

RAPPORTO ANNUALE 2013



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

ANNUAL REPORT 2013

Gli ostacoli nel formare gruppi di ricerca multidisciplinari, e i modi per superarli, presentano sfide per la formazione di leaders esperti della prossima generazione. La formazione multidisciplinare si sta estendendo a livello globale. I futuri studenti di specialità, di master o dottorato in bioingegneria dovranno avere una educazione multi- e inter-disciplinare: dovranno essere in grado di interagire con i clinici, necessiteranno di docenti associati a facoltà diverse, di capacità di interazioni dirette con studenti e collaboratori in discipline diverse. Lo sviluppo di obiettivi di ricerca strategici e l'espansione di conoscenze a beneficio dell'umanità richiedono modelli formativi che coprono aree con un forte impatto sulla qualità della vita.

Per diciassette anni il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) del Politecnico di Torino ha coinvolto ricercatori e ingegneri in una formazione multidisciplinare rigorosa. I laureati e dottori del LISiN sono ora impegnati presso prestigiose istituzioni in Canada, Germania, Svizzera, Giappone e Sud Africa. Vanno riconosciute al direttore, Prof. Merletti, la eccezionale capacità di educazione e guida e la sua dedizione a studenti e collaboratori del Laboratorio.

L'International Colloquium on Neurorehabilitation and Neurotechnology, patrocinato e voluto dal Rettore del Politecnico di Torino e dal LISiN, è stato parte del piano strategico dell'Ateneo in questo settore. Il Colloquium, tenuto a Torino nel maggio 2013, a cui fui invitato, è stato un

The barriers to forming multidisciplinary teams, and overcoming them, pose challenges in training and educating the next generation of leaders. A multidisciplinary-focused education is advancing globally. Future graduate students in biomedical engineering will need multi- and inter-disciplinary skills: rotations with clinicians, advisers with joint appointments, and opening direct communication between students and collaborators in different disciplines. The development of strategic research goals and expansion of our knowledge in ways that benefit humanity requires training models that span domains with a clear impact on quality of life.

Metin Akay, Ph.D.



Founding Chair, John S Dunn Endowed
Chair Professor
Department of Biomedical Engineering
University of Houston

For seventeen years the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) of Politecnico di Torino has engaged scientists and engineers in rigorous multidisciplinary training. These graduates are currently employed by leading institutes in Canada, Germany, Switzerland, Japan and South Africa. Major credits go to the Director, Prof. Merletti, for his exceptional mentorship and dedication to his students and lab members.

The International Colloquium on Neurorehabilitation and Neurotechnology was sponsored by the Office of the Rector of Politecnico di Torino and co-sponsored by LISiN as a part of their strategic planning in this field. The colloquium, held in Torino in May 2013 and to which I was invited, was a great success that should lead to a series of summer schools, periodic meetings or workshops that would motivate engineering

successo che dovrebbe condurre a una serie di Scuole Estive, incontri periodici, seminari e workshops per promuovere la collaborazione tra studenti di ingegneria e di medicina, per creare e rafforzare i collegamenti internazionali, le opportunità di condivisione delle conoscenze, e presentare alle industrie mercati potenziali. So che numerose istituzioni straniere e Dipartimenti di ingegneria biomedica sono interessati a unire gli sforzi e promuovere collaborazioni a lungo termine con il Politecnico di Torino.

In conclusione, le sfide nel settore delle scienze della salute possono generare opportunità per interazioni forti tra scienziati, ingegneri e medici. Queste opportunità possono materializzarsi se si enfatizzano la ricerca traslazionale e la capacità di fare impresa. Mi è gradito sottolineare che il LISiN ha promosso notevoli sforzi e ottenuto progressi in questa direzione. Esprimo le mie congratulazioni al Prof. Merletti per il suo gruppo di eccellenti ricercatori e per i loro contributi scientifici nei settori delle neuroscienze, della ingegneria e della tecnologia.

and medical students to work together, create or strengthen international ties, generate opportunities for sharing knowledge and make industry aware of the potential markets. I am aware that many international institutes and biomedical engineering departments would be very interested in joining these ongoing efforts and discuss long term collaborations with the Politecnico di Torino.

To summarize, healthcare challenges can be turned into opportunities with the strong interactions between engineers, scientists and physicians. These opportunities can further materialize with the emphasis on translational research and entrepreneurship. I am pleased to see that LISiN has shown significant efforts and achieved progress in this direction. I congratulate Prof. Roberto Merletti and his exceptional team for their contributions to the field of neuromuscular science, engineering and technology.

Ringraziamenti

Acknowledgements

Alle attività del LISiN hanno significativamente contribuito le seguenti persone:

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



S. Chiamparino, P. Gastaldo, S. Scaravelli, A. Re
Compagnia di San Paolo
www.compagnia.torino.it



A. M. Marocco, M. Lapucci, 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



M. Rosboch, M. Patrissi
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

www.compagnia.torino.it

Sostiene lo sviluppo di nuove apparecchiature e di progetti specifici.

Supports the development of new equipment and specific projects.



FONDAZIONE CRT

www.fondazionecrt.it

Sostiene lo sviluppo di nuove apparecchiature e di progetti specifici.

Supports the development of new equipment and specific projects.



PROGETTO



LAGRANGE

Valore
PET
RICERCA+
ISTRUZIONE

Progetto Lagrange

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

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

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



Ministero della Salute

Ministero della Salute

<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."

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



Experts II Erasmus Mundus

<http://www.expertsasia.eu>

Finanzia una borsa di dottorato.

Funds a doctoral fellowship.



China Scholarship Council

www.csc.edu.cn

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 2013 hanno collaborato a progetti LISiN

Enterprises that collaborated with LISiN's projects in 2013



Bitron S.p.A. Unità di Grugliasco
Strada del Portone, 95
10095 Grugliasco (TO), Italy
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.



Ergonomia Prevenzione Ambiente

E.P.A. Ergonomia Prevenzione Ambiente,
C.so Moncalieri 57, 10133 Torino, Italy
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

Via Bogetto 8, 10144 Torino, Italy
www.medicaltec.it

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

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



Ipsen Innovation s.a.s.

5 avenue du Canada, 91940 Les Ulis, France
www.ipsen.com

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

Ipsen Innovation funds LISiN activities within the "Cocontractometer" project



RAI - Radiotelevisione Italiana
Centro di Produzione TV di Torino
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 2013 hanno collaborato a progetti LISiN
Research centers and institutions that collaborated with LISiN's projects in 2013



AP-HP, Service de Rééducation Neurolocomotrice,
Hôpitaux Universitaires Henri Mondor,
Université Paris-Est Créteil, France
www.u-pec.fr/



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



Azienda Ospedaliera Sant'Anna di Como, Como, Italy
www.hsacomo.org/v2/



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



CNPq - Conselho Nacional de Pesquisa e
Desenvolvimento, Brasilia, Brasil
www.cnpq.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
Healthcare Science Research Institute
www.healthresearch.mmu.ac.uk/



SERVIZIO SANITARIO REGIONALE
EMILIA-ROMAGNA

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



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



Université Libre de Bruxelles, Brussels, Belgium
Laboratory of Applied Biology, ULB Neuroscience
Institute
www.ulb.ac.be/



Univerza v Mariboru

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

UNIVERSITÄTSMEDIZIN
GÖTTINGEN : UMG



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



University of São Paulo, São Paulo, Brasil
Laboratório de Biomagnetismo (Biomag Lab)
www.usp.br



University of Turin, Turin, Italy
Department of Internal Medicine
Division of Endocrinology, Diabetology and Metabolism
www.unito.it/dmi/
Department of Neuroscience
Laboratorio di Fisiologia Integrativa
www.unito.it/neuroscienze



University of Turin, Turin, Italy
SUISM, Motor Science Research Center
www.medicinaspportricerca.it/



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



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



Rehabilitation Institute of Chicago, Illinois, USA
Sensory Motor Performance Program
www.ric.org



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

Autori e affiliazioni

Authors and affiliations

- 1) Afsharipour B, Barone U, Botter A, Cerone G, Gallina A, Gazzoni M, Mastrapasqua D, Merletti R, Piervirgili G, Subaryani S, Testone M, Ullah K, Valsecchi E, Vazzoler I, Verde A, Vieira TMM. *Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Dipartimento di Elettronica e Telecomunicazioni, Politecnico di Torino, Torino, Italy*
- 2) Hodson-Tole EF, Loram ID. *Cognitive Motor Function Research Group, Healthcare Science Research Institute, Manchester Metropolitan University, Manchester, UK*
- 3) Duchateau J, Baudry S. *Laboratory of Applied Biology, ULB Neuroscience Institute, Université Libre de Bruxelles, Brussels, Belgium*
- 4) Gallina A, Garland J, Ivanova T, Pollock C. *Department of Physical Therapy, University of British Columbia, Vancouver, Canada*
- 5) Vieira TMM. *Escola de Educação Física e Desportos (EEFD), Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil and Politecnico di Torino*
- 6) Williams M. *BITRON S.p.A.*
- 7) Lanfranco F, Minetto MA. *Division of Endocrinology, Diabetology and Metabolism, Department of Internal Medicine, University of Turin, Turin, Italy*
- 8) Formicola D, Rainoldi A, Readi NG, Rosso V. *Motor Science Research Center, SUISM, University of Turin, Turin, Italy*
- 9) Casalone C, Corona C, Crociara P. *Istituto Zooprofilattico Sperimentale del Piemonte Liguria e Valle d'Aosta, Italy*
- 10) Ariano P, Celadon N, Margaria V, Paleari M. *Istituto Italiano di Tecnologia. Center for Space Human Robotics, Torino*

INDICE DEL CONTENUTO

Introduzione

Introduction

Prof. Roberto Merletti

17

SVILUPPI

METODOLOGICI

E TECNICI

METHODOLOGICAL

AND TECHNOLOGICAL

DEVELOPMENT

Trasferimento tecnologico del sistema di acquisizione HD-EMG

Technology transfer of acquisition system for HD-sEMG

U. Barone¹, R. Merletti¹, M. Williams⁶

20

Confronto tra tre algoritmi di segmentazione applicati a mappe monopolari di EMG

Comparing three different segmentation algorithms applied to simulated monopolar EMG maps

B. Afsharipour¹, R. Merletti¹, K. Ullah¹, T.M.M. Vieira^{1,5}

22

EMG audio-feedback: ascoltando i nostri muscoli posturali

EMG audio-feedback: hearing our postural muscles

E. Valsecchi¹, I. Vazzoler¹, T. M. M. Vieira^{1,5}

24

Interfaccia grafica per la presentazione delle zone di innervazione dello sfintere anale esterno tramite EMG di superficie multicanale

A graphical user interface for detection and display of motor unit innervation zones of the external anal sphincter by multichannel surface EMG

B. Afsharipour¹, R. Merletti¹, K. Ullah¹

26

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

Confronto di tecniche di filtraggio per la stima dell'involuppo dell' EMG di superficie
Comparison of different filtering techniques for estimating surface EMG envelope

R. Merletti¹, S. Subaryani¹

28

**Quantificazione dell'attività dei muscoli dell'avambraccio
durante movimenti del polso e delle dita tramite HDsEMG**

***Quantifying forearm muscle activity
during wrist and finger movements by means of HDsEMG***

P. Ariano¹⁰, N. Celadon¹⁰, M. Gazzoni¹, D. Mastrapasqua¹, V. Margaria¹⁰, M. Paleari¹⁰

30

Prototipo di un sistema di biofeedback sEMG basato su giochi a scopo riabilitativo
Prototype of a game-based rehabilitation aid sEMG biofeedback system

G.L. Cerone¹, A. Verde¹

32

Applicazioni della Trasformata di Hough alla analisi di segnali EMG multicanale
Applications of the Hough Transform in multi-channel sEMG signal analysis

R. Merletti¹, K. Ullah¹

34

RICERCA DI BASE E

APPLICATA

BASIC AND APPLIED

RESEARCH

**L'EMG superficiale ad alta densità mostra un pattern asimmetrico di attivazione
dei muscoli lombari durante la remata a secco**

***High-density surface EMG reveals an asymmetric pattern of activation
of the erector spinae muscle during indoor rowing***

A. Rainoldi⁸, N. G. Readi⁸, V. Rosso⁸, T. M. M.Vieira^{1,5}

36

**Differenti ampiezze di stimolazione inducono onde M localizzate
in differenti regioni del muscolo gastrocnemio**

***Different stimulation amplitudes lead to M-wave represented
in different gastrocnemius regions***

A. Botter¹, E. F. Hodson-Tole², I. D. Loram², M. A. Minetto⁷, T. M. M. Vieira^{1,5}

38

Reclutamento di unità motorie nel muscolo estensore ulnare del carpo

Motor unit recruitment in the extensor carpi ulnaris muscle

A. Botter¹, A. Gallina^{1,4}

40

Analisi EMG e cinematica di suini transgenici durante il cammino

EMG and kinematic analysis of transgenic swine during gait

A. Botter¹, C. Casalone⁹, C. Corona⁹, P. Crociara⁹, D. Formicola⁸, G. Piervirgili¹, A. Rainoldi⁸

42

**Elettromiografia ad alta densità dei flessori plantari durante perturbazioni della
postura eretta in persone con ictus**

***High-density EMG of the ankle plantar flexors during standing perturbations in stroke
survivors***

A. Gallina^{1,4}, S.J. Garland⁴, T.D. Ivanova⁴, C.L. Pollock⁴, T.M. M. Vieira^{1,5}

44

Effetto della postura nell'attività muscolare dei violinisti, violisti e violoncellisti

Posture effect on muscle activity in violin, viola and cello players

B. Afsharipour¹, R. Merletti¹, M. Testone¹

46

Effetti acuti della somministrazione di desametasone sull'eccitabilità corticospinale

Effects of short-term dexamethasone administration on corticospinal excitability

S. Baudry³, J. Duchateau³, F. Lanfranco⁷, R. Merletti¹, M.A. Minetto⁷

48

**FORMAZIONE PERMANENTE,
DISSEMINAZIONE DEI
RISULTATI**

**CONTINUING EDUCATION,
DISSEMINATION OF
RESULTS**

Formazione permanente e disseminazione dei risultati:

congressi, corsi, seminari, visitatori, brevetti, articoli pubblicati da quotidiani e riviste

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

R. Merletti¹

50

**PUBBLICAZIONI
SCIENTIFICHE E
PRESENTAZIONI
A CONGRESSI (DAL 2011)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS
AND CONGRESS
PRESENTATIONS
(FROM 2011)**

57

Prof. Roberto Merletti

Meno del 2% del Prodotto Interno Lordo (PIL) europeo è speso per finanziare la ricerca, contro il 2.5% degli USA e il 3.0% del Giappone (http://ec.europa.eu/invest-in-research/index_en.htm).

L'Italia spende circa 1.2% del suo PIL per la ricerca scientifica, e risulta al 21° posto tra i primi 30 paesi sviluppati (Organization for Economic Development, OECD, Main Science and Technology Indicators, http://www.oecd-ilibrary.org/science-and-technology/gross-domestic-expenditure-on-r-d_2075843x-table1 e anche <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1029/2006EO260007/abstract>).

Di per sé questo fatto costituisce una limitazione importante alla innovazione e allo sviluppo di nuovi prodotti ma non è certo il solo. In condizioni di ristrettezze economiche i finanziamenti disponibili dovrebbero essere orientati a promuovere e trattenere in Italia i ricercatori migliori e sostenere i laboratori più produttivi. Come si sa, questo non è sempre il caso. La fuga dei cervelli e le condizioni di lavoro poco attraenti per scienziati stranieri sono altri fattori importanti.

Per quanto finanziamenti locali (dalle Amministrazioni Regionali) e privati (dalle Fondazioni Bancarie) integrino in modo rilevante i contributi nazionali in via di esaurimento, essi non possono essere usati per creare nuove posizioni strutturate anche quando vi sono fondi disponibili. Inoltre la ricerca traslazionale in Ingegneria Biomedica è ostacolata dalla carenza di cross-fertilizzazione tra l'area ingegneristica e quella medica. Se gli utenti potenziali non hanno percezione delle possibilità offerte dai nuovi prototipi e tecniche, né interesse alla loro valutazione, e si limitano ad acquistare prodotti commerciali, l'interesse

At present, less than 2% of Europe's Gross Domestic Product (GDP) is devoted to research, which compares poorly with 2.5% in the USA and more than 3.0% in Japan (http://ec.europa.eu/invest-in-research/index_en.htm).

Italy spends on scientific research 1.2% of its GDP, ranking 21st out of 30 developed countries (Organization for Economic Development, OECD, Main Science and Technology Indicators, http://www.oecd-ilibrary.org/science-and-technology/gross-domestic-expenditure-on-r-d_2075843x-table1 and <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1029/2006EO260007/abstract>).

By itself, this fact is a major limitation to innovation and development of new products, but is certainly not the only one. When funding is limited it should be used to retain bright scientists and support productive labs. As we all know, this is not always the case. The brain-drain and the lack of attractive working conditions for foreign scientists are important issues.

Although local (Regional Administrations) and private (Bank Foundations) funding heavily integrate the dwindling national contributions, they cannot be used to open new academic positions, even when money is available. In addition, translational research in Biomedical Engineering is hindered by the lack of cross fertilization between the field of engineering and the fields of medicine and life sciences. If the potential users are neither aware of, nor interested in, new prototypes or techniques to be tested and only buy marketed products, the interest of local industries remains limited and oriented to the commercialization of available products rather than to the production of innovative ones.

delle industrie locali al settore rimane modesto e orientato alla commercializzazione di prodotti disponibili piuttosto che allo sviluppo di quelli innovativi.

Il superamento di questi ostacoli è la condizione di sviluppo sottolineata nella prefazione del Prof. Metin Akay. La disponibilità commerciale di nuovi prodotti è condizionata dalla formazione degli utenti (che crea il mercato) e la competenza degli utenti contribuisce allo sviluppo di prodotti innovativi. Questo circolo virtuoso si sostiene solo se esiste una formazione multidisciplinare di medici e ingegneri biomedici. Negli ultimi anni, ancora più che nei precedenti, l'attività del LISiN è stata fortemente focalizzata in questa direzione con un successo significativo sul piano internazionale ma modesto su quello locale.

Nonostante la organizzazione di workshops e corsi e la disponibilità gratuita di materiale didattico in rete (sul sito www.lisin.polito.it che ha avuto 11.000 accessi da oltre 450 utenti diversi in meno di un anno), gli studenti partecipano raramente a queste iniziative. Per una serie di ragioni, questi studenti tendono a concentrarsi esclusivamente sul materiale necessario per superare gli esami. L'auspicata formazione della prossima generazione di leaders del settore risiede nella capacità delle istituzioni e dei docenti a introdurre e insegnare corsi multidisciplinari nelle scuole di medicina e di ingegneria. Sfortunatamente, questo non è soltanto un problema accademico.

The preface of Prof. Metin Akay discusses the barrier represented by the above issues. The availability of new products implies the training of users (which creates the market) and the training of users leads to the development of new products. This virtuous circle is sustained only by a multidisciplinary-focused education of life scientist, MDs and biomedical engineers. In the last few years, more than ever, the activity of LISiN has been strongly focused on this direction with considerable international but limited local success.

Despite the organization of workshops and the availability of free teaching material on the LISiN website (www.lisin.polito.it) accessed more than 11.000 times by over 450 computers in less than a year, students rarely participate in these initiatives. For a number of reasons, these students often tend to focus their study on the course material required to pass exams. The auspicated training and education of the next generation of leaders in the field resides in the hands of academic institutions and professors who must introduce and teach multidisciplinary courses (and exams) in the schools of medicine and engineering. Unfortunately, this is not only an academic issue.

