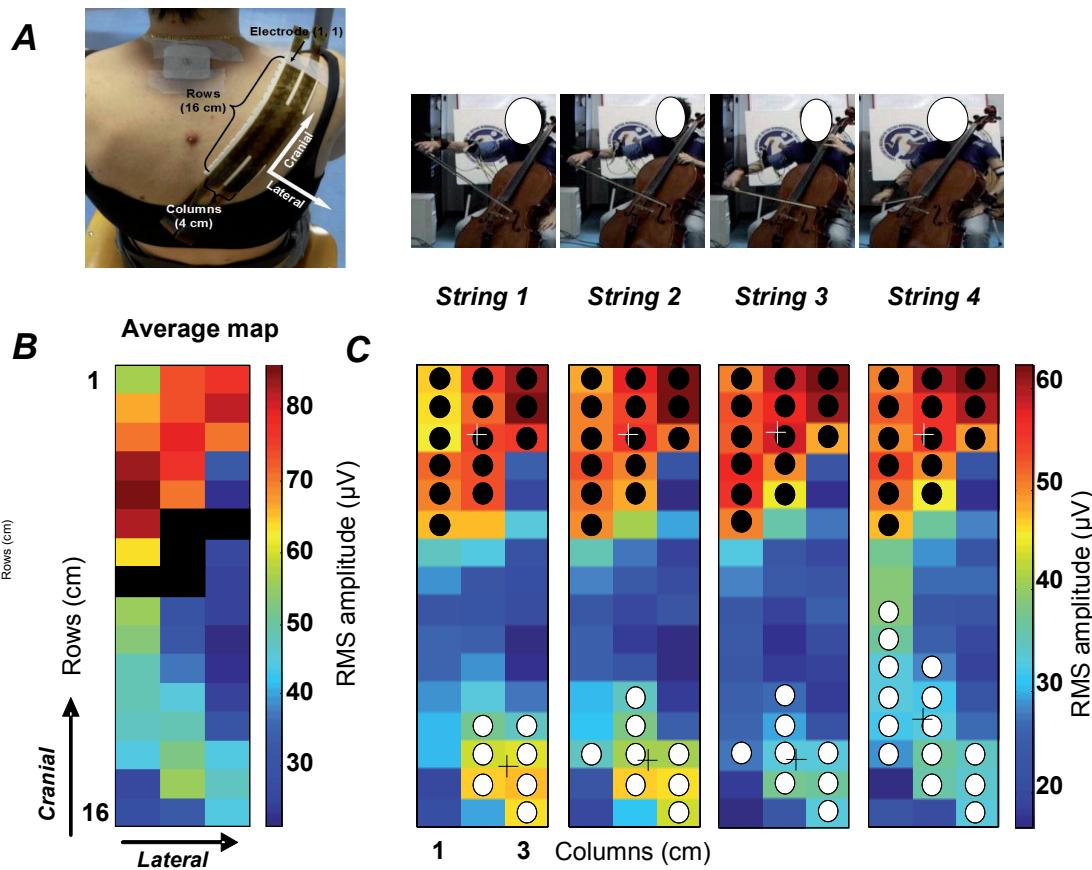
**Surface EMG amplitude
distribution over the trapezius
muscle during cello playing:
a single case report**

Characterization of muscle activity in complex, functional tasks has always been critical, mainly because of the misleading factors that influence surface EMGs in dynamic conditions. In this experiment we use a matrix of electrodes to investigate spatial activation patterns of the large trapezius muscle during a musical performance by a professional cello player.

The cellist was asked to perform five slow, large bowing movements for each of the four strings. Surface EMGs were collected from trapezius muscle using an electrode grid (16x4 electrodes, 1 cm interelectrode distance). This grid was placed laterally to the innervation zone, previously identified with a dry array. Single-differential EMGs were obtained by differentiating monopolar signals along rows of electrodes. For each single-differential EMG, the root mean

le righe di elettrodi. Per ogni canale singolo-differenziale è stato calcolato il valore efficace (RMS) per epoche di 125 ms, e le distribuzioni di ampiezza corrispondenti alle quattro corde sono state mediate. Inizialmente, la mappa di ampiezza EMG mediata su tutte le corde è stata segmentata usando l'algoritmo di watershed (Figura, A). In seguito, in ogni mappa di ampiezza,

square (RMS) value was computed over epochs of 125 ms, and then all RMS values calculated during playing of each string were averaged. The average EMG map across all strings was segmented using the watershed algorithm (Figure, panel A). Segmentation of the image associated to each string was performed to identify the trapezius regions predominantly active. In



- A) Posizionamento della griglia di elettrodi sul trapezio superiore ed esempio di esercizio sulle quattro corde del violoncello.
 B) Segmentazione della mappa di ampiezza EMG mediata su tutte le corde suonate. C) Esempio di distribuzione di ampiezza EMG per ognuna delle quattro corde. I canali identificati nelle due porzioni sono rappresentati con crechi bianchi e neri; le croci denotano il baricentro dei clusters.

A) Positioning of the grid of electrodes over the trapezius muscle and the four cello strings played with the legato tip technique. First string is located on subject right side. B) Segmentation of single differential surface EMG amplitude distribution averaged over all contractions and strings. C) Example of surface EMG amplitude distribution observed for each of the four cello strings. Relevant electrodes of the two segmented portions are represented with white and black circles; crosses denote the barycentre of these clusters.

i canali con ampiezza superiore al 70% del picco sono stati considerati come rappresentativi di una regione del muscolo attiva (Figura, B). Il valore RMS dell'ampiezza EMG, la posizione (baricentro) ed la dimensione (numero di elettrodi) della regione di muscolo attiva sono stati calcolati e paragonati tra le condizioni (le quattro corde).

Due regioni di attività EMG sono stati identificati nella regione caudale e craniale del muscolo trapezio. Il livello di attività di entrambe le regioni cambia al variare della corda suonata. I risultati suggeriscono che il trapezio superiore è attivo in modo predominante, probabilmente a causa della sua funzione di stabilizzatore scapolare e di limitazione della rotazione verso il basso della scapola. Invece, il trapezio medio ed inferiore sono attivati con diversa intensità, a seconda della corda suonata. Benché eseguito su un solo soggetto, questo studio mostra le potenzialità delle matrici di elettrodi nell'identificare variazioni spaziali di attività muscolare. Queste informazioni possono essere utili per lo studio del controllo motorio e dei disordini neuromuscolari nei musicisti.

the amplitude maps for each string, and within each of the clusters segmented from the globally averaged map, the channels with RMS values higher than 70% of the peak were considered as denoting active muscle region (Figure, panel B). The mean degree of activation (RMS value), the position (barycentre) and the size (number of electrodes) of each active muscle region were calculated and compared across the cello strings.

Two regions of activity were identified cranially and caudally in the trapezius muscle. The lowest and highest activities were recorded in both regions while playing the first and fourth strings, respectively. The cranial region was predominantly active probably due to its function as scapular stabilizer and to control the downward rotation of the scapula. Instead, the caudal region was active to different extents, depending on the string played. Although this study was performed on a single subject, it shows the potentialities of a matrix of electrodes in detecting spatial variations of muscle activity; this provides advanced information, possibly useful in the study of motor control and musculoskeletal disorders in musicians.

Identificazione dei muscoli dorsali dell'avambraccio tramite EMG di superficie ad alta densità

A. Botter, A. Gallina

A causa del gran numero di gradi di libertà del complesso polso-mano, molti muscoli con diverse linee d'azione originano dalla regione del gomito e percorrono l'avambraccio per inserirsi a livello del polso e della mano. L'obiettivo di questo lavoro è localizzare le regioni dell'avambraccio con il più alto livello di attività EMG durante diverse contrazioni isometriche degli estensori di polso e dita usando un sistema ad alta densità di elettrodi.

Dieci soggetti sani hanno eseguito contrazioni isometriche in: 1) estensione, deviazione radiale ed ulnare di polso al 20% della contrazione massima volontaria; 2) flessione di gomito contro resistenza manuale; 3) estensione dell'articolazione metacarpo-falangea del dito medio, anulare e mignolo. Segnali EMG di superficie sono stati acquisiti con una matrice da 128 elettrodi, distanza inter-elettrodica 10mm, posizionata sulla porzione dorsale dell'avambraccio. Mappe di ampiezza sono state ottenute dai segnali monopolarici su epoche di 3 secondi. Un algoritmo di segmentazione automatico basato sul metodo "watershed" è stato usato per localizzare la regione di maggior ampiezza EMG; per ogni contrazione, la posizione dell'area attiva è stata descritta usando il bari-centro delle mappe di ampiezza EMG. L'effetto della contrazione sulla posizione del cluster di elettrodi attivi è stato testato separatamente sulle coordinate X ed Y usando l'analisi della varianza.

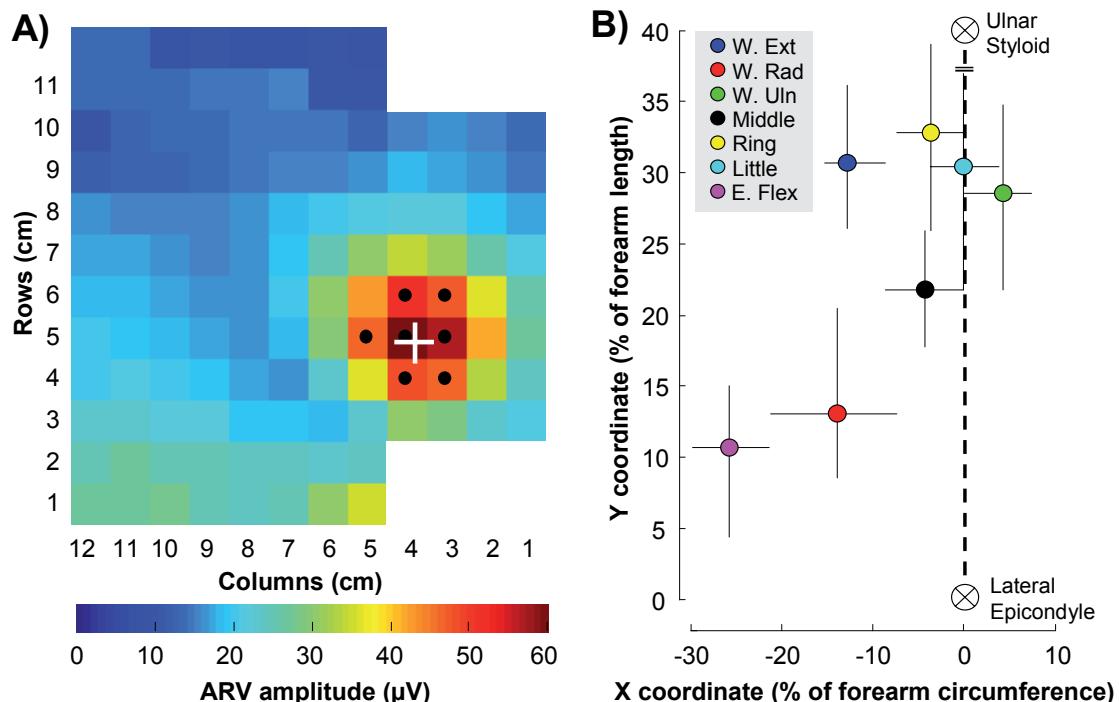
Per ogni contrazione testata, la posizione dell'area più attiva corrisponde alla regione anatomica del principale muscolo agonista per il movimento. Ogni area attiva è risultata distinguibile dalle altre in almeno una direzione (direzione prossimo-distale: $P<0.01$, $F=35.83$; medio-laterale: $P<0.01$, $F=125.92$). Gran parte delle contrazioni sono state discriminate sia sulla coordinata X che Y (trasversale e longitudinale)

Identification of dorsal forearm muscles from high-density surface EMGs

To provide the multiple degrees of freedom required for wrist and hand movements, many muscles, with different lines of action, origin from the elbow region and run through the forearm reaching the insertions at the wrist and hand level. The aim of this study was to localize the region of the forearm with the highest EMG activity during isometric contractions using high-density sEMG technique. Ten healthy subjects performed a set of selective, isometric contractions: 1) wrist extension, radial and ulnar deviation at 20% of the maximal voluntary contraction; 2) elbow flexion against manual resistance; 3) metacarpophalangeal joint extension of the middle, ring, and little finger. Surface EMGs were collected with a grid of 128 electrodes with 10mm inter-electrode distance placed over the dorsal portion of the forearm. Monopolar amplitude maps were computed for each contraction type over a 3 sec epoch. An automatic algorithm based on Watershed segmentation was used to localize the regions of higher EMG activity; for each contraction, only the cluster with the highest EMG amplitude was considered. In each contraction, the position of the active area was quantified computing the centroid of the channels identified. The effect of the contraction type on the position of the active cluster was separately tested on X- and Y-coordinate using analysis of variance. For each tested contraction, the position of the most active area matched closely with the anatomical region of the main agonist muscle (figure, B). Each active area could be distinguished from the others in at least one direction (proximal-distal direction: $P<0.01$, $F=35.83$; medio-lateral direction: $P<0.01$, $F=125.92$). Most contractions could be discriminated on the basis of both X and Y (transversal and longitudinal) coordinates of

del baricentro dell'area attiva. Alcune sono state distinte solamente lungo l'asse prossimo-distale (ad esempio: deviazione radiale da estensione, estensione delle dita medio ed anulare). La mappatura del segnale EMG di superficie fornisce nuove informazioni sui muscoli dell'avambraccio che potrebbero essere utili sia per identificare alterazioni dei pattern di attivazione muscolare in soggetti affetti da patologie da lavoro, sia per il controllo di protesi in amputati di mano.

the centroid of the active area. Some could only be distinguished along the proximal-distal axis (e.g: wrist radial deviation from wrist extension, middle finger from ring finger extension). Surface EMG amplitude mapping of the forearm muscles provides new information, possibly useful in the identification of altered muscle activation patterns due to work-related pathology.



