

RAPPORTO ANNUALE 2006



ANNUAL REPORT 2006

La Regione Piemonte sta attuando uno sforzo non indifferente nel settore della ricerca e della innovazione tecnologica insieme con il Politecnico e l'Università di Torino. Questo sforzo non ha solo l'obiettivo di incrementare i finanziamenti alla ricerca ma anche, e soprattutto, quello di migliorare i criteri di reclutamento dei ricercatori, attrarre studenti e docenti stranieri e fornire ai ricercatori opportunità che riducano la "fuga dei cervelli" dalla Regione.

Grazie alle Fondazioni Bancarie torinesi, il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) del Politecnico di Torino ha raggiunto una reputazione e un impatto internazionale di grande rilievo ma ha molto sofferto l'attuale situazione accademica che ha causato la perdita di risorse umane verso la Danimarca, la Svezia e gli Stati Uniti.

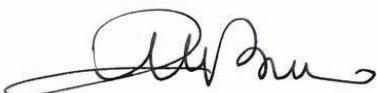
Pur partecipando a numerosi Progetti Europei gli Atenei Torinesi hanno difficoltà ad attrarre e strutturare brillanti ricercatori italiani o stranieri. E' di fondamentale importanza che i meccanismi di reclutamento siano cambiati e adeguati agli standards internazionali per permettere ai nostri laboratori di eccellenza di competere con le analoghe strutture straniere senza le

The Regional Administration of Piemonte is implementing an effort to promote research and technical innovation within the Politecnico and the University of Torino. This effort is not only focused on financial support but also, and mainly, on improving the criteria for recruitment of research personnel, attracting foreign students and professors and providing opportunities that would reduce the brain drain from the Region.

With the support of local Bank Foundations the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) of Politecnico di Torino has attained a considerable international reputation and impact but has been suffering due to the present academic situation which resulted in loss of researchers who left for Denmark, Sweden and the US.

Although the University and the Politecnico of Torino participate to a number of European Projects, they have considerable difficulty in attracting brilliant local or foreign researchers. It is of the utmost importance that recruitment mechanisms are changed according to international standards to allow our laboratories of excellence to compete with their international counterparts on equal grounds without the drawbacks

Mercedes Bresso



Presidente della Regione Piemonte
President of the Regional
Administration of Piemonte

limitazioni e gli svantaggi che l'attuale sistema italiano pone. Solo in questo modo potremo trattenere i nostri ricercatori migliori e attrarre quelli di altri Paesi e competere con questi ultimi su un piano di parità.

that the current Italian system implies. Only in this way we will be able to attract the best researchers from Italy as well as those from other Countries and compete with such Countries on equal grounds.

Ringraziamenti

Alle attività del LISiN hanno significativamente contribuito:

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

F. Brugnoli, S. Scaravelli
G. Ferrero, S. Boccardo
M. Valpreda
G. Masera
F. Profumo
A. Gugliotta, M. Patrissi

Acknowledgements

Compagnia di San Paolo
Fondazione CRT – Cassa di Risparmio di Torino
Assessorato alla Sanità, Regione Piemonte
Camera di Commercio, Industria, Artigianato e Agricoltura di Torino
Rettore del Politecnico di Torino
Consorzio per la Ricerca e l'Educazione Permanente – Politecnico di Torino

Istituzioni che hanno significativamente contribuito all'attività del LISiN
The following Institutions have significantly contributed to the activity of LISiN

**COMPAGNIA
di San Paolo**

Compagnia di San Paolo

www.compagnia.torino.it

Sostiene lo sviluppo di nuove apparecchiature e di progetti specifici.

Supports the development of new equipment and specific projects.

FONDAZIONE CRT

Fondazione CRT

www.fondazione crt.it

Sostiene lo sviluppo di nuove apparecchiature e di progetti specifici.

Supports the development of new equipment and specific projects.



European Community

www.cordis.lu

Finanzia la ricerca attraverso il Progetto Europeo "Cybernetic Manufacturing Systems" (CyberManS).

Supports the research through the European RTD Project "Cybernetic Manufacturing Systems" (CyberManS).

 **esa**

European Space Agency

www.esa.int

Finanzia la ricerca attraverso il Progetto "Microgravity Effects on Skeletal Muscles" (MESM).

Supports the research through the Project "Microgravity Effects on Skeletal Muscles" (MESM).



Italian Space Agency

www.asi.it

Finanzia la ricerca tramite il co-finanziamento del Progetto "Osteoporosis and Muscle Atrophy" (OSMA)

Supports the research through the Project "Osteoporosis and Muscle Atrophy" (OSMA).



Regione Piemonte

www.regione.piemonte.it

Finanzia progetti specifici di ricerca sanitaria finalizzata, la disseminazione di risultati ed il trasferimento tecnologico mediante l'organizzazione di corsi di aggiornamento e i Progetti DIADI e SINAPSI.

Supports specific health related projects and sponsored dissemination of results and technology transfer through training courses and the DIADI and SINAPSI Projects.



CAMERA DI COMMERCIO
INDUSTRIA ARTIGIANATO E AGRICOLTURA
DI TORINO

Camera di Commercio, Industria, Artigianato e Agricoltura di Torino

www.to.camcom.it

Ha contribuito al finanziamento del XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology.

Partially contributed to XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology.

Politecnico di Torino

www.polito.it

Finanzia borse di dottorato e fornisce locali, laboratori e servizi.

Funds doctoral fellowships and provides laboratory and office space and services.



Piccole e medie aziende che collaborano a progetti LISiN
Small and medium enterprises collaborating with LISIN's projects



e.d.s., Via Buozzi 34, 10082 Cuorgnè (TO), Italy
E-mail: info.eds@tin.it

La e.d.s. collabora con il LISiN per lo sviluppo di schiere riusabili di elettrodi cutanei.

e.d.s. collaborates with LISIN for the development of reusable surface electrode arrays.



ENKI, Via Martinengo Cesaresco 11, 25062 Concesio (BS), Italy • www.enki-microtubes.com

La ENKI collabora al Progetto Italo-Tedesco TASI in cui sviluppa sensori monouso per il prelievo di segnali EMG e di pressione da muscoli del pavimento pelvico.

ENKI is a partner company in the Italian-German project TASI where it provides disposable sensors of EMG and pressure from pelvic floor muscles.



Kaiser Italia, Via di Popogna 501, 57128 Livorno (LI), Italy • www.kayser.it

La Kaiser Italia collabora al Progetto ESA MESM2 come consulente per la normativa spaziale inerente la strumentazione.

Kaiser Italia is a consulting company in the ESA Project MESM2 where it provides information about specifications for space qualified equipment.



Istituto Superiore Mario Boella, Via Boggio 61, 10138 Torino, Italy • www.ismb.it

L'Istituto Mario Boella collabora al Progetto Italo-Tedesco TASI in cui sviluppa sensori monouso per il prelievo di segnali EMG e di pressione da muscoli del pavimento pelvico.

Mario Boella Institute is a partner institution in the Italian-German project TASI where it provides disposable sensors of EMG and pressure from pelvic floor muscles.



OT Bioelettronica, C.so Unione Sovietica 312, 10135
Torino, Italy • www.ottinosnc.it

La **OT Bioelettronica** collabora al Progetto ESA MESM2 e al progetto Italo-Tedesco TASI in cui sviluppa strumentazione elettronica e sensori.

OT Bioelettronica is a partner company in the ESA

Project MESM2 and in the Italian-German project TASI where it provides electronic instrumentation and sensors.



Photovox, Via Belmonte 1, 10087 Valperga (TO), Italy
• www.photovox.it

La **Photovox** collabora al progetto ESA MEMS2 in cui sviluppa sistemi per la misura di forze muscolari e di connessione per matrici di elettrodi.

Photovox is a partner company in the ESA Project

MESM2 where it develops systems for force measurement and for connection of electrode arrays.



Sirio Automazione, Via Simioli 70, 10098 Rivoli (TO),
Italy • www.sirioautomazione.it

La **Sirio Automazione** collabora al progetto ESA MESM2 e al Progetto Europeo CyberManS in cui sviluppa strumentazione elettronica per acquisizione di segnali.

Sirio Automazione is a partner company of the ESA

Project MESM2 and of the European Project CyberManS where it develops instrumentation for signal acquisition.



Spes Medica, Via Europa Zona Industriale, 84091
Battipaglia (SA), Italy • www.spesmedica.it

La **Spes Medica** collabora al progetto ESA MEMS2 in cui sviluppa matrici monouso di elettrodi.

Spes Medica is a partner company of the ESA Project MESM2 where it develops disposable electrode arrays.



Tecnikabel, Via Brandizzo 243, 10088 Volpiano (TO),
Italy • www.tecnikabel.it

La **Tecnikabel** collabora al progetto regionale DIADI per la realizzazione di conduttori elettrici incorporabili in tessuti.

Tecnikabel is a partner company of the regional

DIADI project where it provides thin electrical conductors to be incorporated in textiles.

Affiliazioni degli Autori

Affiliations of Authors

- 1) Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Dipartimento di Elettronica, Politecnico di Torino, Torino, Italy
- 2) Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Aalborg, Denmark
- 3) Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, University of Maribor, Maribor, Slovenia
- 4) Dipartimento Scienze Biomediche e Biotecnologie, Università degli Studi di Brescia, Brescia, Italy
- 5) Electronic Digital System (e.d.s), Cuorgnè (TO), Italy
- 6) Neuromuscular Research Center, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland
- 7) Adaptive Systems, Torino, Italy
- 8) MRC – Laboratory of Molecular Biology, Cambridge, UK
- 9) University Hospital Vall d'Hebron, Autonomous University of Barcelona, Barcelona, Spain
- 10) OT Bioelettronica, Torino, Italy
- 11) Biomedical Engineering Research Center (CREB), Department of Automatic Control, Technical University of Catalonia, Barcelona, Spain
- 12) Division of Endocrinology and Metabolism, Department of Internal Medicine, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy
- 13) Motor Science Research Center, School of Motor Sciences, Università degli Studi di Torino, Torino, Italy

INDICE DEL CONTENUTO

Introduzione

Introduction

Prof. Roberto Merletti

17

PROGETTI DI RICERCA IN INGEGNERIA DEL SISTEMA NEUROMUSCOLARE

RESEARCH PROJECTS ON NEUROMUSCULAR SYSTEM ENGINEERING

**Distribuzione della corrente di stimolazione elettrica in un mezzo piano,
multistrato e anisotropo**

Distribution of electrical stimulation current in a planar multi layer anisotropic medium

L. Mesin¹

22

**Simulazione del segnale EMG di superficie per un volume conduttore multistrato
con un osso o un vaso sanguigno superficiale**

***Simulation of Surface EMG Signals for a Multi-layer Volume Conductor
with a Superficial Bone or Blood Vessel***

L. Mesin¹

24

**Volume di prelievo per sistemi di elettrodi utilizzati per il prelievo di
segnale EMG da muscoli sfinterici**

***Detection volume of simulated electrode systems for recording
sphincter muscle electromyogram***

R. Gervasio¹, D. Farina², L. Mesin¹

26

Identificazione di unità motorie dal segnale elettromiografico di superficie prelevato con sistemi ad alta densità di elettrodi

Identification of motor units from high-density surface electromyogram

D. Farina ², M. Gazzoni ¹, A. Holobar ^{1,3}, R. Merletti ¹, D. Zazula ³

28

Stima non invasiva del grado di sincronizzazione delle unità motorie nel muscolo bicipite brachiale

Non-invasive estimation of the degree of motor unit synchronization in the biceps brachii muscle

D. Farina ², M. Gazzoni ¹, A. Holobar ^{1,3}, R. Merletti ¹, D. Zazula ³

31

Identificazione non invasiva del common drive delle unità motorie nel muscolo abduttore del pollice

Non-invasive identification of motor unit common drive in the abductor pollicis muscle

D. Farina ², M. Gazzoni ¹, A. Holobar ^{1,3}, R. Merletti ¹, D. Zazula ³

33

Decomposizione del segnale elettromiografico di superficie registrato durante contrazioni dinamiche lente

Decomposition of surface electromyograms recorded during slow dynamic contractions

M. Gazzoni ¹, A. Holobar ^{1,3}, R. Merletti ¹, D. Zazula ³

35

Dipendenza delle caratteristiche del segnale meccanomiografico dalla forza e dalla posizione dell'accelerometro

Spatial and force dependency of mechanomyographic signal features

C. Cescon ¹, D. Farina ², P. Madeleine ²

37

Propagazione longitudinale e trasversale delle onde meccanomiografiche di superficie generate da attività di singole unità motorie

Longitudinal and transversal propagation of surface mechanomyographic waves generated by single motor unit activity

C. Cescon ¹, D. Farina ², P. Madeleine ²

38

Influenza della frequenza di sparo istantanea delle unità motorie sul segnale meccanomiografico

Influence of instantaneous discharge rate on motor unit contribution to mechanomyogram

C. Cescon ¹, D. Farina ², M. Gobbo ⁴, P. Madeleine ², C. Orizio ⁴

40

Sviluppo di nuovi tipi di matrici flessibili utilizzando diverse tipologie di elettrodi

Development of new types of flexible electrode grids using different types of electrodes

D. Mastrapasqua ¹, S. Vallero ⁵

42

Sviluppo di matrici flessibili di elettrodi per analisi combinate EMG e US

Development of a flexible electrode array for combined EMG and US analysis

A. Botter ¹, H. Piitulainen ⁶

45

Simulazione nel dominio del tempo di circuiti DRL per la riduzione di interferenze

Time Domain Simulation of DRL Interference Rejection Circuits

B. Caudana ^{7,1}

47

Riduzione dell'interferenza a 50 Hz mediante DRL nel rilevamento del segnale sEMG monopolare

50 Hz Interference Reduction in Monopolar sEMG Signal Detection with DRL

B. Caudana ^{7,1}, S. Vallero ⁵

50

13

**Un nuovo metodo per la riduzione in tempo reale dell'interferenza di rete
nei sistemi di acquisizione di segnali EMG di superficie**

***A novel method for realtime reduction of power line interference
in surface EMG acquisition systems***

S. Fragapane ¹

53

**Simulazione di segnali elettromiografici di superficie in un ambiente
di calcolo distribuito (GRID)**

Simulations of surface electromyographic signals in a distributed environment (GRID)

M. Gazzoni ¹, L. Lo Conte ⁸, R. Merletti ¹

56

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

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

**Valutazione minimamente invasiva dell'attività EMG di singola unità motoria
sul muscolo puborettale con schiere di elettrodi**

***Detection of individual motor units of the puborectalis muscle
by non-invasive EMG electrode arrays***

F. Azpiroz ⁹, A. Bottin ¹⁰, C. Cescon ¹, X. L. Fernandez Fraga ⁹, R. Merletti ¹

58

**Correlazione tra stime oggettive e soggettive di forza muscolare dell'arto superiore
Correlation between objective and subjective estimation of muscular force of the upper limb**

L. Manetta ¹

60

14

**Un nuovo metodo per la valutazione di contrazioni selettive
dei muscoli dell'avambraccio**

A new method for the assessment of selective contractions in forearm muscles

M.A. Mañanas ¹¹, L. Mesin ¹, E. Sosso ¹

63

**Effetto di un bed-rest a breve termine sulla velocità di conduzione delle unità motorie
dei muscoli della gamba durante contrazioni volontarie isometriche**

**Effect of short term bed rest on conduction velocity of leg muscle motor units
during isometric voluntary contractions**

C. Cescon ¹, M. Gazzoni ¹, R. Merletti ¹

65

**Proprietà dell'onda M durante la progressiva attivazione di unità motorie indotta da
stimolazione neuromuscolare transcutanea: effetto della forma d'onda di stimolo**

**M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous
neuromuscular stimulation: effect of the stimulation waveform**