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	PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: babak.afsharipour@polito.it)
Umberto Barone	Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: umberto.barone@polito.it)
Alberto Botter	Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: alberto.botter@polito.it)
Marco Gazzoni	Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: marco.gazzoni@polito.it)
Davide Mastrapasqua	Hardware laboratory technician (E-mail: davide.mastrapasqua@delen.polito.it)
Domenico Signorile	Technical Secretary (E-mail: domenico.signorile@polito.it)
Subaryani Soedirdjo	PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: subaryani.soedirdjo@polito.it)
Khalil Ullah	PhD Candidate in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: s192924@studenti.polito.it)
Carla Vaschetto	Administrative Management (E-mail: carla.vaschetto@polito.it)
Taian Vieira	Doctor in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: taian.vieira@polito.it)
Quan Xiong	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>

Trasferimento tecnologico del sistema di acquisizione HD-EMG

Technology transfer of acquisition system for HD-sEMG

U. Barone, R. Merletti, M. Williams

Lo studio di nuove soluzioni per sistemi di acquisizione multicanale per HD-sEMG ha prodotto un sistema indossabile pronto per la commercializzazione.

The development of a novel multi-channel acquisition system for surface EMG recording produced a new wearable system ready to be engineered for production.

Le caratteristiche principali della soluzione brevettata sono:

The innovating features characterizing the patented solution are:

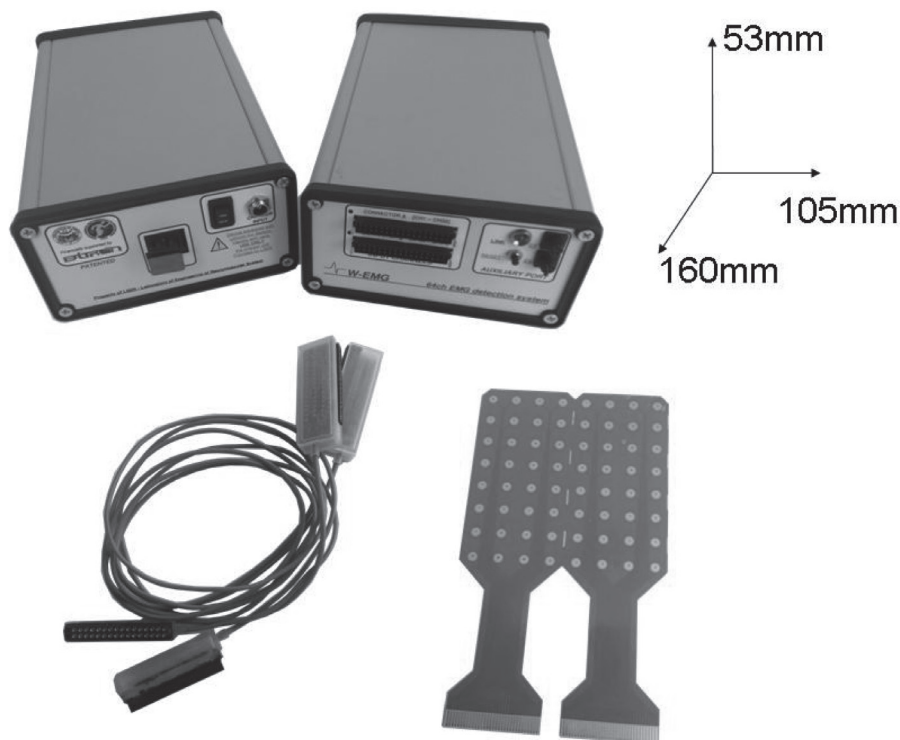
- 1) Interfacciamento al Personal Computer mediante fibra ottica o link WiFi;
- 2) Modulo ausiliario per l'acquisizione simultanea di segnali generici quali quelli generati da sensori inerziali, celle di carico, goniometri e strain-gages;
- 3) Interfaccia di sincronismo digitale optoisolata per l'allineamento offline di dati registrati provenienti da altri strumenti di misura (es. Tute sensorizzate per il motion capture);
- 4) Configurazione multi-device utile per espandere il numero di canali registrabili grazie alle caratteristiche di comunicazione del protocollo Ethernet;
- 5) Utilizzo di cablaggi innovativi ultraflessibili per l'interfacciamento con la griglia di elettrodi. Tale soluzione risulta adeguata per misure sul campo (es. medicina dello sport, ergonomia, riabilitazione motoria). I supporti flessibili basati su tessuti di ultima generazione e kapton sono le attuali opzioni disponibili per la realizzazione di griglie di elettrodi.

- 1) PC Communication interface based on either optical fiber or wireless link based on Wi-Fi technology;
- 2) Auxiliary module for simultaneous acquisition of eight general purpose, not-EMG signals (e.g. inertial sensors, load cells, goniometers, strain-gages);
- 3) Opto-isolated digital I/O synchronization port for off-line data alignment of recorded signals from other measurement devices (e.g. motion capture bodysuits).
- 4) Multi-device simultaneous recording configuration (up to eight 64ch systems) able to expand the number of EMG channels thanks to the Ethernet-based networking capability of the system;
- 5) Innovating electrodes interfacing solution based on highly flexible, lightweight cables suitable for wearable equipment design for on-field multi-channel EMG recording (e.g. sport science, ergonomics, rehabilitation engineering). Moreover, many smart textile and

Dal 2010, l'azienda Bitron s.p.a. finanzia il progetto di ricerca e lo sviluppo di tale soluzione. Attualmente è in atto il processo di industrializzazione al fine di rendere il prodotto disponibile sul mercato.

kapton based electrode matrices are options of this new measurement kit for advanced High Density Surface EMG studies.

The company Bitron s.p.a. financed the research program of this project since 2010, and is now activating the technology transfer process in order to make this new device available on the market.



Kit di misura per HD-sEMG.
Measurement kit for HD-sEMG detection.

Confronto tra tre algoritmi di segmentazione applicati a mappe monopolari di EMG

Comparing three different segmentation algorithms applied to simulated monopolar EMG maps

B. Afsharipour, R. Merletti, K. Ullah, T.M.M. Vieira

Le griglie di elettrodi forniscono una distribuzione spaziale (mappa) dell'attività elettrica generata dai muscoli. Aree specifiche di queste mappe risultano essere di interesse. Questo studio presenta un confronto di differenti metodi presenti attualmente in letteratura per la segmentazione automatica di mappe EMG.

Tre algoritmi, K-means, watershed e h-dome, sono stati testati su EMG simulati (8x15 elettrodi, popolazione di 30 UM; 2mm e 6mm di spessore di tessuti sottocutaneo; 5 livelli di rumore).

La trasformazione h-dome estrae picchi di componenti connessi (i.e., gruppo di pixel che condividono valori di intensità simili) in una immagine senza applicare criteri di forma o dimensione. È stato definito il parametro $h = thr * \max(ARV)$, dove thr è il livello di una soglia di ampiezza per immagini EMG. La tecnica watershed segmenta l'immagine su scala di grigi interpretando i pixel ad alta intensità come superfici rialzate e pixel di bassa intensità come pozzetti di raccolta. L'algoritmo watershed definisce le regioni attive che rispettano la condizione $ARV > thr * h$. K-means classifica un set di dati in k cluster predefiniti. Sia watershed che h-dome non necessitano di alcuna conoscenza preliminare dei dati. Oltre all'effetto degli algoritmi, è stato testato l'effetto della equalizzazione sulla segmentazione.

Indipendentemente dagli spessori e dai livelli di rumore simulati, maggiore accuratezza (es. corretta suddivisione di regione attive e non attive) è stata ottenuta con $thr = 70\%$ (watershed) e 30% (h-dome) del $\max(ARV)$. L'accuratezza media e la rispettiva deviazione standard, al variare della soglia, del numero di cluster, dello spessore di grasso, del livello di rumore e dell'equalizzazione per tutte le immagini generate, risultano essere (media \pm SD): watershed $82.2 \pm 9.4\%$, h-dome

Electrode grids provide a spatial distribution (a map) of muscle electrical activity. Specific regions within these maps are of interest. In this study we tested different methods currently considered in the literature for the automatic segmentation of EMG images.

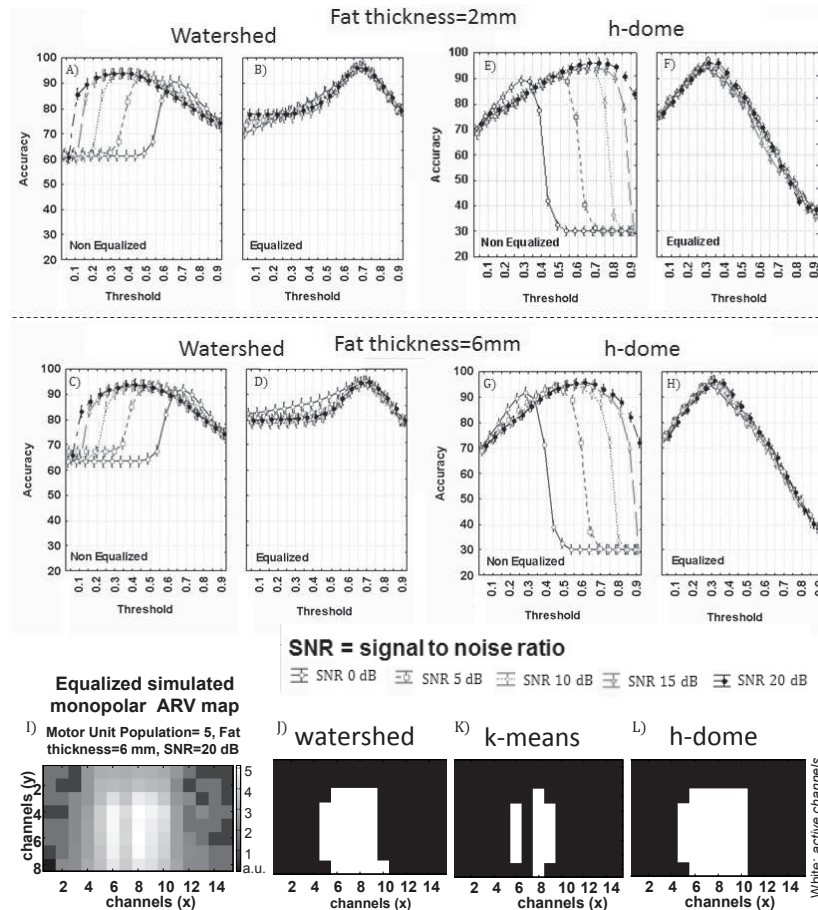
Three segmentation algorithms K-means, watershed, and h-dome, have been tested using simulated EMG maps (8x15 electrodes; 30 MU populations; 2 mm and 6 mm fat thickness; 5 noise levels).

*The h-dome transformation extracts peaks of the connected components (i.e., a set of connected pixels that share similar pixel intensity value) in the image without involving any size or shape criterion. We defined the parameter $h = thr * \max(ARV)$, where thr is the threshold level, to provide a marker for EMG image. Watershed technique segments greyscale images by considering pixels with high intensity as elevated surfaces and pixels with low intensity as catchment basins. In the watershed algorithm, the active region is defined as the region where $ARV > thr * h$. K-means classifies a given data set into k clusters, fixed on a priori basis. The advantage of watershed and h-dome is that they do not need any a priori knowledge. The effect of image equalization on segmentations was investigated as well.*

Regardless of the fat thicknesses noise level simulated, the highest accuracy in segmentation (i.e. correct partitioning of active from in-active region) was obtained at $thr = 70\%$ and 30% of the $\max(ARV)$ with watershed and h-dome respectively. Regardless of threshold, number of clusters, fat thickness, noise level and equalization, the average accuracy and its standard deviation across all mentioned conditions and all images for watershed, h-dome and k-means

73.1 ± 19.5 % e k-means 82.3 ± 8.0 %. L'accuratezza della segmentazione fatta con i metodi watershed e k-means è risultata essere più significativa rispetto a quella ottenuta dall'algoritmo h-dome. Contrariamente al metodo k-means, l'algoritmo watershed non richiede alcuna conoscenza sul numero di aree di attivazione presenti nelle immagini EMG.

segmentations were 82.2 ± 9.4 % (mean ± SD), 73.1 ± 19.5 % and 82.3 ± 8.0 %, respectively. Watershed and k-means provided mean accuracies significantly greater than h-dome. Differently from the k-means algorithm, the watershed does not demand any a priori knowledge on the number of clusters of activity in EMG images.



A, B, C, D, E, F, G, H) Accuratezza media (N = 30) contro soglia applicando la segmentazione con i metodi watershed (A, B, C, D) e h-dome (E, F, G, H) su mappe di ampiezza ARV (popolazioni di 30 UM) per immagini equalizzate e non equalizzate e per differenti spessori di tessuto sottocutaneo e livelli di rumore. I quadranti I, J, K, e L mostrano esempi di immagini EMG equalizzate e la corrispondente segmentazione con gli algoritmi watershed, K-means e h-dome.

I pixel bianchi evidenziano le regioni attive identificate dai metodi J) watershed, K) k-means, and L) h-dome.

A, B, C, D, E, F, G, H) Average (N = 30) accuracy versus threshold applying watershed segmentation (A, B, C, D) and h-dome (E, F, G, H) methods to simulated ARV maps (30 MU populations) for non-equalized and equalized images and for different fat thickness noise levels. Panels I, J, K, and L) show examples of an equalized EMG image and of their segmentation with watershed, K-means and h-dome algorithms. White pixels indicate active regions found by J) watershed, K) k-means, and L) h-dome segmentation.

EMG audio-feedback: ascoltando i nostri muscoli posturali

EMG audio-feedback: hearing our postural muscles

E. Valsecchi, I. Vazzoler, T. M. M. Vieira

In letteratura sono presenti numerosi lavori sullo sviluppo ed utilizzo di sistemi di biofeedback per il controllo della postura. Questi sistemi codificano variabili cinematiche (e.g. accelerazione del tronco) in uno stimolo uditivo. Per minimizzare tali stimoli uditivi, i soggetti sono costretti a minimizzare le oscillazioni del centro di pressione (CoP).

In questo studio si propone un approccio alternativo/complementare a quelli esistenti: minimizzare gli stimoli uditivi che codificano il grado di attività muscolare piuttosto che gli spostamenti/accelerazioni del corpo durante lo standing.

La fase iniziale dello studio si pone l'obiettivo di identificare i parametri ottimali per la modulazione dello stimolo uditivo del segnale EMG. Sono stati quindi svolti alcuni test preliminari nei quali un singolo soggetto è rimasto in posizione eretta su una pedana di forza per CoP. Una schiera di 16 elettrodi (i.e., 15 EMG differenziali) è stata posizionata sul muscolo gastrocnemio mediale. Inizialmente è stato identificato il canale che meglio rifletteva le variazioni EMG durante lo standing. Quindi l'involuppo EMG di questo canale è stato considerato per modulare una sinusoide costituente il feedback audio (Figura, pannello A). La modulazione è stata effettuata sia in ampiezza (funzione sigmoideale) che in frequenza (funzione lineare). Sono state tarate diverse sensibilità, ovvero pendenze, della sigmoidea e della retta in modo da verificare se e quanto il soggetto riuscisse a minimizzare l'attività muscolare. Il valore RMS del segnale EMG scelto e del centro di pressione sono stati comparati nelle condizioni senza e con feedback (Figura, pannello B).

Da questi test preliminari si può osservare che il soggetto è riuscito a ridurre l'attività in presenza di feedback. Diverse sensibilità hanno

In the literature there are several studies on the development and the use of biofeedback systems for postural control. These systems use kinematic variables (e.g. acceleration of trunk) to code auditory stimulus; subjects are asked to minimize these auditory cues and consequently to stand as still as possible.

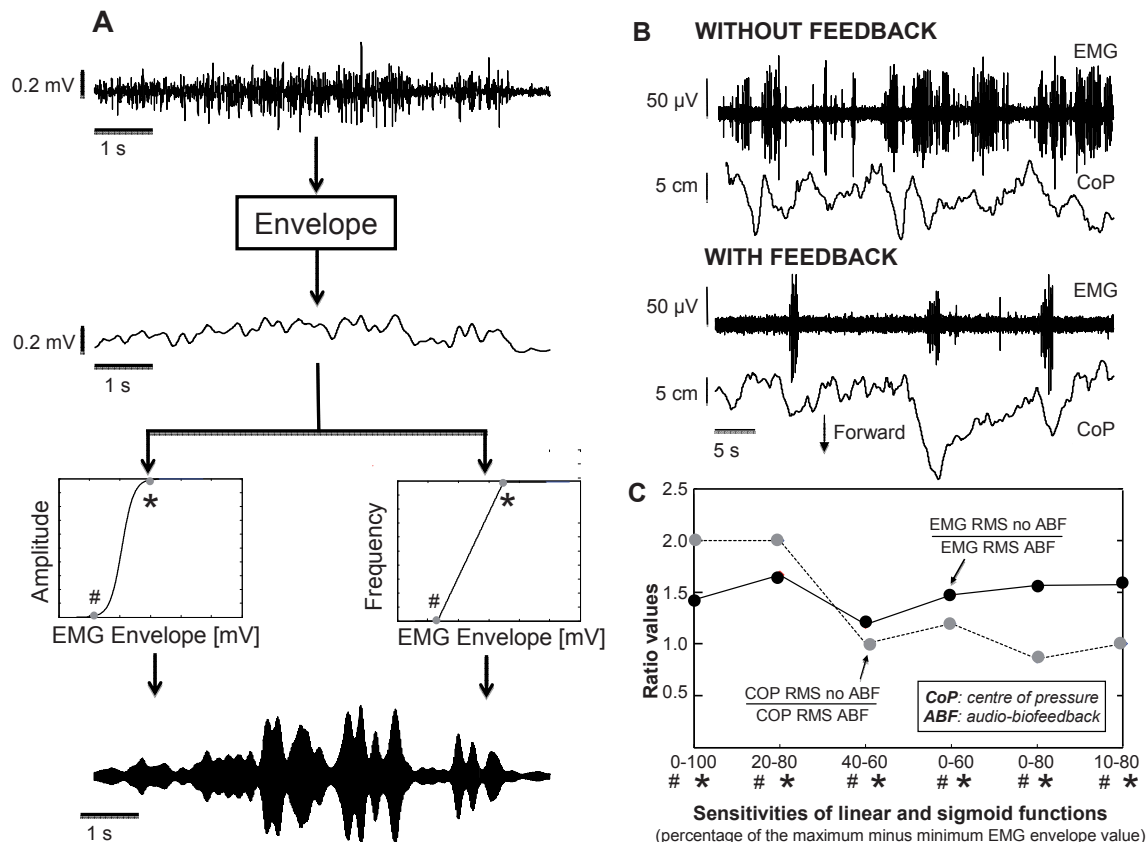
Our study proposes a complementary/alternative approach to these existing feedback systems designed to improve posture control: minimization of muscle activity during standing through EMG audio-feedback.

The aim of the initial phase of this study was to identify the optimal parameters for modulation of audio signals through surface EMGs. Some preliminary tests were carried out. The centre of pressure (CoP) was computed for a single subject while standing quietly on a force-plate. Single-differential EMGs were collected with a linear array of 16 surface electrode placed on the medial gastrocnemius muscle. Initially, the channel best reflecting variations in EMG amplitude during standing was identified. Then, the EMG envelope obtained for this channel modulated a sinusoid; i.e., the audio signal (Figure, panel A). The modulation was made in amplitude (sigmoid function) and frequency (linear function). Different sensitivities of the sigmoid and linear functions were tested to verify if and how much the subject was able to minimize muscle activity. The RMS value of EMGs and of CoP sways with and without EMG audio-feedback were compared (Figure, panel B).

From these preliminary tests, we can observe that the subject was able to reduce the gastrocnemius activity in the presence of audio-feedback. Different sensitivities have led to different results (Figure panel C). In fact, smaller slopes resulted in greater reduction of muscular activity and of

inoltre prodotto risultati diversi (Figura, pannello C). Infatti le pendenze minori hanno prodotto maggiori riduzioni dell'ampiezza EMG e dello spostamento del CoP. Ulteriori indagini saranno focalizzate sulla relazione tra feedback audio, EMG e CoP e sulla sensibilità audio che meglio permette ad un gruppo di soggetti sani di ridurre lo sforzo muscolare in stazione eretta.

CoP sways. Future investigation will be focused on the relationship between audio-feedback, EMG amplitude and CoP sways and on the modulation sensitivity leading to greater reductions of muscle activity during standing in a group of healthy subjects.