A) Distribuzione di ampiezza del segnale EMG in un soggetto rappresentativo durante estensione dell'articolazione metacarpo-falangea del dito medio. I cerchi neri identificano i canali selezionati in modo automatico dall'algoritmo di segmentazione. La croce rappresenta il baricentro dei canali identificati. B) Localizzazione dell'attività EMG dalle mappe monopolari dei muscoli testati. La linea nera tratteggiata connette i due riferimenti anatomici (processo stiloide ulnare ed epicondilo) e corrisponde alla terza colonna di elettrodi. Le coordinate di ogni soggetto sono state normalizzate rispetto alla circonferenza dell'avambraccio (asse X) o alla lunghezza (asse Y) e raggruppate. I simboli rappresentano il valore mediano delle coordinate X ed Y, le linee nere l'intervallo interquartile.

A) Surface EMG amplitude distribution in a representative subject during the metacarpo-phalangeal extension of the middle finger. The black dots identify the channels automatically tracked with the segmentation algorithm. B) Localization of EMG clusters generated during the tested contractions. The black, dashed line connects the two anatomical landmarks (ulnar styloid process and lateral epicondyle) and corresponds to the third column of the electrode grid. The coordinates of each subject were normalized with respect to the forearm circumference (X-axis) or forearm length (Y-axis) and pooled together. Symbols represent the median values of X and Y coordinates, black lines are the 25-75th percentiles.

Stima della dimensione del territorio delle unità motorie nel muscolo vasto mediale

A. Gallina, R. Merletti, T. Vieira

Le caratteristiche anatomiche dei muscoli scheletrici possono essere investigate tramite elettromiogrammi (EMGs) ad alta densità di elettrodi. In un precedente lavoro, abbiamo utilizzato gli EMGs di superficie per stimare la dimensione del territorio di unità motorie posturali del gastrocnemio. In questo studio estendiamo questa metodologia per stimare la dimensione dei territori delle unità motorie nel muscolo vasto mediale (VM). Entrambi i muscoli sono pennati. Tuttavia, nel VM il decorso delle fibre è poco inclinato rispetto al piano parallelo alla superficie cutanea, mentre nel gastrocnemio, è molto inclinato. È noto che porzioni del muscolo vasto mediale applicano alla rotula forze in diverse direzioni. Se il territorio delle unità motorie del VM è piccolo in relazione alla lunghezza del muscolo, è anatomicamente possibile, per il sistema nervoso, attivare sotto-porzioni del VM indipendentemente.

Sono stati raccolti EMGs monopolar (matrice da 16x8 elettrodi) dal VM di 18 soggetti durante estensioni isometriche di ginocchio al 20 ed al 60% della massima forza esercitabile. I segnali differenziali sono stati calcolati nella direzione obliqua (45°). Dopo il filtraggio, i segnali EMG sono stati decomposti nei costituenti treni di potenziali d'azione di unità motorie. La larghezza del territorio delle singole unità motorie è stata stimata dalle mappe di valore efficace (RMS), calcolate per ogni unità motoria. I canali con maggior ampiezza EMG sono stati selezionati utilizzando una soglia di ampiezza. Successivamente, la direzione delle fibre di singole unità motorie è stata stimata dalle immagini segmentate (Figura). Le coordinate di tutti i canali della griglia sono state quindi ruotate, in modo tale che le ampiezze RMS di ogni canale fossero proiettate sull'asse trasversale rispetto alla direzione stimata delle fibre. Infine, una curva Gaussiana è stata adattata alla distribuzione di

Estimating the territory size of motor units in the vastus medialis muscle from surface EMG

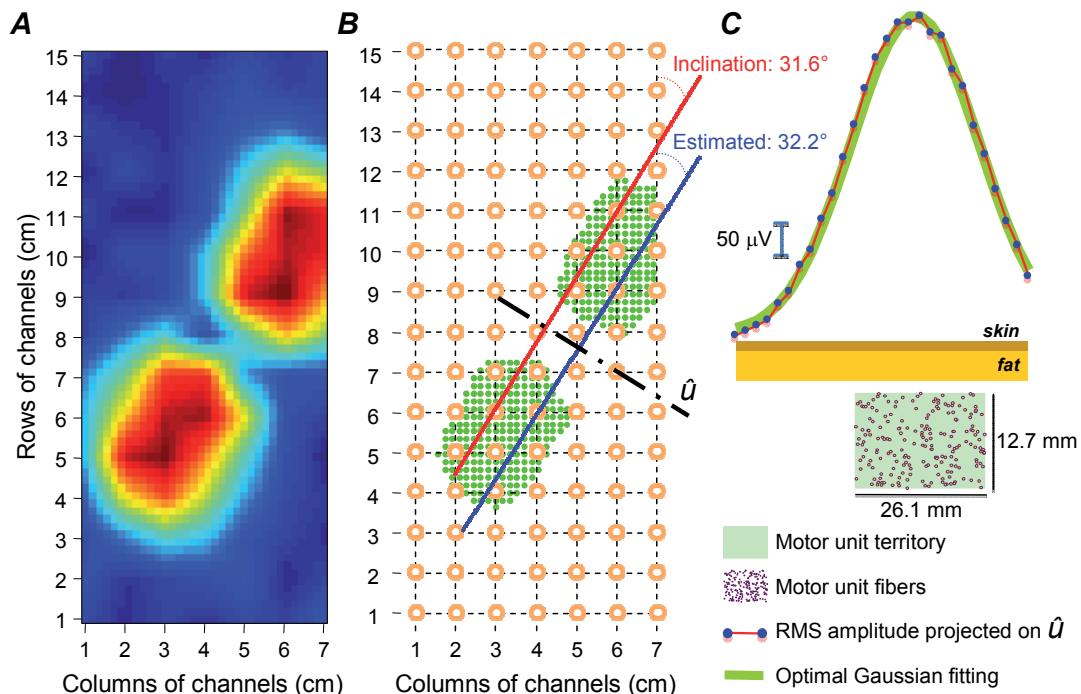
Anatomical features of skeletal muscles can be studied from high-density surface electromyograms (EMGs). Previously, we estimated the territory size of postural motor units in the gastrocnemius muscle from surface EMGs. In this study, we extend such methodology for the estimation of the territory size of motor units in the vastus medialis (VM) muscle. Both muscles are pinnate, though vastus fibers are chiefly directed in a plane parallel to the skin surface whereas gastrocnemius is pinnate mainly in the depth direction. It is well established that VM sub-volumes apply force on the patella in different directions. If the territory of VM motor units is small in relation to the muscle length, then, it is anatomically possible for the nervous system to activate individual VM sub-volumes independently.

Monopolar EMGs were collected (16x8 electrode grid) from the VM muscle while 18 participants performed iso-metric knee extensions at two force levels (20% and 60% of their maximal voluntary effort). Differential EMGs were computed in oblique direction. After filtering, EMGs were decomposed in individual trains of motor unit action potential. Territory size was estimated from maps of root mean square (RMS) amplitude calculated for each motor unit. Initially, RMS maps were segmented using an amplitude threshold. After that, in virtue of the pinnate VM architecture, the direction of fibers of individual motor units was estimated from segmented images (Figure). The coordinates of all channels in the grid were then rotated, so that RMS amplitude for each channel in the grid was projected over the axis transverse to the estimated fibers' direction. Finally, Gaussian curves were fitted to the RMS distributions and their standard deviation was considered for the estimation of the territory size (Figure).

RMS, e la sua deviazione standard è stata usata stimare la dimensione del territorio (Figura).

Le nostre stime dai dati sperimentali suggeriscono che la dimensione trasversale del territorio delle unità motorie del VM non eccede i 3-4 cm. È stata osservata una correlazione tra le dimensioni dei territori delle unità motorie e la loro posizione nel muscolo. Unità motorie più piccole sono state individuate nelle vicinanze della patella. Questo è in accordo con il ruolo delle unità motorie distali e prossimali del VL che contribuiscono rispettivamente alla stabilizzazione della patella (con deboli forze in gioco) e all'estensione del ginocchio (con forze più rilevanti).

In relation to VM physiological cross sectional area, motor unit territories were markedly small. Our estimates suggest fibers belonging to individual VM units span a region not wider than 3-4 cm. Interestingly, there was a significant correlation between the size of VM units and the unit location in the muscle. Smaller territories were estimated for units closer to the patella. This is consistent with distal and proximal VM units contributing respectively more strongly to patellar stabilization (weak though properly directed force vectors) and knee movements (strong force vectors).



A) Mappa interpolata di ampiezza RMS degli EMG differenziali, simulati per una unità motoria. Le fibre di questa unità motoria simula sono state inclinate di 32.6° rispetto alle colonne di elettrodi. B) Posizione degli elettrodi simulati, gli elettrodi selezionati dalla mappa segmentata, la direzione delle fibre (linea rossa), la direzione stimata (linea blu) e la stima dell'asse trasversale delle fibre (linea tratto-punto, \hat{u}). C) distribuzione RMS calcolata proiettando tutti i canali della matrice sull'asse \hat{u} (cerchi).

A) Shows an interpolated RMS map of differential EMGs, calculated for a single simulated motor unit. Fibers of this particular unit were inclined 32.6° with respect to the column direction. B) illustrates where electrodes were simulated, the channels segmented from the interpolated map, the simulated fibers' direction (dark grey trace), the estimated direction (black trace) and the estimated axis (light grey trace; \hat{u}) parallel to which end-plates were simulated. C) shows the RMS distribution calculated by projecting all channels in the matrix over the \hat{u} axis (circles). Note how closely circles represent the distribution of RMS amplitude across the axis transverse to the direction of simulated fibers.

Variazioni opposte della distribuzione di ampiezza EMG sul trapezio superiore dovute all'aumento della forza e ripetizione di un gesto motorio

A. Gallina, M. Gazzoni, R. Merletti

Differenze nel controllo motorio possono essere osservate sia dopo allenamento che in movimenti che richiedono uno sforzo maggiore. Al momento non è noto se i cambiamenti nella funzione motoria sono dovuti al contributo di diverse sotto-porzioni muscolari, almeno nei muscoli grandi e poli-funzionali. L'obiettivo di questo lavoro è verificare come contrazioni ripetitive a forza variabile influenzano l'attività muscolare.

Dodici soggetti hanno eseguito elevazioni di scapola in modalità isometrica ripetendo 5 volte rampe da 0 al 25% del massimale (MVC). Sono stati raccolti segnali EMG usando una matrice a 64 elettrodi posta sul trapezio superiore. Il valore efficace (RMS) del segnale EMG di superficie è stato ottenuto per i livelli di forza nel range 5-25% MVC in passi di 5% MVC, per epoche di durata variabile centrate attorno al livello di forza bersaglio (entro $\pm 1\%$ MVC). La distribuzione cranio-caudale di RMS è stata quantificata usando il baricentro, calcolato sulle due colonne laterali. L'effetto del livello di forza e della ripetizione sulla posizione del baricentro è stato testato con l'analisi di varianza a misure ripetute (ANOVA).

Il baricentro della distribuzione di RMS si è spostato caudalmente all'aumentare della forza ($p < 0.01$, $F = 11.25$) e prossimalmente con la ripetizione del compito motorio ($p < 0.01$, $F = 6.45$), senza interazioni fra i due fattori ($p = 0.2$); un esempio di due soggetti rappresentativi è fornito in figura.

I risultati suggeriscono che cambiamenti cranio-caudali della distribuzione di ampiezza EMG sono conseguenza di reclutamento e de-reclutamento di popolazioni indipendenti di unità motorie. Alti livelli di forza potrebbero richiedere una maggior stabilizzazione della scapola (trapezio

Opposite changes of surface EMG amplitude distribution over the trapezius muscle in relation to force increase and repetition of a motor task

Differences in motor control may be observed as a result of practice, as well as during movements that require the exertion of different amounts of force. Currently, it is not known whether changes in the motor function are related to variations of the relative contribution of muscle sub-portions, at least in large, multi-functional muscles. The aim of this work was to investigate if and how muscle activity changes during a repetitive, force-varying contraction.

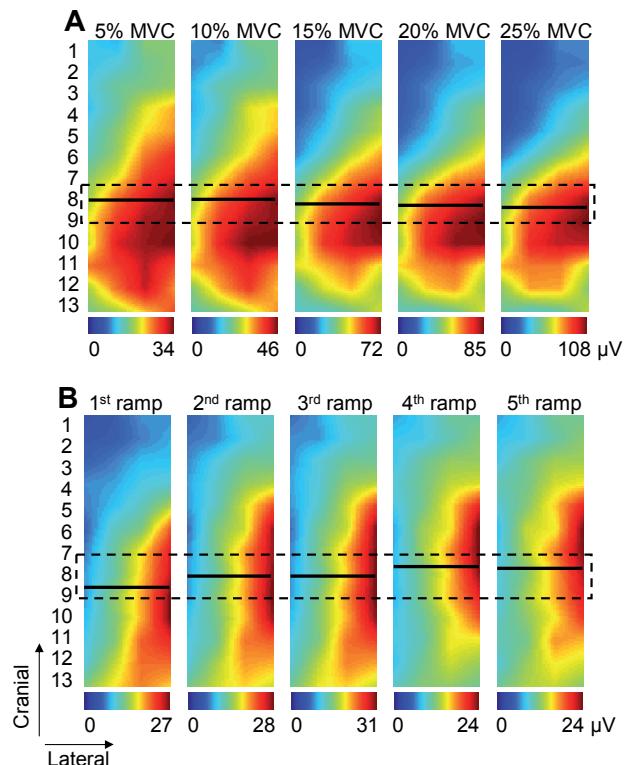
Twelve healthy male subjects performed isometric shoulder elevation contractions, repeating for five times ramps from 0 to 25% of the maximal voluntary force (MVC). A 64-electrode matrix placed with its longest dimension parallel to the spine was used to detect sEMG from the trapezius muscle. The sEMG root mean square (RMS) distribution was obtained for the force levels in the range 5-25% MVC with steps of 5% MVC, on epochs in time corresponding to $F \pm 0.5\%$ MVC, where F is the target force level. The cranio-caudal distribution of RMS was quantified using the barycentre, calculated on the two lateral columns. The effect of force level and repetition on the position of the barycentre was tested with repeated measures analysis of variance (ANOVA).