A. Botter ¹, M. Gazzoni ¹, R. Merletti ¹, M.A. Minetto ^{12,1}

67

**Analisi comparativa dei profili di fatica durante prove di contrazione isometrica
intermittente e di salto ripetuto**

**Comparative analysis of fatigue profiles during intermittent isometric contraction
and continuous jumping tasks**

M. Gazzoni ¹, M. Gollin ¹³, M.A. Minetto ^{12,1}, A. Rainoldi ^{13,1}

70

**Assenza di effetti di interleuchina-6 muscolare sulle manifestazioni
mioelettriche di fatica**

Muscle-derived interleukin-6 has no effects on myoelectric manifestations of fatigue

M. Gazzoni ¹, M. Gollin ¹³, M.A. Minetto ^{12,1}, A. Rainoldi ^{13,1}

73

15

Risposte neuromuscolari a contrazioni volontarie continue e intermittenti

Neuromuscular responses to continuous and intermittent voluntary contractions

M. Gazzoni ¹, M. Gollin ¹³, M.A. Minetto ^{12,1}, A. Rainoldi ^{13,1}

75

Ricostruzione dinamica del movimento con nuovi sensori Mems. Risultati preliminari

Motion tracking with new Mems devices. Preliminary results

F. Mastrangelo ¹

78

**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 o riviste

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

R. Merletti ¹, D. Signorile ¹, C. Vaschetto ¹

81

**PUBBLICAZIONI
SCIENTIFICHE E
PRESENTAZIONI
A CONGRESSI (DAL 2004)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS
AND CONGRESS
PRESENTATIONS
(FROM 2004)**

87

16

Introduzione

Introduction

Prof. Roberto Merletti

L'anno 2006 è stato il decimo della storia del LISiN. Il progresso scientifico compiuto dal LISiN in questo decennio è riassunto in 111 pubblicazioni sulle migliori riviste internazionali di bioingegneria e fisiologia, in un libro di testo adottato dalle scuole di dottorato statunitensi, in quattro brevetti, in alcune decine di presentazioni a congressi e nella sezione "Neuromuscular System" della J. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering. Il LISiN ha organizzato a Torino nel 2006 due congressi internazionali: il primo, dopo i Giochi Olimpici Invernali, sul tema "Biomedical Engineering in Exercise and Sports" e il XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology che ha portato a Torino 300 scienziati di 33 Paesi. Il trasferimento didattico delle conoscenze acquisite è effettuato sia per mezzo dei corsi di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e di Ingegneria della Riabilitazione Motoria offerti nel Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica del Politecnico di Torino, sia per mezzo del corso di dottorato "Advanced Biomedical Signal Processing", sia tramite Summerschools, Winterschools, seminari e workshops offerti in media due volte l'anno a titolo gratuito in lingua italiana o inglese. Il trasferimento di tecnologia a piccole e medie industrie ha condotto ad alcuni dispositivi oggi prodotti in piccola serie per i maggiori laboratori di ricerca europei e americani e in fase di adozione in ambiente clinico.

Il prestigio internazionale acquisito e i "matching funds" resi disponibili dalla Compagnia di San Paolo e dalla Fondazione CRT hanno facilitato il successo del LISiN nell'ottenere cinque progetti europei, due progetti della European Space Agency, due progetti della Agenzia Spaziale Italiana e una serie di progetti internazionali bilaterali, della Regione Piemonte e del

The year 2006 has been the tenth of LISiN's activity. The scientific progress in this decade is summarized in 111 publications in the best international peer-reviewed Journals, a textbook for Graduate courses in Biomedical Engineering, four patents, a few dozens of presentations at international congresses and the section on Neuromuscular Systems in the J. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering.

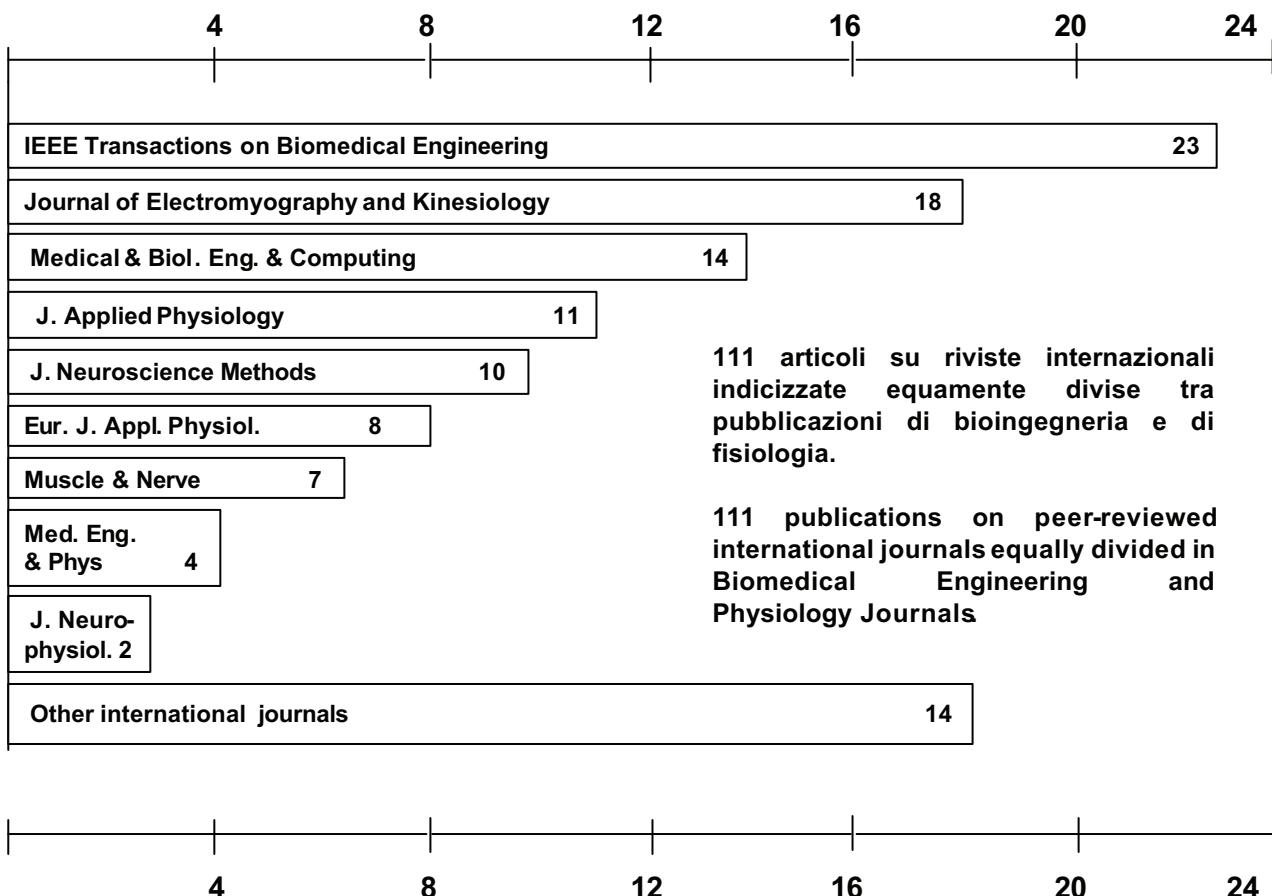
LISiN organized two international congresses in Torino: the first, after the 2006 Olympic Winter Games, was on "Biomedical Engineering in Exercise and Sports" while the second was the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology that brought to Torino 300 scientists from 33 Countries.

The acquired knowledge is being transferred to local and international students through the courses on Engineering of the Neuromuscular System and Rehabilitation Engineering offered by Politecnico di Torino within the degree in Biomedical Engineering and the Graduate Course on Advanced Biomedical Signal Processing, within the Graduate School. Summer- or Winter-Schools, seminars and workshops have been offered at least twice a year for free in either English or Italian. Technology transfer to Small and Medium Enterprises led to the development of products now manufactured in small series for clinical research labs in Europe and the USA.

The international prestige acquired by LISiN and the matching funds provided by local institutions (Compagnia di San Paolo, Fondazione CRT) considerably facilitated the success of applications to the European Commission (five projects), to the European Space Agency (two projects), and the Italian Space Agency (two projects), to bilateral projects between European and South African Countries, to Regional and National agen-

Ministero per la Salute. Questi fondi hanno permesso al LISiN di formare e mantenere uno "staff" di 10-15 ricercatori a cui Università straniere hanno presto offerto posti stabili. I meccanismi di reclutamento del sistema universitario italiano non hanno invece consentito di strutturare alcuno di questi ricercatori creando situazioni di "fuga di cervelli" e di rapido "turn-over" che hanno limitato fortemente la produttività scientifica del LISiN, la sua crescita e il suo contributo alla economia regionale, come osservato dalla Prof. M. Bresso, Presidente della Regione Piemonte, nella sua prefazione a questo volume. Le trasmissioni televisive e gli articoli ap-

cies. These financial contributions allowed LISiN to support and train 10-15 investigators who often received offers for stable positions in foreign Universities. Because of the recruitment mechanisms of the Italian Academic system, on the other hand, no permanent position has been created in this decade for LISiN researchers. This fact led to a situation of continuous turn-over and brain drain that strongly limited LISiN scientific productivity, its growth and impact on the Regional economy, as observed by Prof. M. Bresso in her preface to this book. TV services and letters or reports in Italian and foreign magazines and journals about this situation outline the need for



Distribuzione delle pubblicazioni del LISiN in riviste internazionali indicizzate (1996-2006).

Distribution of LISiN publications in peer-reviewed journals (1996-2006).

parsi sulle riviste italiane e straniere in merito a questa situazione hanno messo in evidenza l'urgenza di un radicale cambiamento dei meccanismi concorsuali italiani che non favoriscono l'inserimento dei giovani più motivati, creativi e brillanti favorendone invece l'emigrazione verso atenei stranieri. Insieme ad altri laboratori di eccellenza, il LISiN ha dimostrato in questi anni come le difficoltà della ricerca in Italia non siano solo causate dalla limitatezza degli investimenti, ma soprattutto dai discutibili criteri di valutazione e di reclutamento adottati e dai perversi meccanismi concorsuali che alcuni giornalisti hanno coraggiosamente denunciato. Questo risultato non è meno importante del progresso scientifico e tecnico che è stato ottenuto.

a radical change in the recruitment mechanisms that now not only do not reward excellence but favour emigration of the most brilliant minds.

Together with other similar labs, LISiN demonstrated that the chronic problems of Italian research are not solely due to insufficient investments. Rather, they are extensively due to the questionable and controllable recruitment and selection processes that some journalists bravely denounced. This result is certainly not less important than the scientific achievements obtained by LISiN in these ten years.

Ricercatori e collaboratori

Researchers and collaborators

Nel LISiN sono attualmente impegnati:

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

Roberto Merletti	Professor of Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: roberto.merletti@polito.it)
Alberto Botter	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: alberto.botter@delen.polito.it)
Bruno Caudana	Software and firmware development (E-mail: b.caudana@ieee.org)
Corrado Cescon	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: corrado.cescon@polito.it)
Salvatore Fragapane	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and Professor of Electronics and Automatic Control Systems in Italian Technical High Schools (E-mail: salvatore.fragapane@delen.polito.it)
Marco Gazzoni	Graduate in Informatics Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Biomedical Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: marco.gazzoni@polito.it)
Ales Holobar	Graduate and PhD in computer science at University of Maribor, Slovenia, and Marie Curie Fellow (E-mail: ales.holobar@uni-mb.si; ales.holobar@delen.polito.it)
Luca Manetta	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: luca.manetta@delen.polito.it)
Francesco Mastrangelo	Graduate in Aerospace Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: francesco.mastrangelo@delen.polito.it)
Luca Mesin	Graduate in Electronic Engineering and PhD in Mathematics for Engineering Sciences at Politecnico di Torino (E-mail: luca.mesin@polito.it)
Marco Alessandro Minetto	Graduate in Medicine and Surgery and specialized in Internal Medicine at Università di Torino, contract professor of Human Physiology at School of Motor Sciences of Università di Torino (E-mail: marcoalessandro.minetto@unito.it)

Alberto Rainoldi	Graduate in Physics at Università di Torino and PhD in Physical Medicine and Rehabilitation at Università di Roma “Tor Vergata”. Director of the Motor Science Research Center and contract professor of Research Methodology at School of Motor Sciences of Università di Torino (E-mail: alberto.rainoldi@unito.it)
Francesco Realmuto	Hardware Laboratory Technician (E-mail: francesco.realmuto@delen.polito.it)
Domenico Signorile	Technical Secretary (E-mail: domenico.signorile@delen.polito.it)
Amedeo Troiano	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD candidate in Electronic and Communication Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: amedeo.troiano@delen.polito.it)
Carla Vaschetto	Administrative Management (E-mail: carla.vaschetto@delen.polito.it)
Fatih Yilmaz	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: fatih.yilmaz@delen.polito.it)

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

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

**RESEARCH PROJECTS
ON NEUROMUSCULAR
SYSTEM
ENGINEERING**

Distribuzione della corrente di stimolazione elettrica in un mezzo piano, multi strato e anisotropo

L. Mesin

Questo studio descrive analiticamente il problema della stimolazione elettrica muscolare per un modello piano, multi strato, anisotropo di un tessuto fisiologico (indicato nel seguito con il termine di volume conduttore). Sia la conducibilità che la permittività del volume conduttore sono considerati, mentre gli effetti di dispersione sono trascurati. La soluzione analitica è ottenuta nel dominio di Fourier bidimensionale, trasformando in piani paralleli alla superficie del volume conduttore. Il modello è efficiente in termini di costo computazionale, dato che la soluzione è analitica (è richiesta solo l'inversione numerica della trasformata di Fourier). Il modello calcola la distribuzione di corrente indotta in un tessuto fisiologico da una corrente elettrica iniettata tramite un elettrodo di superficie. Sono considerati tre esempi rappresentativi di applicazione del modello: 1) La simulazione dell'artefatto da stimolo durante stimolazione elettrica transcutanea. 2) La simulazione della distribuzione di corrente elettrica nel muscolo e l'effetto di filtro passa basso del volume conduttore su correnti di stimolazione sinusoidali con differenti correnti di stimolazione (Figura). 3) Stima della distribuzione della

Distribution of electrical stimulation current in a planar multi layer anisotropic medium

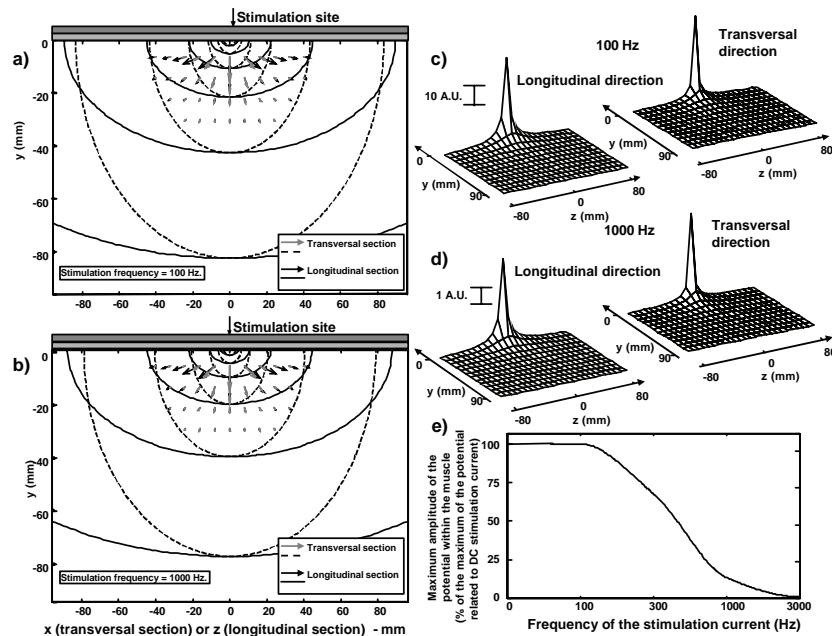
This study analytically describes the problem of muscle electrical stimulation for a planar, multi-layer, anisotropic model of a physiological tissue (referred to as volume conductor). Both conductivity and permittivity of the volume conductor are considered, while dispersion is neglected. The analytical solution is obtained in the two dimensional Fourier transform domain, transforming in the planes parallel to the volume conductor surface. The model is efficient in terms of computational cost, as the solution is analytical (only numerical Fourier inversion is needed). It provides the current distribution in a physiological tissue induced by an electrical current delivered at the skin surface. Three representative examples of application of the model are considered: 1) The simulation of stimulation artifact during transcutaneous electrical stimulation. 2) The simulation of the electrical current distribution within the muscle, and the low pass filter effect of the volume conductor on sinusoidal currents with different frequency (Figure). 3) Estimation of the amplitude modulated current distribution within the muscle for interferential stimulation.