A) Rappresentazione della modulazione in ampiezza e frequenza dello stimolo uditivo a partire dal segnale EMG grezzo. B) Risultati ottenuti sulla variazione del CoP in direzione antero-posteriore e su uno dei 16 EMG prelevati con e senza audio-feedback. C) Rapporto tra l'ampiezza RMS e la deviazione standard del CoP, entrambi calcolati sui 60 secondi di registrazione. I valori mostrati si riferiscono alla condizione con e senza audio-biofeedback (ABF) e per le diverse sensibilità testate (queste pendenze sono ricavate dai valori massimi e minimi dell'involuppo EMG prelevato durante oscillazioni volontarie antero-posteriori).

A) Representation of how surface EMGs modulated the amplitude and frequency of a sinusoid that provided audio-feedback through earphones. B) Results obtained from a single participant. CoP sways in the sagittal plane and EMGs collected from a single channel with and without feedback are shown. C) Ratio between the EMG RMS values and the CoP RMS values, both calculated over the whole signal (60 s). Values are shown with and without audio-feedback (ABF) for the different sensitivities tested (which are calculated from the maximal and minimal values of EMG amplitude observed during voluntary anterior-posterior sways)

Interfaccia grafica per la presentazione delle zone di innervazione dello sfintere anale esterno tramite EMG di superficie multicanale

A graphical user interface for detection and display of motor unit innervation zones of the external anal sphincter by multichannel surface EMG

B. Afsharipour, R. Merletti, K. Ullah

L'episiotomia, spesso eseguita durante il parto, può danneggiare le branche terminali che innervano il muscolo sfintere anale esterno (EAS), conducendo a possibili fenomeni di incontinenza in età successive. Evitare le zone di innervazione (IZ) potrebbe ridurre l'incidenza di incontinenza fecale. Obiettivo di questo lavoro è lo sviluppo di una interfaccia grafica (GUI) per l'utente che presenti le IZ dell'EAS ottenute da segnali EMG registrati tramite una schiera di elettrodi equamente spaziatati lungo la circonferenza di una sonda anale (riquadro A in figura). La GUI è progettata per utenti clinici ma è anche utile a esperti di signal processing come strumento di elaborazione dei segnali.

Il prototipo consiste di due menu "File" e "signal processing" (riquadro B in figura). Tramite il menu "File" l'utente può richiamare e presentare sullo schermo i 16 canali di sEMG, salvare i risultati di elaborazioni e uscire dalla interfaccia. Il menu "Signal Processing" consente operazioni per 1) rimuovere l'interferenza di rete dal segnale EMG tramite tecniche di interpolazione spettrale, 2) sostituire uno o due "bad channels" con il risultato della interpolazione tra canali vicini, e 3) calcolare e presentare le zone di innervazione dello sfintere.

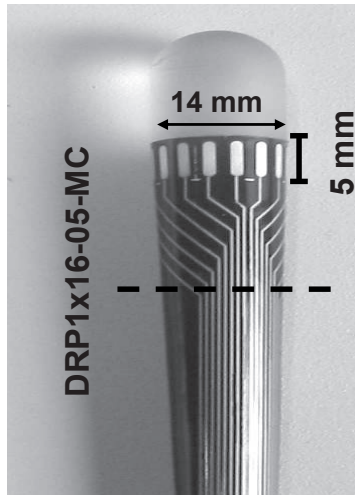
L'algoritmo per la identificazione automatica delle IZ si basa sulla trasformata di Hough. La distribuzione delle IZ è presentata come un istogramma circolare, come mostrato nel riquadro B. Sulla base di tale istogramma il clinico può decidere le modalità di esecuzione della episiotomia (se necessaria) e minimizzare il rischio di lesioni. Alcuni esempi di distribuzioni di IZ corrispondenti a situazioni di basso e alto rischio sono mostrati nei riquadri C, D ed E, rispettivamente.

Episiotomy during child delivery can cause damage to nerve branches that innervate the external anal sphincter (EAS) muscle and may lead to faecal incontinence at a later age. Avoiding the innervation zones (IZ) during episiotomy would presumably reduce the incidence of faecal incontinence. The aim of this study is to develop a graphical user interface (GUI) for automatic detection and display of the IZs of EAS from multichannel sEMG signals recorded using an array of equally spaced electrodes along the circumference of an intra-anal probe (Panel A). The GUI is specifically designed for clinicians but will also be useful for sEMG signal processing experts as it provides tools for pre-processing of the sEMG signal.

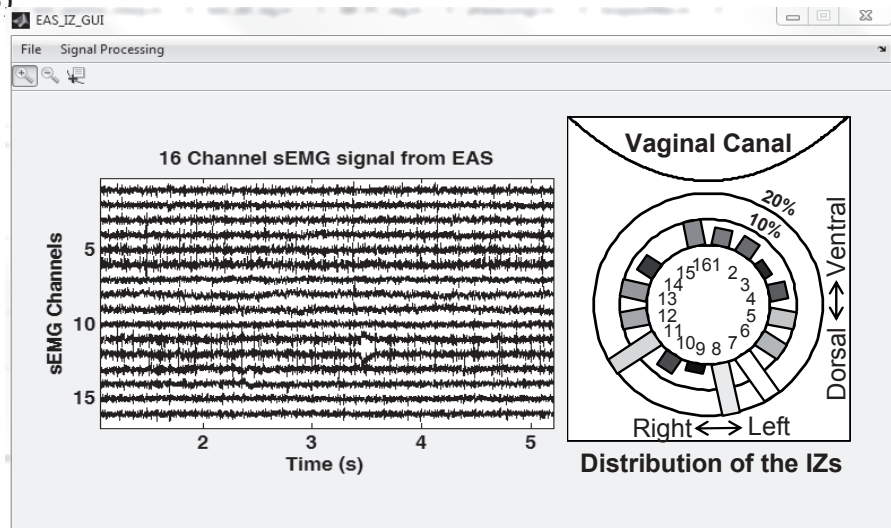
The prototype GUI consists of two menus "File" and "Signal Processing" (Panel B). Using the sub-menus from "File" menu, the user is able to load and display the 16-channel sEMG signal, save the processed data and to exit the GUI. The 2nd menu "Signal Processing" has submenus which can be used to 1) remove the AC interference from sEMG signal using spectral interpolation, 2) remove one or two bad channels using channel interpolation, and 3) detect and display the distribution of the IZs of the EAS.

The algorithm for the automatic localization of the IZs is based on the Hough transform. The resulting IZs distribution is displayed as a histogram with rectangular bars as shown in panel B. From the circular histogram the physicians will be able to select the modality of episiotomy (if any) and minimize the risks of possible obstetric lesions. A few examples of IZs distribution with low and high risks are shown in panels C, D and E respectively.

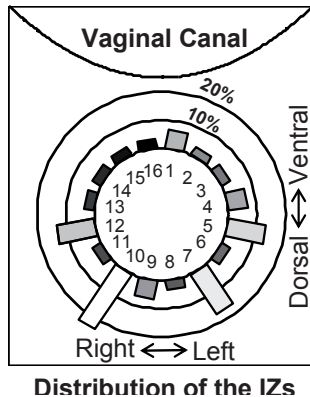
A)



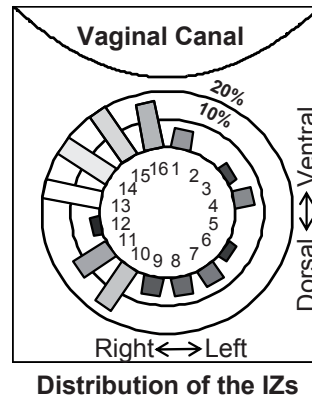
B)



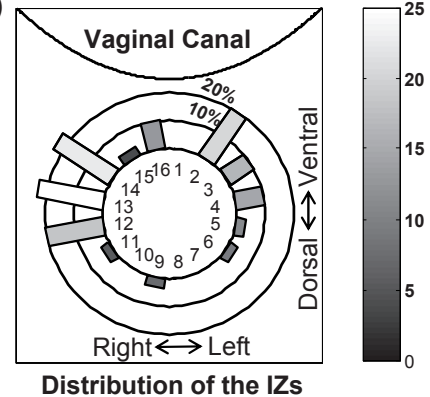
C)



D)



E)



A) Sonda intra-ale utilizzata per il prelievo di EMG dallo sfintere anale esterno, composta da 16 elettrodi equamente spaziate lungo la circonferenza di un supporto cilindrico in mariale plastico. B) Interfaccia grafica con i due riquadri che mostrano rispettivamente i segnali EMG e la distribuzione delle zone di innervazione. C) esempio schematico di distribuzione di zone di innervazione che implica basso rischio. D) esempio di caso in cui l'episiotomia, se necessaria, dovrebbe essere effettuata sul lato sinistro. E) esempio in cui l'episiotomia, sia a destra sia a sinistra, implica un alto rischio di lesione.

A) The Probe used for EMG measurements on the external anal sphincter which is composed of 16 silver electrodes around the circumference of a plastic support. B) The GUI with two panels one for displaying the signal and the other one for displaying the distribution of the IZs C) A simple schematic example of distribution of IZs with low risk. D) Episiotomy, if required, should be performed on the left. E) Episiotomy either on left or right side would imply considerable risk

Confronto di tecniche di filtraggio per la stima dell'involuppo dell'EMG di superficie

Comparison of different filtering techniques for estimating surface EMG envelope

R. Merletti, S. Subaryani

Un metodo per ottenere l'involuppo del segnale EMG consiste nel filtraggio passa-basso del segnale rettificato o del suo quadrato (seguito da radice quadrata del risultato). La scelta delle caratteristiche del filtro (ordine, frequenza di taglio, filtraggio mono- o bi-direzionale) che forniscono l'involuppo "ottimale" rimane una questione aperta.

L'obiettivo di questo studio è la identificazione del filtro passa-basso "ottimale" per estrarre l'involuppo del segnale EMG. Nelle simulazioni, effettuate con Matlab 8.1, sono state considerate quattro famiglie di filtri (Butterworth, Chebyshev, Chebyshev inverso, Ellittici). Sono state considerate quattro frequenze di taglio (1Hz, 3 Hz, 5 Hz, e 10 Hz), due modalità (filtri mono- e bi-direzionali) e cinque ordini per ciascuna direzione (da 1 a 5). Cento diversi segnali EMG interferenziali sono stati simulati applicando il filtro di Shwedyk al rumore bianco. Questi segnali, della durata di 9s sono stati modulati da una porta rettangolare della durata di 3s. Le caratteristiche considerate per la valutazione delle prestazioni di ciascun filtro sono state: a) il tempo di salita (dal 10% al 90% del livello di uscita), b) il ritardo (tra il gradino di ingresso e il 50% di quello di uscita), c) il tempo di calcolo (per elaborare 9s di segnale) e d) il valore efficace medio dell'errore tra il valore rettificato medio (ARV) del segnale di uscita e quello del segnale di ingresso (RMSE).

Il riquadro A della figura mostra il tempo di salita, il ritardo, l'errore RMSE e il tempo di calcolo per ciascun filtro considerato. Il riquadro B mostra le prestazioni dei filtri mono-dimensionali (MD) mentre il riquadro C mostra le prestazioni dei filtri bi-dirazionali (BD). I risultati dimostrano che filtri diversi presentano prestazioni diverse.

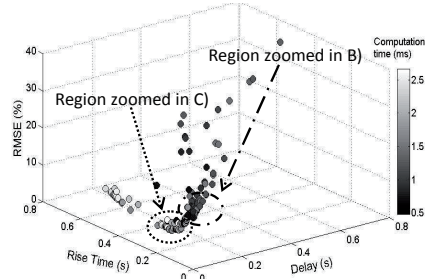
One method to obtain the EMG envelope is by low pass filtering the full wave rectified or squared EMG signals. An open issue concerns the choice of filter parameters (i.e. filter order, cut off frequency, mono-directional or bi-directional filtering) that would provide the "best" estimate of EMG envelopes. This study focuses on the identification of the most appropriate low pass filter for extracting the EMG envelope. In the simulations performed using Matlab 8.1, four different digital filter types (Butterworth, Chebyshev, Inverse Chebyshev, and Elliptic) were considered. Four cut off frequencies (1Hz, 3 Hz, 5 Hz, and 10 Hz), filter orders (from first to fifth order for each direction), and configurations (mono and bi-directional filters) were tested. One hundred interference EMG signals were simulated, each 9s long, using Shwedyk filter applied to white noise. These signals were modulated by a rectangular gate function resulting into 3s burst signals in the center of the 9s length signals. The features considered for evaluation of the performance of each filter configuration were: rise time (10% to 90% of the output), time delay (between the input step and 50% of the output), computation time (to process 9s of signal) and root mean square error (RMSE, between the true calculated average rectified value (ARV) of the input and the ARV of each output signal in percentage to the ARV of the input). Panel A of the Figure reports the rise time, delay, RMSE, and computation time of each particular filter. Panel B shows the performance of the mono-directional (MD) filters while panel C shows the performance of the bi-directional (BD) filters.

The results show that different filters lead to different performances. Selection of the filter has a distinctive trade-off. BD filters give no delay

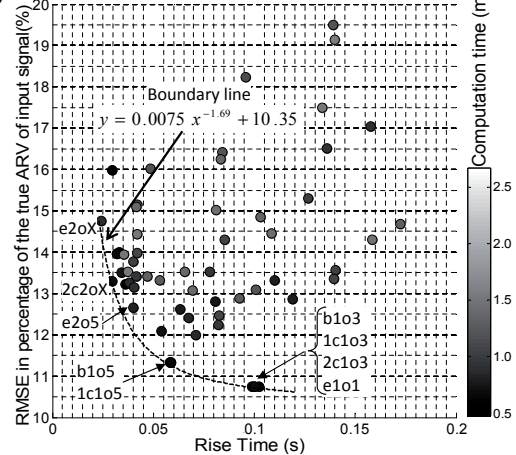
La scelta di un filtro implica compromessi. I filtri BD hanno ritardo nullo e RMSE minore ma tempi di calcolo maggiori dei filtri MD. Il tempo di salita minimo, sia per filtri MD sia per filtri BD, è di 25ms. L'errore RMSE minimo dei filtri MD è 10.5% e quello dei filtri BD è 7.5%. La scelta del tipo e dei parametri del filtro da adottare per ottenere l'involuppo del segnale EMG dipende dalla scelta di minimizzare RMSE, del tempo di salita, oppure del tempo di calcolo. Ulteriori studi, in corso, analizzeranno il comportamento di questi filtri per segnali EMG sperimentali.

to the output and have lower RMSE, but longer computation time than the one directional filters. The rise time for either MD or BD filter cannot be shorter than 25ms. The RMSE of MD filters cannot be lower than 10.5% while for BD filter cannot be lower than 7.5%. Therefore, selection of filter types and properties to obtain EMG envelope depends on the choice to minimize either RMSE or rise time or computational time. Further studies will involve the investigation of the filters' behaviour on real EMG signal.

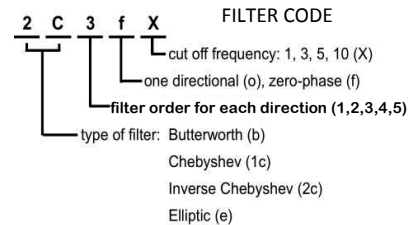
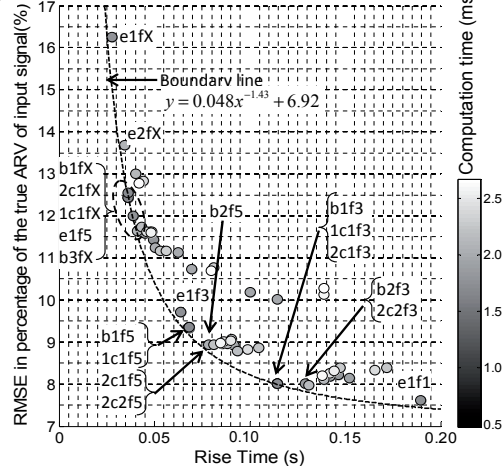
A) Performances of Mono and Bi-directional Filters



B) Performances Boundary of Mono-directional Filters



C) Performance Boundary of Bi-directional Filters



A) presentazione di quattro prestazioni dei filtri studiati (tempo di salita, ritardo, RMSE e tempo di calcolo). Ciascun punto del diagramma rappresenta un particolare filtro. B) confronto delle prestazioni dei filtri mono-direzionali sulla base di RMSE, tempo di salita e tempo di calcolo. C) confronto delle prestazioni dei filtri bi-direzionali. Il tempo di calcolo è quello per la elaborazione di 9s di segnali in entrambi i casi.

A) Four performances of the filters (rise time, delay, RMSE, and computation time) are plotted. Each point in this figure represents one particular filter. B) Mono-directional filter's performances are compared based on RMSE against rise time and computation time. C) Performance comparison of bi-directional filters. Computation time is for 9s input signal in both cases.

Quantificazione dell'attività dei muscoli dell'avambraccio durante movimenti del polso e delle dita tramite HDsEMG

Quantifying forearm muscle activity during wrist and finger movements by means of HDsEMG

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

Lo studio dei movimenti della mano e delle dita ha potenziali applicazioni nei settori della riabilitazione, della robotica, dell'ergonomia e della protesica. Lo scopo del presente lavoro era quello di stabilire, utilizzando un sistema di prelievo multicanale per elettromiografia di superficie (sEMG), 1) se è possibile localizzare spazialmente, durante movimenti del polso e delle singola dita, la distribuzione dell'ampiezza sEMG derivante dall'attivazione dei muscoli dell'avambraccio, 2) l'effetto della posizione della mano (prona vs neutra) sulla distribuzione sEMG sulla superficie dell'avambraccio.

Allo studio hanno partecipato otto soggetti sani ai quali è stato chiesto di effettuare movimenti ciclici del polso e delle dita (indice, medio, anulare e mignolo). I movimenti del polso consistevano in flessione/estensione e adduzione/abduzione con la mano in due posizioni (prona e neutra) (Figura). I movimenti per ogni singolo dito consistevano nella flessione/estensione delle articolazioni metacarpo-falangea e dell'articolazione interfalangea prossimale. I movimenti delle singole dita sono stati effettuati con la mano in posizione neutra.

Per la registrazione della cinematica della mano è stato utilizzato un guanto sensorizzato. I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti dai muscoli dell'avambraccio utilizzando una griglia di 112 elettrodi integrati in un manicotto in tessuto elastico.

Le aree di attività sEMG sono state identificate utilizzando una tecnica di segmentazione dopo una fase di pre-elaborazione per la riduzione della dimensionalità dei dati basata sulla tecnica Non Negative Matrix Factorization applicata agli involucri sEMG. I risultati hanno evidenziato l'influenza della posizione della mano sulla ampiezza e distribuzione spaziale del potenziale sEMG.

The study of hand and finger movements has potential applications in prosthetics, rehabilitation, robotics, and ergonomics.

The aim of this work was to establish, by means of a sEMG multi-channel detection system, 1) whether it is possible to spatially localize the sEMG amplitude distribution resulting from the activation of distinct forearm muscles during dynamic free movements of the wrist and single fingers, 2) the effect of hand position (prone vs. neutral) on the sEMG distribution on forearm surface.

Eight male healthy subjects were instructed to perform cyclic dynamic single degree of freedom tasks involving the wrist and the fingers (index, middle, ring, and little fingers). The wrist tasks consisted in the flexion/extension and adduction/abduction of the wrist with the hand in two positions (prone and neutral) (Figure). The tasks for each single finger consisted in the flexion/extension of the metacarpophalangeal joint and in the flexion/extension of the proximal interphalangeal joint. The single finger movements were performed with the hand in neutral position.