The barycentre (or centroid) of the distribution of RMS shifted caudally with the increase of force levels ($p < 0.01$, $F = 11.25$) and proximally with the repetition of the isometric task ($p < 0.01$, $F = 6.45$), with no interactions between the two factors ($p = 0.2$); an example from two representative subjects is provided in the figure.

A possible explanation might be that changes in the cranio-caudal distribution of sEMG relate to the recruitment and de-recruitment of independent

medio) ed altri muscoli potrebbero essere reclutati per la produzione di forza (romboidi); entrambi i muscoli sono localizzati nella porzioni inferiore della matrice, e la loro attivazione implicherebbe uno spostamento distale del baricentro. Invece, minori livelli di co-contrazione sono solitamente osservati in individui esperti in un compito motorio. Lo spostamento prossimale della distribuzione di ampiezza osservato in questo studio può risultare dal de-reclutamento di muscoli sinergici localizzati nella parte bassa della matrice o da diversi gradi di affaticamento.

populations of MUs. High-force levels could require a higher stabilization of the scapula (middle trapezius) and other muscles might be recruited for force exertion (rhomboids); both muscles are located in the low portion of the grid, and their contribution would imply a caudal shift of the barycentre. Instead, less co-contraction is usually observed as an individual becomes more skilled in a motor task. The proximal, possibly learning-related, shift observed in this study could result from the de-recruitment of the synergic muscles located in the caudal portion of the grid.



Mappe di ampiezza EMG. A) spostamento caudale del baricentro a diversi livelli di forza in un soggetto rappresentativo. B) spostamento craniale del baricentro in rampe consecutive al 15% MVC. In tutte le mappe, i segnali dei 64 elettrodi sono stati interpolati con un fattore di 10. La barra colorata mostra i valori di ampiezza di ogni mappa. La linea nera orizzontale è il baricentro calcolato sull'asse Y (2 colonne laterali). Il rettangolo tratteggiato è stato disegnato per facilitare l'osservazione dello spostamento del baricentro.

Maps of EMG amplitude distribution (RMS). Panel A shows the caudal shift of the barycentre at different force levels in the first ramp in a representative subject. Panel B shows the cranial shift of the barycentre at a given force level (15% MVC) in consecutive ramps in a representative subject. In all maps the 64 RMS values have been interpolated with a factor of 10. The colorbar of each map shows the range of amplitude values of the map. The horizontal black line is the barycentre along the Y axis, calculated over the two lateral columns; the dashed rectangle has been drawn to facilitate the observation of the shift of the barycentre.

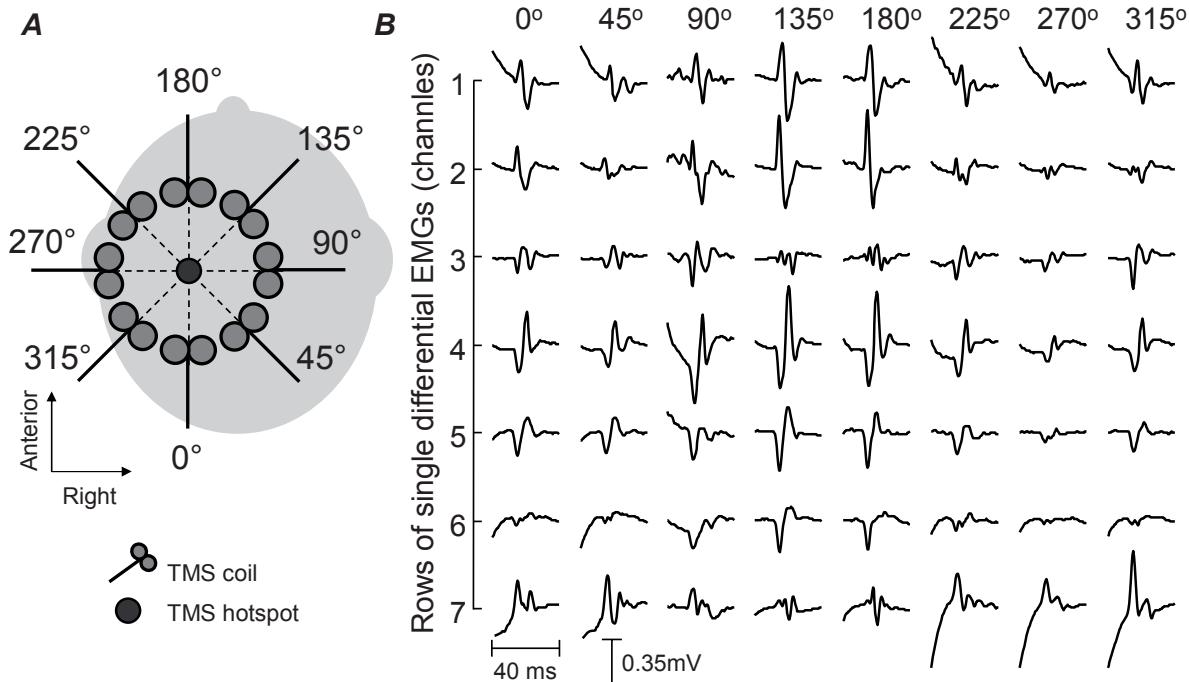
Rappresentazione dei potenziali motori evocati negli EMG ad alta densità di elettrodi: studio di un singolo caso

Representation of motor evoked potentials in high-density surface EMGs: Single case study

O. Baffa, M.A.C. Garcia, V. Souza, A. Peres, C.D. Vargas, T. Vieira

L'eccitabilità corticospinale può essere studiata attraverso potenziali d'azione muscolari (potenziali motori evocati, MEPs) indotti attraverso stimolazione magnetica transcranica (TMS). Studi in letteratura suggeriscono l'esistenza di uno specifico orientamento corticale lungo il quale le linee di corrente indotte dagli impulsi TMS generano chiari MEPs. Questi orientamenti ottimali sono

Corticospinal excitability might be studied from muscle action potentials (i.e., the motor evoked potentials: MEPs) elicited through transcranial magnetic stimulation (TMS). Current knowledge suggests the existence of a specific, cortical orientation along which TMS current pulses lead to the clearest MEPs. Such a predominant stimulation direction was observed from surface electromyo-



A) Rappresentazione polare delle otto direzioni di stimolazione magnetica usate nello studio. Il cerchio grigio corrisponde al punto di stimolazione in M1. B) MEPs singolo differenziali registrati per ogni direzione di stimolazione. MEPs con ampiezze trascurabili sono osservabili nel canale 3 (la zona di innervazione) e MEPs con ampiezza massima nei canali 2 e 4 per le direzioni di stimolazione 135 e 180 gradi.

A) Polar representation of the eight stimulation directions considered in this study. Grey circle corresponds to the M1 hotspot. B) Single-differential MEPs recorded for each stimulation direction. Note the small, negligible MEPs in channel 3 (i.e., innervation zone location) and the largest and clearest MEPs in channels 2 and 4 for the 135 deg and 180 deg stimulation direction.

stati osservati da elettromiogrammi di superficie (EMGs) registrati con elettrodi in configurazione bipolare. In questo studio abbiamo usato EMGs ad alta densità di elettrodi per studiare se i MEPs e le direzioni di stimolazione sono associati, come indicato in letteratura.

In un soggetto sano (26 anni, 75kg, 1.74m) sono stati applicati impulsi TMS alla corteccia motoria primaria (M1) allineando la spira di stimolazione rispetto a otto direzioni (da 0 a 315 gradi in passi da 45 gradi; Figura, pannello A). Per tutte le direzioni testate, la spira è stata centrata rispetto al punto selezionato in M1 (Figura, pannello A) in cui era possibile stimolare, nel muscolo abduttore breve dell'alluce, MEPs di ampiezza massima con la minima ampiezza di stimolazione. EMG singoli differenziali sono stati registrati con una schiera lineare di otto elettrodi (10mm di distanza interelettrodica). Il valore RMS di ciascun canale è stato utilizzato per confrontare MEPs indotti dalle diverse configurazioni di stimolazione.

Diversi orientamenti della bobina di stimolazione hanno indotto MEPs con diverse caratteristiche. In particolare per il soggetto testato, i MEPs di maggiore ampiezza sono stati osservati stimolando la corteccia motoria per le direzioni 135 e 180 gradi (Figura, pannello B). Queste direzioni hanno generato MEPs con valori RMS (media \pm SD: $126 \pm 51 \mu\text{V}$; N = 2 orientamenti \times 10 stimoli) significativamente maggiori rispetto a quelli generati dalla direzione tradizionalmente indicata in letteratura (45 gradi; $84 \pm 59 \mu\text{V}$; N = 10 stimoli). Se questi risultati venissero confermati per una popolazione di soggetti, gli standard TMS riguardanti l'orientamento della bobina di stimolazione potrebbero dover essere riconsiderati.

grams (EMGs) recorded by bipolar electrodes. In this study we use high-density surface EMGs to investigate whether MEPs and stimulation direction are associated as predicted in the literature.

TMS pulses were delivered to the left primary motor cortex (M1) of a single, healthy individual (26 years old, 75 kg, 1.74 m). Ten consecutive stimuli were applied with the stimulation coil aligned along each of eight specific directions (0-315 deg; steps of 45 deg; Figure panel A). In all directions, the coil was centered over the M1 hotspot (Figure panel A) where largest MEPs were observed in the abductor pollicis brevis muscle for the least delivered current. Single-differential EMGs were recorded with a linear array of eight surface electrodes (10 mm interelectrode distance). The root mean square amplitude was considered to compare MEPs elicited for different coil orientations.

MEPs with different characteristics were obtained for different stimulation directions. Specifically for the subject tested, clearest MEPs were observed when his motor cortex was stimulated for the 135 deg and 180 deg directions (Figure panel B). These directions provided MEPs with average root mean square amplitude (mean \pm SD: $126 \pm 51 \mu\text{V}$; N = 2 orientations \times 10 stimuli) significantly greater than those provided by the stimulation direction traditionally recommended in literature (i.e., 45 deg; $84 \pm 59 \mu\text{V}$; N = 10 stimuli). If these results hold for a population of subjects, then, TMS standards concerning the coil orientation might be reconsidered.

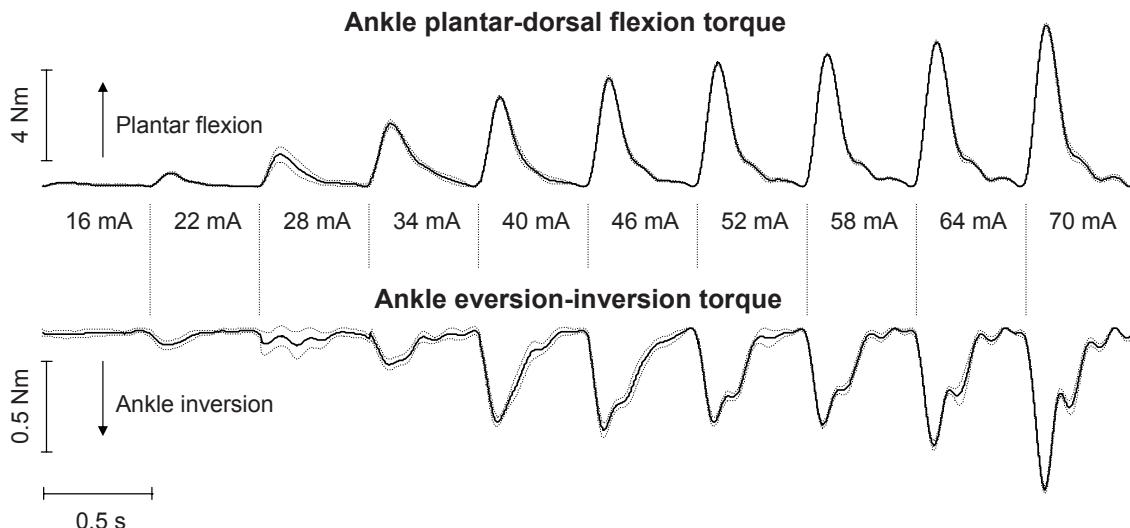
Quanto contribuisce il gastrocnemio mediale alla coppia della caviglia fuori dal piano sagittale?

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

I movimenti della caviglia nel piano frontale sono meno prominenti, tuttavia non meno rilevanti, dei movimenti in flessione plantare e dorsale. Camminare su terreni accidentati o mantenere la postura eretta su un supporto stretto sono esempi di circostanze in cui la stabilizzazione laterale della caviglia ha un ruolo fondamentale. Facendo seguito ad un nostro precedente studio in cui abbiamo mostrato evidenze di un'associazione tra le oscillazioni laterali del corpo e l'attivazione del gastrocnemio mediale (MG) durante postura

How much does the human medial gastrocnemius muscle contribute to ankle torques outside the sagittal plane?