The model is devoted to the simulation of neu-

corrente di battimento indotta nel muscolo da stimolazione interferenziale.

Il modello è stato applicato alla simulazione della stimolazione neuromuscolare, ma lo stesso metodo può essere applicato in altri campi in cui sia di interesse la stima della distribuzione di corrente in un mezzo semi-infinito indotta dall'iniezione di una corrente applicata a un punto della superficie.

romuscular stimulation, but the same method could be applied in other fields in which the estimation of the electrical current distribution in a medium induced by the injection of a current from the boundary of the medium is of interest.



Esempi di simulazioni per correnti sinusoidali con frequenza 100 Hz a), c) e 1000 Hz b), d), con conducibilità e permittività di pelle (spessore 1 mm), grasso (spessore 1 mm), muscolo date rispettivamente da $\sigma_s=2.2\cdot10^{-2}\text{S/m}$, $\epsilon_r^s=4\cdot10^5$; $\sigma_f=4\cdot10^{-2}\text{S/m}$, $\epsilon_r^f=1.5\cdot10^5$; $\sigma_{MT}=9\cdot10^{-2}\text{S/m}$, $\sigma_{ML}=40\cdot10^{-2}\text{S/m}$ $\epsilon_r^{MT}=4.4\cdot10^6$, $\epsilon_r^{ML}=2\cdot10^7$. In a) e b) sono mostrate l'ampiezza del potenziale (le curve di livello si riferiscono alla distribuzione di potenziale φ_M nel muscolo corrispondenti a livelli $\max(\varphi_M)/2^k$, $k=1,\dots,6$) e la densità di corrente nel muscolo in sezioni longitudinali e trasversali rispetto alle fibre muscolari. In c) e d) è mostrata una rappresentazione tridimensionale delle ampiezze del potenziale (funzione della profondità nel muscolo e nelle direzioni longitudinali e trasversali rispetto alle fibre muscolari). La massima ampiezza del potenziale nel muscolo in funzione della corrente di stimolazione è mostrata in e).

Representative simulations for stimulation frequencies 100 Hz a), c) and 1000 Hz b), d), with skin (1 mm thick), fat (1 mm thick), muscle conductivities and permittivities $\sigma_s=2.2\cdot10^{-2}\text{S/m}$, $\epsilon_r^s=4\cdot10^5$; $\sigma_f=4\cdot10^{-2}\text{S/m}$, $\epsilon_r^f=1.5\cdot10^5$; $\sigma_{MT}=9\cdot10^{-2}\text{S/m}$, $\sigma_{ML}=40\cdot10^{-2}\text{S/m}$ $\epsilon_r^{MT}=4.4\cdot10^6$, $\epsilon_r^{ML}=2\cdot10^7$. Amplitude of the potential (level curves refer to the potential distribution in the muscle φ_M and correspond to $\max(\varphi_M)/2^k$, $k=1,\dots,6$) and current density in the muscle in the longitudinal and transversal sections with respect to the muscle fibres are shown in a) and b). Three dimensional representation of the amplitudes of the potential (as a function of depth within the muscle and in the directions longitudinal and transversal to the muscle fibres) are shown in c) and d). The maximum amplitude of the potential within the muscle as a function of the frequency of the stimulation current is shown in e).

Simulazione del segnale EMG di superficie per un volume conduttore multistrato con un osso o un vaso sanguigno superficiale

L. Mesin

Questo studio simula il segnale elettromiografico (EMG) di superficie da un volume conduttore piano, multistrato, costituito da diversi sottodomini che modellizzano il muscolo, la pelle, il grasso, l'osso (o un vaso sanguigno).

L'osso ha forma cilindrica, con sezione semi-circolare. La porzione piatta del bordo del sottodominio osso è interfacciato al grasso, il resto è in contatto con il muscolo. Il volume conduttore è un modello di tessuti fisiologici in cui l'osso è superficiale, come nel caso della tibia, della colonna vertebrale o delle ossa dell'avambraccio. Le fibre muscolari sono assunte parallele all'osso, cosicchè il modello è spazio invariante nella direzione di propagazione del potenziale d'azione. I segnali EMG sono ottenuti simulando una libreria di potenziali di singola fibra (SFAP) corrispondenti a fibre in diverse posizioni all'interno del muscolo, considerando generazione, propagazione ed estinzione del potenziale d'azione. È stato studiato il decadimento dell'ampiezza degli SFAP simulati in direzione trasversale alle fibre. Il decadimento in direzione dell'osso ha una minore rapidità rispetto alla direzione opposta. Sono stati simulati anche segnali EMG interferenti sulla base della libreria di SFAP. Di nuovo, il decadimento dell'ampiezza del segnale EMG interferente simulato è minore in direzione dell'osso. I risultati di questo studio indicano l'effetto di un osso superficiale nell'aumentare l'ampiezza del segnale EMG in direzione trasversale alle fibre. Questo fenomeno aumenta il crosstalk.

Lo stesso metodo matematico utilizzato per simulare un osso può essere utilizzato per studiare altri tessuti, quali i vasi sanguigni superficiali (e.g., vena basilica, arteria brachiale). Dato

Simulation of Surface EMG Signals for a Multi-layer Volume Conductor with a Superficial Bone or Blood Vessel

This study analytically describes surface electromyogram (EMG) signals generated by a planar multi-layer volume conductor constituted by different sub-domains modelling muscle, bone (or blood vessel), fat, skin tissues.

The bone is cylindrical in shape, with a semi-circular section. The flat portion of the boundary of the bone sub-domain is interfaced with the fat layer tissue, the remaining part of the boundary is into contact with the muscle layer. The volume conductor is a model of physiological tissues in which the bone is superficial, as in the case of tibia bone, spine and bones of forearm. The muscle fibres are considered parallel to the axes of the bone, so that the model is space invariant in the direction of propagation of the action potential. EMG signals are studied by simulating a library of single fibre action potentials (SFAP) of fibres in different locations within the muscle domain, simulating the generation, propagation and extinction of the action potential. The decay of the amplitude of the SFAPs in the direction transversal to the fibres was assessed. The decay in the direction of the bone has a lower rate with respect to the opposite direction. Interference EMG signals are also simulated based on the library of SFAPs. Again, the decay of the amplitude of the simulated interference EMG signals is lower in the direction of the bone with respect to the opposite direction. The findings of this study indicate the effect of a superficial bone in enhancing the EMG signals in the transversal direction with respect to the fibres of the considered muscle. This increases the effect of cross-talk.

The same mathematical method used to simulate a superficial bone can be applied to simu-

che la conducibilità elettrica del sangue è alta (dello stesso ordine di grandezza della conducibilità longitudinale del muscolo), l'effetto sul segnale EMG è opposto rispetto a quello di un osso superficiale.

late other physiological tissues. For example, superficial blood vessels (e.g., basilic vein, brachial artery) can influence the recorded EMG signals. As the electrical conductivity of blood is high (of the order of the longitudinal conductivity in the muscle), the effect on EMG signals is opposite with respect to that of a superficial bone.

Volume di prelievo per sistemi di elettrodi utilizzati per il prelievo di segnale EMG da muscoli sfinterici

R. Gervasio, D. Farina, L. Mesin

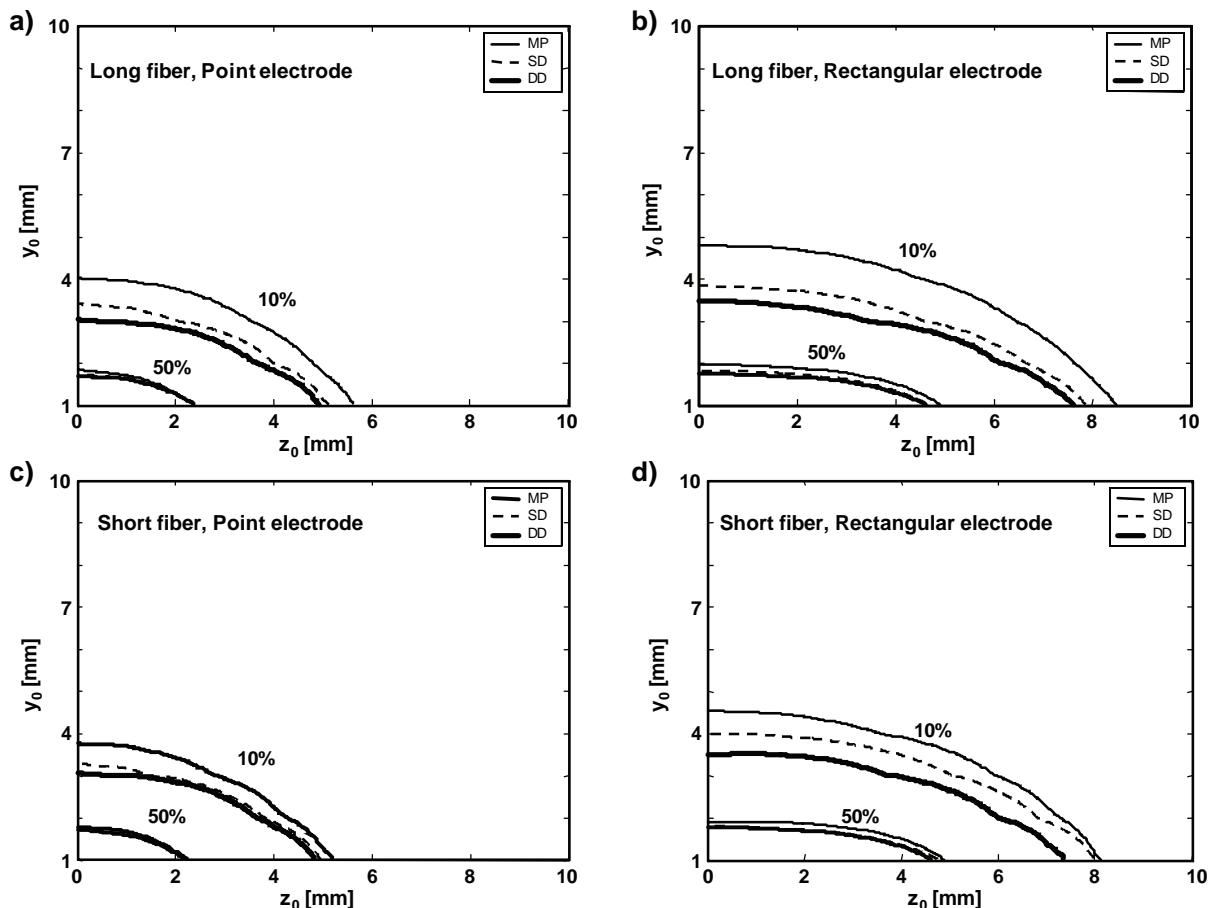
Il prelievo di segnale elettromiografico (EMG) da muscoli sfinterici è di interesse per le applicazioni potenziali nella diagnosi e nello studio dell'incontinenza. Sonde sviluppate recentemente permettono il prelievo di segnali EMG ad alta risoluzione dallo sfintere anale esterno. Uno dei maggiori problemi nell'interpretazione dei segnali sperimentali è il volume di prelievo della schiera di elettrodi. L'oggetto di questo studio è l'analisi del volume di prelievo di sistemi di acquisizione di segnale EMG, attraverso l'applicazione di un modello realistico di simulazione dei segnali da muscoli sfinterici. Il modello assume che il muscolo sfinterico sia anisotropo, con fibre disposte in direzione angolare. Sono stati simulati diversi valori di conducibilità e spessore della mucosa (i parametri utilizzati per la figura sono 0.5 S/m e 1 mm, rispettivamente). Il muscolo è infinito in direzione radiale e ha valori di conducibilità longitudinale e trasversale dati rispettivamente da 0.5 e 0.1 S/m. Sono stati simulati sistemi monopolare, singolo differenziale (SD) e doppio differenziale (DD - distanza interelettrodica 2.74 mm, diametro della sonda 14 mm) posti a metà fra zona di innervazione e tendine, fibre lunghe e corte (fibre simmetriche rispetto alla zona di innervazione, semilunghezza angolare 170° e 90°, rispettivamente), elettrodi puntiformi e rettangolari con dimensioni 2 mm in direzione angolare (lungo le fibre) e 10 mm in direzione longitudinale (trasversale alle fibre). Il decadimento con la distanza dalla sorgente del potenziale prelevato è maggiore aumentando la profondità (distanza radiale) rispetto alla distanza trasversale (Figura). Elettrodi puntiformi determinano volume di prelievo più piccolo rispetto agli elettrodi rettangolari e il sistema dop-

Detection volume of simulated electrode systems for recording sphincter muscle electromyogram

Recording surface electromyogram (EMG) signals from sphincter muscles has become of increasing interest due to potential applications in diagnosis or investigation of the mechanisms of incontinence. Recently developed probes allow high-resolution detection of EMG signal from the external anal sphincter. One of the main issues in the interpretation of experimental signals is the detection volume of the recording electrodes. This study aims at the analysis of the detection volume of recording systems by the application of a realistic model of generation of EMG from the anal sphincter. The model assumes an anisotropic sphincter muscle with muscle fibres arranged in angular direction. The conductivity and thickness of the mucosa vary in different simulations (the value used for the figure are 0.5 S/m and 1 mm, respectively). The muscle extends to infinity in the radial direction and has longitudinal and transversal conductivity equal to 0.5 and 0.1 S/m, respectively. Monopolar, single differential (SD), and double differential (DD) filters (interelectrode distance 2.74 mm, probe diameter 14 mm) in the middle position between innervation zone and one tendon, short and long fibers (symmetric with respect to the innervation zone, with 90° and 170° of semi-angular length), point and rectangular electrodes with dimensions 2 mm in the angular direction (along the fibre direction) and 10 mm in the longitudinal direction (transversal to the fibres) are considered. The decay of the recorded potential with distance from the source was faster for increasing depth (radial distance) than transversal distance (Figure). Point electrodes led to smaller detection volumes than rectangular electrodes, and double differential system was the most selective recording configuration. For in-

pio differenziale è il più selettivo. Aumentando lo spessore e la conducibilità della mucosa, il volume di prelievo aumenta. In conclusione, il volume di prelievo di diversi sistemi di elettrodi per muscoli sfinterici dipende da molti fattori e non può essere stimato con precisione nel caso di misure sperimentali, determinando una variabilità della porzione di muscolo studiata in diversi soggetti. La selettività può essere aumentata riducendo la dimensione degli elettrodi e utilizzando modalità di prelievo doppio differenziale anzichè monopolare o bipolare.

creasing thickness and conductivity of the mucosa the detection volume increased. In conclusion, the detection volume of EMG recording systems from sphincter muscles depends on many parameters that cannot be estimated in practical measurements, thus introducing a rather large variability, among subjects, of the muscle portion investigated. Selectivity is increased with small electrodes and double differential recordings, with respect to monopolar or bipolar.



Curve di livello (con livelli 50% e 10% rispetto al massimo) del valore rettificato medio (ARV) in funzione della profondità (y_0) di una fibra di test nel muscolo e della distanza trasversale (z_0) dal punto di prelievo.

Level curve plots (with levels 50% and 10% of the maximum) for average rectified value (ARV) as a function of depth (y_0) of a test fibre within the muscle and transverse distance (z_0) from the detection point.