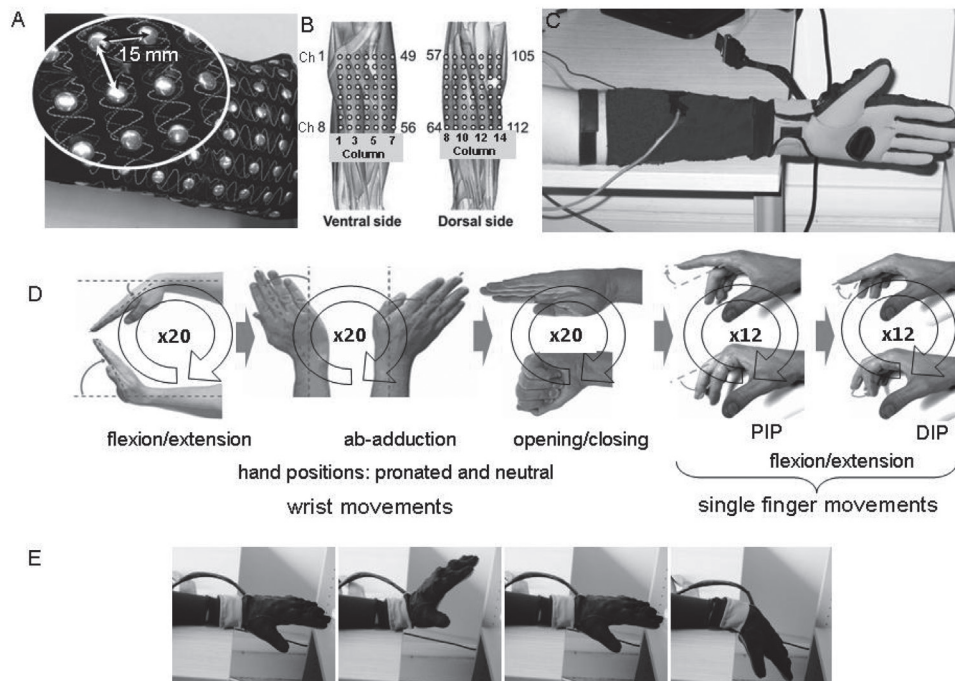
A sensorized hand glove was used for kinematics recording. Surface EMG signals were acquired from the forearm muscles using a grid of 112 electrodes integrated into a stretchable textile sleeve.

The areas of sEMG activity have been identified by a segmentation technique after a data dimensionality reduction pre-processing step based on the Non Negative Matrix Factorization technique applied to the EMG envelopes. The results highlighted the influence of hand position on sEMG amplitude and spatial distribution. Distinct areas of activity can be identified on the

È stato inoltre possibile identificare sull'avambraccio aree distinte di attività per le diverse dita.

Questo lavoro fornisce nuove informazioni quantitative sulla distribuzione dell'ampiezza sEMG sull'avambraccio durante movimenti della mano e delle dita e fornisce una base per i lavori futuri in materia di identificazione del numero di elettrodi ottimale e di posizionamento per il controllo di protesi basato su sEMG.

forearm for different fingers. This work gives new quantitative information about sEMG amplitude distribution on the forearm during hand and finger movements and provides a basis for future works on the identification of optimal electrode number and positioning for sEMG based prosthesis control.



Setup sperimentale. A) Sistema di prelievo indossabile formato da una griglia di 112 (14x8) elettrodi circolari in argento (diametro: 6 mm, distanza inter-elettrodica: 15 mm) integrato in un manicotto di tessuto elastico con 14 colonne di elettrodi posti sulla circonferenza dell'avambraccio. B) Posizione della matrice di elettrodi sull'avambraccio. C) Sensorizzazione della mano e dell'avambraccio. Il sistema di prelievo EMG tessile è stato indossato con la prima colonna di elettrodi in corrispondenza dell'ulna e con gli elettrodi più prossimi a circa 2 cm dalla piega del gomito. Per registrare la cinematica della mano e delle dita è stato utilizzato un guanto sensorizzato (Humanware srl, Pisa, Italia). D) Il protocollo consisteva in 12 diversi movimenti ciclici del polso e delle singole dita: indice, medio, anulare e mignolo. E) Un esempio di flessione/estensione del polso con la mano in posizione prona.

Experimental setup. A) Wearable detection system consisting of a grid of 112 (14x8) silver circular electrodes (diameter: 6 mm, inter-electrode distance: 15 mm) integrated into a stretchable textile sleeve with the 14 columns of electrodes placed around the forearm circumference. B) Approximate position of the electrode matrix on the forearm. C) Sensorized hand and forearm. The subject worn the EMG textile detection system with the first column of electrodes in correspondence of the ulna and with the more proximal electrodes at approximately 2 cm from the elbow crease. A sensorized hand glove (Humanware s.r.l., Pisa, Italy) was used to record the kinematics of the hand and of the fingers. D) The protocol consisted in 12 different cyclic dynamic tasks involving the wrist and index, middle, ring, and little fingers. E) One example of wrist flexion/extension with the hand in prone position.

Prototipo di un sistema di biofeedback sEMG basato su giochi a scopo riabilitativo

Prototype of a game-based rehabilitation aid sEMG biofeedback system

G.L. Cerone, A. Verde

Il biofeedback è una tecnica che permette di fornire in tempo reale al paziente informazioni su parametri fisiologici e biomeccanici che non sono accessibili direttamente.

Tra le possibili interfacce di feedback, quelle basate su giochi sono maggiormente coinvolgenti per l'utente.

È stato sviluppato un sistema che permette di acquisire, amplificare e trasmettere via Wi-Fi 12 canali bipolari sEMG (Figura, A). Ciascun canale viene campionato alla massima frequenza ottenibile dal sistema pari a 1.6 ksps (banda del segnale sEMG 0-500 Hz) e quantizzato su 12 bit. I segnali sEMG campionati, vengono trasmessi via Wi-Fi, mediante il protocollo di trasmissione dati a pacchetto UDP (User Datagram Protocol), con un data rate di 307 kbps. È possibile connettere il dispositivo a qualsiasi PC, Smartphone o Tablet dotato di scheda Wi-Fi e sistema operativo Android, mediante una connessione ad una rete locale punto-punto (Figura, A).

Dai segnali sEMG grezzi ricevuti vengono estratti via software gli involucri necessari a controllare i giochi (Figura, B).

Sono state sviluppate due interfacce di gioco: Myotris e Follball.

Il gioco Myotris (Figura, C) è basato sul celebre gioco Tetris che consiste nello spostare e ruotare mattoncini colorati in modo da costruire un muro con il minor numero di discontinuità. Il controllo del gioco avviene attraverso l'utilizzo di due soglie di ampiezza applicate all'involucro dei segnali sEMG prodotti da due muscoli. Tali soglie servono ad attivare i comandi dei giochi in funzione delle ampiezze dei segnali sEMG prelevati.

FollBall (Figura, C), invece, è un gioco per piattaforma Android consistente nel muovere su un piano x,y un cursore circolare, al fine di inseguire

Biofeedback is a technique that provides real-time information on physiological and biomechanical parameters that subjects are rarely aware of.

Among the possible biofeedback interfaces, those based on games are the most appealing.

For this purpose we have developed a system allowing to capture, amplify and transmit wirelessly 12 bipolar sEMG channels (Figure, A). Each channel is sampled at the maximum possible rate of the system, i.e. 1.6ksps (sEMG signal bandwidth 0 – 500 Hz) and quantized in 12 bits. The sampled signals are then transmitted via Wi-Fi using UDP (User Datagram Protocol) data transmission protocol, with a data rate of 307 kbps.

From the acquired raw signals, sEMG envelopes are computed and used to control games (Figure, B).

Finally our device runs on any PC and any Smartphone or Tablet having Wi-Fi card operating on Android via a point-to-point local area network connection (Figure, A).

So far, two different games have been developed: Myotris and Follball.

Myotris (Figure, C) is based on the renowned Tetris game which consists in moving and rotating colored bricks in order to build a wall without discontinuities. The game is controlled by setting thresholds for sEMG envelopes calculated from any two muscles. Such thresholds are used to control game commands depending on the amplitude of the sEMG envelopes.

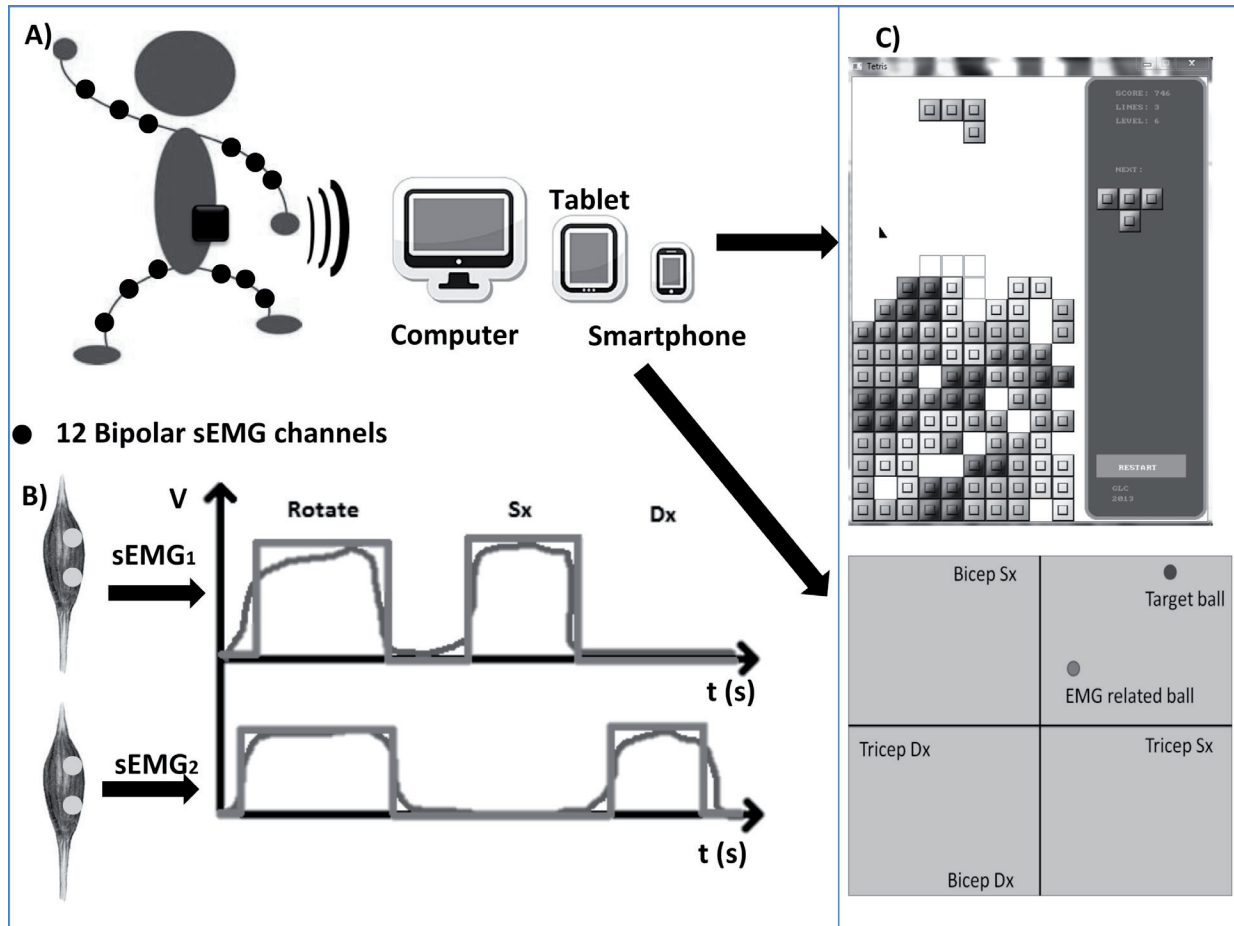
Follball (Figure, C) is an Android platform game where a circular shaped cursor is moved on the x, y plane in order to follow the movement of a variable position target ball.

The movement of the cursor on the plane is proportional to the amplitude of sEMG signal

il movimento di una pallina target la cui posizione è variabile.

Il movimento del cursore sul piano è proporzionale all'ampiezza del segnale sEMG prelevato da quattro muscoli. Le due interfacce di feedback sono state testate su cinque soggetti sani che non hanno riportato difficoltà di utilizzo. Futuri sviluppi riguardano l'implementazione di giochi in ambito riabilitativo.

calculated from four muscles. These two feedback interfaces have been tested on five healthy subjects that have not reported difficulty of use. Future developments aim at the implementation of other rehabilitation games.



A) Schema a blocchi funzionale del sistema di acquisizione e trasmissione Wi-Fi di 12 segnali sEMG bipolari. B) Inviluppo del segnale sEMG e classificazione dell'attivazione muscolare mediante un algoritmo a doppia soglia con isteresi. Lo spostamento e la rotazione dei mattoncini del gioco Myotris vengono pilotati mediante combinazioni on-off di coppie di muscoli. C) Interfacce grafiche dei giochi Myotris e Follball.

A) Functional block diagram of the acquisition and Wi-Fi transmission system of 12 sEMG bipolar signals. B) sEMG signal envelope and muscular activation classification based on a double threshold algorithm with hysteresis. The movement and rotation of the Myotris game bricks are driven through on-off combinations of muscles pairs. C) Myotris and Follball game interfaces.

Applicazioni della Trasformata di Hough alla analisi di segnali EMG multicanale

Applications of the Hough Transform in multi-channel sEMG signal analysis

R. Merletti, K. Ullah

L'estrazione di parametri di forme quali rette, parabole, cerchi o rettangoli è un problema comune nella analisi di immagini digitali, spesso affrontato utilizzando la Trasformata di Hough.

Una retta in un piano è definita da due parametri. Nelle immagini topografiche di sEMG, in cui l'asse x è il tempo, l'asse y lo spazio e il livello di grigio rappresenta l'intensità del segnale, la propagazione dei potenziali d'azione di unità motorie (MUAP) genera pattern costituiti o da una singola retta o da due rette a forma di V, a seconda che la zona di innervazione (IZ) sia ad un estremo o lungo l'unità motoria. L'identificazione automatica di tali pattern è importante per l'estrazione di parametri quali la posizione della IZ, la velocità di conduzione, la lunghezza delle fibre, ecc.

La Standard Hough Transform (SHT) consente l'identificazione di strutture lineari e si basa sulla equazione normale della retta definita dalla distanza dell'origine dalla retta (ρ) e dal coefficiente angolare della retta (θ). Ciascun punto di una retta definita in tale modo è trasformato in una sinusoidale nello spazio (ρ, θ) di Hough. Queste sinusoidi sono sommate in una "matrice di accumulazione" H e il punto in cui tutte si sovrappongono definisce i parametri della retta. Molteplici strutture lineari nella immagine originale corrispondono a molteplici massimi nello spazio (H) di Hough che le identificano. A questo scopo l'immagine originale è elaborata per definire i bordi delle strutture lineari (pattern di propagazione dei MUAP), i cui parametri sono poi identificati dalla SHT.

La figura indica un esempio di immagine di EMG simulato, la mappa dei bordi, la matrice di accumulazione H e le rette identificate (A-E). I punti di massimo della matrice H identificano

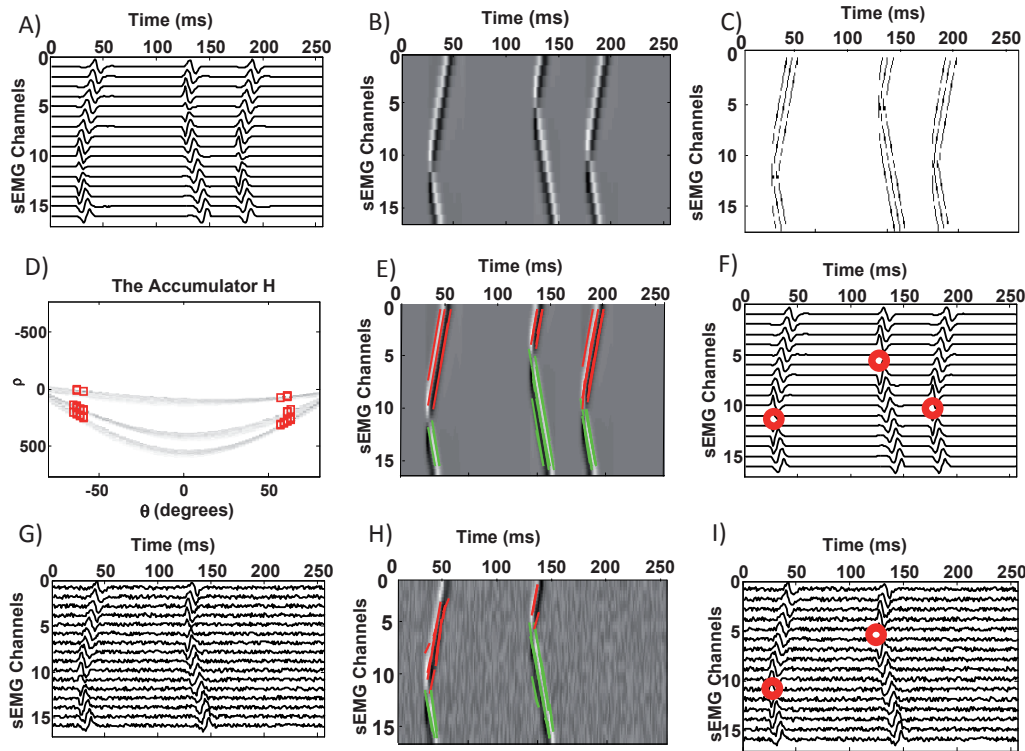
Extraction of parametric shapes, such as lines, parabolas, circles and rectangles is often a key step in digital image analysis, addressed by the Hough transform.

In sEMG topographic images, where the x dimension corresponds to time, the y dimension corresponds to space and the gray level corresponds to signal amplitude, the propagation of the motor unit action potential (MUAP) generates linear patterns forming a single line or a V-shape depending on the location of the innervation zone (IZ) along the motor unit (MU) length. The automatic detection of these linear patterns is important for extraction of parameters such as IZ, muscle fiber conduction velocity, fiber direction and length of the fibers etc.

The standard Hough Transform (SHT), for line detection, is based on the equation of a line in Normal form i.e. in terms of radial and angular information of the perpendicular from the origin (ρ, θ). Every point lying on a straight line in the geometric space is transformed into sinusoids in the Hough space. These sinusoids are accumulated in a matrix called accumulator H . The value at each location in the H matrix is a voting and if greater than a threshold, represents a line. As the SHT can detect multiple lines in an image, it can be used for detecting linear features in the sEMG images. For this purpose first the edges of the V shapes and linear features are detected in the sEMG images to get a binary image and then lines are detected along the MUAP propagation using the SHT. An example of the simulated EMG image, its edge map, the accumulator matrix H and the detected lines is shown in the figure. The peaks in the H matrix give the parameters of lines in the edge map. The lines obtained for the synthetic sEMG image are shown in panel E of the figure and are

i parametri ρ e θ delle rette presenti nella immagine originale, indicate nel riquadro D. Tali rette sono poi utilizzate per identificare i punti di inizio o di incrocio (riquadro F). La velocità di propagazione dei MUAP è stimata dalla pendenza delle rette.

used to identify the location of the IZ which is the region where these lines intersect (panel F of the Figure). As the Hough transform has low sensitivity to noise, the method can also detect the IZ in noisy images (panels G, H, I of the figure). The muscle fiber conduction velocity can also be estimated from the slopes of these lines.



A) Segnali EMG differenziali simulati (schiera con 16 canali) che includono tre potenziali di tre unità motorie, B) rappresentazione topografica dei segnali come immagine. C) mappa interpolata, con fattore 3, dei bordi della immagine ottenuti con il rivelatore di Canny. D) matrice di accumulazione H ottenuta dalla mappa dei bordi. I quadrati indicano i punti di intersezione delle sinusoidi (massimi di H) e identificano i parametri delle rette della mappa in C). E) le rette identificate sono sovrapposte alla mappa EMG mostrata in B). F) zone di innervazione delle tre unità motorie, identificate come i punti di intersezione delle rette mostrate in E). G) segnale EMG rumoroso con SNR = 12,82 dB. H) Rette identificate dall' algoritmo, I) zona di innervazione sovrapposta al segnale originario.