Ankle movements in the frontal plane are less prominent though not less relevant than movements in the plantar or dorsal flexion direction. Walking on uneven terrains and standing on narrow stances are examples of circumstances likely imposing marked demands on the ankle lateral stabilization. Following our previous evidence associating lateral bodily sways in quiet standing to activation of the medial gastrocnemius (MG) muscle, in this study we ask: how large is the MG contribution to ankle torques in the frontal plane?



Media e deviazione standard (linee tratteggiate) dei twitches della caviglia per un soggetto durante stimolazione elettrica del MG a diverse intensità ($N=10$ intensità $\times 10$ stimoli). L'ampiezza di stimolazione è stata aumentata progressivamente, iniziando dal 10% (16 mA) dell'ampiezza di stimolazione massima (70 mA; durata: 200 μ s). I twitches sono stati calcolati separatamente nei piani sagittale (in alto; valori positivi indicano la flessione plantare) e frontale (in basso; valori negativi indicano la coppia di inversione).

The average and the standard deviation (dashed lines) of ankle twitches are shown for a single subject when the MG nerve branch was electrically stimulated at different amplitudes ($N = 10$ intensities $\times 10$ stimuli). Stimulation amplitude increased progressively, starting from 10% (16 mA) of the maximal stimulation amplitude (70 mA; 200 μ s duration). Twitches were calculated separately for the sagittal (top; positive values indicate plantar flexion) and frontal planes (bottom; negative values indicate inversion torque).

eretta, in questo studio ci domandiamo: quanto contribuisce il MG alla coppia della caviglia nel piano frontale (coppie di inversione ed eversione)?

Tale contributo è stato valutato sedendo il soggetto su una sedia modificata per l'esperimento con il piede fissato ad una piattaforma dinamometrica. Tramite un elettrodo di stimolazione selettivo, abbiamo applicato impulsi di corrente alle branche nervose terminali del MG in dieci soggetti. Per valutare sistematicamente il contributo di diverse popolazioni di unità motorie del MG ai twitch della caviglia, le ampiezze di stimolazione sono state fatte variare ad incrementi fissi. Dall'intensità più bassa (12-32 mA) in grado di generare i primi twitches del MG, gli impulsi di stimolazione hanno raggiunto intensità massime (56-90 mA) al di sotto delle quali non venivano stimolati altri muscoli.

I risultati principali mostrano considerevoli twitches del MG tendenti a ruotare verso l'esterno l'aspetto mediale del piede (inversione della caviglia; Figura). Inoltre, la stimolazione del nervo ha messo in luce una relazione lineare tra la coppia di picco di flessione plantare e di inversione plantare (Pearson $R < -0.81$; $P < 0.01$; 10 soggetti). In particolare, indipendentemente dall'intensità di corrente applicata, è stato osservato che la coppia di picco di inversione equivale al 13% della coppia di flessione plantare. Questi risultati mettono in luce il ruolo del MG nella stabilizzazione del corpo nel piano frontale, specialmente in situazioni di stabilità precaria.

The contribution of the MG muscle to ankle torques in the frontal plane (i.e., inversion-eversion torques) was assessed while subjects were seated on a customized chair. With a selective stimulation electrode, we applied current pulses to the MG nerve branch of ten subjects. To systematically evaluate the contribution of different populations of MG motor units to ankle twitches, stimulation amplitudes varied by fixed amounts. From the smallest intensities (12-32 mA) leading to the firstly observable MG twitches, current pulses reached intensities (56-90 mA) below which other muscles were not palpably stimulated.

Key results show substantial MG twitches tending to rotate outward the medial aspect of the foot (ankle inversion; Figure). Most strikingly, nerve stimulation revealed a linear relationship between the peak torque of ankle plantar flexion and ankle inversion, across the ten subjects tested (Pearson $R < -0.81$; $P < 0.01$). Specifically, regardless of the current intensity applied, the peak torque of ankle inversion amounted to about 13% of plantar flexion peak torque. Physiologically, these results provide evidence that the nervous system may rely on MG activation to stabilize the body in the frontal plane, especially under situations of challenged stability.

Effetto dell'angolo articolare di ginocchio e del livello di forza sulla distribuzione spaziale di attività del vasto mediale

A. Gallina, M. Gazzoni, R. Merletti

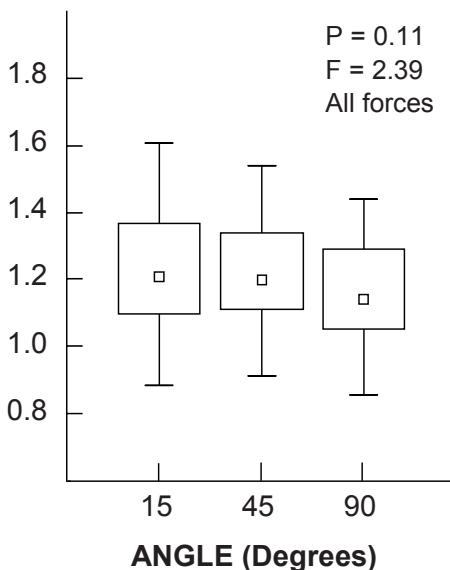
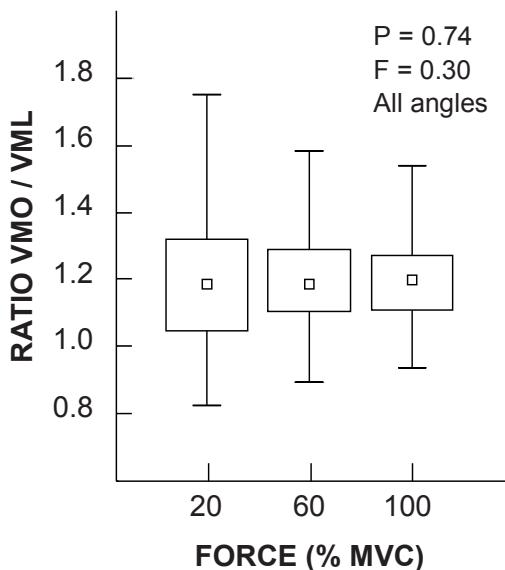
Si ritiene che le disfunzioni del muscolo quadricep abbiano un ruolo nelle patologie di ginocchio. Al momento non è noto se porzioni del muscolo vasto mediale (VM) siano attivate in modo preferenziale durante compiti specifici. L'obiettivo di questo lavoro è verificare se la distribuzione spaziale di attività EMG cambia al variare del livello di forza esercitato e dell'angolo articolare.

Nove uomini e nove donne hanno eseguito contrazioni isometriche di estensione del ginocchio a tre angoli articolari (15° , 45° e 90° , considerando 0° come estensione completa) e tre

Influence of knee angle and level of force exerted on the spatial distribution of activity within the vastus medialis muscle

Dysfunction of the quadriceps muscle is thought to play a role in musculoskeletal knee pathologies. Currently it is not known whether muscle sub-portions within the vastus medialis (VM) are preferentially recruited during specific tasks. The aim of this study was to investigate whether spatial distribution of sEMG of the VM changes depending on the level of force exerted and the knee joint angle.

Nine male and nine female subjects performed short isometric knee extensions at three knee angles (15° , 45° and 90° , 0° corresponding to full extension) and three force levels (20, 60 and 100%



Effetto dei fattori angolo e forza sull'attivazione relativa di porzioni del muscolo vasto mediale (VMO = cluster distale, VML = cluster prossimale). Per ogni condizione sono rappresentati valore mediano, intervallo interquartile ed intervallo non-outlier. I risultati del test ANOVA (sui ranghi, misure ripetute su 18 soggetti) sono riportati sopra ogni pannello.

Effect of angle and force factors of the relative activity of vastus medialis sub-portions (VMO = distal cluster, VML = proximal cluster). Median values, first and third quartiles and non-outlier ranges are represented for each condition. Statistical results of the ANOVA test (on ranks, repeated measures on 18 subjects) are shown.

livelli di forza (20, 60 e 100% MVC). Sono stati raccolti segnali EMG coprendo l'intero VM con una matrice di 16x8 elettrodi e distanza interelettrodica 10 mm. Segnali differenziali sono stati ottenuti off-line dai segnali monopolari. L'attività di porzioni muscolari è stata identificata in modo automatico usando un algoritmo validato in precedenza basato sulla segmentazione "watershed". Per ogni contrazione sono stati estratti due valori di ampiezza EMG relativi ai due clusters identificati dall'algoritmo (nella regione prossimale e distale del muscolo). L'effetto dell'angolo articolare e del livello di forza sul rapporto fra i valori di ampiezza EMG nei due clusters è stato testato con ANOVA a misure ripetute. L'ampiezza media del rapporto è 1.2 ± 0.18 (Figura). Come mostrato nella figura, né il livello di forza ($p = 0.74$, $F = 0.3$) né l'angolo articolare ($p = 0.11$, $F = 2.39$) sono risultati statisticamente significativi nel determinare tale rapporto.

I soggetti sani esaminati in questo studio non hanno mostrato pattern comuni indicativi di reclutamento preferenziale di porzioni muscolari all'interno del vasto mediale, quando angoli di ginocchio e livelli di forza sono stati paragonati. Una possibile spiegazione è che sottoporzioni del muscolo con diversa azione biomeccanica siano attivate sinergicamente. È interessante notare che la dispersione dei valori del rapporto tra l'ampiezza dei due cluster sembra cambiare con il livello di forza, indicando una minor variabilità, tra soggetti, all'aumentare del livello di forza. Il valore del rapporto può essere il risultato di diversa attività EMG, diversa architettura del muscolo e/o dello strato sottocutaneo. I valori del rapporto identificati in questo studio possono essere usati come valore di riferimento per confrontare la distribuzione di attività EMG tra soggetti sani e pazienti con patologie di ginocchio.

MVC). Electromyographic activity was collected from the VM muscle using a grid of 16x8 electrodes with 10mm IED covering the whole muscle, and single differential signals were obtained from the monopolar recordings. The activity of discrete muscle sub-portions was automatically identified using a previously validated algorithm based on watershed segmentation. For each contraction, two EMG amplitude values were extracted from electrodes located over the two clusters identified in the distal and proximal regions of the muscle. The effects of knee angle and force level on the ratio between those two values were tested with a repeated measures ANOVA. The average value of the ratio was 1.2 ± 0.18 . As shown in the figure, no influence of either force ($p = 0.74$, $F = 0.3$) or angle ($p = 0.11$, $F = 2.39$) were significant.

Healthy subjects showed no common trends for preferential recruitment of sub-portions within the VM muscle when contractions at different knee angles or force levels were compared. One of the possible explanation is that muscle sub-portions with different biomechanical actions are synergically activated. Interestingly, the spread of the ratio values seems to change with the force level, possibly indicating a decreased within-subject motor variability as the force exerted is increased. However, besides differences in EMG activity, other factors such as muscle architecture and/or thickness of the interposed tissues can influence the ratio. The ratio values identified in this study can be useful as a reference value for comparing the within-muscle distribution of sEMG in patients with musculoskeletal impairments and healthy subjects.

Studio biotico e EMG sugli adattamenti del muscolo quadricepse in seguito a stimolazione elettrica

A. Botter, O. Bottinelli, R. Bottinelli, G. D'Antona, M.A. Minetto, D. Miotti

Gli obiettivi di questo studio sono stati l'analisi della plasticità nel fenotipo delle catene pesanti di miosina (MHC) in risposta a stimolazione elettrica neuromuscolare (NMES) e lo studio della correlazione tra la distribuzione delle isoforme MHC e la velocità di conduzione delle fibre muscolari (MFCV).

Sono stati reclutati 14 soggetti sani di sesso maschile. Il programma di allenamento era costituito da tre sessioni di 18 minuti di NMES bilaterale per settimana in un periodo di otto settimane. Sono stati prelevati campioni biotici dal muscolo vasto laterale (VL) prima e dopo il periodo di allenamento. Lo spessore muscolare è stato misurato tramite ultrasuoni.

La stimolazione elettrica ha significativamente aumentato la forza massimale del quadricepse di $14.4 \pm 19.7\%$ ($P=0.02$), lo spessore del VL di $10.7 \pm 8.6\%$ ($P=0.01$) e la MFCV del VL di $11.1 \pm 3.5\%$ ($P<0.001$) e la MFCV del vasto mediale di $8.4 \pm 1.8\%$ ($P<0.001$). È stato osservato l'intero spettro dei possibili adattamenti delle isoforme MHC all'allenamento: transizione veloce-lenta (4 soggetti), trasformazione bi-direzionale dalle isoforme MHC-1 e MHC-2X verso MHC-2A (7 soggetti), shift verso MHC-2X (2 soggetti), nessun cambiamento di distribuzione MHC (1 soggetto). Non è stata osservata alcuna correlazione tra il contenuto relativo di MHC-2 e la MFCV del VL, sia nella sessione pre-allenamento (Figura A, linea tratteggiata) sia nella sessione post-allenamento (Figura A, linea continua). Non si sono evidenziate correlazioni significative tra il contenuto relativo di MHC-2 e i tassi di variazione normalizzati della MFCV sia nella sessione pre-allenamento (Figura B, linea tratteggiata) sia nella sessione post-allenamento (Figura B, linea continua).

Biopsy and EMG study on the muscular changes following electrical stimulation for quadriceps muscle training

The aims of the study were to investigate the plasticity of the myosin heavy chain (MHC) phenotype following neuromuscular electrical stimulation (NMES) and to assess the correlation between MHC isoform distribution and muscle fiber conduction velocity (MFCV).