Identificazione di unità motorie dal segnale elettromiografico di superficie prelevato con sistemi ad alta densità di elettrodi

D. Farina, M. Gazzoni, A. Holobar, R. Merletti, D. Zazula

Recentemente è stata descritta la tecnica denominata "Convolution Kernel Compensation" (CKC) per la decomposizione del segnale EMG di superficie (A. Holobar, D. Zazula, "Correlation-based approach to separation of surface electromyograms at low contraction forces", Med. & Biol. Eng. & Comput., 42, 2004, pp. 487-496). Obiettivo di questo studio è valutare i fattori che influenzano tale metodo: a) la presenza di unità motorie (UM) superficiali e di grandi dimensioni b) la presenza di UM con alte soglie di reclutamento.

Lo studio è stato condotto su un elevato numero di segnali EMG di superficie simulati. È stato simulato un volume conduttore a strati piani consistente in uno strato di muscolo anisotropo, uno sottocutaneo (spessore 1.5 mm) ed uno strato di cute (spessore 1 mm). È stato simulato un muscolo con sezione ellittica (8×5 mm, il numero di fibre muscolari è stato posto pari a 41000). Le UM sono state distribuite all'interno di tutto il tessuto muscolare ed erano composte da un numero di fibre variabile tra 25 e 2500. È stata simulata una rampa lineare di forza, crescente e decrescente, tra 0% e 10% del livello massimo di eccitazione. La distribuzione delle soglie di reclutamento per i motoneuroni è stata rappresentata come una funzione esponenziale con molti neuroni a bassa soglia di attivazione e progressivamente meno neuroni all'aumentare del valore della soglia di reclutamento. Con questa scelta, il numero di unità motorie attive al 10% di eccitazione era di 63 su un totale di 120. Come sistema di prelievo è stata simulata una matrice di 5×13 elettrodi circolari (raggio 1 mm) con una distanza interelettrodica di 3.5 mm in entrambe le direzioni.

Identification of motor units from high-density surface electromyogram

Recently, the Convolution Kernel Compensation (CKC) surface EMG decomposition technique was introduced (A. Holobar, D. Zazula, "Correlation-based approach to separation of surface electromyograms at low contraction forces", Med. & Biol. Eng. & Comput., 42, 2004, pp. 487-496). The aim of this study was to test this method for possible biases a) towards superficial and large motor units (MUs), and b) towards high-recruitment threshold MUs.

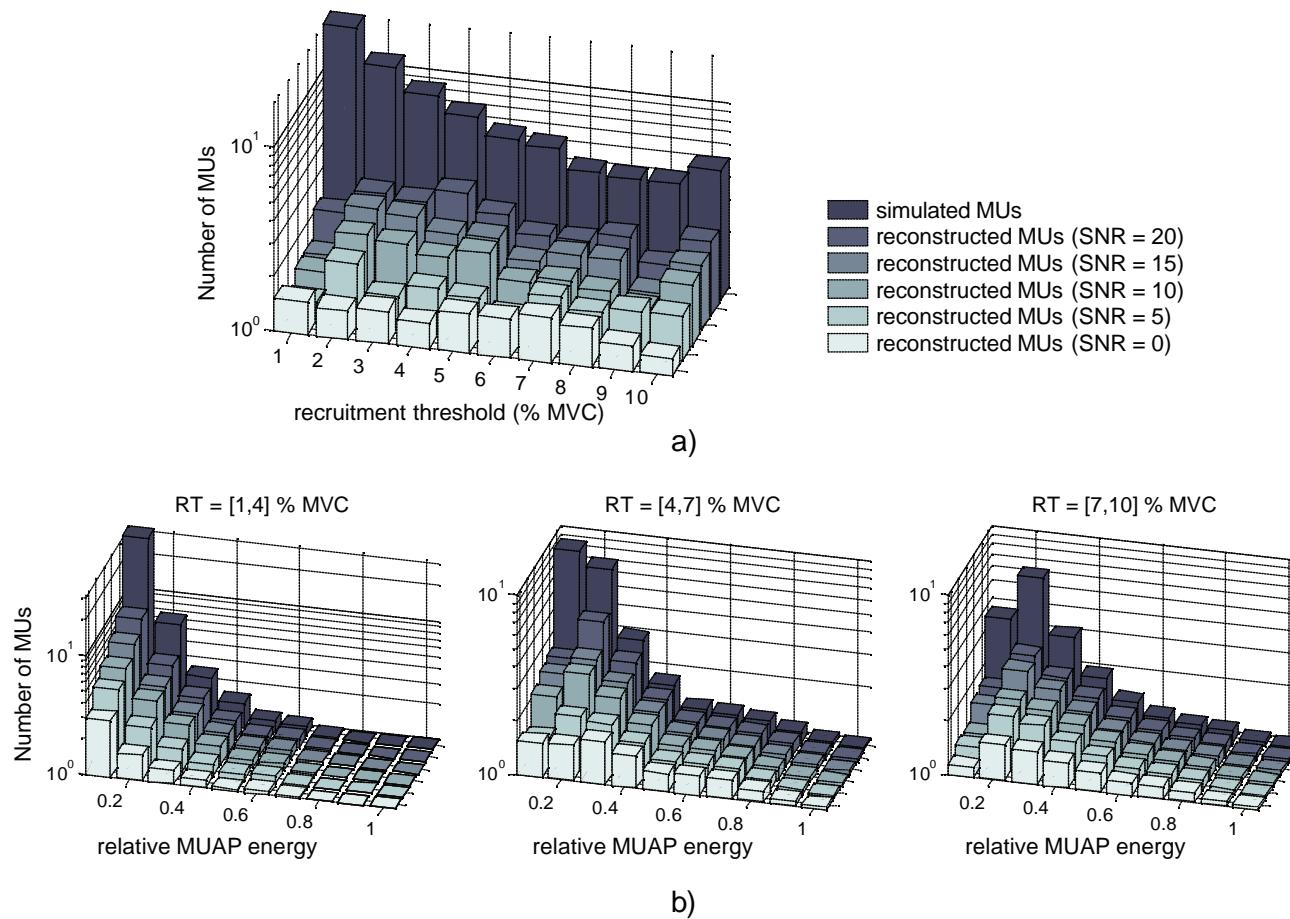
The study was conducted on extensive sets of synthetic surface EMG signals. The planar volume conductor model consisted of an anisotropic muscle layer, a subcutaneous layer (1.5-mm thick), and a skin layer (1-mm thick). A muscle with elliptical cross-section (8×5 mm) was simulated (the number of muscle fibers was set to 41,000). MUs were randomly scattered over the entire muscle cross-section and comprised from 25 to 2500 fibers. A linearly increasing and decreasing ramp contraction from 0% to 10% excitation level was simulated. The distribution of recruitment thresholds for the motor neurons was represented as an exponential function with many low-threshold neurons and progressively fewer high-threshold neurons. With this choice the number of active MUs at 10% excitation was 63 out of 120. The recording system was a grid of 5×13 electrodes of circular shape (radius 1 mm) with 3.5-mm interelectrode distance in both directions.

The decomposition results were averaged over 40 simulations runs. At signal to noise ratio (SNR) of 20 dB more than 13 MUs out of 63 were reconstructed with the percentage of correctly identified MU discharges higher than 95%, on average. The number of identified MUs decreased

I risultati della decomposizione sono stati mediati su 40 set di simulazioni. Con un rapporto segnale-rumore (SNR) di 20 dB sono state ricostruite, in media, più di 13 UM su 63 con una percentuale media di spari correttamente identificati per ogni UM più alta del 95%. Il numero di UM identificate diminuiva con l'aumentare del livello di rumore ma rimaneva relativamente alto anche in presenza di molto rumore (con SNR di 10 dB sono state ricostruite 10 UM, mentre non

with noise, but remained relatively high also in the presence of severe noise (at SNR of 10 dB, 10 MUs were reconstructed, while there were almost no misclassified pulses, even at SNR of 0 dB).

Detected motor unit action potential (MUAP) energies were normalized with respect to their maximum value (Figure). More than 95% of superficial and large MUs with the normalized MUAP energy larger than 0.5 were recognized, while deep and small MUs were considered as



Numero di UM ricostruite dai segnali EMG di superficie simulati a) versus la soglia di reclutamento (RT), e b) versus l'energia relativa del PUM misurata sulla superficie della cute (le energie dei PUM sono normalizzate rispetto al loro valore massimo). Notare la scala logaritmica degli assi verticali. MVC: massima contrazione volontaria.

Number of MUs reconstructed from synthetic surface EMG signals a) versus the recruitment threshold (RT), and b) versus relative MUAP energy measured on the skin surface (MUAP energies are normalized with respect to their maximum value).

Note the logarithmic scale on vertical axis. MVC: maximal voluntary contraction.

erano presenti spari classificati in modo non corretto anche con SNR di 0 dB).

L'energia dei potenziali di unità motoria (PUM) rilevati è stata normalizzata rispetto al valore massimo (Figura). Il sistema ha riconosciuto più del 95% delle UM superficiali e grandi, con energia relativa maggiore di 0.5, mentre le UM profonde e piccole sono state considerate come rumore di fondo (è stato identificato solo il 30% delle UM con energia normalizzata dei PUM minore di 0.25). Con un SNR di 20 dB i PUM identificati contribuivano per circa il 75% all'energia del segnale.

Il metodo CKC ricostruisce automaticamente le UM attive nel volume di prelievo degli elettrodi di superficie ed è quindi influenzato da UM grandi e superficiali. D'altra parte, non è stata identificata una correlazione significativa tra le UM ricostruite e la soglia di reclutamento (Figura). Sono necessari ulteriori test a livelli di contrazione maggiore.

background noise (only 30% of MUs with normalized MUAP energy smaller than 0.25 were identified). At SNR of 20 dB the identified MUAPs accounted for approx. 75% of the signal's energy.

The CKC method automatically reconstructs the MUs active in the detection volume of the surface electrodes and is, hence, biased towards big and superficial MUs. On the other hand, no significant correlation between the reconstructed MUs and the force recruitment threshold was noticed (Figure). Further tests at higher contraction levels are required.

Stima non invasiva del grado di sincronizzazione delle unità motorie nel muscolo bicipite brachiale

D. Farina, M. Gazzoni, A. Holobar, R. Merletti, D. Zazula

Una moderata sincronizzazione delle unità motorie (UM) è stata confermata sperimentalmente da numerosi studi il cui limite era principalmente il prelievo EMG ad ago. La capacità della tecnica "Convolution Kernel Compensation" (CKC) di identificare correttamente, dal segnale EMG di superficie, i pattern di UM attive contemporaneamente ci ha permesso di valutare, in modo non invasivo, il livello di sincronizzazione durante contrazioni lunghe a basso livello di forza.

Hanno partecipato allo studio cinque soggetti maschi sani. I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti utilizzando una matrice di 61 elettrodi della dimensione di 1x1 mm, disposti su una griglia di 5 colonne e 13 righe. La distanza interelettrodica era di 5 mm. La registrazione è stata effettuata dal bicipite brachiale del braccio dominante, utilizzando la configurazione singolo differenziale, durante contrazioni isometriche della durata di 5 minuti a forza costante (al 5% e 10% del livello di forza massimale, MVC). Per l'identificazione dei patterns di attivazione delle UM è stato applicato il metodo CKC. Il livello di sincronizzazione tra le coppie delle UM identificate è stato valutato utilizzando il cross-istogramma.

In media, dai segnali acquisiti, sono state identificate 8.8 ± 4.4 (contrazione al 5% MVC) e 9.6 ± 3.8 (contrazione al 10% MVC) UM attive contemporaneamente. In media, questo ha permesso il confronto di 45 coppie di UM simultaneamente attive. In circa il 50% delle coppie di UM studiate sono stati identificati picchi di sincronizzazione statisticamente significativi (Figura). La larghezza dei picchi variava tra 1 ms e 5 ms, con una media di 1.5 ms. La maggior parte dei picchi era distante meno di 6 ms dalla posi-

Non-invasive estimation of the degree of motor unit synchronization in the biceps brachii muscle

Moderate motor unit (MU) synchronization has been experimentally confirmed by numerous studies, which were mainly limited to the use of invasive intramuscular EMG. The ability of Convolution Kernel Compensation (CKC) technique to reliably identify discharge patterns of concurrently active MUs from surface EMG enabled us to noninvasively assess the level of synchronization during long-lasting low-force contractions.

Five young healthy male subjects participated to the experiment. Surface EMG signals were detected with a matrix of 61 electrodes of size 1×1 mm arranged in 5 columns and 13 lines. Inter-electrode distance was 5 mm. Recordings were performed in single differential configuration during 5 min long isometric constant-force contractions (at 5% and 10% of the maximal voluntary contraction force, MVC) of the dominant biceps brachii muscle. The CKC method was applied for identification of MU discharge patterns. The level of synchronisation between pairs of identified MU was analysed by cross-histograms.

On average 8.8 ± 4.4 (5% MVC contraction) and 9.6 ± 3.8 (10% MVC contraction) simultaneously active MUs were identified out of acquired signals. This allowed for comparison of 45 concurrently active MUs pairs, on average. Statistically significant synchronisation peaks were detected in approx. 50% of investigated MU pairs (Figure). Peak width ranged from 1 ms to 5 ms, with the mean value of 1.5 ms. Majority of peaks were within the 6 ms from the central, zero-delay position, indicating the presence of short-term MU synchronisation. Although significant, the number of synchronized MU discharges was generally small, varying between 3% and 9% of all MU discharges.

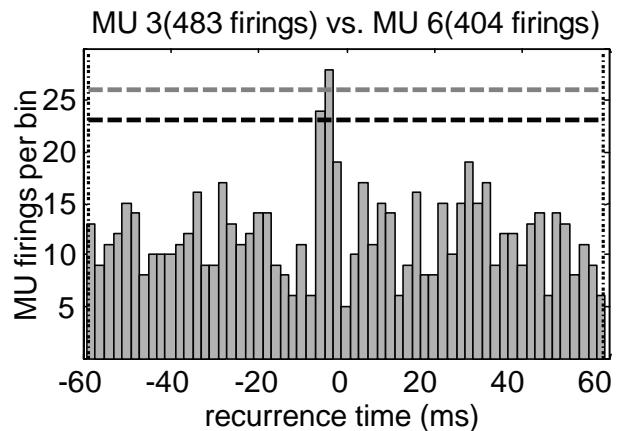
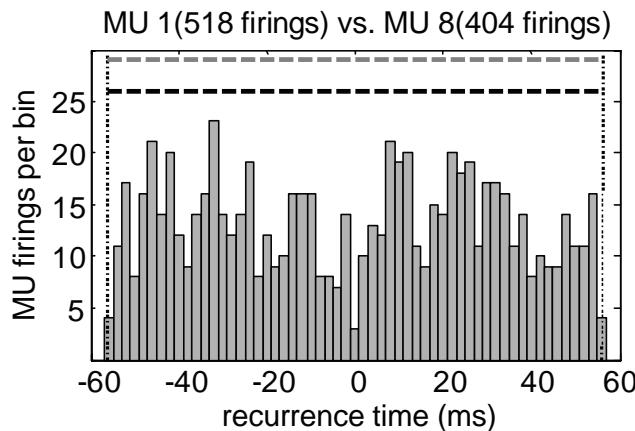
zione centrale, corrispondente ad un ritardo di 0 ms, indicando la presenza di una sincronizzazione a breve termine. Anche se significativo, il numero di spari di UM sincronizzati era generalmente piccolo, variando tra il 3% ed il 9% di tutti gli spari dell'UM.

Per un'ulteriore analisi, i pattern di attivazione di 5 minuti sono stati suddivisi in epoche di 30 s. Non sono state identificate differenze statisticamente significative tra i parametri di sincronizzazione misurati in epoche diverse e anche a diversi livelli di contrazione (Kruskal-Wallis ANOVA test, $p>0.05$).