A) 16 channel synthetic sEMG signal. B) The topographic sEMG image. C) The edge map of the interpolated sEMG image in (B) with interpolation factor of 3, obtained using Canny edge detector. D) The accumulator matrix H for the edge map, the square markers at the points of intersection of sinusoids are the peaks corresponding to lines in the edge map. E) The detected lines drawn over the sEMG image. F) The located IZs, which are the points of intersection of these lines. G) Example of noisy sEMG signal with SNR = 12.82dB. H) The detected lines. I) The location of the IZ drawn as circles over the sEMG signals

L'EMG superficiale ad alta densità mostra un pattern asimmetrico di attivazione dei muscoli lombari durante la remata a secco

High-density surface EMG reveals an asymmetric pattern of activation of the erector spinae muscle during indoor rowing

A. Rainoldi, N. G. Readi, V. Rosso, T. M. M.Vieira

Lo scopo dello studio è di indagare asimmetrie nell'ampiezza e nella distribuzione dell'attivazione dei muscoli lombari in atleti di elite durante la remata a secco. I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti utilizzando quattro schiere lineari di 16 elettrodi, posizionate nella zona lombare (due per lato), in modo simmetrico rispetto alla colonna vertebrale, in sei soggetti. La cinematica nella zona lombare e l'accelerazione del manico sono state registrate tramite sensori inerziali, mentre i soggetti effettuavano serie di remate a differenti velocità. Ampiezza e distribuzione del segnale EMG sono state calcolate per ambo i lati e confrontate mediando i segnali nella fase di attacco.

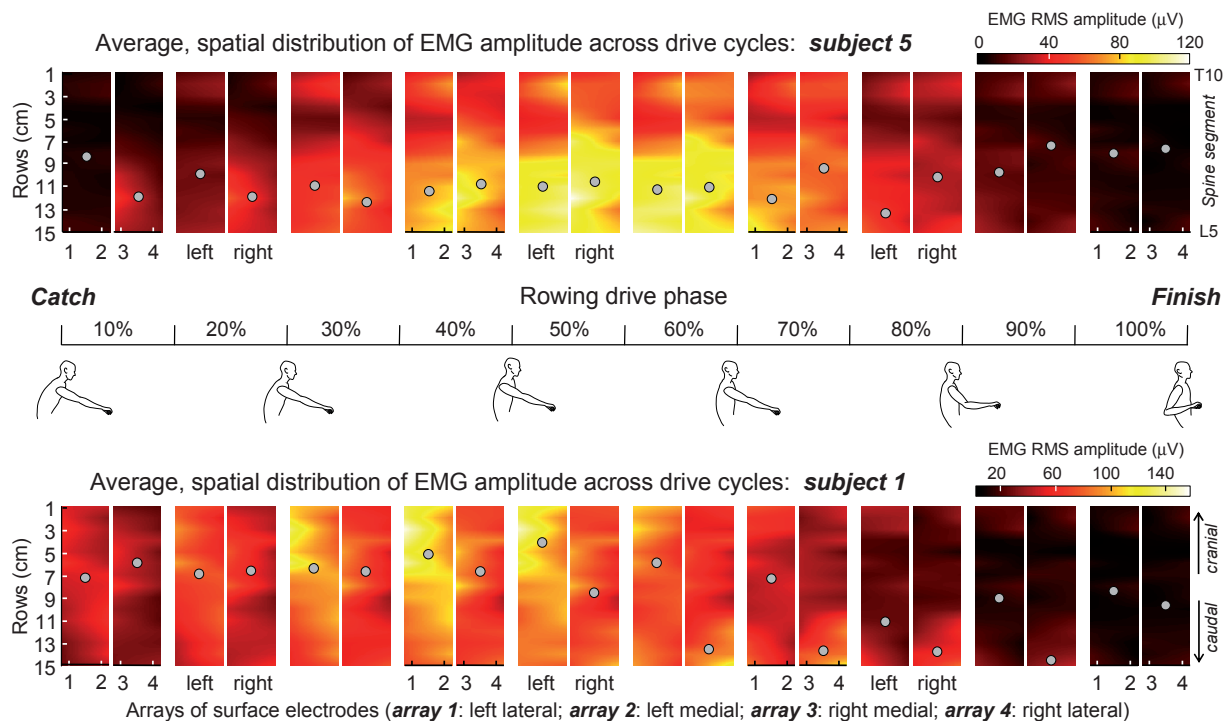
Durante le remate, i movimenti lombari del tronco avvengono principalmente nel piano sagittale, mentre inclinazioni e rotazioni sono minori di 5 gradi, per tutti i soggetti testati. I risultati mostrano una significativa asimmetria dei muscoli sia nell'ampiezza che nella distribuzione dell'EMG tra i muscoli lombari (paravertebrali) nel lato destro e sinistro. Immagini ecografiche non hanno evidenziato differenze significative nello spessore di tessuto sottocutaneo tra entrambi i lati. Il grado di asimmetria è diverso tra i soggetti, suggerendo che differenze nell'attivazione non sono unicamente associate alla posizione del rematore (pari o dispari), infatti non è presente una maggiore attivazione del lato sinistro o destro rispettivamente per i rematori pari e dispari.

The purpose of this study was to investigate bilateral changes in the degree and in the proximo-distal distribution of activity in the low back muscles of elite athletes during indoor rowing. Four linear arrays of 16 surface electrodes were used to sample EMGs from multiple skin locations along both the right and left lumbar spine (two arrays on each side) of six elite, sweep rowers. Kinematics of lumbar spine and handle acceleration were recorded with inertial sensors while subjects performed a series of strokes at different speeds. The amplitudes of surface EMGs and their average distribution along the spine were computed for each side, during the drive phase, and compared.

Throughout strokes, trunk movements occurred predominantly in the sagittal plane. Lateral inclinations and rotations of trunk lumbar segment were smaller than 5 deg for all subjects tested. Key results indicate a significant effect of trunk side on both EMG amplitude and in the low back region where EMG amplitude was greatest. From ultrasound images, no significant differences in the thickness of subcutaneous tissue between sides were observed. These asymmetries manifested differently between subjects, suggesting that bilateral differences in activation were not exclusively associated to rowing side (Figure). Specifically, there was not a clear predominance of greater EMG amplitude towards the right or left side in both portside and starboard rowers.

I risultati di questo studio suggeriscono che:
 i) durante remate in cui nessuna stabilizzazione laterale è richiesta, i rematori di punta sembrano attivare asimmetricamente i muscoli della zona lombare; ii) altri fattori, oltre il lato della remata, potrebbero essere associati all'attivazione asimmetrica dei muscoli lombari; iii) i segnali EMG di superficie registrati con schiere di elettrodi sono utili a misurare variazioni dell'attivazione dei muscoli lombari tra lato destro e sinistro della colonna.

The results presented in this study for elite sweep rowers suggest that: i) even during a condition imposing no demands to lateral stabilization, sweep rowers seem to activate asymmetrically their low back muscles; ii) factors other than rowing side are associated to low back asymmetries; iii) surface EMGs recorded with arrays of 32 electrodes per side proved sensitive to bilateral changes in activation of the low back muscles.



L'ampiezza dell'involuppo dell'EMG è rappresentata come livello di intensità, in cui le parti scure e chiare indicano rispettivamente ampiezze minori e maggiori. L'immagine è stata ottenuta mediando gli involuppi EMG per dieci percentili della fase di attacco, in modo separato per parte sinistra (schiera 1 e 2) e destra (schiera 3 e 4) del tronco. I valori di ampiezza sono stati interpolati con un fattore quattro. I cerchi indicano le coordinate longitudinali del baricentro di ciascuna distribuzione di ampiezza.

Amplitude of EMG envelopes are calculated for each channel and array of electrodes are represented as intensity levels, with dark and light intensities denoting respectively low and high amplitude values. Such images were obtained by averaging EMG envelopes within ten consecutive percentiles of the drive phase, separately for the left (arrays 1 and 2) and right (arrays 3 and 4) trunk sides. Amplitude values were interpolated by a factor of four. Circles within the images posit the longitudinal barycentre coordinates for each amplitude distribution.

Different ampiezze di stimolazione inducono onde M localizzate in differenti regioni del muscolo gastrocnemio

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

È stato recentemente dimostrato che nel gastrocnemio mediale (GM) le unità motorie attive durante la posizione eretta risiedono in territori disposti sul piano longitudinale. A causa dell'architettura pennata delle fibre è possibile che unità motorie con simili proprietà intrinseche siano concentrate in differenti aree lungo il muscolo. In questo studio è stata utilizzata la stimolazione elettrica per studiare la distribuzione di unità muscolari lungo l'asse prossimo-distale del GM su dodici soggetti.

I segnali sEMG sono stati registrati da 128 elettrodi circolari (8x16). Stimoli elettrici (20 pps, impulsi bifasici) di ampiezza crescente, aggiornata ogni 10 stimoli, sono stati applicati al nervo tibiale posteriore durante 50s (vedere Figura, quadrante A). Le coppie sulla caviglia sono state calcolate elaborando i dati registrati in modo sincrono dalla pedana di forza. Il livello di stimolazione del GM è stato determinato calcolando il valore efficace (RMS) delle onde M. La posizione delle onde M è stata identificata mediante le coordinate del centroide della distribuzione di ampiezza calcolata per ogni livello di stimolazione.

È stata individuata una relazione lineare positiva tra il momento della flessione plantare della caviglia e l'ampiezza dell'onda M, la quale indica che all'aumentare del livello di stimolazione vi è un incremento del numero di unità motorie attivate. In otto partecipanti, per bassi livelli di stimolazione, le onde M risultano localizzate sostanzialmente sotto gli elettrodi più prossimali, mentre per alti livelli di stimolazione risultano presenti sotto gli elettrodi più distali (vedere figura, quadrante B). In tre partecipanti, incrementando il livello di stimolazione le onde M più grandi si sono spostate verso i canali più prossimali. In un

Different stimulation amplitudes lead to M-wave represented in different gastrocnemius regions

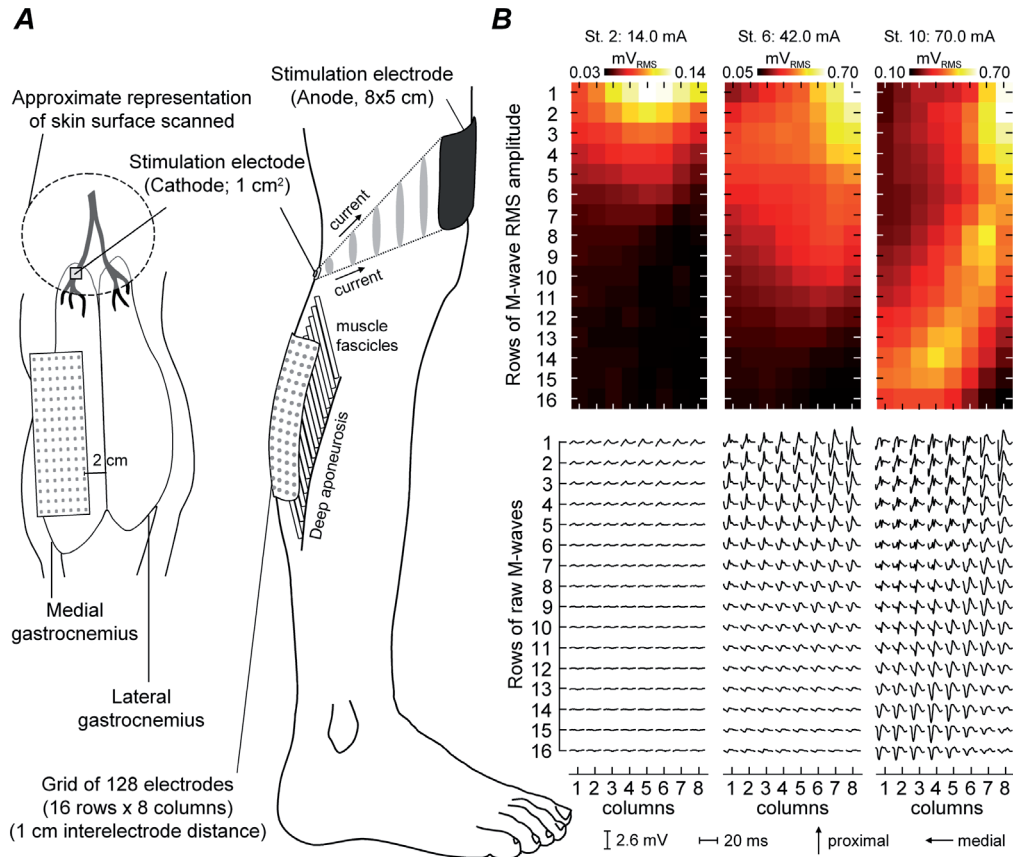
It has recently been shown that, in medial gastrocnemius (MG), the motor units activated during standing occupy localised territories in the longitudinal plane. Because of its unipennate fascicle architecture there is potential for units with similar intrinsic properties to be concentrated at different points along the muscle length. In this study we use electrical stimulation to investigate whether different populations of muscle units have different spatial distributions along the proximal-distal MG axis.

Twelve participants completed the study. Surface EMGs were recorded using an array of 128 (8 x 16) circular electrodes placed over the MG muscle. Electrically evoked twitches were elicited by stimulating the tibial nerve branch (Figure, panel A). Electrical pulses delivered for 50s, with the current pulse amplitude increased every 10 stimuli to elicit muscle activations of different sizes. Representative ankle torques were calculated from synchronously recorded force plate data. The degree of MG stimulation was determined from the root mean square (RMS) values of collected M-waves. The location of highest M-waves elicited under the electrode grid was identified through the coordinates of the centroid of the amplitude distribution calculated for each stimulation level.

There was a significant positive linear relationship between mean ankle plantar flexion torque and M-wave amplitude, indicating that increasing stimulation amplitude increased the number of activated motor units. In eight participants the highest M-wave amplitudes occurred in proximal electrode channels for low stimulation amplitudes and in more distal channels at higher stimulation amplitudes (Figure, panel B). In three participants larger M-waves moved toward the more proximal

partecipante non si è presentato alcun cambiamento della distribuzione spaziale delle onde M. Pur considerando che la variabilità dei risultati tra i partecipanti richiede ulteriori approfondimenti, lo studio mostra come le onde M rappresentino le unità motorie in territori specifici del muscolo GM.

electrode channels with increasing stimulation amplitude. In one participant no spatial shifts in M-wave distribution occurred. Although such variability between participants warrants further investigation, our findings indicate that M-waves represent muscle units in specific MG regions.



A) Schema descrittivo del punto di stimolazione e posizione degli elettrodi rispetto al muscolo GM. L'elettrodo pre-gellato (catodo) è stato posizionato sulla cute dove è presente la minima corrente di stimolo delle contrazioni del GM. Le frecce sul quadrante di destra indicano la direzione del flusso di corrente dal catodo verso l'anodo.

B) Onde M grezze (quadrante in basso) e rispettive ampiezze efficaci (RMS) (quadrante in alto) ottenute con i livelli di stimolazione 2 (14mA), 6 (42mA) e 10 (70mA) per il soggetto 2. Si osservi la rappresentazione locale delle onde M sovrapposta alla griglia di elettrodi.

A) schematic position of stimulation and detection electrodes in relation to the MG muscle. The pre-gelled cathode electrode was positioned at the skin location where the least injected current led to MG twitches. Arrows in the right panel indicate the direction of current flow from cathode to anode.

B) raw M-waves (bottom panel) and their root mean square (RMS) amplitude (upper panel) obtained for the stimulation levels 2 (14 mA), 6 (42 mA) and 10 (70 mA) for subject 2. Note the local representation of M-waves across the matrix.

Reclutamento di unità motorie nel muscolo estensore ulnare del carpo

Motor unit recruitment in the extensor carpi ulnaris muscle

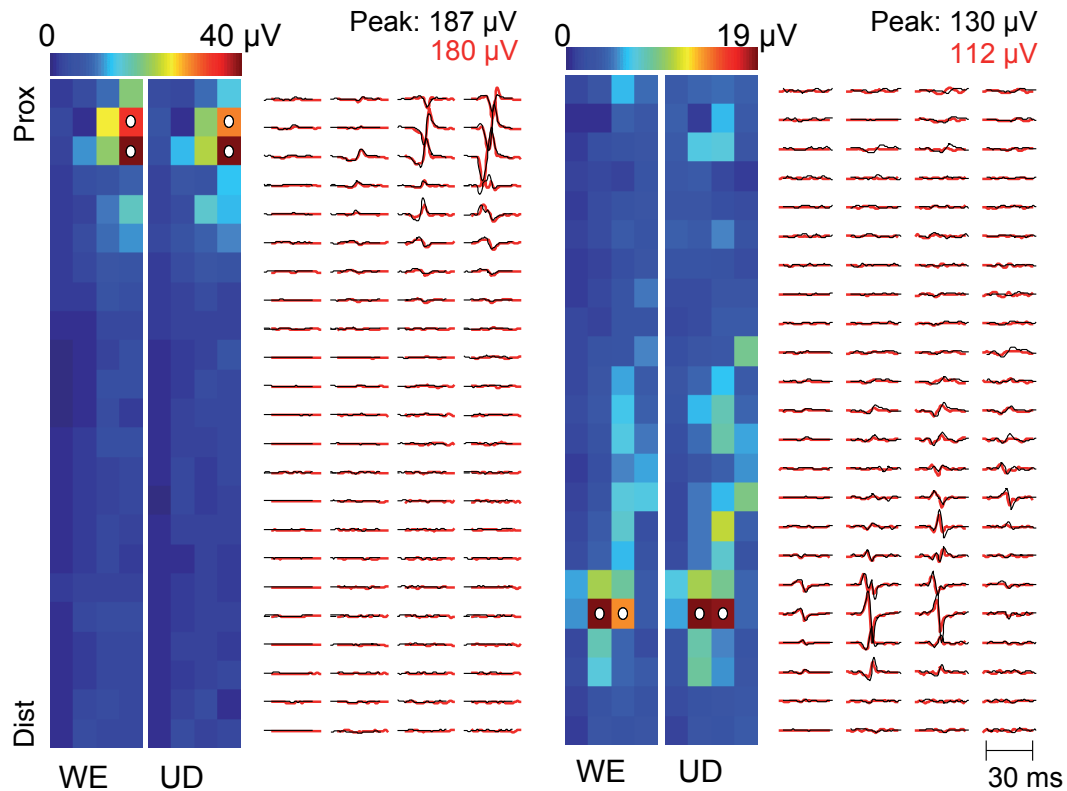
A. Botter, A. Gallina

Il presente studio ha l'obiettivo di descrivere il reclutamento di unità motorie nell'estensore ulnare del carpo (EUC). Dieci soggetti sani hanno eseguito contrazioni isometriche (rampe di 6 secondi da 0 a 10% della massima contrazione volontaria) in estensione (E) e deviazione ulnare del polso (DU). Segnali elettromiografici (EMG) sono stati ottenuti con matrici da 64 elettrodi (16x4) e gli istanti di scarica di unità motorie sono stati identificati tramite decomposizione del segnale EMG di superficie. Unità motorie con coefficienti di variazione dell'intervallo tra spari maggiore di 0.3 sono state scartate. È stato identificato un rilevante numero di unità motorie (12-36 per ogni soggetto, considerando E e DU insieme). Circa il 34% delle unità motorie reclutate durante E sono state identificate anche in DU (comparando la rappresentazione di superficie del potenziale d'azione, figura). La rappresentazione di superficie delle unità motorie del muscolo EUC è stata identificata in media su circa 3 canali, suggerendo territori piccoli se confrontati con le dimensioni del muscolo. Comparando la posizione delle unità motorie identificate solo in E, solo in DU o in entrambe, non si sono trovate differenze significative (ANOVA: $P=0.19$ trasversalmente all'avambraccio, $P=0.32$ longitudinalmente). Per entrambi gli sforzi, le unità motorie identificate in DU e E avevano una frequenza di scarica maggiore di quelle identificate in uno sforzo solo (Student t-test, DU: $P<0.01$; E: $P=0.06$); paragonando le stesse unità motorie, non si sono trovate differenze nella soglia di reclutamento (Wilcoxon test: DU, $P=0.87$; E: $P=0.32$). Infine, unità motorie con più alta frequenza di scarica in uno dei due sforzi avevano alta frequenza di scarica anche nell'altro (Correlazione di Spearman: $P<0.01$, $R=0.63$). Questi risultati preliminari suggerisco-

The aim of this study was to describe the behaviour of the extensor carpi ulnaris muscle (ECU) motor units. Ten healthy subjects performed separate isometric efforts (five 6-second ramps from 0-10% of the maximal force for each direction) in wrist extension (WE) and ulnar deviation (UD). EMG signals were collected with a 64-electrode grid (16x4) and motor unit firing patterns were obtained through surface EMG decomposition. Motor units with coefficient of variation higher than 0.3 were discarded. Overall, a large number of motor units was identified (range: 12-36 for each subject, WE and UD pooled together). About 34% of the motor units recruited during extension were found to be also recruited during ulnar deviation (matching identified on the basis of surface representation of the motor unit potential, figure). The surface representation of ECU motor units was found to extend on average on 3 channels, suggesting small motor unit territories if compared to the ECU size. When the position of motor units identified in WE only, UD only and both was compared, no differences could be identified (ANOVA: $P=0.19$ across the forearm; $P=0.32$ along the forearm). For either effort, motor units recruited in both WE and UD fired at a higher rate than those recruited in a single effort only (Student t-test: $P<0.01$ for Ulnar deviation; $P=0.06$ for Extension); for the same motor units, no significant differences were observed for motor units' recruitment threshold (Wilcoxon test: $P=0.87$ for Ulnar deviation; $P=0.32$ for Extension). Lastly, motor units firing at the fastest pace while producing force in one of the two efforts were those showing the highest firing rate during the other as well (Spearman correlation: $P<0.01$, $R=0.63$). This preliminary report suggests that ECU motor units have a small territory; some of these motor units are recruited during both WE

no che le unità motorie del muscolo EUC hanno territori piccoli; alcune di queste unità motorie sono reclutate sia in E che DU, ma altre sono reclutate in una direzione sola. Queste differenze nel reclutamento delle unità motorie influenzano la durata della loro attivazione durante le normali attività giornaliere e potrebbe avere un ruolo nello sviluppo di disordini occupazionali.

and UD, but others were observed in one effort only; these differences in how motor units are recruited might influence motor units' activation timing during daily activities, possibly playing a role in the development of occupational disorders.