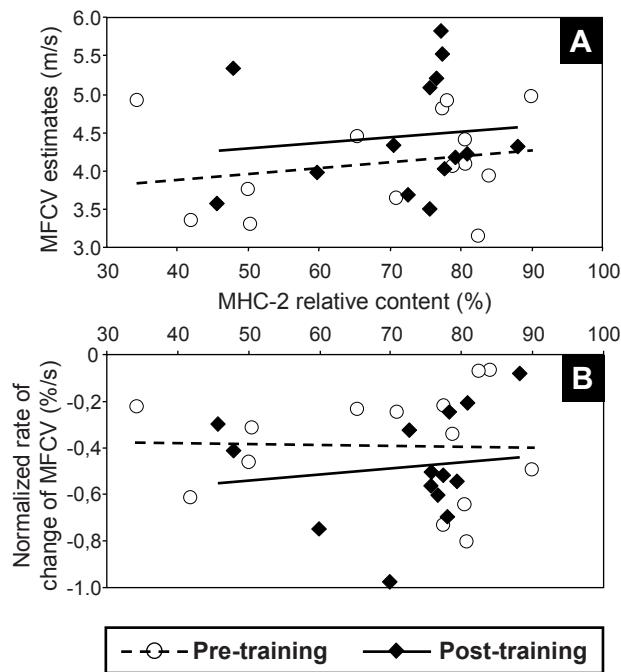
Fourteen healthy men were recruited. The training program consisted of three 18 minute bilateral NMES sessions per week over an 8 week period (24 sessions in total). Needle biopsies were taken from the dominant *vastus lateralis* and neuromuscular tests were performed on the dominant thigh before and after training. *Vastus lateralis* thickness was measured by ultrasound muscle imaging.

NMES significantly increased the quadriceps maximal force by $14.4 \pm 19.7\%$ ($P=0.02$), *vastus lateralis* thickness by $10.7 \pm 8.6\%$ ($P=0.01$), *vastus lateralis* MFCV by $11.1 \pm 3.5\%$ ($P<0.001$), *vastus medialis* MFCV by $8.4 \pm 1.8\%$ ($P<0.001$). The whole spectrum of possible MHC isoform adaptations to training was observed: fast-to-slow transition (4 subjects), bi-directional transformation from MHC-1 and MHC-2X isoforms toward MHC-2A isoform (7 subjects), shift toward MHC-2X (2 subjects), no MHC distribution change (1 subject).

No significant correlation was observed between MHC-2 relative content and *vastus lateralis* MFCV for either the pre-training values (Figure, panel A, dashed line: $R^2=0.04$, $P=0.46$) or the post-training values (Figure, panel A, continuous line: $R^2=0.02$, $P=0.67$). No significant correlation was observed between MHC-2 relative content and normalized rates of change of MFCV for either the pre-training values (Figure, panel B, dashed line: $R^2=0.0009$, $P=0.91$) or the post-training values (Figure, panel B, continuous line: $R^2=0.01$, $P=0.67$).

In conclusione, la stimolazione elettrica ha aumentato la forza, lo spessore muscolare, la MFCV e ha modificato la composizione muscolare del VL inducendo diversi adattamenti nella distribuzione MHC (transizione veloce-lenta, lenta-veloce e trasformazione bi-direzionale verso un fenotipo di fibra caratterizzato da proprietà intermedie). La mancanza di correlazione tra distribuzione delle isoforme MHC del VL e la MFCV (e il suo tasso di variazione) implica che la proporzione (e i cambiamenti indotti dall'allenamento) di diverse tipologie di fibre non possa essere stimata da questa variabile elettrofisiologica.

In conclusion, NMES increased quadriceps force, muscle thickness, MFCV, and affected the fiber type distribution of the vastus lateralis since it elicited distinct adaptations in the MHC composition (fast-to-slow transition, bi-directional transformation toward a fiber phenotype characterized by intermediate properties, slow-to-fast transition). The MHC isoform distribution of the vastus lateralis did not correlate with vastus lateralis MFCV (and its rate of change), thus implying that the proportion (and the training-induced changes) of different fiber types cannot be estimated from this electrophysiological variable.



Analisi di correlazione tra la velocità di conduzione delle fibre muscolari (MFCV) e il suo tasso di variazione per il muscolo VL e il contenuto relativo di isoforme MHC -2. A). Non si sono evidenziate correlazioni significative tra il contenuto relativo di MHC-2 e la MFCV, sia nella sessione pre- (linea tratteggiata: $R^2=0.04$, $P=0.46$) che nella sessione post-allenamento (linea continua: $R^2=0.02$, $P=0.67$). B) Non si sono evidenziate correlazioni significative tra il contenuto relativo di MHC-2 e i tassi di variazione normalizzati della MFCV, sia nella sessione pre- (linea tratteggiata: $R^2=0.0009$, $P=0.91$) sia nella sessione post-allenamento (linea continua: $R^2=0.01$, $P=0.67$).

Correlation analyses between muscle fiber conduction velocity (MFCV) and its rate of change as estimated from surface EMG of the vastus lateralis muscle and MHC -2 relative content. A) No significant correlation was observed between MHC-2 relative content and MFCV estimates for either the pre-training (dashed line: $R^2=0.04$, $P=0.46$) or the post-training values (continuous line: $R^2=0.02$, $P=0.67$). B) No significant correlation was observed between MHC-2 relative content and normalized rates of change of MFCV for either the pre-training (dashed line: $R^2=0.0009$, $P=0.91$) or the post-training values (continuous line: $R^2=0.01$, $P=0.67$).

Il progetto NICEM

A. Botter, F. Lanfranco, R. Merletti, M.A. Minetto

Un contributo triennale concesso dalla Compagnia di San Paolo ha co-finanziato il progetto "Neuromuscular Investigation and Conditioning in Endocrine Myopathies" (NICEM).

Il progetto è stato condotto in collaborazione tra il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (Direttore: Prof. R. Merletti) e la Divisione di Endocrinologia, Diabetologia e Metabolismo dell'Università di Torino (Direttore: Prof. E. Ghigo).

I principali obiettivi del progetto sono stati lo studio dell'entità e delle caratteristiche delle alterazioni muscolari nelle miopatie endocrine e farmaco-indotte e la valutazione dell'efficacia della stimolazione elettrica neuromuscolare nel miglioramento delle prestazioni muscolari in soggetti sani e in pazienti affetti da malattie endocrine.

Sono stati condotti tre studi (su 85 soggetti sani e 15 pazienti affetti da obesità severa) per valutare la fattibilità e l'efficacia della stimolazione elettrica neuromuscolare (condotta insieme all'acquisizione di segnali EMG di superficie) per il testing e il training neuromuscolare e per l'ottimizzazione dei paradigmi di stimolazione. I risultati di questi studi sono stati raccolti in quattro articoli pubblicati su riviste scientifiche internazionali (1-4).

Sono stati effettuati due studi (su 50 soggetti sani e 10 pazienti affetti dal morbo di Cushing)

The NICEM project

A three-year grant provided by Compagnia di San Paolo co-funded the project "Neuromuscular Investigation and Conditioning in Endocrine Myopathies" (NICEM).

The project was carried out in collaboration between the Laboratory of Engineering of the Neuromuscular System of Politecnico di Torino (Director: Prof. R. Merletti) and the Division of Endocrinology, Diabetology and Metabolism of the University of Torino (Director: Prof. E. Ghigo).

The main aims of the project were to investigate extent and characteristics of the functional impairment of skeletal muscles in endocrine and drug-induced myopathies and to assess the efficacy of neuromuscular electrical stimulation in producing performance increases in muscles of healthy subjects and patients affected by endocrine disorders.

Three studies were performed (on 85 healthy subjects and 15 patients affected by morbid obesity) to assess the feasibility and efficacy of neuromuscular electrical stimulation (by means of surface EMG techniques) for neuromuscular testing and training and to optimize the stimulation paradigms. The results of these studies were presented in four manuscripts published in international scientific journals (1-4).

Two studies were performed (on 50 healthy subjects and 10 patients affected by endogenous

per verificare se l'eccesso di glucocorticoidi, sia nel breve sia nel lungo periodo, produca alterazioni di eccitabilità muscolare. I risultati di questi due studi sono stati presentati in tre pubblicazioni (5-7). Questi risultati hanno rilevanza per la comprensione dei meccanismi fisiopatologici sottesi alla miopatia steroidea, i cui meccanismi si sviluppano, anche in soggetti sani, già dopo pochi giorni di somministrazione steroidea. Inoltre, la dimostrazione che le alterazioni di eccitabilità muscolare indotte da glucocorticoidi possano essere svelate attraverso test elettrofisiologici non invasivi ha implicazioni cliniche per l'identificazione precoce di forme di miopatia subclinica o preclinica in pazienti steroido-trattati.

Sono stati condotti tre studi (su 30 soggetti sani) per caratterizzare (attraverso l'acquisizione di segnali EMG di superficie ed intramuscolari) il comportamento delle unità motorie durante contrazioni muscolari volontarie ed involontarie (crampi). I risultati di questi studi sono stati pubblicati in quattro articoli (8-11). La dimostrazione di un coinvolgimento spinale all'origine dei crampi e durante il loro sviluppo ha rilevanza per l'identificazione di terapie efficaci e sicure nella gestione (prevenzione e riduzione) dei crampi.

Diverse attività (organizzazione di seminari e workshop) sono state condotte per la disseminazione dei risultati ottenuti nell'ambito del progetto (12-18).

Cushing's syndrome) to assess if the short term or chronic glucocorticoid excess produces impairment of muscle excitability. The results of these studies were presented in three publications (5-7). These results have relevance to the understanding of steroid myopathy; the underlying mechanisms develop, even in healthy subjects, already after a few days of glucocorticoid administration. Moreover, the demonstration that glucocorticoid-induced muscle impairments can be unveiled by means of noninvasive electrophysiological tests has clinical implications for the early identification of subclinical or preclinical forms of myopathy in treated patients.

Three studies were performed (on thirty healthy subjects) to investigate motor unit behaviour (through detection of surface and intramuscular EMG signals) during voluntary and involuntary (cramp) muscle contractions. The results of these studies were presented in four publications (8-11). The demonstration that a spinal involvement occurs at the origin of cramps and during their development has relevance for identifying the most effective and safe medications for managing (preventing or reducing the occurrence of) cramps.

Different activities (organization of seminars and workshops) were carried out to disseminate the results achieved within the Project (12-18).

Articoli pubblicati su riviste scientifiche internazionali nell'ambito del progetto NICEM **Publications on peer-reviewed international journals within the NICEM project**

- 1) Botter A, Oprandi G, Lanfranco F, Allasia S, Maffiuletti NA, Minetto MA. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. Eur J Appl Physiol 2011;111:2461-2471.
- 2) Maffiuletti NA, Minetto MA, Farina D, Bottinelli R. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. Eur J Appl Physiol 2011;111:2391-2397.
- 3) Minetto MA, Botter A, Bottinelli O, Miotti D, Bottinelli R, D'Antona G. Variability in muscle adaptation to electrical stimulation. Int J Sports Med 2012; 33: 1-10.

- 4) Minetto MA, Botter A, Lanfranco F, Baldi M, Ghigo E, Arvat E. Muscle fiber conduction slowing and decreased levels of circulating muscle proteins after short-term dexamethasone administration in healthy subjects. *J Clin Endocrinol Metab* 2010;95:1663-1671.
- 5) Minetto MA, Botter A, Sprager S, Agosti F, Patrizi A, Lanfranco F, Sartorio A. Feasibility study of detecting multichannel surface electromyograms in severely obese patients. *J Electromyogr Kinesiol*. In press.
- 6) Minetto MA, Lanfranco F, Motta G, Allasia S, Arvat E, D'Antona G. Steroid myopathy: some unresolved issues. *J Endocrinol Invest* 2011;34:370-375.
- 7) Minetto MA, Lanfranco F, Botter A, Motta G, Mengozzi G, Giordano R, Picu A, Ghigo E, Arvat E. Do muscle fiber conduction slowing and decreased levels of circulating muscle proteins represent sensitive markers of steroid myopathy? A pilot study in Cushing's disease. *Eur J Endocrinol* 2011;164:985-993.
- 8) Holobar A, Minetto MA, Botter A, Negro F, Farina D. Experimental analysis of accuracy in the identification of motor unit spike trains from high-density surface EMG. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2010;18:221-229.
- 9) Minetto MA, Holobar A, Botter A, Ravenni R, Farina D. Mechanisms of muscle cramps: peripheral or central generation? *J Physiol* 2011;589:5759-5773.
- 10) Merletti R, Botter A, Lanfranco F, Minetto MA. Spinal involvement and muscle cramps in electrically-elicited contractions. *Artif Organs* 2011;35:221-225.
- 11) Minetto MA, Holobar A, Botter A, Farina D. Origin and development of muscle cramps. *Exer Sports Sci Rev*. In press.

Attività di divulgazione ed insegnamento nell’ambito del progetto NICEM
Dissemination and teaching activities within the NICEM project

- 12) Maffiuletti NA, Impellizzeri FM, Rainoldi A, Minetto MA. Testing e training neuromuscolare nel paziente ortopedico, fisiatrico ed endocrinopatico. Corso "OPEN SPORT3MED - Accreditamento ECM 346-22991 Ed. 1". Aula Magna dell'Ospedale CTO, Torino: 23 febbraio 2012.
- 13) Minetto MA. Le miopatie sarcopeniche endocrine: un aggiornamento. Aula del Dipartimento di Medicina Interna, Ospedale Molinette, Torino: 27 aprile 2012.
- 14) Ghizzoni L, Sartorio A, Astegiano P, Minetto MA. Problematiche neuromuscolari e metaboliche nel paziente pediatrico con patologia endocrino-metabolica. Corso "OPEN SPORT3MED - Accreditamento ECM 346-22991 Ed. 1". Aula Magna dell'Ospedale CTO, Torino: 31 maggio 2012.
- 15) Minetto MA. Effetti muscolari degli ormoni ipofisari, surrenalici e gonadici. "IV Corso delle Scuole di Specializzazione in Medicina dello Sport". Istituto Clinico Humanitas, Rozzano (MI), 8 maggio 2012.
- 16) Minetto MA. Capacità di forza e lavoro muscolare in funzione dello stato metabolico. "VI Incontro Piemontese In Endocrinologia, Diabetologia e Metabolismo". Novi Ligure (AL): 19-20 ottobre 2012.
- 17) Cerutti F, Porta M, Pagani M, Zanone MM, Minetto MA. Diabete mellito e attività sportiva nel bambino e nell'adulto. Corso "OPEN SPORT3MED - Accreditamento ECM 346-22991 Ed. 1". Aula Magna dell'Ospedale CTO, Torino: 25 ottobre 2012.
- 18) Minetto MA, Maffiuletti NA, D'Amelio P. Il muscolo dell'anziano: patologia, esercizio, dieta. "Martedì Salute, 2° ciclo 2012". Galleria d'Arte Moderna, Torino: 30 ottobre 2012.