I risultati di questo studio dimostrano che è possibile la valutazione della sincronizzazione delle UM in modo non invasivo. Avendo identificando fino a 14 UM simultaneamente attive per contrazione, è stata studiata la sincronizzazione in più di 91 coppie di UM. Per quanto ci risulta, non esiste nessun altro studio che abbia confrontato un così alto numero di UM simultaneamente attive in modo non invasivo.

For further analysis, the 5 min long MU discharge patterns were divided into 30s long epochs. No statistically significant differences for the measured synchronisation parameters were observed among different epochs and also among different contraction levels (Kruskal-Wallis ANOVA test, $p>0.05$).

The results of this study demonstrated that the non-invasive assessment of MU synchronization is possible. By identifying up to 14 concurrently active MUs per contraction, the synchronization in up to 91 MU pairs was studied. To our knowledge, no other study exists, which would noninvasively compare such a large number of concurrently active MUs.



Cross-istogramma senza (a sinistra) e con un picco di sincronizzazione statisticamente significativo (a destra) Le linee traggiate nera e grigia identificano i livelli di confidenza pari al 95% e 99% con cui è possibile stabilire che il picco presente nel cross-istogramma non è dovuto a spari di UM casualmente sincronizzati.

Cross-histogram without (left plot) and with statistically significant synchronisation peak (right plot). Black and gray dashed lines represent 95% and 99% confidence levels with which it can be established that the detected peak in the cross-histogram is not due to a random overlapping of MU discharges.

Identificazione non invasiva del common drive delle unità motorie nel muscolo abduttore del pollice

D. Farina, M. Gazzoni, A. Holobar, R. Merletti, D. Zazula

Con il termine "common drive" delle unità motorie (UM) si intendono le fluttuazioni in fase delle frequenze di sparo delle UM; tale fenomeno è stato osservato in diversi muscoli, dai grandi muscoli delle gambe ai piccoli muscoli delle mani. Fino ad oggi, gli studi del common drive sono stati basati solo sul segnale EMG intramuscolare. Il recente sviluppo di matrici di elettrodi di superficie ad alta densità e la capacità della tecnica di decomposizione "Convolution Kernel Compensation" (CKC) di decomporre accuratamente tali segnali, hanno fornito un nuovo mezzo per lo studio non invasivo del "common drive" delle UM.

Allo studio hanno partecipato otto soggetti maschi sani. Il segnale EMG di superficie è stato acquisito utilizzando una matrice di 60 elettrodi (12 righe per 5 colonne) durante contrazioni isometriche a forza non costante (da 0% a 10% della forza massima – MVC – e ritorno) del muscolo abduttore del pollice. La durata della rampa di forza era pari a 12 s (salita + discesa). Per la ricostruzione dei pattern di attivazione delle UM è stato applicato il metodo CKC.

In media, sono state identificate, per ogni segnale acquisito, 16.8 ± 2.9 UM simultaneamente attive. La frequenza di sparo istantanea delle UM identificate è stata filtrata utilizzando una finestra di Hann della durata di 250 ms. In Figura è mostrato un esempio della variazione nel tempo delle frequenze di sparo così ottenute.

Il grado di correlazione tra coppie di UM attive è stato misurato calcolando la cross-correlazione delle loro frequenze di attivazione filtrate. Le variazioni lente nelle frequenze di attivazione delle UM sono state filtrate con un filtro passa alto (frequenza di taglio a 3 dB pari a 0.25 Hz) per rimuovere l'effetto della variazione del livel-

Non-invasive identification of motor unit common drive in the abductor pollicis muscle

Motor unit (MU) common drive is defined as in-phase fluctuations of MU discharge rates and has been observed in many muscles, ranging from big leg muscles to small hand muscles. Up to now, studies of MU common drive have been based on invasive intramuscular EMG only. The recent development of high-density surface electrode arrays and the potential of Convolution Kernel Compensation (CKC) decomposition technique to accurately decompose those signals have provided a new means for non-invasive investigation of MU common drive.

Eight young healthy male subjects participated to the experiment. Surface EMG signals were acquired using a matrix of 60 electrodes (12 rows by 5 columns) during isometric force ramp contractions (from 0% to 10% of the maximal voluntary contraction – MVC – and back) of abductor pollicis muscle. The duration of the ramp (rise + descent) was set to 12 s. The CKC method was applied for reconstruction of MU discharge patterns.

On average 16.8 ± 2.9 concurrently active MUs were identified out of each acquired signal. Instantaneous discharge rates of identified MUs were calculated and smoothed by a sliding Hann window of duration of 250 ms. The resulting time-varying mean discharge rates are exemplified in Figure.

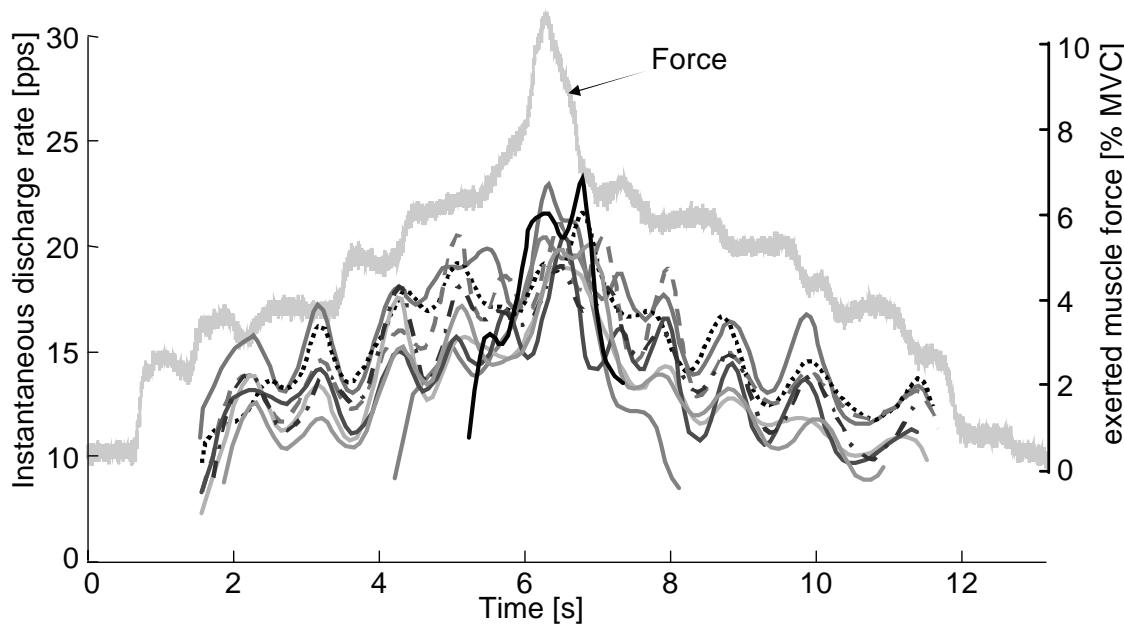
Degree of correlation between the pairs of concurrently active MUs was measured by calculating the cross-correlations of their mean discharge rates. In order to cancel out the effect of force ramp, slow trends in MU discharge rates were filtered by a high-pass filter (3 dB bandwidth, 0.25 Hz). The mean and std. deviation of the maximal cross-correlation values varied significantly among the subjects and ranged from

lo di forza. Il valor medio e deviazione standard dei valori massimi della cross-correlazione variano in modo significativo tra i soggetti tra circa 0.70 ± 0.14 (Soggetto A) e circa 0.30 ± 0.24 (Soggetto D). Inoltre, i valori di correlazione variano in modo significativo anche per diverse coppie di UM dello stesso soggetto, coprendo quasi tutto l'intervallo $[0,1]$. Le posizioni del picco della correlazione non sono statisticamente diverse da zero (two-tailed t-test, $p>0.05$).

Questo studio ha dimostrato che è possibile studiare il “common drive” dal segnale EMG di superficie. Sono state osservate variazioni significative tra soggetti e tra coppie di UM. Questo può suggerire che il “common drive” dipende dale strategie di controllo utilizzate dal soggetto ed è limitato solo ad un piccolo insieme di UM.

approx. 0.70 ± 0.14 (Subject A), to approx. 0.30 ± 0.24 (Subject D). In addition, the measured correlation values varied significantly also among the different MU pairs for the same subject, covering almost the entire $[0,1]$ interval. The mean locations of the correlation peak were not statistically different from zero (a two-tailed t-test, $P>0.05$).

This study demonstrated that the common drive can readily be assessed from surface EMG. Significant variations among subjects and MU pairs were observed. This may suggest that common drive depends on the control strategy employed by the subject, and is limited to small sets of MUs only.



Esempio dell'andamento delle frequenze medie di attivazione delle UM durante una contrazione a forza non costante dell'abduttore del pollice (Soggetto A). Sono chiaramente visibili le fluttuazioni, in fase e comuni a più UM, delle frequenze di sparo (linee sottili continue, tratteggiate e puntinate) e le risultanti fluttuazioni della forza esercitata (linea grigia spessa).

Typical mean MU discharge rates during the isometric force ramp contraction of the abductor pollicis muscle (Subject A). Common in-phase fluctuations of MU discharge rates (thin solid, dashed and dotted lines), and the resulting fluctuations of the exerted muscle force (grey solid line) are clearly visible.

Decomposizione del segnale elettromiografico di superficie registrato durante contrazioni dinamiche lente

M. Gazzoni, A. Holobar, R. Merletti, D. Zazula

Durante contrazioni dinamiche, la distanza tra il sistema di prelievo e le unità motorie (UM) attive cambia in modo continuo in funzione del tempo. Questo causa progressive e sostanziali modifiche nella morfologia dei potenziali di unità motoria (PUM) che rendono più complicato il processo di decomposizione. I metodi attuali di decomposizione sono quindi stati applicati principalmente a contrazioni isometriche. Obiettivo di questo studio era quello di verificare la capacità di una versione modificata della tecnica di decomposizione "Convolution Kernel Compensation" (CKC) di ricostruire i pattern di attivazione delle UM dai segnali EMG registrati durante contrazioni dinamiche lente del bicipite brachiale.

All'esperimento hanno partecipato due soggetti giovani maschi. I segnali EMG di superficie sono stati registrati con una matrice adesiva di 61 elettrodi (dimensioni 1x1 mm) disposti su 5 colonne e 13 righe (senza i quattro elettrodi agli angoli). La distanza interelettrodica era 8 mm. La registrazione è stata effettuata dal bicipite brachiale utilizzando la configurazione singolo differenziale durante tre ripetizioni, da dieci secondi, di flessione ed estensione del braccio sul piano saggittale. L'angolo al gomito, misurato con un goniometro potenziometrico, variava, durante la contrazione, tra 0 e 150 gradi con una velocità angolare di 15 gradi al secondo. Per aumentare il livello di contrazione è stato fissato un peso di 1 kg al polso del soggetto.

Per ogni soggetto, sono state identificate, in media, 8.5 ± 0.5 UM contemporaneamente attive. All'inizio della flessione, la frequenza di sparo delle UM era di circa 9 ± 2 spari al secondo (pps) e aumentava all'aumentare dell'angolo di flessione (fino a 16 pps). Poco prima delle fine della flessione

Decomposition of surface electromyograms recorded during slow dynamic contractions

During dynamic muscle contractions, the distances between the detection system and the active MUs change continuously as a function of time. This causes continuous, but substantial changes in the shape of detected motor unit action potentials (MUAPs) and hinders the decomposition process. State-of-the-art surface EMG decomposition methods have, hence, mainly been applied to the isometric muscle contractions. The aim of this study was to test the ability of modified Convolution Kernel Compensation (CKC) decomposition technique to reconstruct the MU discharge patterns from EMG signals, recorded during moderate dynamic contractions of biceps brachii muscle.

Two young male subjects participated to the experiment. Surface EMG signals were recorded with an adhesive two-dimensional array of 61 electrodes (of size 1×1 mm) arranged in five columns and 13 lines (without the four corner electrodes). Inter-electrode distance was 8 mm. Recordings from biceps brachii were performed in single differential configuration during three repetitions of ten seconds long isokinetic flexion and extension of elbow joint in sagittal plane. The elbow joint angle was measured by a potentiometric goniometer and ranged from 0 to 150 degrees with an angular velocity of 15 degree/s. In order to increase the muscle contraction level, a weight of 1 kg was fixed at the wrist of the tested arm.

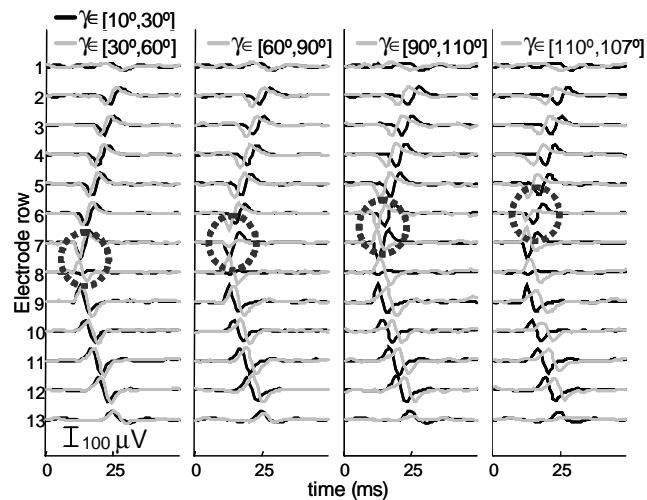
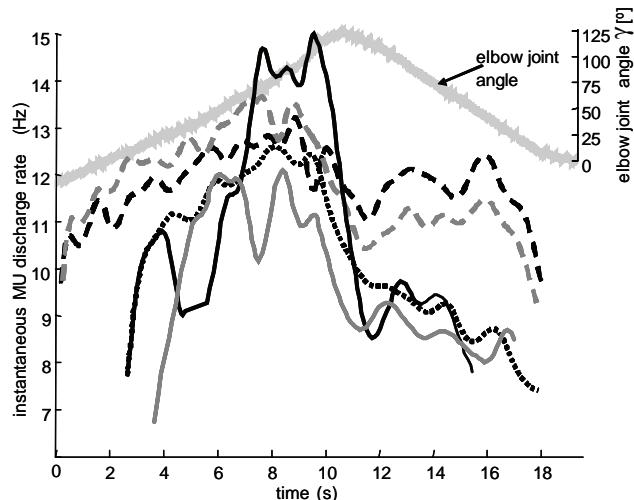
On average 8.5 ± 0.5 concurrently active MUs were identified per subject. At the start of the elbow flexion, MUs were firing at approx. 9 ± 2 pulses per second (pps) while their firing rates increased with the increasing flexion angle (up to 16 pps). Slightly before the end of the flexion,

è stata osservata una significativa diminuzione della frequenza di sparo delle UM (da circa 14 ± 2 pps a circa 10 ± 2 pps). Una lenta diminuzione della frequenza di sparo continuava anche durante la contrazione eccentrica (Figura).

Anche se preliminari, questi risultati mostrano chiaramente che il metodo CKC è in grado di seguire prontamente i cambiamenti della morfologia dei PUM durante contrazioni dinamiche. In questo studio, la qualità della ricostruzione dei treni di potenziali delle UM è stata sufficientemente buona da permettere l'analisi delle frequenze di sparo istantanee. Sono state riscontrate differenze significative nelle strategie di controllo delle UM durante la fase concentrica (flessione) e la fase eccentrica (estensione). Queste conclusioni non possono tuttavia essere generalizzate. I risultati suggeriscono che le UM sono attivate in modo diverso in movimenti gravitari (eccentrici) e anti gravitari (concentrici).

a significant decrease of MU firing rates was observed (from approx. 14 ± 2 pps to approx. 10 ± 2 pps). Mild negative trend continued also in the extension phase (Figure).

Although preliminary, our results clearly demonstrate the CKC method can readily track the changes in MUAP shapes during dynamic contractions. In this study, the quality of reconstructed MU discharge patterns was good enough to support the analysis of instantaneous discharge rates. Significant differences in MU control strategies employed during the concentric (flexion) and eccentric (extension) phases were detected. These conclusions should not be generalized, however. The results suggest that MUs are activated differently in movements along gravity (eccentric) and in movements against gravity (concentric).