Due rappresentazioni di superficie del potenziale d'azione (mappe di valore efficace, epoca di 30 ms). Entrambe le unità motorie sono state identificate sia in DU che in E. La corrispondenza tra colori ed il valore di picco è indicata in cima ad ogni mappa. Per ogni unità motoria, la mappa a sinistra ed i segnali in nero rappresentano lo sforzo in E, la mappa a destra ed i segnali in rosso rappresentano DU. I punti bianchi identificano i canali con ampiezza maggiore del 70% del massimo della mappa. Il numero di canali sui quali ogni unità motoria è rappresentata è limitato, ed i potenziali d'azione identificati in E e DU sono comparabili.

Two single differential motor unit templates (RMS map computed over a 30 ms epoch). Both motor units were recruited in WE and UD. The colorbar and the peak value on the signals in time are shown on top of each plot. For each motor unit, the map on the left and the signals plotted in black refer to extension (WE), the map on the left and the signals in red to ulnar deviation (UD). White dots identify channels with amplitude higher than 70% of the maximum of the map. Note the limited number of channels where each motor unit is represented and the overlap between the motor unit action potentials identified in WE and UD.

Analisi EMG e cinematica di suini transgenici durante il cammino

EMG and kinematic analysis of transgenic swine during gait

A. Botter, C. Casalone, C. Corona, P. Crociara, D. Formicola, G. Piervirgili, A. Rainoldi

Il progetto “Modello suino di Sclerosi Laterale Amiotrofica (SLA): produzione e caratterizzazione” è un programma di ricerca triennale finanziato dal Ministero della Salute (Bando Giovani Ricercatori) e coordinato dall’Istituto Zooprofilattico del Piemonte, Liguria e Valle d’Aosta.

L’obiettivo di questo progetto è la produzione e la caratterizzazione di un modello SLA di suino (suino con mutazione hSOD1G93A).

Il ruolo del LISiN in questo progetto è lo studio, attraverso sEMG, delle possibili alterazioni nell’attivazione muscolare di suini transgenici con SLA. Il primo anno di progetto è stato focalizzato su studi di fattibilità di acquisizione sEMG da suini svegli e sulla definizione delle procedure sperimentali. Si tratta di un compito impegnativo, considerando i ben noti problemi riguardanti l’effetto del tessuto sottocutaneo sul segnale sEMG e le difficoltà tecniche associate all’acquisizione di segnali da animali svegli. In collaborazione con il Centro di Ricerca in Scienze Motorie, SUISM, Torino (partner responsabile dell’analisi cinematica attraverso 3D motion capture), è stato definito un protocollo sperimentale basato su acquisizioni video e sEMG durante il cammino. Elettrodi bipolari wireless (1.2 cm² di area, 3 cm IED) sono stati applicati sui muscoli gastrocnemio, peroneo e flessore ulnare del carpo di entrambi i lati di tre suini sani durante cammino a velocità costante su un tapis roulant adattato per lo studio. La Figura mostra, per un suino di controllo, gli involucri EMG ottenuti tramite rettificazione e filtraggio passa basso (frequenza di taglio=5 Hz, filtro Butterworth del 2° ordine) dei segnali sEMG dei sei muscoli considerati. Gli involucri sEMG dei singoli muscoli sono stati normalizzati rispetto al ciclo del passo definito sulla base delle registrazioni video. I dati sono riportati come media e deviazione standard calcolati su 70 passi. Questi risultati preliminari

The project “Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS) swine models: production and characterization” is a three year research program funded by the Italian Ministry of Health (Bando Giovani Ricercatori) and coordinated by Istituto Zooprofilattico del Piemonte, Liguria e Valle d’Aosta.

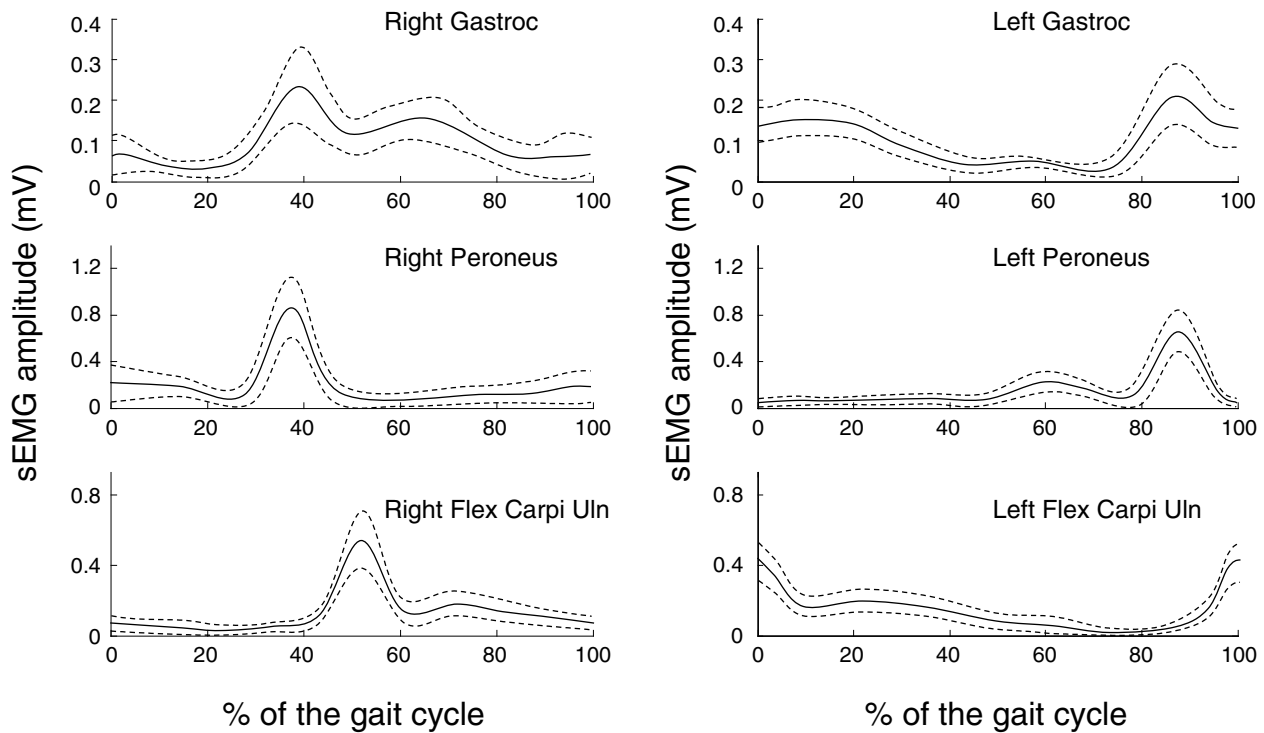
The aim of this project is the production and characterization of an ALS swine model (swine carrying the hSOD1G93A mutation).

The role of LISiN in this project is the investigation, through sEMG, of the possible alterations in muscle activation of transgenic swine with ALS. The first year of the project was focused on feasibility studies of sEMG detection from awake swine and on the definition of the experimental procedures. This is a challenging task considering the well known issues related to the effect of subcutaneous tissue thickness on sEMG signals and the technical difficulties associated to signal acquisition from awake animals.

In collaboration with the Motor Science Research Center, SUISM, Torino (partner responsible for kinematic analysis through 3D motion capture), an experimental protocol based on video and sEMG acquisition during gait was defined. Bipolar wireless electrodes (1.2 cm² area, 3 cm IED) have been applied to gastrocnemius, peroneus, and flexor carpi ulnaris of both sides of three healthy swines during constant speed gait on a custom made treadmill. The Figure shows EMG envelopes obtained by rectification and low pass filtering (cut-off frequency=5 Hz, 2nd order Butterworth filter) of raw EMGs from the six muscles considered for a control swine. EMG envelopes of individual muscles are normalized with respect to the gait cycle as defined by video recordings. Data are reported as mean and standard deviation computed over 70 gait cycles. These preliminary results demonstrate that a consistent activation pattern can be

dimostrano che è possibile ottenere pattern di attivazione consistenti dai muscoli di suini durante il cammino. Questo paradigma sperimentale è attualmente applicato a suini transgenici al fine di caratterizzare i cambiamenti neuromuscolari associati all'insorgenza della SLA.

obtained from bipolar sEMG recordings in awake swine during gait. This experimental paradigm is now being used in transgenic swine in order to characterize changes in muscle function associated to ALS onset.



Inviluppi sEMG di gastrocnemio, peroneo e flessore ulnare del carpo di entrambi i lati di un suino di controllo. I dati sono normalizzati rispetto alla durata del passo (0% rappresenta gli istanti di attacco della zampa posteriore destra) e sono riportati come media (linea continua) e deviazione standard (linee tratteggiate) su 70 passi.

sEMG envelopes of gastrocnemius, peroneus, and flexor carpi ulnaris of both sides of a representative control swine. Data are normalized with respect to the gait cycle and are reported as mean (solid line) and standard deviation (dotted lines) computed over 70 gait cycles. 0% of the gait cycle represents the strike instant of the right rear limb.

Elettromiografia ad alta densità dei flessori plantari durante perturbazioni della postura eretta in persone con ictus

High-density EMG of the ankle plantar flexors during standing perturbations in stroke survivors

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

L'obiettivo di questo studio era descrivere le risposte riflesse dei flessori plantari a perturbazioni esterne usando EMG di superficie ad alta densità. Nove pazienti con ictus (una donna; età: 67.6 ± 8.6 anni; durata della patologia: 6.8 ± 3.8 anni) con disabilità motoria lieve o moderata e sette soggetti sani hanno partecipato allo studio. Mentre i partecipanti mantenevano una postura eretta con i piedi su due piattaforme di forza, sono stati improvvisamente applicati carichi esterni (perturbazione in direzione anteriore). Sono stati applicati cinque carichi in sequenza progressiva, dall'1% al 5% della massa corporea. Lo spostamento antero-posteriore del centro di pressione (AP-COP) è stato misurato insieme a segnali EMG da soleo (SOL, 24 elettrodi), gastrocnemio mediale (MG, 20 elettrodi) e laterale (LG, 20 elettrodi) dagli arti paretici e non-paretici. Lo spostamento antero-posteriore del COP è stato calcolato separatamente per le due piattaforme. I segnali EMG sono stati analizzati in configurazione bipolare, risultando in 18 elettrodi da SOL e 16 per MG e LG. L'AP-COP è stato correlato con l'involuppo di ogni segnale EMG in periodi di statica eretta, circa 5 s dopo ogni carico. Per ogni matrice, il valore mediano dei canali con valore di correlazione maggiore del 70% del picco di correlazione è stato scelto come rappresentativo. Nelle analisi si sono comparati arto paretico (P), non-paretico (NP) per i soggetti con ictus e arto dominante per i controlli (C). Per i gastrocnemi, le correlazioni erano maggiori in NP che in P (MG and LG: $p < 0.02$) e in NP che in C (MG: $p < 0.02$; LG: $p = 0.07$). Non si sono osservate differenze nel soleo ($p > 0.05$). I partecipanti con moderata disabilità motoria hanno dimostrato minori valori di correlazione rispetto a quelli con lieve disabilità

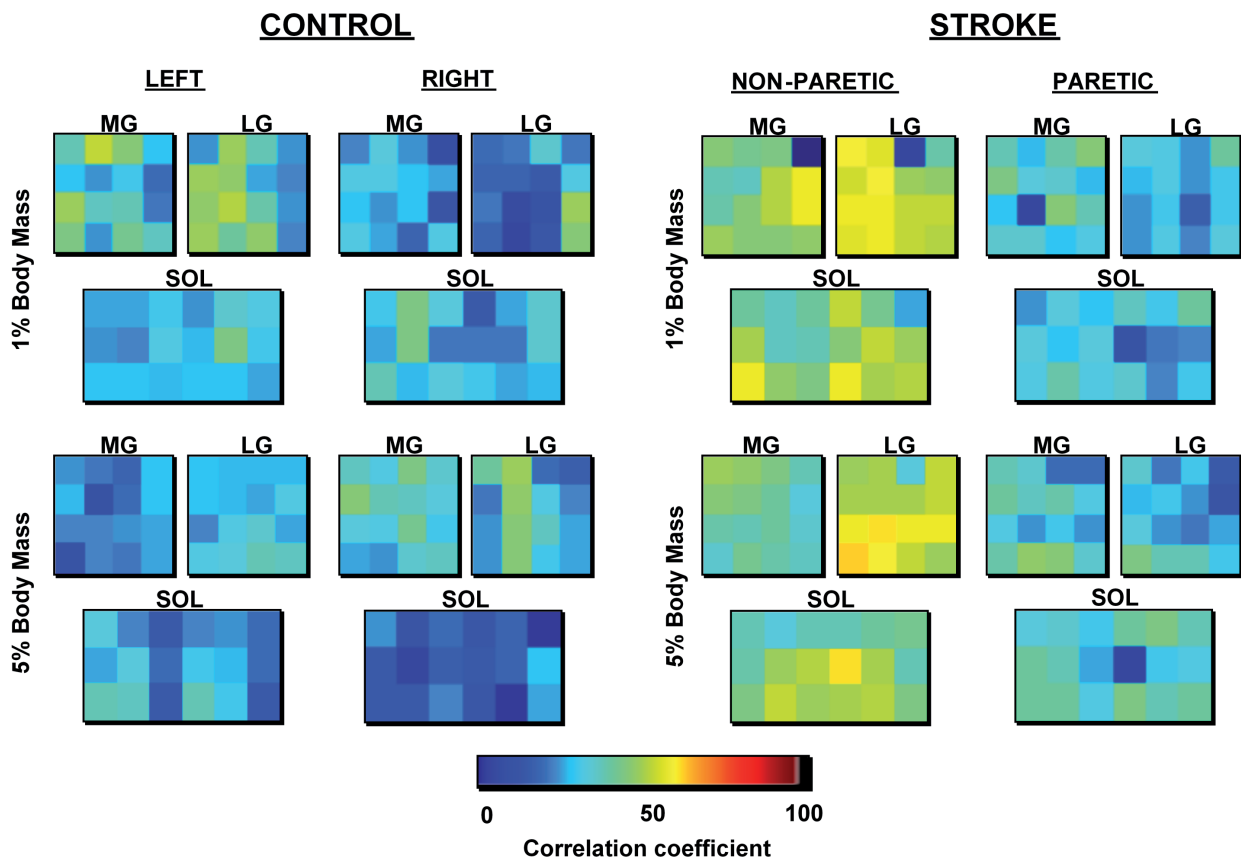
The purpose of this study was to investigate the reflex responses of the ankle plantar flexors to external perturbations using high density surface electromyography (HDsEMG). Nine patients with chronic stroke (one female; 67.6 ± 8.6 years of age; 6.8 ± 3.8 years from stroke) with mild to moderately-severe levels of motor impairment and seven healthy controls participated. Participants stood with their feet on two separate force platforms. Anteriorly-directed external loads were applied suddenly to participants' pelvis through a pulley system. Five loads were applied progressively, from 1% to 5% of the individuals' body mass.

The anterior-posterior displacement of the centre of pressure (AP-COP) was measured simultaneously with HDsEMG from the soleus (SOL) (24 electrode grid), medial (MG) and lateral gastrocnemius (LG) (a 20 electrode grid on each) of both paretic and non-paretic legs. AP-COP was calculated from two separate platforms. HDsEMG signals were analyzed in bipolar configurations resulting in 18 EMG signals from the SOL muscle and 16 from each of the MG and LG muscles. Correlations between each EMG envelope and AP-COP were determined for periods of steady standing (c.a., 5 s after the load drop). For each grid, correlation values higher than 70% of the maximal value were chosen as representative.

Paretic (P) and non-paretic (NP) legs of stroke participants and dominant leg of controls (C) were compared. For gastrocnemii, correlations were higher in NP than P (MG and LG: $p < 0.02$) and in NP than C leg (MG: $p < 0.02$; LG: $p = 0.07$). Between-leg differences in correlations were not observed for soleus ($p > 0.05$). Stroke survivors with moderate impairment exhibited lower cor-

($p < 0.02$; MG: 0.26 ± 0.19 vs. 0.49 ± 0.15 ; LG: 0.31 ± 0.20 vs. 0.46 ± 0.16 ; SOL: 0.25 ± 0.13 vs. 0.35 ± 0.13). Questi risultati suggeriscono che il deficit sensorio-motorio in seguito ad ictus influisce diversamente sull'attivazione dei gastrocnemi e soleo. Se queste differenze siano associate allo spessore di tessuto sottocutaneo o a redistribuzione di fibre tra le unità motorie dei flessori plantari in seguito ad ictus rimane oggetto di studi futuri.

relation values when compared to those with mild impairment ($p < 0.02$; MG: 0.26 ± 0.19 vs. 0.49 ± 0.15 ; LG: 0.31 ± 0.20 vs. 0.46 ± 0.16 ; SOL: 0.25 ± 0.13 vs. 0.35 ± 0.13). These findings suggest the sensorimotor impairment following stroke affects gastrocnemii activity differently from soleus. Whether these differences are related to the thickness of fat tissue or to the redistribution of muscle fibres within motor units of the different ankle plantar flexors following stroke remain the subject of future study.



Mappe di coefficiente di correlazione tra AP-COP ed involucri da due soggetti rappresentativi (ictus e controllo). Le mappe mostrano valori durante il mantenimento di carichi pari a 1% e 5% della massa corporea, corrispondenti ad una trazione in direzione anteriore.

Maps from representative participants showing correlation coefficients between AP-COP and EMG envelope for a control and a person with stroke. Correlation maps are shown for the maintenance of 1% and 5% body mass external loads, corresponding to an anterior pull applied at the waist.