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

R. Merletti

La attività di disseminazione di tecnologie e risultati e la formazione dei potenziali utenti degli stessi costituiscono il secondo obiettivo del LISiN, dopo l’attività di ricerca. A livello internazionale essa si svolge tramite la pubblicazione di libri di testo (*Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications*, Springer, 2012), la presentazione di lavori scientifici su riviste e a congressi internazionali, l’organizzazione o la partecipazione a scuole internazionali. A livello nazionale essa si svolge tramite le attività di didattica strutturata al Politecnico di Torino (tre corsi di 60 ore caduno), l’organizzazione di seminari, workshops e corsi a carattere interdisciplinare e prevalentemente volti a personale e a operatori sanitari, terapisti della riabilitazione, fisiatri, ergonomi, esperti di scienze motorie.

Una terza modalità di didattica, promossa in modo particolare nel 2012, consiste nel rendere gratuitamente disponibile materiale didattico sul sito web del LISiN (www.lisin.polito.it). Il principale “prodotto” di questo genere è costituito dal “Corso interattivo di biomeccanica e di elettromiografia non invasiva” presentato e utilizzato durante il corso “Applicazioni cliniche di elettromiografia di superficie per immagini” dove sono state discusse e applicate le tecniche e le apparecchiature prototipali sviluppate presso il LISiN.

Queste iniziative mirano a supplire sia alle carenze didattiche dei corsi di laurea in fisioterapia, fisiatra, medicina del lavoro e dello sport, sia alla carenza di attività di aggiornamento da parte delle società scientifiche del settore.

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

Dissemination of results and techniques, as well as training of their potential users, are the second objective of LISiN, after research. At the international level, these activities consist in the publication of textbooks (*Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications*, Springer, 2012), the submission of scientific papers to international journals and congresses, the organization of (or contribution to) international schools. At the national level this objective is achieved through formal teaching at Politecnico di Torino (three courses of 60 hours each), the organization of interdisciplinary seminars and workshops specifically aimed to health operators, physical therapists, rehabilitation doctors, experts in ergonomics and movement sciences.

A third teaching modality, particularly developed in 2012, involves knowledge transfer through the LISiN’s website (www.lisin.polito.it). This material is available free of charge. The main “product” available through this channel is the “Interactive course on biomechanics and non invasive electromyography” which was presented and used during the course on “Clinical applications of surface EMG imaging” where techniques and prototype equipment developed at LISiN have been presented.

These teaching activities are aimed to compensate for both the insufficient and out of date academic teaching offered by the academic degrees in physiotherapy, rehabilitation, occupational and sport medicine, and for the lack of continuing education offered by scientific societies in these fields.

La scarsa partecipazione di studenti e professionisti alle iniziative nazionali contrasta con la affluenza a quelle internazionali. Nel 2012 il LISiN ha partecipato ad una iniziativa didattica in Germania, a due in Spagna e una in Polonia; nel 2013 organizzerà un workshop in Spagna e uno in Brasile.

Nella sua "Foreword" al testo "Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications" la Prof. Gwendolen Jull scrive "L'aggiornamento scientifico nelle pratiche cliniche è un requisito essenziale per ottenere risultati affidabili in ogni campo della medicina e della tecniche mediche. Eppure troppo spesso esiste un "gap" tra ciò che è ben noto ai ricercatori e ciò che è applicato nel campo clinico. Il trasferimento di competenze, conoscenze e informazioni dalla ricerca alla pratica rimane una sfida che deve essere vinta."

È purtroppo deplorevole che tale "gap" sia così ampio in Italia che esista una resistenza così forte a colmarlo, soprattutto quando si tratta di tecnologie e di nuove conoscenza acquisite in questo Paese.

The lack of participation of professional operators and students to the national initiatives is in sharp contrast with the high participation to international events. In 2012 LISiN contributed to a successful international school in Germany, to two in Spain and one in Poland. In 2013 a workshop will be organized in Spain and one in Brasil.

In her Foreword to the "Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications" , Prof. Gwendolen Jull wrote "Research-informed practices are essential for accurate and reliable outcomes in any medical or technical field. Yet, there is often a gap between what is known and available in the research arena and what is applied in the field. Translation of the knowledge and information gained from research into practice is a challenge, but one that must be overcome."

It is very unfortunate that such a gap is so wide in Italy where a strong resistance is offered to change and innovation especially when Italian innovations are involved.

Lezioni invitate a congressi e corsi internazionali

Invited lectures to international congresses and courses

1. Merletti R. Surface EMG imaging with 2D electrodes. "Translational Engineering in Neurorehabilitation 2012: Decoding the neural drive to muscles for advanced assistive technologies". Göttingen, Germany, June 21-22, 2012.
2. Merletti R. Prevention and rehabilitation of neuromuscular disorders using High Density Surface EMG. "Summer School on Neurorehabilitation: Emerging therapies". Nuévalos (Zaragoza), Spain, September 16-21, 2012.
3. Merletti R, Afsharipour B, Piervirgili G. High density surface EMG technology. Workshop: "Extracting the neural strategies from the EMG and implications for myocontrol in neurotechnologies". "International Conference on Neurorehabilitation: Converging Clinical and Engineering Research (ICNR 2012)", Toledo, Spain, November 14-16, 2012.
4. Merletti R, Afsharipour B. Variability of electromyographic (EMG) signals and their features. International Centre of Biocybernetics (ICB) seminar on Variability in Biomedical Signals. Warsaw (Poland), November 4-7, 2012.

Lezioni invitate a congressi e corsi nazionali

Invited lectures to national congresses and courses

1. Gallina A. Valutazione oggettiva della fatica tramite elettromiografia di superficie. "Il congresso scientifico annuale della Associazione Italiana Fisioterapisti Piemonte e Valle d'Aosta". Torino, Italy, March 24, 2012.
2. Cescon C. Prevenzioni di lesioni da episiotomia e applicazioni al pavimento pelvico dell'elettromiografia di superficie. "Il Congresso nazionale della Società Italiana di Fisioterapia: Indicazioni cliniche in fisioterapia dall'analisi strumentale del movimento". Torino, Italy, June 8-9, 2012.
3. Gallina A. Il ruolo delle mappe EMG nell'analisi del sistema neuromuscolare. "Il Congresso nazionale della Società Italiana di Fisioterapia: Indicazioni cliniche in fisioterapia dall'analisi strumentale del movimento". Torino, Italy, June 8-9, 2012.
4. Merletti R. Applicazioni in fisiologia, ergonomia, riabilitazione e ostetricia dell'elettromiografia per immagini. "Il Congresso Nazionale della Società Italiana di Fisioterapia: Indicazioni cliniche in fisioterapia dall'analisi strumentale del movimento". Torino, Italy, June 8-9, 2012.
5. Merletti R. Tecniche di EMG imaging e possibili applicazioni in neuroriabilitazione. "Ritmo locomotorio spinale, sEMG, stimolazione elettrica funzionale: un possibile algoritmo applicativo?". Montecatone (BO), Italy, June 12, 2012.
6. Vieira TMM. Architettura muscolare e problemi di posizionamento di elettrodi cutanei. "XXXII Corso Teorico-Pratico di Cultura in Elettromiografia e Neurofisiologia Clinica". Abano Terme (PD), Italy, October 18, 2012.

Organizzazioni di seminari, corsi e scuole

Organization of seminars, courses and schools

1. Hodson-Tole Emma F. "In vivo skeletal muscle dynamics revealed by B-mode ultrasound imaging", LISiN – Politecnico di Torino, Torino, Italy, January 26, 2012.
2. Merletti R, Gallina A, Cescon C, Castellini C, Afsharipour B, Vieira T, Barone U, "Internal course of Surface EMG", LISiN – Politecnico di Torino, Torino, Italy, February 21-23, 2012.
3. Botter A. "Advances in Surface EMG: recent progress in EMG-based assessment of muscle function and activity". Dipartimento di Scienze dello Sport, Nutrizione e Salute, Università di Milano, Milano, Italy, May 21, 2012.
4. Rosner AL. "Physiological responses to manipulation in manual medicine", LISiN – Politecnico di Torino, Torino, Italy, May 22, 2012.

5. Merletti R, Botter A, Gazzoni M, Gallina A. "Discussion and presentation of LISiN's research tools and techniques". LISiN – Politecnico di Torino, Torino, Italy, May 22, 2012.
6. Botter A, Gallina A. "I fattori di confondimento nel prelievo e nell'interpretazione dei segnali EMG di superficie". Workshop nell'ambito del II Congresso Nazionale della Società Italiana di Fisioterapia: Indicazioni cliniche in fisioterapia dall'analisi strumentale del movimento. LISiN – Politecnico di Torino, Torino, Italy, June 9, 2012.
7. Zhou P. "Myoelectric pattern recognition for improved prosthesis control and potential applications in neurologic injury rehabilitation". Politecnico di Torino, Torino, Italy, October 16, 2012.
8. "Applicazioni cliniche di elettromiografia di superficie per immagini". Best Western Hotel Genio, Torino, Italy, December 13-15, 2012.
9. "Il progetto LISiN – SUISM 2008/2011". SUISM, Università di Torino, Torino, Italy, December 6, 2012.

Ricercatori stranieri e Visitatori

Visiting Scientists

1. Castellini Claudio: German Aerospace Center (DLR), Institute of Robotics and Mechatronics, Cologne, Germany
2. Deak Gratiela: Technical University of Cluj-Napoca, Faculty of Automation and Computer Science, Department of Automation, Cluj-Napoca, Cluj, Romania
3. Draicchio Francesco: Department of Industrial Medicine – INAIL, Roma, Italy
4. Hodson-Tole Emma F.: Institute for Biophysical and Clinical Research into Human Movement, Manchester Metropolitan University, U.K.
5. Ivanova Tanya: Department of Physical Therapy, Faculty of Medicine, University of British Columbia, Vancouver, Canada
6. Piitulainen Harri: Brain Research Unit (BRU), School of Science, Aalto University, Aalto, Finland
7. Ping Zhou: Sensory Motor Performance Program, Rehabilitation Institute of Chicago, Chicago, Illinois, USA
8. Pollock Courtney: Department of Physical Therapy, Faculty of Medicine, University of British Columbia, Vancouver, Canada
9. Pons Jose L.: Bioengineering Group of the Spanish National Research Council, Madrid, Spain

10. Ranavolo Alberto: Department of Industrial Medicine – INAIL, Roma, Italy

11. Rosner Anthony L.: International College of Applied Kinesiology-USA, Brookline, MA, USA

12. Todor Arbadziev: Institute of Biophysics and Biomedical Engineering, Bulgarian Academy of Sciences, Sofia, Bulgaria

Brevetti

Patents

1. Gazzoni M, Merletti R. "Dispositivo di elettrodo tessile e relativo procedimento di realizzazione", N. Domanda: TO2011A000297, Data di deposito 01/04/2011
2. Barone U, Bitron Industrie. "Dispositivo di misura per segnali elettromiografici ad alta risoluzione e elevato numero di canali", N. Domanda: TO2011A001024, Data di deposito 09/11/2011
3. 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

Premi nazionali ed internazionali

National and International awards

1. Vieira TMM. Emerging Scientist Award, XXIII Conference of the International Society of Biomechanics ISB2011, Brussels, Belgium, July 3 – 7, 2011
2. Gallina A, Merletti R, Gazzoni M. SIF award 2012, Il congresso nazionale Società Italiana Fisioterapia, Torino, Italy, June 8 – 9, 2012
3. Riva D, Merletti R, Cescon C, Raimondi EE, Serati M. Best abstract presentation, 5th Leading Lights in Urogynaecology Congress, Prague, Czech Republic, November 8 - 10, 2012

Attività divulgativa

Dissemination

1. Seminario "Così parlano i muscoli" organizzato nell'ambito della 26° edizione di "Giovediscienza". Teatro Colosseo, Torino, Italy, March 1, 2012
2. Seminario "Capire i muscoli utilizzando i segnali elettrici che essi generano sulla cute". Liceo Classico Gioberti, Torino, Italy, January 14, 2012

3. "Amuse-Me: a portable device to transform electromyographic signals into music". The Canadian Electroacoustic Community (CEC) - eContact! Number 14.2 — Biotechnological Performance Practice / Pratiques de performance biotechnologique, July 2012

**I seguenti articoli inerenti il LISiN sono stati pubblicati da quotidiani o periodici
The following articles concerning LISiN appeared on newspapers or magazines**