Frequenza di sparo istantanea delle UM stimata dal segnale EMG di superficie acquisito durante contrazioni dinamiche lente del bicipite brachiale (a sinistra) e PUM dell'UM1, registrato dalla colonna centrale della matrice e ricostruito con la tecnica di "spike triggered averaging" da segnali della durata di 2 s a diversi angoli (γ) di flessione del braccio (a destra).

Instantaneous MU discharge rates estimated from the surface EMG signals, acquired during slow dynamic contraction of the dominant biceps brachii muscle (left panel) and MUAPs of the MU1, as detected by the central electrode column and reconstructed by the spike triggered averaging from different 2 s long signal epochs at different angles (γ) of the elbow joint (right plot).

Dipendenza delle caratteristiche del segnale meccanomiografico dalla forza e dalla posizione dell'accelerometro

C. Cescon, D. Farina, P. Madeleine

Lo scopo del presente studio era lo studio della distribuzione topografica del segnale meccanomiografico (MMG) durante contrazioni isometriche per studiare l'eterogeneità spaziale del segnale MMG durante l'attivazione del muscolo al variare del livello di contrazione. I segnali MMG sono stati rilevati sul muscolo tibiale anteriore con una griglia di 5x3 accelerometri su 11 soggetti. Dopo la registrazione della massima contrazione volontaria (MVC), i soggetti hanno effettuato contrazioni isometriche a diversi livelli da 0 a 100% MVC a passi di 10% in ordine casuale. Sono state calcolate le mappe bidimensionali di stimatori di ampiezza e spettrali ed è stato calcolato il centro di gravità e l'entropia (grado di omogeneità) delle mappe di MMG. Gli stimatori di ampiezza del segnale MMG aumentano con il livello di contrazione ($F=11.4$, $p<0.0001$) mentre l'entropia diminuisce ($F=3.8$, $p<0.05$). Nel dominio della frequenza, gli stimatori spettrali aumentano dalla colonna centrale alla colonna laterale ($F=7$, $p<0.05$) e le coordinate x e y del centro di gravità cambiano con il livello di contrazione ($F=4.3$, $p<0.001$ and $F=7.7$, $p<0.0001$, rispettivamente). Il tibiale anteriore era attivato uniformemente nell'intero range di contrazioni poiché non è stata osservata alcuna dipendenza dalla posizione per le variabili di ampiezza. Al contrario, è stata osservata una dipendenza degli stimatori spettrali dalla posizione nelle mappe del segnale MMG. Questo fatto riflette l'aumento della complessità del segnale MMG all'aumentare del livello di contrazione. Le schiere bidimensionali di accelerometri possono fornire nuove informazioni sulle unità motorie reclutate, sulla morfologia del muscolo e sui meccanismi di generazione del segnale MMG.

Spatial and force dependency of mechanomyographic signal features

The aim of the present study was to investigate surface mechanomyographic (MMG) topographical maps during isometric contraction in order to study spatial inhomogeneity in MMG muscle activation in relation to contraction level. The MMG signals were detected over the tibialis anterior muscle with a grid of 5x3 accelerometers on 11 volunteers. After recordings the maximum voluntary contraction (MVC), the subjects performed isometric contractions at levels ranging from 0 to 100% MVC with 10% increment in a randomised order. Two-dimensional maps of amplitude and spectral estimators were obtained and the centre of gravity and the entropy (degree of homogeneity) of the MMG maps were computed. The surface MMG amplitude estimators increased with contraction level ($F = 11.4$, $P < 0.0001$) while the entropy decreased ($F = 3.8$, $P < 0.05$). In the frequency domain, the spectral estimators increased from the middle column to the lateral columns ($F = 7$, $P < 0.05$) and the centre of gravity x- and y-coordinates changed with contraction levels ($F = 4.3$, $P < 0.001$ and $F = 7.7$, $P < 0.0001$, respectively). The tibialis anterior was activated uniformly over the whole contraction range as no spatial changes were seen for temporal estimators. On the contrary, spatial changes occurred in spectral estimators' MMG maps highlighting the complexity of MMG spectral changes with increasing contraction level. Two dimensional arrays of accelerometers are likely to provide new information about recruited motor units, muscle morphology and architecture contributions to the MMG signal.

Propagazione longitudinale e trasversale delle onde meccanomiografiche di superficie generate da attività di singole unità motorie

Longitudinal and transversal propagation of surface mechanomyographic waves generated by single motor unit activity

C. Cescon, D. Farina, P. Madeleine

In questo studio sono stati analizzati i segnali meccanomiografici (MMG) generati dalle singole unità motorie (UM) nel muscolo tibiale anteriore prelevati longitudinalmente e trasversalmente rispetto all'orientamento delle fibre muscolari. I segnali MMG sono stati prelevati da 10 soggetti maschi con 13 accelerometri monoassiali, 6 posizionati lungo le fibre e 7 trasversali (Figura 1). I segnali EMG intramuscolari sono stati prelevati con elettrodi a filo. I soggetti controllavano l'attività di un'unica singola unità motoria alla mi-

This study analysed mechanomyographic (MMG) signals generated by single motor units in the tibialis anterior muscle and concomitantly detected in both the longitudinal and transversal directions with respect to the muscle fiber orientation. MMG signals were recorded from 10 healthy male subjects with 13 uniaxial accelerometers, 6 located along the fiber direction and 7 transversal to the fibers (Figure 1). Intramuscular electromyographic (EMG) signals were detected with wire electrodes and provided as feed-

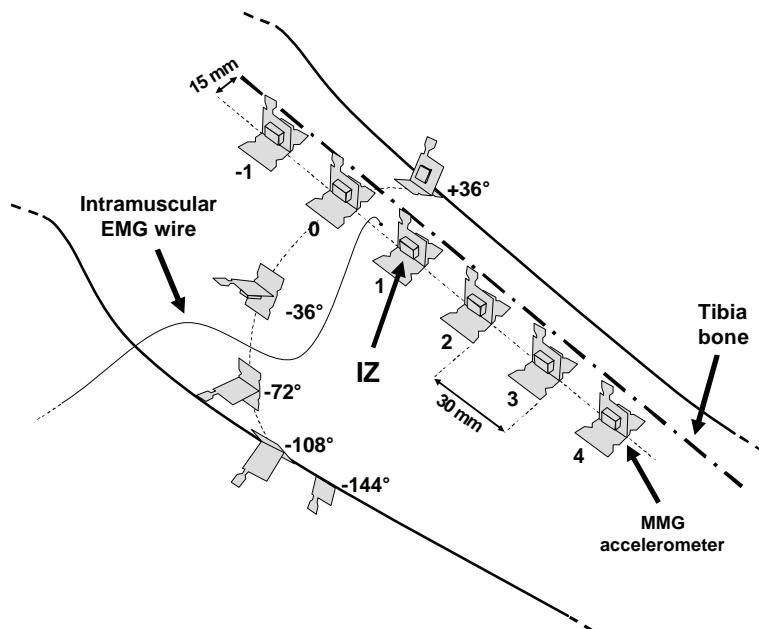


Figura 1) Set-up sperimentale per il prelievo delle mappe di accelerazione sul muscolo tibiale anteriore. Sono indicati gli accelerometri, la zona di innervazione e la posizione di prelievo del segnale EMG. Gli accelerometri in posizione -180° e -216° (circa sopra il muscolo gastrocnemio) non sono visibili.

Figure 1) Experimental set-up for the detection of acceleration maps on the tibialis anterior muscle. The accelerometers, the innervation zone and the intramuscular EMG wire are shown. The accelerometers in position -180° and -216° (almost over the gastrocnemius muscle) are not visible.

nima frequenza di sparo per 10 minuti con feedback visivo sul segnale EMG intramuscolare. Il segnale MMG multicanale è stato ottenuto come media utilizzando i potenziali di azione della UM (circa 4000 spari per ogni soggetto) come trigger. La UM era attivata al $2.9 \pm 2.1\%$ (media \pm DS) della massima contrazione volontaria, con frequenza di sparo di 8.2 ± 1.2 pps ed il $20.0\% \pm 5.3\%$ di variabilità tra gli intervalli. L'ampiezza ed il ritardo dei picchi positivi e negativi del segnale MMG rispetto al picco del segnale EMG corrispondente non variava lungo il la schiera di accelerometri longitudinale. Tuttavia, i valori di picco positivi e negativi di MMG variavano lungo la schiera trasversale ($P < 0.01$), mostrando attenuazione di ampiezza all'aumentante della distanza dalla sorgente (Figura 2). Inoltre, il ritardo del picco positivo dipendeva dalla posizione trasversale ($P < 0.01$), indicando propagazione dell'onda meccanica. La velocità angolare di propagazione nel senso trasversale era 78.5 ± 73 rad/s. I risultati indicano che il segnale MMG è generato principalmente dallo spostamento delle fibre causato da un cambio di curvatura delle stesse.

back to the subject. The subjects controlled the activity of a single motor unit (target MU) at the minimum stable discharge rate for 10 min with the EMG feedback. The multi-channel MMG was averaged using the intramuscular single MU action potentials as triggers. The target MU was activated at (mean \pm SD) $2.9 \pm 2.1\%$ of the maximal voluntary contraction, with discharge rate 8.2 ± 1.2 pps and interpulse interval variability $20.0 \pm 5.3\%$. The positive and negative peak and time-to-peak of the averaged MMG did not change along the longitudinal direction. However, positive and negative MMG peak values varied along the transversal direction ($P < 0.01$), showing attenuation of amplitude for increasing distance from the source (Figure 2). Moreover, the time-to-positive peak depended on the transversal location ($P < 0.01$), indicating wave propagation. The angular propagation velocity in the transversal direction was 78.5 ± 73 rad/s. The results indicate that MMG mainly originates from muscle fiber displacement due to a change of curvature of the muscle fibers.

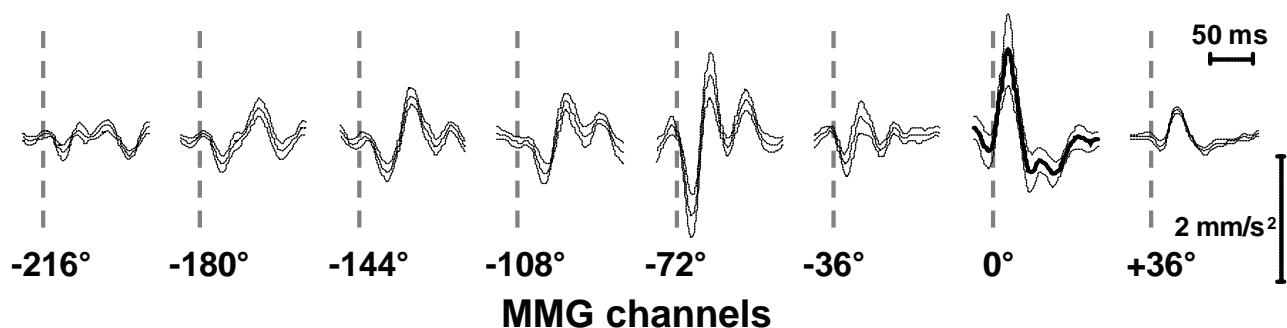


Figura 2) Media (\pm SE) della risposta MMG di singola UM per le 10 UM identificate, rilevate dalla schiera di accelerometri in senso trasversale rispetto alle fibre del muscolo a livello del secondo accelerometro prossimale in direzione longitudinale.

Figure 2) Average (\pm SE) motor unit MMG response for the 10 identified MUs detected in the transversal direction around the calf at the level of the second proximal accelerometer in the longitudinal direction.

Influenza della frequenza di sparo istantanea delle unità motorie sul segnale meccanomiografico

C. Cescon, D. Farina, M. Gobbo, P. Madeleine, C. Orizio

Lo scopo dello studio era di definire un metodo per identificare il contributo di diverse unità motorie (UM) al meccanomiogramma (MMG) a diverse frequenze di sparo. A questo scopo è stata adottata la tecnica di spike triggered averaging, usando i potenziali di UM (PUM) intramuscolari come trigger per estrarre l'attività meccanica corrispondente dal segnale MMG. Le sessioni sperimentali sono state effettuate sul tibiale anteriore dominante di 11 soggetti. La gamba era mantenuta in posizione orizzontale con il piede fissato in un dinamometro (angolo della caviglia a 110°). Il segnale EMG intramuscolare è stato prelevato con un elettrodo a filo sottile inserito con un ago (23-gauge) nel muscolo, mentre un accelerometro (0.5 g di peso) per il prelievo del segnale MMG era posizionato sopra il muscolo, circa 1 centimetro prossimale rispetto all'inserzione dell'elettrodo a filo. Al soggetto era chiesto di modulare la forza durante la flessione della caviglia in modo da isolare l'attività di una singola UM con biofeedback visivo sui segnali EMG intramuscolari.

Sono state effettuate due prove della durata di 2 minuti ciascuna:

- 1) attivazione della UM alla minima frequenza di sparo;
- 2) attivazione della UM ad una frequenza di sparo maggiore (prima del reclutamento di un'altra UM rilevabile).

I singoli PUM sono stati identificati dai segnali EMG intramuscolari tramite decomposizione. Per ogni PUM è stato calcolato l'intervallo di tempo (T) dallo sparo precedente ed è stato calcolato il segnale MMG in una finestra temporale di 80ms. I segnali sono stati raggruppati off-line a seconda della frequenza istantanea di sparo $1/T$

Influence of instantaneous discharge rate on motor unit contribution to mechanomyogram

The aim of the study was to define a method to identify the contribution of individual motor units (MUs) to the mechanomyogram (MMG) at different discharge rates. To this purpose the spike triggered averaging technique has been adopted, using intramuscularly detected single MU action potentials (MUAPs) as triggers to extract the corresponding MU mechanical activity from MMG. The experimental sessions have been carried out on the dominant tibialis anterior of 11 male subjects. The leg was kept still in horizontal position with the foot fixed (ankle joint at 110°) in an isometric force dynamometer. Monopolar intramuscular EMG was detected using a fine wire electrode inserted by a 23-gauge needle in the muscle belly, while an accelerometer (0.5 g mass) for surface MMG detection was placed over the muscle ~ 1 cm proximally from wire insertion. The subject, provided with a visual feedback on the intramuscular EMG signals, was asked to modulate the torque during ankle flexion in order to isolate the activity of a single MU (target MU).

Two trials, with a duration of 2 min each, were performed:

- 1) activation of the target MU at the minimum discharge rate;
- 2) activation of the target MU at a higher discharge rate (avoiding the recruitment of other detectable MUs).

Single MUAPs were identified from the intramuscular EMG signals with a decomposition algorithm. For each MUAP the time interval (T) from the previous discharge was calculated and an 80 ms time window of MMG was stored. The collected 80 ms time windows were clustered off-line according to their $1/T$ values in the 5-10 Hz

nel range 5-10 Hz (a passi di 1 Hz). La presenza di una risposta MMG di singola UM è stata valutata tramite analisi asintotica del valore di RMS del segnale ottenuto come media all'aumentare del numero di spari utilizzati. Aumentando il numero di spari, il valore di RMS diminuiva fino a raggiungere un livello asintotico senza ulteriori cambiamenti significativi per oltre 50 spari.

Il coefficiente di correlazione tra il segnale ottenuto da una media su N spari ed il segnale ottenuto come media su tutti gli spari rilevati aumentava asintoticamente fino a 1 ed era sopra 0.75 per $N>50$ (Cescon et al. ISEK2002). È stata effettuata un'analisi della varianza a una via (ANOVA) sull'ampiezza picco-picco del segnale MMG, con la frequenza di sparo istantanea come fattore fisso. Il livello di significatività è stato fissato a $p<0.05$. È stata osservata una diminuzione significativa di ampiezza del segnale MMG (da 65 ± 22 a 45 ± 25 mm/s²) con l'aumento della frequenza di sparo istantanea ($F=2.76$; $p<0.05$).