Effetto della postura nell'attività muscolare dei violinisti, violisti e violoncellisti

Posture effect on muscle activity in violin, viola and cello players

B. Afsharipour, R. Merletti, M. Testone

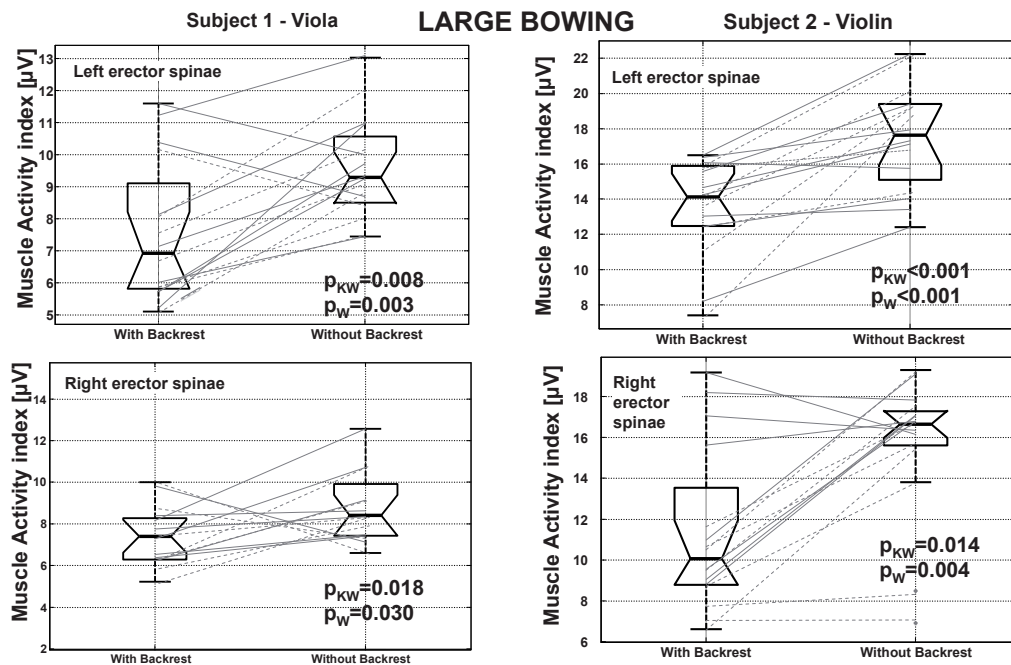
Musicisti, operai e lavoratori il cui compito richiede la ripetizione di gesti faticosi potrebbero soffrire di patologie muscoloscheletriche (con l'80% di prevalenza negli USA). È stata studiata la distribuzione di attività del sEMG sui muscoli trapezi e lombari di sette musicisti di strumenti ad arco (violinisti, violisti e violoncellisti: due professionisti e cinque studenti) utilizzando 128 elettrodi. Sono state applicate due matrici (2 x [8x4]) sul trapezio superiore destro (lato in cui il braccio ha il compito di muovere l'archetto) e una matrice [8x4] nell'altro trapezio superiore. Sono state utilizzate due schiere (2x[16x1]) per acquisire l'attività muscolare nei muscoli lombari (lato destro e sinistro). Ai musicisti è stato chiesto di eseguire le singole corde con ampie arcate (1 arcata/s), arcate rapide utilizzando il tallone e la punta dell'archetto (6 arcate/s) stando seduti con e senza appoggio allo schienale. Il valore medio di RMS calcolato sui canali selezionati in seguito alla segmentazione della mappa di RMS è stato definito come indice di attività muscolare. La segmentazione della mappa di RMS è stata eseguita con la combinazione dell'algoritmo watershed e tecnica threshold. I risultati ottenuti in due sessioni di misura per ciascun soggetto mostrano una dipendenza tra l'indice di attività muscolare del trapezio e la corda suonata. Considerando la corda mediale come #1 e la corda laterale come #4 (con riferimento al piano sagittale), valori maggiori d'indice di attività muscolare del trapezio superiore sono stati ottenuti per la corda #4 con una tendenza decrescente verso la #1. Differenze statisticamente significative di indice di attività muscolare sono state osservate, in quattro studenti (su un totale di cinque), suonando con e senza appoggio nel muscolo retto spinale sinistro. In questi casi i valori dell'indice di attivi-

Musicians, industrial workers and populations whose job requires daily intensive repetitive task may suffer from musculoskeletal disorders (with 80% prevalence in USA) after some years. The distribution of sEMG activity over trapezius and lumbar muscles of seven musicians (string players; Violin, Viola, and Cello; two professional and five students) was studied using 128 electrodes. Two grids (2 x [8x4]) covered a portion of upper and lower trapezius of the bowing arm and an [8x4] grid was placed on upper trapezius of the non-bowing arm. Two arrays of electrodes (2x[16x1]) were used to acquire the lumbar muscle activities (Left and Right). The subjects were asked to play strings separately in large (1bow/s), legato tail and tip (6 bows/s) bowings in sitting position, with and without backrest support. The muscle activity index was defined as the average of RMS values calculated for the channels segmented from the RMS map; these channels were identified through the watershed algorithm and threshold segmentation techniques.

The results from two sessions for each subject show that the muscle activity index is string dependent. Considering the string #1 as the most medial string and string #4 as the most lateral string (with respect to the sagittal plane) and regardless of the bowing type and backrest support (with/without), the highest value of the sEMG activity index of the upper trapezius muscle was obtained during playing string #4 with a decreasing trend toward string #1. Meanwhile, statistically significant difference ($p < 0.05$) in muscle activity index of the left erector spinae muscle during playing with and without backrest support was observed in 4 (out of 5) student players. In these cases the values were $19\% \pm 8\%$ (mean \pm SD) lower with backrest support.

tà sono il $19\% \pm 8\%$ (media \pm DS) più bassi in condizione di appoggio allo schienale ($p < 0.05$). Differenze statisticamente significative sono state osservate fra i valori dell'indice di attività, riferite al retto spinale destro, suonando con e senza appoggio nei violinisti, ad eccezione dei valori ottenuti eseguendo rapide arcate utilizzando la punta dell'archetto. In nessuna condizione e in nessun soggetto sono state osservate differenze statisticamente significative tra i valori di indice di attività nei muscoli trapezio suonando con e senza supporto dello schienale.

Except for the legato tip bowing, statistically significant difference were found between the muscle activity indexes of right erector spinae of violin players in the two posture conditions. No significant differences were observed on the muscle activity of trapezius, for either the bowing or the no-bow arm, during playing with and without backrest support, in different types of bowing, for all musicians.



- **Noise level = 4-5 μV recorded in sitting position and in relaxed condition.**
- **p_{KW} = p_value of Kruskal-Wallis test; p_W = p_value of Wilcoxon test.**

Boxplots dell'indice di attività muscolare per il retto spinale destro e sinistro di un violista e un violinista con e senza appoggio allo schienale eseguendo ampie arcate. I dati si riferiscono a due sessioni di misura, suonando tutte le corde, prima (linea continua) e dopo (linea tratteggiata) una sessione di affaticamento.

Boxplots of muscle activity index for left and right erector spinae of a viola and a violin player, with and without backrest support in large bowing. Data are from two recording sessions of the four strings, before (solid line) and after (dashed line) fatigue.

Effetti acuti della somministrazione di desametasone sull'eccitabilità corticospinale

Effects of short-term dexamethasone administration on corticospinal excitability

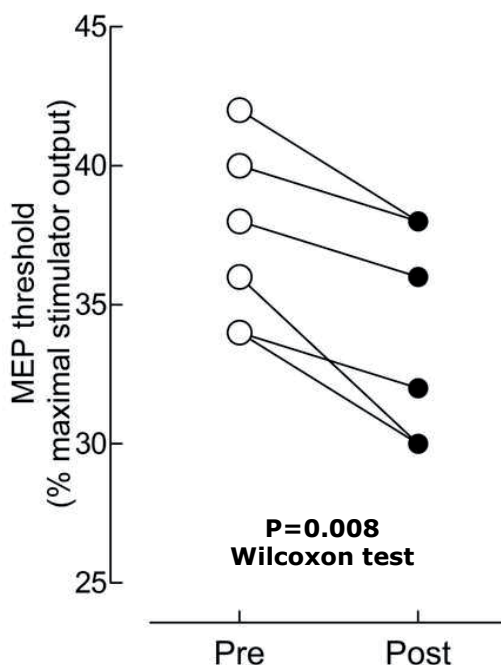
S. Baudry, J. Duchateau, F. Lanfranco, R. Merletti, M.A. Minetto

La somministrazione acuta di glucocorticoidi aumenta la forza massimale volontaria in soggetti sani, ma i meccanismi alla base di questi adattamenti rimangono tutt'ora poco conosciuti. In questo studio sono stati investigati gli effetti dei glucocorticoidi a livello spinale e corticospinale, e sulle proprietà elettromeccaniche del muscolo tibiale anteriore (TA) in risposta alla stimolazione nervosa.

Dodici maschi sani hanno partecipato ad uno studio in singolo cieco e sono stati randomizzati a ricevere desametasone (8 mg/die, n = 8 soggetti)

The short-term administration of glucocorticoids improves maximal voluntary force in healthy humans but the underlying mechanisms remain poorly understood. The present study investigated the glucocorticoid effects on spinal and corticospinal pathways, and on electromechanical properties of the tibialis anterior (TA) muscle in response to nerve stimulation.

Twelve healthy men participated in a single-blind study and were randomized to receive either dexamethasone (8 mg/die, n = 8 subjects) or placebo (n = 4 subjects) for 7 days. Group Ia af-



Soglia del potenziale motorio evocato (MEP) studiata nel tibiale anteriore durante contrazione isometrica volontaria pari al 10% della massima contrazione volontaria (MVC). I dati di due soggetti sono sovrapposti. Il valore P indica differenza statisticamente significativa tra prima e dopo il trattamento con desametasone per 7 giorni (test di Wilcoxon).

Threshold of the motor evoked potential (MEP) assessed during isometric voluntary contraction of the tibialis anterior at 10% of the maximal voluntary contraction (MVC). Data from two subjects are overlapped. The P value indicates statistically significant difference after vs. before treatment with dexamethasone for 7 days (Wilcoxon test).

o placebo (n = 4 soggetti) per sette giorni. Sono state studiate le afferenze Ia e il tratto corticospinale, registrando, rispettivamente, l'ampiezza del riflesso di Hoffmann (H) e i potenziali motori evocati (MEP) tramite stimolazione magnetica transcranica.

Il confronto pre-post intervento è stato effettuato in base alla coppia meccanica e dell'attività elettromiografica (EMG) generate dai muscoli flessori dorsali della caviglia durante contrazione massimale volontaria (MVC) e in base al twitch meccanico, evocato da stimolazione nervosa sovramassimale.

La MVC (+14%) e l'attività EMG del TA ad essa associata (+16%) sono aumentate dopo il trattamento con glucocorticoidi ($P < 0.05$), mentre i parametri del twitch sovramassimale non sono cambiati significativamente ($P > 0.05$). L'ampiezza del riflesso H non è cambiata ($P = 0.58$), ma la soglia MEP è risultata significativamente ridotta ($P = 0.008$) dopo il trattamento (Figura). Inoltre, la pendenza della relazione input-output del MEP e il rapporto tra periodo silente e MEP sono risultati, rispettivamente, aumentata ($P = 0.048$) e ridotto ($P = 0.029$) dopo il trattamento. È stata osservata una correlazione positiva tra l'entità delle variazioni nell'ampiezza del MEP e della MVC ($r^2 = 0.59$) nel gruppo di soggetti che hanno ricevuto desametasone.

Questi risultati indicano che, in soggetti sani, la somministrazione di breve periodo di glucocorticoidi aumenta l'eccitabilità corticospinale che probabilmente ha un ruolo determinante nell'aumento di MVC.

ferent and corticospinal pathways were assessed, respectively, by recording the amplitude of the Hoffmann (H) reflex and motor evoked potential (MEP) by transcranial magnetic stimulation. The ankle dorsiflexor torque and electromyographic (EMG) activity during a maximal voluntary contraction (MVC) and muscle twitch (evoked by supramaximal electrical nerve stimulation) were also assessed before and after the intervention.

The MVC torque (+14%) and the associated TA EMG (+16%) increased after glucocorticoid treatment ($P < 0.05$), whereas the supramaximal muscle twitch parameters did not change ($P > 0.05$). The H-reflex amplitude did not change ($P = 0.58$), but the MEP threshold was significantly ($P = 0.008$) reduced after treatment (Figure). Moreover, the slope of the MEP input-output relation and the silent period/MEP ratio increased ($P = 0.049$) and decreased ($P = 0.029$), respectively, after treatment. The amount of change in MEP amplitude and MVC torque were positively associated ($r^2 = 0.59$) for the dexamethasone group.

These results indicate that short-term glucocorticoid administration in healthy subjects increases corticospinal excitability that likely contributes to enhance MVC torque.

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

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

R. Merletti

La attività di disseminazione, formazione e informazione svolta dal LISiN è importante quanto la attività di ricerca. Essa si articola su tre livelli :

- 1) pubblicazione di libri di testo e di articoli scientifici (un capitolo di libro e 13 articoli su riviste internazionali indicizzate nel 2013) e presentazioni a congressi (10 nel 2013),
- 2) lezioni invitate, workshops, seminari, summer schools e altre attività didattiche e di formazione anche tramite internet (11 lezioni invitate in sedi internazionali e tre in sedi nazionali nel 2013),
- 3) disseminazione tramite radio e televisione, quotidiani, riviste, siti internet, social networks.

La “2012 Summer School on Neurorehabilitation: Emerging Therapies”, svoltasi nell’ambito del Progetto Europeo “Hyper” a Zaragoza nel settembre 2012, ha dato origine al libro di testo “Emerging therapies in neurorehabilitation” redatto dagli studenti partecipanti, sotto la guida dei docenti della Scuola. Il testo, edito da D. Torricelli e J. Pons e pubblicato da Springer Verlag nel 2013, include il capitolo “Surface EMG in Neurorehabilitation and Ergonomics: State of the Art and Future Perspectives” preparato da F.

The activity of dissemination, continuing education, training and information carried out by LISiN has been as important as the research activity. These activities are structured at three levels:

- 1) publication of textbooks, scientific articles (one chapter of a book and 13 scientific articles on peer-reviewed international journals in 2013) and presentations at congresses (10 in 2013),
- 2) workshops, seminars, summer schools and other teaching and training activities including those available from internet,
- 3) dissemination to the general public through radio and TV transmissions, newspapers, magazines, websites, social networks.

The “2012 Summer School on Neurorehabilitation: Emerging Therapies”, offered within the European Project “Hyper” in Zaragoza (Sept. 2012), generated a textbook written by the participating students, under the supervision of the School Professors. This textbook “Emerging therapies in neuro-rehabilitation”, edited by D. Torricelli and J. Pons and published by Springer Verlag in 2013, includes the chapter “Surface EMG in Neurorehabilitation and ergonomics: State of the Art and Future Perspectives” writ-

Barroso, D. R. Bueno, J. A. Gallego, P. Jamarillo e A. Kilicarslan, con la supervisione del Prof. R. Merletti.

I risultati raggiunti al LISiN sono stati oggetto di un Workshop organizzato nell'ambito della "2013 Summer School on Neurorehabilitation: Engineering for Clinical Practice" (Progetto Europeo Hyper). Questo workshop sarà ripetuto nella terza edizione della Scuola nel 2014.

Nel Maggio 2013 il Politecnico di Torino ha promosso il "International Colloquium on Neuro-rehabilitation and Neurotechnology", con la partecipazione del Prof. Metin Akay, Direttore del Dipartimento di Ingegneria Biomedica della Università di Houston e del Prof. Dario Farina, Direttore del Dipartimento di Ingegneria della Neuroriabilitazione presso la Georg-August-Universität di Göttingen.

Di particolare rilevanza è stato il Workshop on Surface Electromyography tenutosi nell'ambito del Congresso della International Society of Biomechanics (ISB, Natal, Brasile, 6-8 Agosto 2013) insieme all'analogo Workshop tenutosi a Montevideo (Uruguay) sul tema "Multichannel surface EMG: techniques and applications" nell'ambito della International Conference on Advanced Robotics (ICAR2013). Altrettanto importanti sono le lezioni invitate presso la Ecole National Supérieur de Mines de Paris e presso la Universite de Technologie Compiegne in Francia.

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

All'inizio del 2013 è stato messo in rete, sul sito LISiN (www.lisin.polito.it), il materiale didat-

ten by F. Barroso, D. R. Bueno, J. A. Gallego, P. Jamarillo e A. Kilicarslan under the supervision of Prof. R. Merletti.

LISiN's results have been reported in a Workshop organized within the "2013 Summer School on Neurorehabilitation: Engineering for Clinical Practice" (EU Project "Hyper"). This workshop will be repeated in the third edition of the School in 2014.

In May 2013, Politecnico di Torino promoted the "International Colloquium on Neurorehabilitation and Neurotechnology", with the participation of Prof. Metin Akay, Director of the Department of Biomedical Engineering of the University of Houston and of Prof. Dario Farina, Director of the Department of Neurorehabilitation Engineering at the Georg-August-Universität in Göttingen.

Of particular international relevance were the Workshop on Surface Electromyography offered within the Congress of the International Society of Biomechanics (ISB, Natal, Brazil, August 6-8, 2013), and the Workshop organized within the International Conference on Advanced Robotics (ICAR2013, Montevideo, Uruguay) on "Multichannel surface EMG: techniques and applications". Of relevance are also the invited lectures held at the Ecole National Supérieur de Mines de Paris and at the Université de Technologie de Compiegne, France.

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

At the beginning of 2013, the bilingual "Interactive course on biomechanics and electromyo-

tico bilingue “Corso interattivo di biomeccanica e di elettromiografia non invasiva” sviluppato in collaborazione con il Centro Ricerche della Scuola Universitaria Interfacoltà di Scienze Motorie (Università di Torino) e con la azienda e-mentor. Il corso consiste in una serie di moduli con animazioni e filmati di biomeccanica e di elettromiografia di superficie, di cui è stata anche distribuita, in varie occasioni, una versione su CD. Questo materiale, che è utilizzabile e scaricabile gratuitamente, ha avuto circa 11.000 accessi da 450 diversi calcolatori, prevalentemente da parte di utenti stranieri.

graphy” became available and downloadable for free, on the LISiN’s website (www.lisin.polito.it). The course was developed in collaboration with the Motor Science Research Center of the University of Turin (SUISM), Turin, Italy and the company e-mentor. The course consists of user interactive modules with animations and movies on elementary topics in biomechanics and non-invasive electromyography. A version on CD is also available and has been distributed in many occasions. Up to this time the material has been accessed more than 11.000 times by over 450 users (mostly foreigners).

Lezioni invitate a congressi e corsi internazionali

Invited lectures to international congresses and courses

1. Gazzoni M, Gallego JA, Pons JL. special session on “Decoding the neural Drive to Muscle through the Analysis of Motor Spike trains – DeNeuro 2013”, Neurotechnix 2013, Vilamoura, Algarve. Portugal, September 18-20, 2013.
2. Gazzoni M. “Multi-channel surface EMG: techniques and applications”, Non-Invasive Adaptive Prosthetics Workshop, 16th International Conference on Advanced Robotics (ICAR 2013), Universidad de la República in Montevideo, Uruguay, November 25-29, 2013.
3. Merletti R, Gazzoni, M. Barone B., Farina D. Workshop on “Multi-channel surface EMG”, Summer School on Neurorehabilitation 2013, Elche, Alicante, Spain, September 15-20, 2013.
4. Merletti R. “Signal detection, conditioning and processing in surface EMG Imaging”, New Technologies - Research Centre, University of West Bohemia, Pilsen, Czech Republic, October 8, 2013.
5. Merletti R. “Surface EMG Imaging: a new technique with many applications in prevention of neuromuscular disorders”, New Technologies - Research Centre, University of West Bohemia, Pilsen, Czech Republic, October 8, 2013.
6. Merletti R. “Advances in EMG imaging”, 4th IEEE Biosignals and Biorobotics conference (ISSNIP), Rio de Janeiro, Brasil, February 18–20, 2013.
7. Merletti R. “EMG imaging techniques”. Université de Technologie de Compiègne (UTC), Compiègne Cedex, France, May 22, 2013.
8. Merletti R. “EMG Imaging techniques”, Summer School on Neurorehabilitation 2013, Elche, Alicante, Spain, September 15-20, 2013.