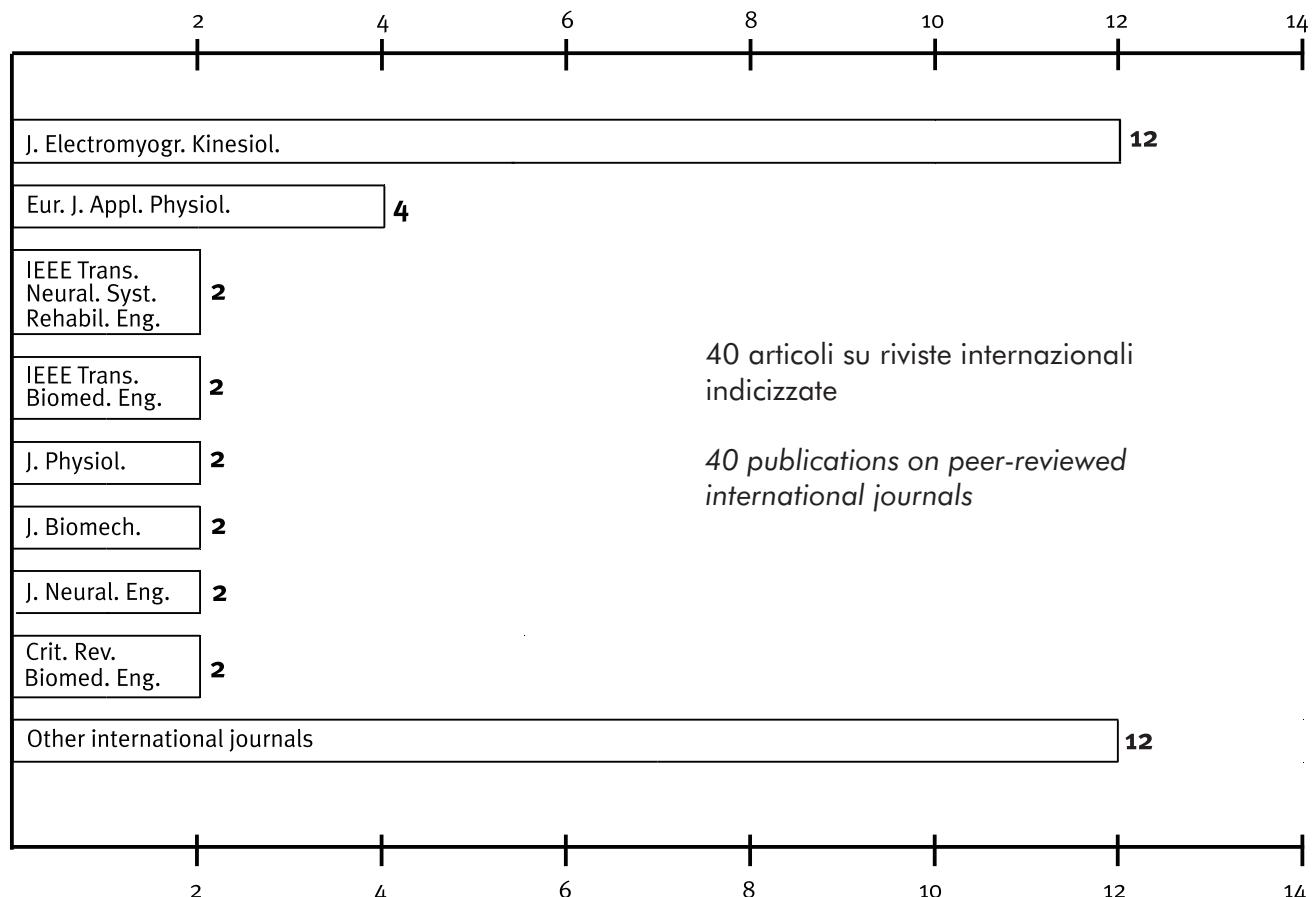
1. "Tiriamo fuori i muscoli". Vivere, year XXIV, January, 2012
2. "I segreti del sistema neuromuscolare svelati dagli ingegneri del Poli". La Stampa, January 12, 2012
3. "Così parlano i muscoli". 26° edizione di Giovediscienza. La Stampa, March 13, 2012
4. "Incontinenti dopo il parto: un test per evitarlo". La Stampa, April 10, 2012
5. "Inkontinenza e lesioni da parto: ricerca e prevenzione". Promozione e Salute Piemonte, notiziario on-line del CIPES, year 18/n°2, May-June, 2012
6. "Individuare velocemente i disturbi muscolo-scheletrici degli arti superiori in ambito lavorativo" Io scelgo la sicurezza, Bollettino regionale sulla salute e sicurezza nei luoghi di lavoro, n°2, June, 2012
7. "Il laboratorio del Poli non trova ingegneri". La Stampa, June 11, 2012
8. "Stop alla fuga di talenti all'estero". La Stampa, August 10, 2012
9. "Episiotomia e inkontinenza: una nuova possibilità di prevenzione. Le ricerche al Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuacolare (LISiN) del Politecnico di Torino". Farmauniti News, notizie per la salute, Number 4, 2012
10. "Siamo corpi elettrici". Il Nostro Tempo, December 16, 2012

**PUBBLICAZIONI
SCIENTIFICHE E
PRESENTAZIONI A
CONGRESSI (DAL 2010)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS
AND CONGRESS
PRESENTATIONS
(FROM 2010)**

Pubblicazioni su riviste internazionali (2010 – 2012)

Publications on international journals (2010 – 2012)



Distribuzione delle pubblicazioni del LISiN in riviste internazionali indicizzate (2010-2012)

Distribution of LISiN publications in peer-reviewed journals (2010-2012)

1. Alexe-Ionescu AL, Barbero G, Freire FC, Merletti R. Effect of composition on the dielectric properties of hydrogels for biomedical applications. *Physiol. Meas.* 2010;31:S169-182.
2. Barbero M, Gatti R, Lo Conte L, Macmillan F, Coutts F, Merletti R. Reliability of surface EMG matrix in locating the innervation zone of upper trapezius muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2011;21:827-833.
3. Bonfiglioli R, Botter A, Calabrese M, Mussoni P, Violante FS, Merletti R. Surface electromyography features in manual workers affected by carpal tunnelsyndrome. *Muscle Nerve.* 2012;45:873-82.
4. Botter A, Oprandi G, Lanfranco F, Allasia S, Maffiuletti NA, Minetto MA. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2011;111:2461-2471.
5. Cescon C, Gazzoni M. Short term bed-rest reduces conduction velocity of individual motor units in leg muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2010;20:860-867.
6. Cescon C, Mesin L, Nowakowski M, Merletti R. Geometry assessment of anal sphincter muscle based on monopolar multichannel surface EMG signals. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2011;21:394-401.
7. Enck P, Franz H, Davico E, Mastrangelo F, Mesin L, Merletti R. Repeatability of innervation zone identification in the external anal sphincter muscle. *Neurourol. Urodyn.* 2010;29:449-457.
8. Farina D, Holobar A, Merletti R, Enoka RM. Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram. *Clin. Neurophysiol.* 2010;121:1616-1623.
9. Gallina A, Merletti R, Vieira TMM. Are the myoelectric manifestations of fatigue distributed regionally in the human medial gastrocnemius muscle? *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2011;21:929-938.
10. Gallina A, Merletti R, Gazzoni M. Uneven spatial distribution of surface EMG: what does it mean? *Eur. J. Appl. Physiol.* 2012 Sep 23. [Epub ahead of print].
11. 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.* 2012 Dec 19. [Epub ahead of print].
12. Gazzoni M. Multichannel surface electromyography in ergonomics: potentialities and limits. *Hum. Factors Ergon. Manuf.* 2010;20:255-271.
13. Hodson-Tole EF, Loram ID, Vieira TMM. Myoelectric Activity along human Gastrocnemius medialis: Different spatial distributions of postural and electrically elicited surface potentials. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2012 Sep 8. [Epub ahead of print].

14. Holobar A, Minetto MA, Botter A, Negro F, Farina D. Experimental analysis of accuracy in the identification of motor unit spike trains from high-density surface EMG. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* 2010;18:221-229.
15. Maffuletti NA, Minetto MA, Farina D, Bottinelli R. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2011;111:2391-2397.
16. Marateb HR, McGill KC, Holobar A, Lateva ZC, Mansourian M, Merletti R. Accuracy assessment of CKC high-density surface EMG decomposition in biceps femoris muscle. *J. Neural Eng.* 2011;8:066002.
17. Marateb HR, Muceli S, McGill KC, Merletti R, Farina D. Robust decomposition of single-channel intramuscular EMG signals at low force levels. *J. Neural Eng.* 2011;8:066015.
18. Marateb HR, Rojas-Martínez M, Mansourian M, Merletti R, Villanueva MA. Outlier detection in high-density surface electromyographic signals. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2012;50:79-89.
19. McGill KC, Marateb HR. Rigorous a-posteriori assessment of accuracy in EMG decomposition. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2011;19:54-63.
20. Merletti R. The electrode-skin interface and optimal detection of bioelectric signals. *Physiol. Meas.* 2010;31:3.
21. Merletti R, Aventaggiato M, Botter A, Holobar A, Marateb HR, Vieira TMM. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 2010;38:305-345.
22. Merletti R, Botter A, Cescon C, Minetto MA, Vieira TMM. Advances in surface EMG: recent progress in clinical research applications. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 2010;38:347-379.
23. Merletti R, Botter A, Lanfranco F, Minetto MA. Spinal involvement and muscle cramps in electrically elicited muscle contractions. *Artif. Organs.* 2011;35:221-225.
24. Mesin L, Merletti R, Vieira TMM. Insights gained into the interpretation of surface electromyograms from the gastrocnemius muscles: A simulation study. *J. Biomech.* 2011;44:1096-1103.
25. Mesin L, Merlo E, Merletti R, Orizio C. Investigation of motor unit recruitment during stimulated contractions of tibialis anterior muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2010;20:580-589.
26. Minetto MA, Botter A, Lanfranco F, Baldi M, Ghigo E, Arvat E. Muscle fiber conduction slowing and decreased levels of circulating muscle proteins after short-term dexamethasone administration in healthy subjects. *J. Clin. Endocrinol. Metab.* 2010;9:1663-1671.
27. Minetto MA, Botter A, Sprager S, Agosti F, Patrizi A, Lanfranco F, Sartorio A. Feasibility study of detecting surface electromyograms in severely obese patients. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2012 Oct 31. [Epub ahead of print].

28. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Ravenni R, Farina D. Mechanisms of cramp contractions: peripheral or central generation? *J. Physiol.* 2011;589:5759-5773.
29. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Farina D. Origin and Development of Muscle Cramps. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 2012 Oct 3. [Epub ahead of print].
30. Minetto MA, Lanfranco F, Botter A, Motta G, Mengozzi G, Giordano R, Picu A, Ghigo E, Arvat E. Do muscle fiber conduction slowing and decreased levels of circulating muscle proteins represent sensitive markers of steroid myopathy? A pilot study in Cushing's disease. *Eur. J. Endocrinol.* 2011;164:985-993.
31. Minetto MA, Lanfranco F, Motta G, Allasia S, Arvat E, D'Antona G. Steroid myopathy: some unresolved issues. *J. Endocrinol. Invest.* 2011;34:370-375.
32. Piitulainen H, Botter A, Merletti R, Avela J. Muscle fiber conduction velocity is more affected after eccentric than concentric exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2011;111:261-273.
33. Piitulainen H, Botter A, Merletti R, Avela J. Multi-channel electromyography during maximal isometric and dynamic contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2012 Nov 9. [Epub ahead of print].
34. Piitulainen H, Holobar A, Avela J. Changes in motor unit characteristics after eccentric elbow flexor exercise. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 2012;22:418-29.
35. Rojas-Martínez M, Mañanas MA, Alonso JF, Merletti R. Identification of isometric contractions based on High Density EMG maps. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2012 Jul 19. [Epub ahead of print].
36. Vieira TMM, Loram ID, Muceli S, Merletti R, Farina D. Postural activation of the human medial gastrocnemius muscle: are the muscle units spatially localised? *J. Physiol.* 2011;589:431-443.
37. Vieira TMM, Loram ID, Muceli S, Merletti R, Farina D. Recruitment of motor units in the medial gastrocnemius muscle during human quiet standing: is recruitment intermittent? What triggers recruitment? *J. Neurophysiol.* 2012;107:666-76.
38. Vieira TMM, Merletti R, Mesin L. Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. *J. Biomech.* 2010;43:2149-2158.
39. Vieira TMM, Windhorst U, Merletti R. Is the stabilization of quiet upright stance in humans driven by synchronized modulations of the activity of medial and lateral gastrocnemius muscles? *J. Appl. Physiol.* 2010;108:85-97.
40. Watanabe K, Kouzaki M, Merletti R, Fujibayashi M, Moritani T. Spatial EMG potential distribution pattern of vastus lateralis muscle during isometric knee extension in young and elderly men. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2012;22:74-79.

Libri e capitoli di libri (2010 – 2012)

Books and chapters in books (2010 – 2012)

Minetto MA, Benso A, Ghigo E, Lanfranco F Motor performance and muscle mass as function of the hormonal responses to exercise. In: Hormone use and abuse by athletes. Endocrine Updates. Ghigo E, Lanfranco F, Strasburger CJ. (Editors). Springer: Norwell, MA. 2010, pp. 43-50.

Rainoldi A, Gazzoni M. Neuromuscular Physiology. In: Strength and Conditioning. Cardinale M, Newton R, Nosaka K. (Editors). Wiley-Blackwell 2011, pp. 17-25. ISBN 978-0-470-01919-1.

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

Botter A, Gazzoni M, Merletti R. Surface EMG detection. In: Introduction to Neural Engineering for Motor Rehabilitation. Farina D, Jensen W, Akay M. (Editors). Wiley-IEEE Press (In press); ISBN 978-0-470-91673-5.