In conclusione, questo metodo permette di seguire i cambiamenti di MMG di singolo contributo di UM a differenti frequenze di sparo all'interno del range fisiologico. È quindi uno strumento importante per rilevare l'influenza delle strategie di reclutamento sulle proprietà del segnale MMG durante la contrazione volontaria.

range (bin width: 1 Hz). The presence of a deterministic single MU MMG has been revealed by the asymptotic analysis of the RMS of the averaged signal increasing the number of firings used for the averaging. Increasing the number of firings of the averaging, the RMS decreased and reached an asymptotic level when the averaging was made on about 50 firings. Increasing the number of firings, there was not a significant change of the RMS. The correlation coefficient between the signal averaged on N firings and the signal averaged on all the detected firings increases asymptotically up to 1, and is over 0.75 for $N>50$ (Cescon et al. ISEK2002).

A one-way analysis of variance (ANOVA) was performed on the average MMG peak-to-peak amplitude, with the instantaneous discharge rate as a fixed factor. Significance was set to $P<0.05$. A statistically significant decrease of MMG amplitude (from 65 ± 22 to 45 ± 25 mm/s²) was observed with the increase of instantaneous discharge rate ($F=2.76$; $p<0.05$).

In conclusion, this method allows to follow the changes of the single MU contribution to MMG at different firing rates within physiological ranges. This could be a tool to disclose the influence of MU activation strategy on MMG properties during voluntary contraction.

Sviluppo di nuovi tipi di matrici flessibili utilizzando diverse tipologie di elettrodi

D. Mastrapasqua, S. Vallero

Nell'ambito del progetto "Sinapsi", finanziato dalla Regione Piemonte e in collaborazione con la ditta e.d.s. (Cuorgnè, Italy), sono stati realizzati nuovi prototipi di matrici flessibili di elettrodi per poter sviluppare in futuro un prototipo che rispetti le seguenti caratteristiche ideali: a) bassa impedenza e basso rumore del contatto elettrodo cute; b) bassa sensibilità alle interferenze di rete; c) bassa sensibilità alla presenza di peli; d) facilità di indossamento, riposizionamento, rimozione e pulizia; e) facilità di fabbricazione in laboratorio.

I prototipi sono stati realizzati con due tecniche differenti: tecnologia tessile e tecnologia del circuito stampato attraverso fotoincisione.

I prototipi realizzati con la tecnologia tessile sono:

1) Matrice di elettrodi a 64 canali progettata per il prelievo del segnale EMG dal muscolo trapezio superiore; la matrice è costituita da 64 elettrodi circolari disposti a griglia con una distanza interelettrodica di 10 mm. Ogni elettrodo è costituito da un occhiello argentato di diametro 5 mm, in cui il foro interno di 3 mm è un ottima sede per depositare il gel elettroconduttivo.

2) Matrice di elettrodi a 128 canali progettata principalmente per il prelievo del segnale EMG dal muscolo bicipite brachiale; la matrice è costituita da 128 occhielli argentati disposti in una griglia di 16 colonne e 8 righe con una distanza interelettrodica di 10 mm (Figura 1).

I prototipi realizzati con la tecnica del circuito stampato attraverso fotoincisione sono:

1) Matrice di elettrodi composta da 16 canali realizzata su un supporto in Mylar (spessore 0.1 mm) estremamente flessibile (Figura 2); la matrice è costituita da 16 elettrodi disposti in una griglia di 4 colonne e 4 righe con una distanza

Development of new types of flexible electrode grids using different types of electrodes

In the framework of the regional "Sinapsi" project and in collaboration with the company e.d.s. (Cuorgnè, Italy), new prototypes of flexible electrode grids have been produced with the aim to develop a future product with the following ideal characteristics: a) low impedance and low noise of skin-electrode contact; b) low sensitivity to 50 Hz interference; c) low sensitivity to hair presence; d) high wearability and easy repositioning, replacement, and cleaning; e) inexpensive and easy production in laboratory.

The prototypes have been developed using two different technologies: textile technology and printed circuit technology.

The prototypes developed using the textile technology were:

1) Bidimensional electrode array of 64 channels, designed to detect the EMG signal from the upper trapezius muscle; the matrix consists of 64 eyelet electrodes positioned on a grid with inter-electrode distance of 10 mm. Each electrode is made by a silver eyelet of 5 mm diameter, with an internal hole of 3 mm, suitable for the insertion of conductive gel.

2) Bidimensional electrode array of 128 channels, mainly designed to detect the EMG signal from the biceps brachii muscle; the matrix consists of 128 silver eyelet electrodes positioned on a grid of 16 columns and eight rows with inter-electrode distance of 10 mm (Figure 1).

The prototypes developed using the printed circuit technology were:

1) Bidimensional electrode array of 16 channels realized on an extremely flexible Mylar support (thickness 0.1 mm) (Figure 2); the matrix consists of 16 electrodes positioned on a 4x4 grid with inter-electrode distance of 8 mm. Different types of electrodes have been used for this pro-

interelettrodica di 8 mm. Per questo prototipo sono stati usati diversi tipi di elettrodi: a) elettrodo realizzato tramite un dischetto in silicone elettroconduttivo del diametro di 4 mm; b) elettrodo realizzato tramite un dischetto di ottone dorato del diametro di 2 mm con 9 cuspidi; c) elettrodo realizzato tramite un dischetto di Hydrogel del diametro di 5 mm; d) elettrodo realizzato tramite una pasta elettroconduttriva che copre una superficie di diametro 2 mm.

2) Matrice composta da 64 elettrodi realizzata su un supporto in Vetroresina semi-flessibile,

tototype: a) disk electrode of conductive silicone of 4 mm diameter; b) disk electrode of gold plated brass of 2 mm diameter with nine cusps; c) disk electrode of Hydrogel of 5 mm diameter; d) electrode of conductive paste of 2 mm diameter.

2) Bidimensional electrode array realized on a semi-flexible printed circuit support and made of 64 electrodes positioned on a 8x8 grid with inter-electrode distance of 8 mm (Figure 3).

All prototypes can be applied to the subject's skin by means of elastic strips or bandages, except for the prototype with the electrode of con-

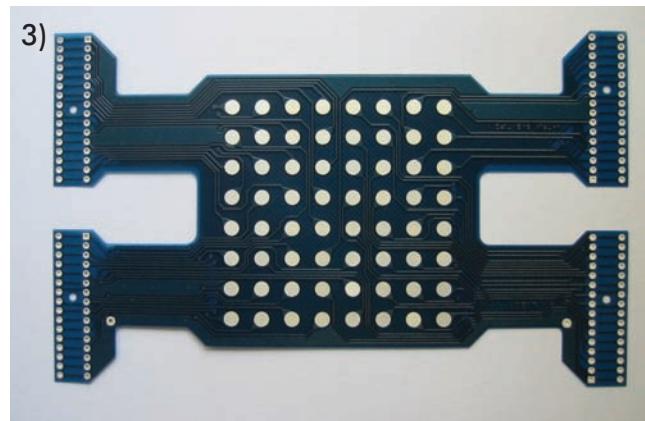
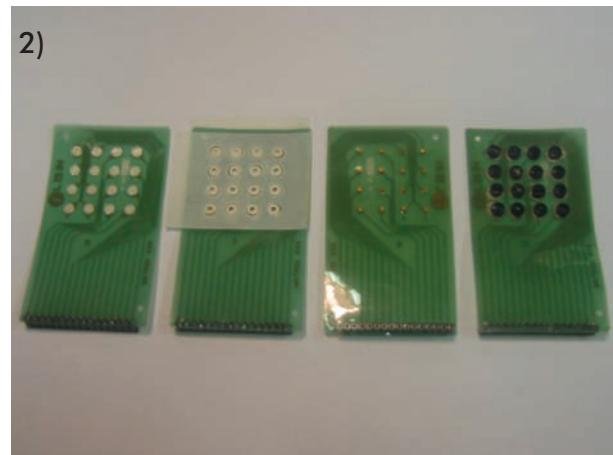
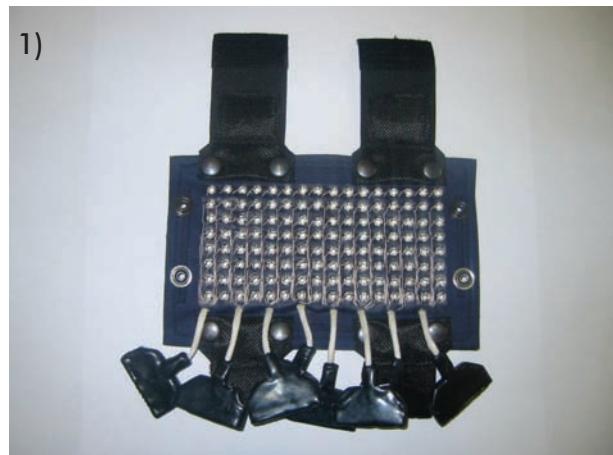


Figura 1. Matrice di elettrodi su supporto tessile. Figura 2. Matrice di elettrodi in Mylar.

Figura 3. Matrice di elettrodi in Vetroresina.

Figure 1. Bidimensional electrode array on a textile support. Figure 2. Bidimensional electrode array on a Mylar support.

Figure 3. Bidimensional electrode array on a printed circuit support.

disposti in una griglia di 8 colonne e 8 righe con una distanza interelettrodica di 8 mm (Figura 3).

Tutti i prototipi realizzati vengono fissati sulla pelle del soggetto tramite l'ausilio di fasce oppure bende elastiche, tranne per il prototipo che monta l'elettrodo in pasta eletroconduttiva poiché esso rimane fissato alla pelle attraverso una pellicola bi-adesiva.

L'elettrodo che "rispetta" la maggior parte delle caratteristiche ideali prima elencate risulta essere quello realizzato tramite un dischetto di Hydrogel del diametro di 5 mm. Infatti l'impedenza elettrodo-cute è di circa 300 ± 100 k Ω e il rumore generato dalla giunzione elettrodo-cute è di circa 1.4 μ V (RMS) nella banda 10÷500 Hz. L'elettrodo costituito da un occhiello argentato presenta un'impedenza elettrodo-cute di circa 1300 ± 300 k Ω e rumore di circa 4 μ V (RMS). Quest'ultimo al momento risulta preferibile per la maggiore facilità di costruzione manuale mentre il primo oltre ad essere preferibile solo nel caso di una costruzione automatizzata, risulta essere sensibile alle vibrazioni.

ductive paste that is fixed to the skin through a bi-adhesive film.

The electrode of Hydrogel of 5 mm diameter best matched the ideal characteristics. In fact, skin-electrode impedance was about 300 ± 100 k Ω and the noise of skin-electrode contact was about 1.4 μ V (RMS) in the 10÷500 Hz band. The skin-electrode impedance of the silver eyelet electrode was about 1300 ± 300 k Ω and its noise was about 4 μ V (RMS). This latter electrode is preferable because can be easily made manually, whereas the former is preferable in case of an automated production but it is sensitive to vibrations.

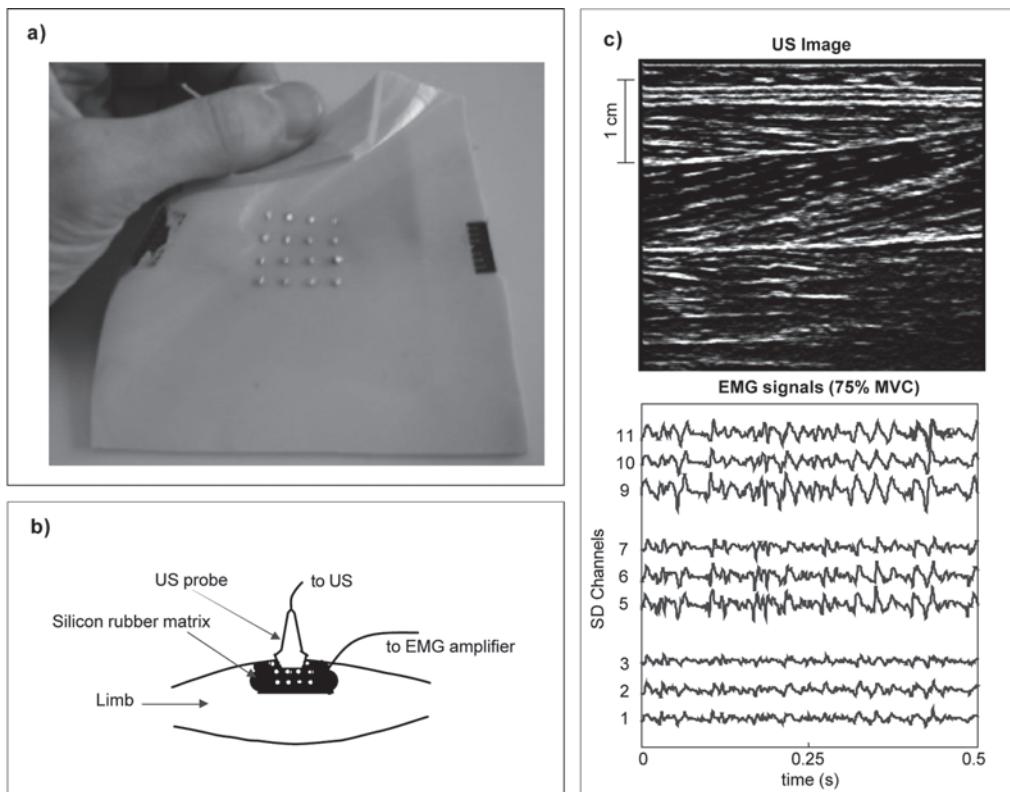
Sviluppo di matrici flessibili di elettrodi per analisi combinate EMG e US

Development of a flexible electrode array for combined EMG and US analyses

A. Botter, H. Piitulainen

L'imaging ultrasonografico (US) permette studi in-vivo dell'architettura delle fibre muscolari e può essere applicato allo studio dei cambiamenti indotti da contrazioni nell'orientamento delle fibre rispetto alla posizione degli elettrodi per acquisizioni EMG.

Ultrasonography (US) imaging allows in-vivo investigation of muscle fiber geometry and can be applied to the study of the contraction-induced changes in the fiber orientation with respect to the location of the electrodes for EMG acquisition.



a) Esempio di matrice in gomma siliconica. b) Schema del setup di misura. c) Immagine dell'architettura del muscolo tibiale anteriore acquisita tramite US durante una contrazione isometrica al 75% della MVC e andamento dei segnali EMG acquisiti simultaneamente alle immagini US. Sono raffigurati tre set di tre canali singoli differenziali acquisiti dalla stessa porzione di muscolo studiata tramite US.

a) Example of a silicon rubber 2-D array. b) Outline of measurement setup. c) Image from US investigation of tibialis anterior architecture during isometric contraction at 75% of MVC and EMG signals recorded simultaneously with the US. Three sets of three single differential channels investigating the same portion of muscle studied by US are shown.

Lo scopo di questo progetto è stato lo sviluppo di una nuova tipologia di matrici di elettrodi che permetta acquisizioni simultanee di segnali EMG e immagini ultrasonografiche dalla stessa porzione di muscolo. Questo dispositivo può essere utilizzato per correlare le variazioni nei tracciati EMG alle variazioni geometriche delle fibre muscolari durante una contrazione. Sono state sviluppate diverse matrici di elettrodi incorporati in gomma siliconica. Il dispositivo finale è una matrice a 16 elettrodi in argento posizionati su una griglia di 4 righe e con una distanza interelettrodi di 8 mm (Figura a). La flessibilità di queste matrici permette di avvolgere il dispositivo sull'arto o sul muscolo in esame. La matrice viene applicata alla cute tramite un foglio biadesivo fustellato in corrispondenza degli elettrodi.