9. Merletti R. "Surface EMG imaging: technical issues and applications", Escola Politecnica of the University of Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil, February 21, 2013.
10. Merletti R. "Surface EMG: half a century of research", Health and tools/methods for processing of EMG signals. École Nationale Supérieure des Mines de Paris (Mines ParisTech), Paris, France, May 21, 2013.
11. Vieira TMM. "Where to position surface electrodes? Does muscle architecture matter?", Biannual meeting of the International Society of Biomechanics (ISB 2013), Natal, Brazil, August 6, 2013.

Lezioni invitate a congressi e corsi nazionali

Invited lectures to national congresses and courses

1. Merletti R. "Patologia muscolare post parto". Sala Infernotto, Ospedale San Giovanni Vecchio, Torino, Italy, April 11, 2013.
2. Merletti R. "EMG-Force relationship investigated by electrode arrays", Biomechanical and Biomedical Engineering for Adaptive Ageing, Collaborative meeting 2013: Politecnico di Torino and Hokkaido University, Politecnico di Torino, Italy, September 23-24, 2013.
3. Gazzoni M. "EMG multicanale di superficie: prospettive in neurofisiologia" XXXIII Corso Teorico Pratico in Elettromiografia e Neurofisiologia Clinica, Abano Terme (PD), Italy, October 4-12, 2013

Organizzazioni di seminari, corsi di dottorato e scuole

Organization of seminars, graduate courses and schools

1. "Scientific meeting on the spastic cocontraction and surface electromyography". LISiN, Politecnico di Torino, Torino, Italy, March 30, 2013.
2. "International Colloquium on Neurotechnology and Neurorehabilitation". Salone d'Onore, Castello del Valentino, Torino, Italy, May 13, 2013.
3. Workshop on: "Verso una integrazione tra Neuroscienze e Ingegneria Biomedica". LISiN, Politecnico di Torino, Torino, September 30, 2013.
4. Scientific meeting on: "Toward a Cocontractometer, EMG portable device". LISiN, Politecnico di Torino, Torino, October 23, 2013.

Ricercatori stranieri e Visitatori

Visiting Scientists

1. Akay Metin: Dept of Biomedical Engineering, University of Houston, USA.
2. Ansaldi Cristina: Società Canottieri Armida, Torino, Italy.
3. Borri Roberto: CSP - Innovazione nelle ICT, Torino, Italy.
4. Bottega Walter: Società Canottieri Armida, Torino, Italy.
5. Campanini Isabella: Laboratorio di analisi del movimento, Dipartimento di Riabilitazione, AUSL di Correggio, Reggio Emilia, Italy.
6. Casa Luisa: Associazione Italiana Genitori Piemonte, Roma, Italy.
7. Chabrier Pierre-Etienne, Senior Scientific Affairs, IPSEN Pharma, Les Ulis, France.
8. Colombini Angelo, Follow Me Technology Srl, Parabiago, (MI), Italy.
9. Coraglia Fabrizio: Medical Tecnology, Torino, Italy.
10. D' Errico Angelo: Epidemiology Unit ASL 5 - Regione Piemonte, Grugliasco (To), Italy.
11. Falla Deborah: Department of Neurorehabilitation Engineering Bernstein Center for Computational Neuroscience, University Medical Center Göttingen, Georg-August University, Göttingen, Germany.
12. Farina Dario: Department of Neurorehabilitation Engineering Bernstein Center for Computational Neuroscience, University Medical Center Göttingen, Georg-August University, Göttingen, Germany.
13. Gracies Jean-Michel: Service de Rééducation Neurolocomotrice, Hôpitaux Universitaires Henri Mondor, Université Paris-Est, Créteil, France.
14. Guelfi Raul: osteopata e posturologo, Università di Siena, Siena, Italy.
15. Martinez Maurizio: Medical Tecnology, Torino, Italy.
16. Mauro Alessandro: Dipartimento di Neuroscienze, Università di Torino, Torino, Italy.
17. Merlo Andrea: Laboratorio di analisi del movimento, Dipartimento di Riabilitazione, AUSL di Correggio, Reggio Emilia, Italy.
18. Moda Giuliana: Assessorato Tutela della Salute e Sanità, Regione Piemonte, Torino, Italy.

19. Picaut Philippe: VP Neurology Development, IPSEN Pharma, Les Ulis, France.
20. Pons José L.: Bioengineering Group, CSIC Ctra. Campo Realrganda del Rey, Madrid.
21. Roatta Silvestro: Laboratorio di Fisiologia Integrativa, Dipartimento di Neuroscienze, Università di Torino, Torino, Italy.
22. Rosboch Michele: Dipartimento di Giurisprudenza, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy.
23. Victor Hugo de Oliveira e Souza Laboratório de Biomagnetismo/Neuronavegação Departamento de Física, University of São Paulo, São Paulo, Brazil.
24. Vinti Maria: Service de Rééducation Neurolocomotrice, Hôpitaux Universitaires Henri Mondor, Université Paris-Est, Créteil, France.
25. Williams Martin: Bitron industrie S.p.A., Grugliasco (To), Italy.
26. Zuppello Pietro: Medical Tecnology, Torino, Italy.

Brevetti

Patents

1. Gazzoni M, Merletti R. "Dispositivo di elettrodo tessile e relativo procedimento di realizzazione", N. Domanda: TO2011A000297, Data di deposito 01/04/2011
2. 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 Report, annual meeting of the European Urogynaecological Association (EUGA), Prague, Czech Republic, November 8 - 10, 2012
4. Riva D, Raimondi E, Botter A, Lukanovic K, Dusany-Stanic K, Cescon C, Zacesta V, Merletti R. Best oral presentation award, "Mediterranean incontinence and pelvic floor society", Noto, Sicily, Italy, November 29-30, 2013.

Attività divulgativa

Dissemination

1. Seminario "Così parlano i muscoli" organizzato nell'ambito della 26° edizione di "Giovedìscienza". 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

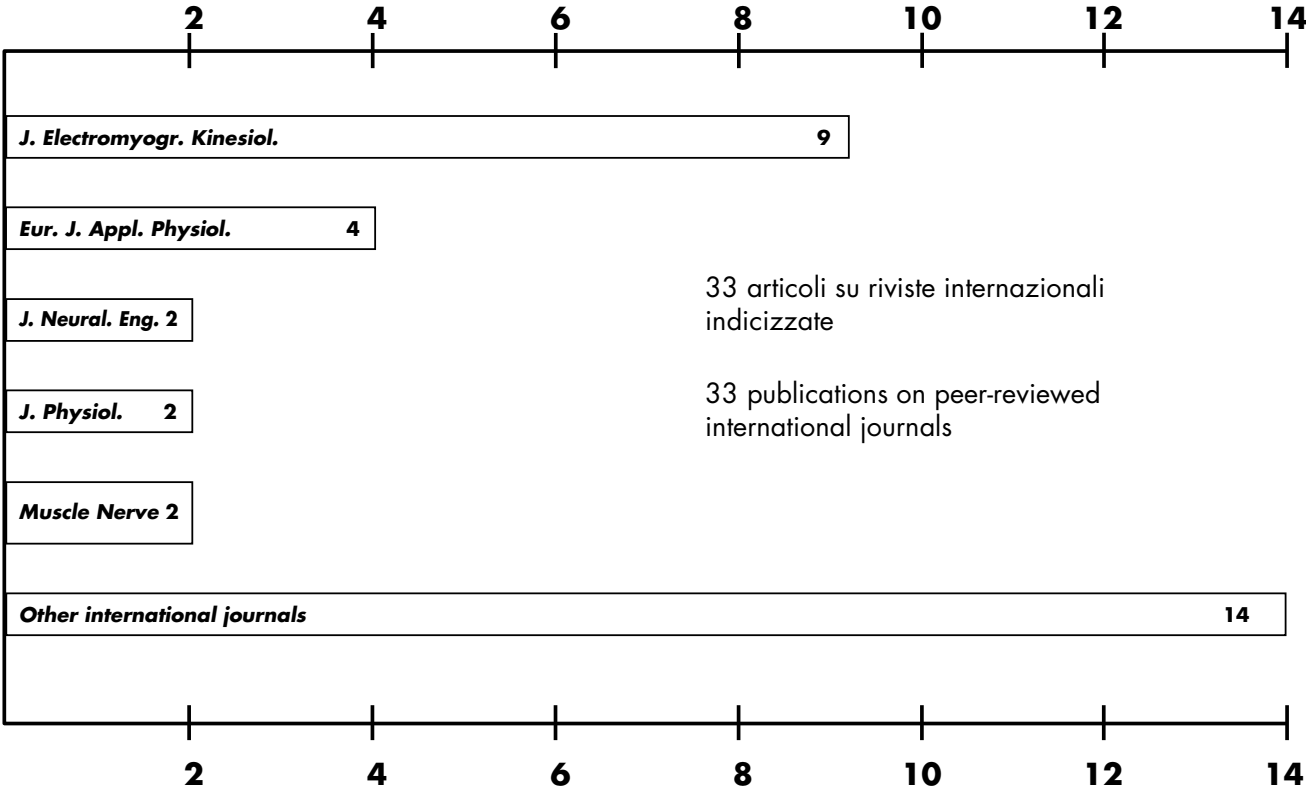
The following articles concerning LISiN appeared on newspapers or magazines

1. "Api, neurotecnologie e... Le risposte dell'Europa". Affaritaliani.it, Rubrica Pillole d'Europa, N° 41, May 14, 2013.
2. "Colloquium on Neurotechnology and Neurorehabilitation". Torinoscienza.it, Eventi, May 14, 2013.
3. "LISiN, Tra ricerca e prevenzione nel mondo dei muscoli, Ingegneria e medicina si incontrano nel Laboratorio del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria del Politecnico di Torino: obiettivo comune la prevenzione di spiacevoli patologie conseguenti al parto." www.torinoscienza.it/dossier, October 15, 2013.

**PUBBLICAZIONI
SCIENTIFICHE E
PRESENTAZIONI A
CONGRESSI (DAL 2011)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS
AND CONGRESS
PRESENTATIONS
(FROM 2011)**

Publicazioni su riviste internazionali (2011 – 2013)
Publications on international journals (2011 – 2013)



33 articoli su riviste internazionali indicizzate
33 publications on peer-reviewed international journals

Distribuzione delle pubblicazioni del LISiN in riviste internazionali indicizzate (2011-2013)
Distribution of LISiN publications in peer-reviewed journals (2011-2013)

1. 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.
2. Barone U, Merletti R. Design of a portable, intrinsically safe multichannel acquisition system for high-resolution, real-time processing HD-sEMG. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2013;60:2242-52.
3. Baudry S, Lanfranco F, Merletti R, Duchateau J, Minetto MA. Effects of Short-Term Dexamethasone Administration on Corticospinal Excitability. *Med Sci Sports Exerc.* 2013 Sep 18. [Epub ahead of print]
4. Bonfiglioli R, Botter A, Calabrese M, Mussoni P, Violante FS, Merletti R. Surface electromyography features in manual workers affected by carpal tunnel syndrome. *Muscle Nerve.* 2012;45:873-82.
5. 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.
6. Botter A, Vieira TM, Loram ID, Merletti R, Hodson-Tole EF. A novel system of electrodes transparent to ultrasound for simultaneous detection of myoelectric activity and B-mode ultrasound images of skeletal muscles. *J Appl Physiol.* 2013;115:1203-14.
7. 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.
8. Gallina A, Merletti R, Gazzoni M. Uneven spatial distribution of surface EMG: what does it mean? *Eur J Appl Physiol.* 2013;113:887-94.
9. Gallina A, 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, Ritzel CH, Merletti R, Vieira TM. Do surface electromyograms provide physiological estimates of conduction velocity from the medial gastrocnemius muscle? *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23:319-25.
11. Hodson-Tole EF, Loram ID, Vieira TM. Myoelectric activity along human gastrocnemius medialis: different spatial distributions of postural and electrically elicited surface potentials. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013 Feb;23(1):43-50.
12. 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.
13. 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.

14. 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.
15. Marateb HR, Rojas-Martínez M, Mansourian M, Merletti R, Villanueva MA. Outlier detection in high-density surface electromyographic signals. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2012;50:79-89.
16. McGill KC, Marateb HR. Rigorous a-posteriori assessment of accuracy in EMG decomposition. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2011;19:54-63.
17. Merletti R, Botter A, Lanfranco F, Minetto MA. Spinal involvement and muscle cramps in electrically elicited muscle contractions. *Artif. Organs.* 2011;35:221-225.
18. 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.
19. Minetto MA, Botter A, Bottinelli O, Miotti D, Bottinelli R, D'Antona G. Variability in muscle adaptation to electrical stimulation. *Int J Sports Med.* 2013;34:544-53.
20. Minetto MA, Botter A, Šprager S, Agosti F, Patrizi A, Lanfranco F, Sartorio A. Feasibility study of detecting surface electromyograms in severely obese patients. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23:285-95.
21. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Farina D. Origin and development of muscle cramps. *Exerc Sport Sci Rev.* 2013;41:3-10.
22. Minetto MA, Holobar A, Botter A, Ravenni R, Farina D. Mechanisms of cramp contractions: peripheral or central generation? *J. Physiol.* 2011;589:5759-5773.
23. 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.
24. 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.
25. Piitulainen H, Botter A, Merletti R, Avela J. Multi-channel electromyography during maximal isometric and dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23:302-10.
26. 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.
27. 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.

28. Rojas-Martínez M, Mañanas MA, Alonso JF, Merletti R. Identification of isometric contractions based on High Density EMG maps. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013 ;23:33-42.
29. Vieira TM, Minetto MA, Hodson-Tole EF, Botter A. How much does the human medial gastrocnemius muscle contribute to ankle torques outside the sagittal plane? *Hum Mov Sci.* 2013;32:753-67.
30. 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.
31. 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.
32. Watanabe K, Gazzoni M, Holobar A, Miyamoto T, Fukuda K, Merletti R, Moritani T. Motor unit firing pattern of vastus lateralis muscle in type 2 diabetes mellitus patients. *Muscle Nerve.* 2013;48:806-13.
33. Watanabe K, Kouzaki M, Merletti R, Fujibayashi M, Moritani T. Spatial EMG potential distribution pattern of vastus lateralis muscle during isometric knee extension in young and elderly men. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2012;22:74-9.

Libri e capitoli di libri (2011 - 2013)

Books and chapters in books (2011 - 2013)

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 2013; ISBN 9781118628522.

Presentazioni a congressi internazionali e nazionali (2011 – 2013)

Presentations at national and international congresses (2011 – 2013)

1. Afsharipour B, Ullah K, Merletti R. Spatial Aliasing and EMG Amplitude in Time and Space: Simulated Action Potential Maps. "XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (IFBME)", Sevilla , Spain, September 25-28, 2013.
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, 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.
5. De Carvalho TL, Imbiriba LA, Vargas CD, Vieira TMM. Modulation of activity in the tibialis anterior muscle changes with upright stance width. "XXIV Conference of the International Society of Biomechanics", Natal, Brazil, August 4-9, 2013.
6. Drusany-Staric K, Lukanovic A, Cescon C, Riva D, Raimondi EE, Zacesta V, Martsidis K, Protsepko O, Baessler K, Merletti R. Changes of external anal sphincter innervation pattern after episiotomy evaluated with multichannel EMG. (Results of the multicenter study TASI-2). "42nd Annual Meeting of the International Continence Society", Beijing, China, October 15-19, 2012.
7. Gallina A, Botter A. Discrimination of Extensor Carpi Radialis Brevis and Longus activity: a high-density surface EMG investigation. "III Congresso Nazionale della Società Italiana di Fisioterapia", Napoli, Italy, May 24-25, 2013.
8. Gallina A, Botter A. Spatial distribution of surface EMG amplitude during selective activation of dorsal forearm muscles. "XXIV Congress of the International Society of Biomechanics", Natal, Brazil, August 4-9, 2013.
9. 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.
10. 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.

11. 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.
12. 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.
13. Gallina A, Vieira TMM. How large is the territory of vastus medialis motor units? a high-density surface EMG investigation. "XXIV Conference of the International Society of Biomechanics", Natal, Brazil, August 4-9, 2013.
14. 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.
15. Hodson-Tole EF, Loram ID, Minetto MA, Botter A, Vieira TMM. Are motor units with different activation thresholds spatially distributed in human gastrocnemius medialis? "37th Congress of IUPS", Birmingham, UK, July 21-26, 2013.
16. 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.
17. Holobar A, Minetto MA, Botter A, Farina D. Identification of motor unit discharge patterns from high-density surface EMG during high contraction levels. "5th European Conference of IFMBE", Budapest, September 14-18, 2011.
18. 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].
19. 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].
20. Readi NG, Rosso V, Rainoldi A, Vieira TMM. Assessment of spatial distribution of erector spinae muscle activation during indoor rowing: a single case study. "XXIV Conference of the International Society of Biomechanics", Natal, Brazil, August 4-9, 2013.
21. 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.

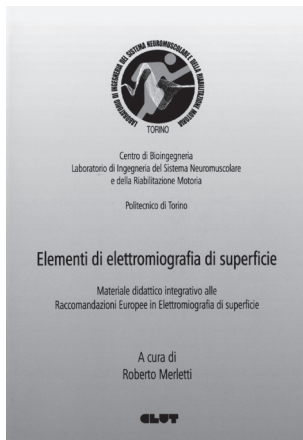
22. Riva D, Merletti R, Cescon C, Raimondi EE, Serati M. Effect of vaginal delivery on external anal sphincter muscle innervation evaluated with multichannel surface EMG. "5th Leading Lights in Urogynaecology Congress", Prague, Czech Republic, November 8-10, 2012.
23. Riva D, Raimondi E, Merletti R. EMG analysis of anal sphincter innervations after episiotomy. "Mediterranean incontinence and pelvic floor society", Noto, Sicily, Italy, November 29-30, 2013.
24. Ullah K, Afsharipour B, Merletti R. EMG Topographic Image Enhancement using Multi Scale Filtering. "XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (IFBME)", Sevilla, Spain, September 25-28, 2013.
25. 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.
26. 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.
27. Vieira TMM, Gallina A, Pollock C, Ivanova T, Garland J. Inhomogenous distribution of EMG reflex responses across the soleus muscle: a single case study. "XXIV Conference of the International Society of Biomechanics", Natal, Brazil, August 4-9, 2013.
28. 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.

Libri pubblicati o in corso di pubblicazione dal 1997 al 2012

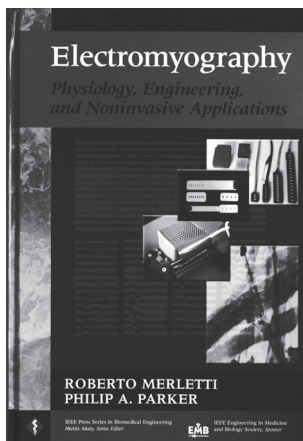
Books published from 1997 to 2012



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

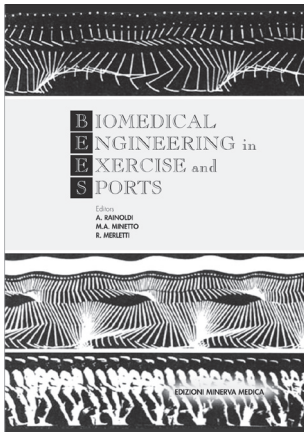


Elementi di Elettromiografia di superficie.
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. - 2000
ISBN 88-7922-153-3



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.

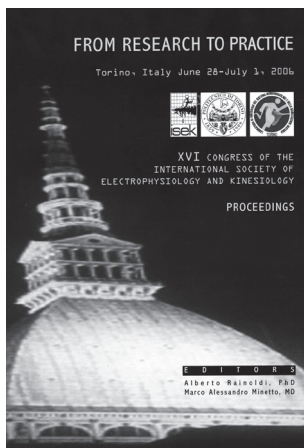


Biomedical Engineering in Exercise and Sports.

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.

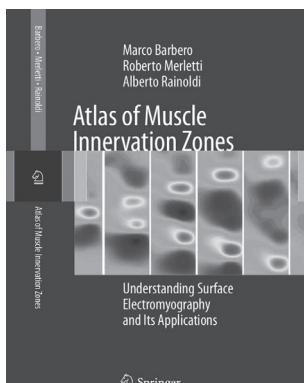


Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology.

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 febbraio 2014
presso Grafimania, Torino