Presentazioni a congressi internazionali e nazionali (2010 – 2012)

Presentations at national and international congresses (2010 – 2012)

1. Aventaggiato M, Alexe-Ionescu AL, Barbero G, Merletti R. Circuital description of dense conductive hydro solution cells. "Secondo Congresso Nazionale di Bioingegneria", Torino, Italy, July 8-10, 2010.
2. Baessler K, Cescon C, Merletti R. Tasi-technologies for anal sphincter analysis and incontinence. "37th Annual Meeting IUGA", Brisbane, Australia, Sept 04-08, 2012.
3. Botter A, Marateb HR, Afsharipour B, Merletti R. Solving EMG-force relationship using Particle Swarm Optimization. "33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '11)", Boston, USA, August 30-September 2, 2011.
4. Botter A, Merletti R. A new method for the reduction of power line interference from multichannel bioelectric recordings. "Secondo Congresso Nazionale di Bioingegneria", Torino, Italy, July 8-10, 2010.
5. Botter A, Vieira TMM, Hodson-Tole EF, Ferrari E, Merletti R. A new matrix of electrodes transparent to ultrasound: design and test. "XIX Conference of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Brisbane, Australia, July 19-21, 2012.
6. Cescon C, Baessler K, Drusany K, Raimondi E, Riva D, Marongiu D, Martsidis K, Rezeberga D, Zacesta V, Merletti R. Evaluation of child delivery trauma on the external anal sphincter muscle by means of surface electromyography (preliminary results of a multicenter study). "7th International Pelvic Floor Dysfunction Society World Congress and FIGO task force meeting", Palermo, Italy, May 10-12, 2010.

7. Cescon C, Merletti R. Design and development of a disposable rectal probe for high density multi-channel surface EMG of the external anal sphincter muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.
8. Cescon C, Mesin L, Nowakowski M, Merletti R. Investigation of monopolar multi-channel surface EMG of the external anal sphincter muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.
9. D'Antona G, Borina E, Minetto MA, Pellegrino MA, Caliaro F, Bellinzona E, Gondin J, Bottinelli R. Structural, functional and proteomic analysis of human skeletal muscle following electrical stimulation strength training. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.
10. Drusany-Staric K, Lukanovic A, Cescon C, Riva D, Raimondi EE, Zaceuta V, Martsidis K, Protsepko O, Baessler K, Merletti R. Changes of external anal sphincter innervation pattern after episiotomy evaluated with multichannel EMG. (Results of the multicenter study TASI-2). "42nd Annual Meeting of the International Continence Society", Beijing, China, October 15-19, 2012.
11. Formicola D, Gazzoni M, Pizzigalli L, Filippini A, Ivaldi M, Boccia G, Riba A, Rainoldi A. Neuromechanical characterization of two different techniques of rock climbing. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.
12. Gallina A, Merletti R, Vieira TMM. Myoelectric manifestations of fatigue are localized in the human medial gastrocnemius muscle. "XXIII Conference of the International Society of Biomechanics", Brussels, Belgium, July 3-7, 2011.
13. Gallina A, Merletti R, Gazzoni M. Investigation of EMG changes during low-load fatiguing contractions of the trapezius muscle. "Il congresso nazionale Società Italiana Fisioterapia", Torino, Italy, June 8-9 2012.
14. Gallina A, Vieira TMM, Afsharipour B, Camarota G, Merletti R. Surface EMG amplitude distribution over the trapezius muscle during cello playing: a single case report. "XIII Conference – Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Bellaria, Italy, October 3-6, 2012.
15. Gallina A, Vieira TMM, Merletti R, Gazzoni M. Force- and angle-related muscle activity in the vastus medialis muscle: analysis of monopolar vs differential surface EMG amplitude. "XIII Conference – Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Bellaria, Italy, October 3-6, 2012.
16. Gazzoni M, Fasano M, Sorrentino A. Stampa inkjet per la prototipazione di sistemi per il prelievo del segnale EMG di superficie. "III Congresso Nazionale GNB", Roma, Italy, June 26-29, 2012.
17. Glaser V, Holobar A, Zazula D. CKC validation on shorter surface EMG. "Nineteen International Electro-technical and Computer Science Conference ERK 2010", Portoroz, Slovenia, September 20-22, 2010.

18. Hodson-Tole EF, Loram ID, Vieira TMM. Regional variation in shape changes of human medial gastrocnemius muscle are related to the underlying pattern of myoelectric activity. "XXIII Conference of the International Society of Biomechanics", Brussels, Belgium, July 3–7, 2011.
19. Holobar A. Decomposition of surface EMG: data models, algorithms and limitations. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.
20. Holobar A, Minetto MA, Botter A, Farina D. Identification of motor unit discharge patterns from high-density surface EMG during high contraction levels. "5th European Conference of IFMBE", Budapest, September 14-18, 2011.
21. Holobar A, Zazula D. Gradient-based decompositon of surface electromyograms. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.
22. Hodson-Tole EF, Loram ID, Vieira TMM. Localized activation and shortening in the human medial gastrocnemius muscle. "Annual Conference of the Physiological Society: Physiology 2010", Manchester, UK, June 30, 2010.
23. Hodson-Tole EF, Vieira TMM, Merletti R, Loram ID. Regional effects of passive joint rotation and voluntary activation on skeletal muscle architecture. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
24. Lanfranco F, Minetto MA, Botter A, Baldi M, Motta G, Ghigo E, Arvat E. Muscle fiber conduction slowing and decreased levels of circulating muscle proteins after short-term dexamethasone administration in healthy subjects. "12th European Congress of Endocrinology", Prague, Czech Republic, April 24-28, 2010.
25. Maffiuletti NA, Minetto MA. Electrical stimulation of the peripheral nervous system: some unresolved issues. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.
26. Man S, Cescon C, Vieira TMM, Lazea G, Merletti R. The activation of different muscle compartments during finger flexion movements: a preliminary study. "Motor Control Conference VII – MCC2010", Varna, Bulgaria, September 24-27, 2010.
27. Marateb HR. Assessing the accuracy of EMG decomposition. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.
28. Marateb HR, McGill KC, Lateva ZC, Holobar A, Merletti R. Validation of CKC surface EMG decomposition in a pennate muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.

29. Marateb HR, Rojas-Martínez M, Mañanas Villanueva MA, Merletti R. Robust outlier detection in high-density surface electromyographic Signals. "32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society", Buenos Aires, Argentina, August 31–September 4, 2010. Conf. Proc. IEEE Med. Biol. Soc. 2010;1:4850-4853.
30. Martsidis K, Marongiu D, Cescon C, Mais V, Melis GB, Paoletti AM. Un nuovo metodo di valutazione oggettiva non invasiva dell'incontinenza anale post-partum. Fattori di rischio, fisiopatologia, prevenzione: risultati preliminari. "XXI Congresso Nazionale AIUG", Torino, Italy, November 6-8, 2011 [published in: Urogynaecologia International Journal 2011;25:2].
31. McGill KC, Marateb HR. Rigorous A-posteriori assessment of accuracy in EMG decomposition. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
32. McGill KC, Marateb HR, Lateva ZC, Merletti R. Surface distribution of MUAPs in a pennate muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.
33. McNaught A, Cescon C, Vieira TMM, Lester J, Merletti R. Comparison of spatial filters for HD-SEMG single motor unit feedback. "Motor Control Conference VII – MCC2010", Varna, Bulgaria, September 24–27, 2010.
34. McNaught A, Cescon C, Vieira TMM, Lester J, Merletti R. Effect of feedback type and training on voluntary control of single motor units. "Motor Control Conference VII – MCC2010", Varna, Bulgaria, September 24–27, 2010.
35. Merletti R, Botter A, Minetto MA. Spinal involvement and muscle cramps in electrically-elicited contractions. "15th Annual Conference of the International FES Society", Vienna, Austria, September 8–12, 2010 [published on: Artif Organs 2010;34(8):A45].
36. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Ravenni R, Farina D. Motor unit discharge properties during muscle cramps electrically-elicited after peripheral nerve block. "Motoneuron Meeting 2010: Towards Translational Research in Motoneurons", Paris, France, July 9–13, 2010.
37. Motta G, Lanfranco F, Botter A, Baldi M, Giordano R, Picu A, Ghigo E, Arvat E, Minetto MA. Muscle fiber conduction slowing is a sensitive marker of steroid myopathy in Cushing's disease. "35° Congresso Nazionale della Società Italiana di Endocrinologia", Montesilvano, Italy, May 18-21, 2011 [published on: J Endocrinol Invest 2011;34(Suppl. to No. 3):75].
38. Oprandi G, Botter A, Lanfranco F, Merletti R, Minetto MA. Atlas of the muscle motor points for lower limb muscles. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16–19, 2010.

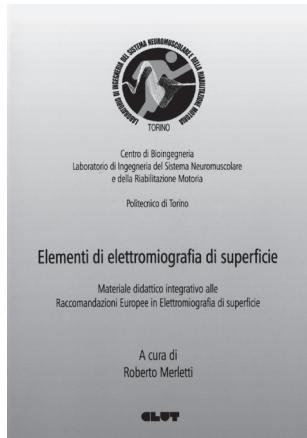
39. Paoletti A, Baessler K, Cescon C, Drusany K, Martsidis K, Merletti R, Raimondi E, Rezeberga D, Riva D, Zacea V. Distribution of innervation zones of the external anal sphincter and changes after vaginal delivery: preliminary results of a multicenter study - TASI-2 (Technologies for Anal Sphincter Analysis and Incontinence). "Joint Annual Meeting of the International Continence Society (ICS) and International Urogynecological Association (IUGA)", Toronto, Canada, August 23-27, 2010.
40. Ritzel CH, Gallina A, Vaz MA, Ellera Gomes JL, Merletti R, Vieira TMM. Conduction velocity estimation depends on the location where surface emgs are detected from the medial gastrocnemius muscle. "XXIII Conference of the International Society of Biomechanics", Brussels, Belgium, July 3-7, 2011.
41. Riva D, Cescon C, Baessler K, Drusany K, Raimondi EE, Marongiu D, Martsidis K, Zacea V, Merletti R. Evaluation of delivery trauma on the external anal sphincter (EAS) by means of surface electromyography. "XX Congresso Nazionale AIUG", Alghero, Italy, October 7-9, 2010 [published in: Urogynaecologia International Journal 2010;24:1].
42. Riva D, Merletti R, Cescon C, Raimondi EE, Serati M. Effect of vaginal delivery on external anal sphincter muscle innervation evaluated with multichannel surface EMG. "5th Leading Lights in Urogynaecology Congress", Prague, Czech Republic, November 8-10, 2012.
43. Vieira TMM, Botter A, Hodson-Tole EF, Merletti R. Medial gastrocnemius movement and activation are associated locally: single case study. "XIX Conference of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Brisbane, Australia, July 19-21, 2012.
44. Vieira TMM, Botter A, Hodson-Tole E, Merletti R. Design, test and application of a new matrix of electrodes transparent to ultrasound. "XIII Conference – Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica", Bellaria, Italy, October 3-6, 2012.
45. Vieira TMM, Botter A, Itiki C, Merletti R. Study of the compartmentalization of the human medial gastrocnemius with incremental M-wave: preliminary results. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.
46. Vieira TMM, Loram ID, Hodson-Tole EF. Populations of small and large motor units occupy discrete regions in the human medial gastrocnemius muscle. "XXIII Conference of the International Society of Biomechanics", Brussels, Belgium, July 3-7, 2011.
47. Vieira TMM, Loram ID, Muceli S, Merletti R, Farina D. Muscle fibers of individual motor units are spatially localized in the human medial gastrocnemius muscle. "XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology", Aalborg, Denmark, June 16-19, 2010.

Libri pubblicati o in corso di pubblicazione dal 1997 al 2012

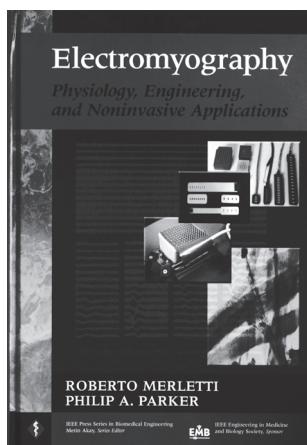
Books published from 1997 to 2012



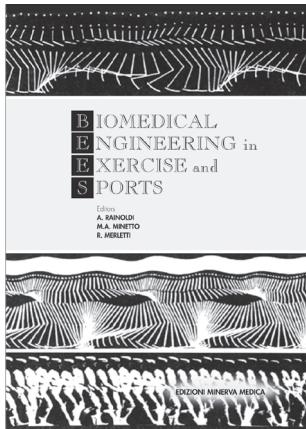
SENIAM- Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie.
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. -1999
ISBN 90-75452-14-4



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



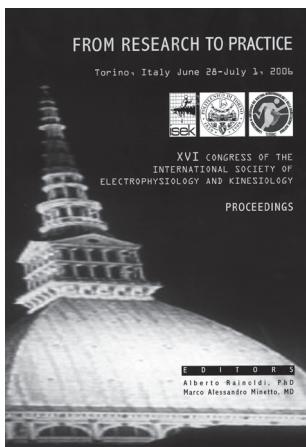
Electromyography Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications.
Edited by Roberto Merletti and Philip Parker, IEEE PRESS-2004
ISBN 0-471-67580-6
The textbook is aimed to graduate students in biomedical engineering, exercise physiology, and movement sciences.
A second edition is in preparation.



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.

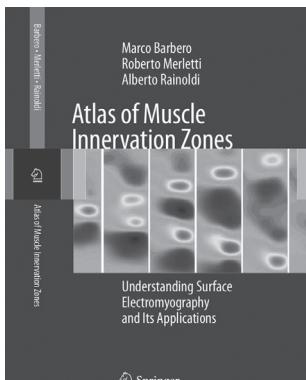


Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology.

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 gennaio 2013
presso Grafimania, Torino