La gomma siliconica è stata scelta in quanto presenta un'impedenza acustica simile a quella della pelle, in questo modo il dispositivo risulta essere permeabile agli ultrasuoni con una bassa eco all'interfaccia tra la gomma e la pelle. Questo permette misure simultanee di EMG e US dalla stessa porzione di muscolo. Sono stati acquisiti segnali EMG e immagini US dal muscolo tibiale anteriore di un soggetto sia in condizioni di riposo che durante contrazioni al 50% e 75% della massima contrazione volontaria (MVC), dimostrando la fattibilità di misure combinate di parametri anatomici e mioelettrici (Figura c).

The aim of this project was to develop a new electrode array which allows simultaneous measurement of EMG and US signals from the same portion of a muscle. This device could be useful for comparative analysis of the EMG signal and muscle architecture during a muscle contraction. Various versions of bi-dimensional arrays incorporated in silicon rubber have been developed. The device consists in a bi-dimensional electrode array of 16 silver electrodes positioned on a grid of 4 rows with an inter-electrode distance of 8 mm (Figure a). The high flexibility of these arrays allows to wrap the matrix around the limb. The electrode grid is attached to the skin by using a pre-punched double-sided adhesive tape.

The silicon rubber material has been selected with an acoustic impedance similar to the skin impedance so that the matrix can be permeable to ultrasounds with a small echo at the skin-rubber boundary. This allowed simultaneous measurement of EMG and US from the same portion of a contracting muscle. We simultaneously detected EMG signals and US images from the *tibialis anterior* muscle of one subject both at rest and during voluntary isometric contractions at 50% and 75% of the maximal voluntary contraction (MVC), and demonstrated the feasibility of the combined measurement of anatomical and myoelectrical variables (Figure c).

Simulazione nel dominio del tempo di circuiti DRL per la riduzione di interferenze

Time Domain Simulation of DRL Interference Rejection Circuits

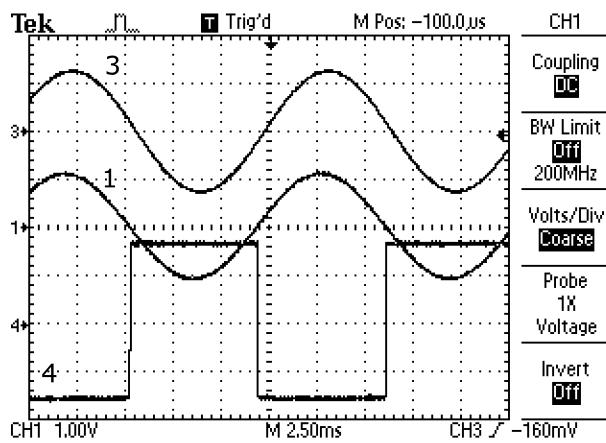
B. Caudana

I circuiti DRL (Driven Right Leg) sono utilizzati nella strumentazione biomedica per ridurre l'interferenza a 50 Hz prodotta dalla rete elettrica. Si tratta di semplici circuiti reattivi ad anello chiuso. La riduzione di interferenza mediante anelli reattivi, anziché tramite filtraggio dei segnali, è una via obbligata perché l'interferenza a 50 Hz è nella stessa banda di frequenza dei segnali EMG.

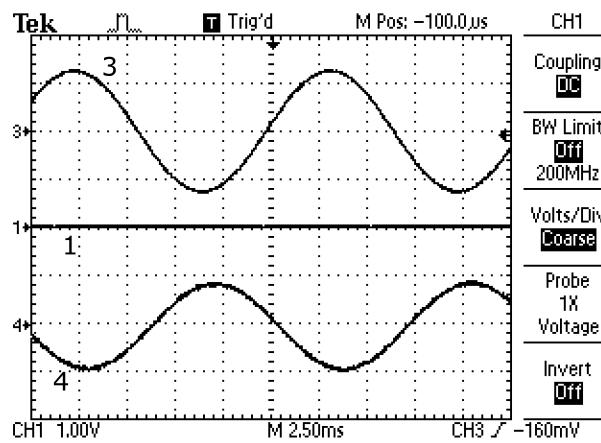
La letteratura riporta due tipi principali di circuito DRL: tipo A) DRL con reazione di tipo proporzionale sfasata di 180° (un amplificatore invertente con 2 resistori per fissare il guadagno del DRL); tipo B) DRL con una reazione integrativa (un amplificatore invertente con un resistore in serie all'input e un condensatore come feed-

DRL interference reduction circuits are used in biomedical instrumentation to reduce the 50 Hz interference produced by the electric power line. They are simple closed-loop reactive circuits. Interference reduction by reactive loops, instead of signal filtering, is mandatory because the 50 Hz interference is in the same frequency band of the EMG.

Literature reports two main types of DRL circuits: type A) a DRL with a 180° out of phase proportional action type (an inverting amplifier with 2 resistors for setting the DRL gain); type B) a DRL with an integrating action type (an inverting amplifier with a series input resistor and a capacitor as feed-back). We experimentally no-



a



b

Figura 1 – Effetto di cancellazione di un DRL di tipo B su in segnale di interferenza 5 Vpp@75 Hz applicato sulla pelle del soggetto. CH3= segnale di interferenza; CH4= DRL_OUTPUT; CH1=DRL_IN ed effetto del DRL.

- a) l'uscita del DRL non è applicata (condizioni di anello aperto).
- b) l'uscita del DRL è applicata (funzionamento ad anello chiuso). Acquisizione di segnali reali da un oscilloscopio.

Figure 1 – Blanking effect of type B DRL on a 5 Vpp@75 Hz interference signal applied to the subject's skin.

CH3=interference signal; CH4=DRL_OUTPUT; CH1=DRL_IN and DRL effect.

a) DRL output is not applied (open loop conditions).

b) DRL output is applied (closed loop conditions). Oscilloscope snapshot of real signals.

back). Abbiamo notato sperimentalmente che il DRL tipo B funziona meglio del tipo A.

Per capire perché il DRL tipo B a circuito integratore funziona meglio del tipo A ad azione proporzionale, si è implementato un modello del circuito DRL in C/C++. Il programma modellizza l'anello di reazione del DRL attraverso il soggetto in passi temporali di 1 ns.

I risultati della simulazione di un circuito DRL di tipo B (Figure 2 e 3) indicano una riduzione dell'interferenza maggiore di 85 dB per interferenze a 50 Hz scegliendo una costante di tempo dell'integratore di 5 ns, mentre si ottengono ancora riduzioni di interferenza di 44 dB a 100 kHz. La simulazione nel dominio del tempo chiarisce anche il meccanismo di adattamento automatico.

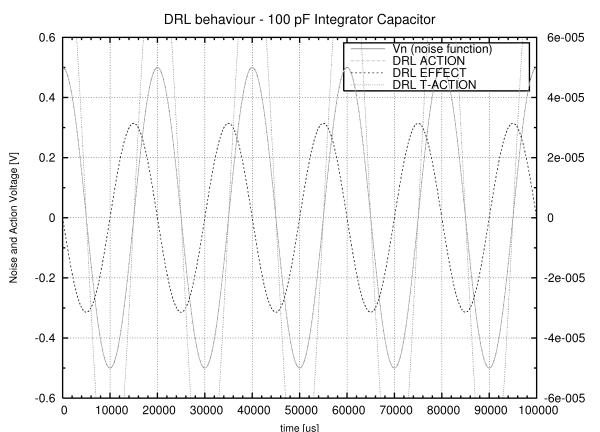


Figura 2 – Simulazione delle prestazioni di un DRL di tipo B (costante di tempo di 100 ns) con una interferenza a 50 Hz. L'azione dell'uscita del DRL arriva leggermente dopo l'interferenza come effetto reattivo del circuito integratore. La scala su cui è plottato l'effetto di cancellazione (la sinusode di ampiezza inferiore sfasata di 90°) è 4 ordini di grandezza più piccola di quella usata per il segnale di interferenza e l'uscita del DRL.

Figure 2 – Simulation of the performance of type B DRL (100 ns time constant) with a 50 Hz interference. DRL output comes slightly after the interference as a reactive effect of the integrator circuit. The plot scale of the DRL blanking effect (the 90° out of phase sinusoid of smaller amplitude) is 4 orders of magnitude smaller than the one used for the interference and DRL output traces.

noticed that type B works better than type A.

To understand why type B DRL integrator circuit is better than type A, a computer model of the DRL circuit in the time domain was built in C/C++. The program models the DRL control loop across the subject in time steps of 1 ns.

Results from simulation of type B DRL circuit (Figures 2 and 3) indicate that a better than 85 dB interference reduction with a 5 ns time constant of the integrator can be obtained for a 50 Hz interference, while still achieving a 44 dB interference reduction for a 100 kHz interference. The simulation in the time domain also clarifies the automatic adaptation mechanism of type B DRL in both gain and frequency of the blanking signal: it behaves like the integrative action (I) of a

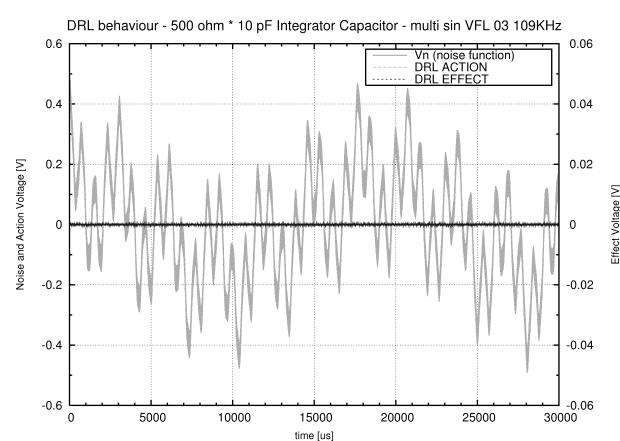


Figura 3 – Simulazione di un DRL di tipo B (costante di tempo di 5 ns) con un segnale interferente composito. L'effetto del DRL è la banda rettilinea di piccola ampiezza intorno allo 0. Il rumore residuo è dato per lo più dalla componente a 100 kHz del segnale di interferenza.

Figure 3 – Simulation of type B (5 ns time constant) DRL performance with a composite interference signal. The DRL effect is the straight little band around 0. The residual noise is almost all due to the 100 kHz frequency component of the interference signal.

co del segnale di cancellazione sia in frequenza che in ampiezza nel DRL di tipo B: esso si comporta come la componente integrativa (I) di un controllo PID che insegue l'interferenza come proprio set-point.

Si sono costruiti e testati circuiti DRL reali. Essi confermano i risultati della simulazione. La figura 1 mostra l'effetto di cancellazione di un DRL di tipo B su un segnale di 5 Vpp@75 Hz applicato alla cute del soggetto.

I circuiti di tipo B sono intrinsecamente stabili, mentre i circuiti DRL di tipo A si mostrano instabili anche in simulazione, ogni volta che il guadagno dell'amplificatore è maggiore dell'inverso del guadagno della funzione di trasferimento dell'elettrodo di applicazione dell'uscita del DRL (Figura 4). Se viene scelto un guadagno stabile appropriato per DRL di tipo A, si ottiene una scarsa riduzione dell'interferenza (Figura 5).

PID controller tracking the interference as its set-point.

Real DRL circuits have been built and tested. They confirm the simulation results. Figure 1 shows the blanking effect made by a type B DRL circuit on a 5 Vpp@75 Hz signal applied to the subject's skin.

Type B circuits are intrinsically stable, while type A DRL circuits appear to be unstable, even by simulation, whenever the amplifier gain is greater than the inverse of the gain of the transfer function of the DRL signal application (Figure 4). If a proper stable gain is chosen for a type A DRL, poor interference reduction is obtained with type A DRL (Figure 5).

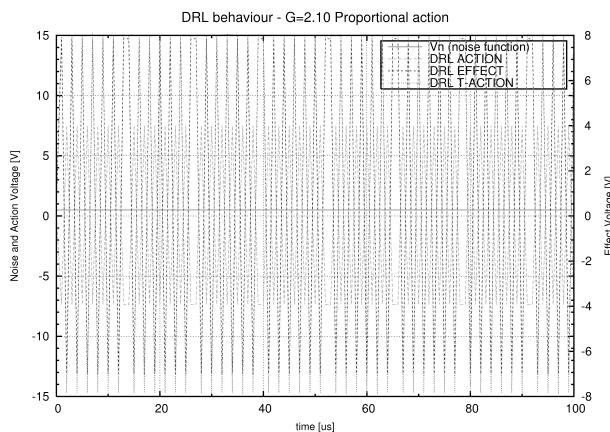


Figura 4 – Instabilità del circuito DRL di tipo A ($G=2.10$).
Figure 4 – Circuit instability of type A DRL ($G=2.10$).

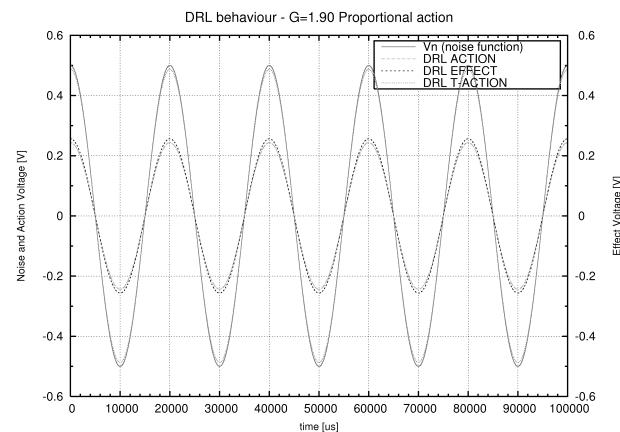


Figura 5 – Scarsa riduzione dell'interferenza con un DRL di tipo A vicino alla sua capacità massimale di cancellazione ($G=1.90$) appena prima di diventare instabile.
Figure 5 – Poor interference reduction with type A DRL near the maximal blanking capacity ($G=1.90$) before instability.

Riduzione dell'interferenza a 50 Hz mediante DRL nel rilevamento del segnale EMG monopolare

B. Caudana, S. Vallero

L'interferenza di modo comune e l'interferenza che scaturisce dallo sbilanciamento di impedenza tra due elettrodi, dovute principalmente all'accoppiamento capacitivo del soggetto alla rete elettrica a 50 Hz AC, influenzano tutti i tipi di rilevamento di EMG di superficie, e specialmente quelli di tipo monopolare. Circuiti DRL (Driven Right Leg) sono di solito usati per ridurre questo tipo di interferenza. I circuiti DRL sono una classe di circuiti per cancellazione di segnale a loop chiuso.

Per misurare l'efficacia delle tecniche di riduzione dell'interferenza in condizioni controllate si è costruito e caratterizzato un generatore di campo elettrico in grado di generare un campo uniforme di 100 V/m. Si sono poi effettuate misure comparative di EMG di superficie sullo stesso soggetto, sempre nella stessa posizione, con e senza circuito DRL attivo.

Questi test hanno evidenziato che l'efficacia del DRL cambia a seconda del punto di iniezione del segnale sul corpo del soggetto quando l'elettrodo comune del prelievo di segnale monopolare è connesso con cavi lunghi (>3 cm) non schermati nel tratto ad alta impedenza del collegamento al corpo del soggetto. In questi test, che riproducevano il modo standard di collegamento dell'elettrodo comune in misure monopolari, il tratto ad alta impedenza dell'elettrodo comune era >150 cm.

In queste condizioni, si sono sperimentati diversi punti di iniezione del segnale di reazione del DRL con un amplificatore LISiN EMG 16. Il miglior effetto della azione del DRL è stato ottenuto con gli elettrodi per il segnale EMG collocati tra l'elettrodo di reazione del DRL e l'elettrodo di riferimento comune.

Prove fatte con una connessione schermata

50 Hz Interference Reduction in Monopolar EMG Signal Detection with DRL

Common mode interference and interference arising from impedance imbalance of electrodes, mainly due to the subject capacitive coupling to the 50 Hz AC electric power line, affect all kinds of EMG recordings and especially monopolar surface EMG ones. Driven Right Leg (DRL) circuits are often used to reduce this kind of interference. DRLs are a class of closed-loop blanking circuits.

To measure the effectiveness of interference reduction techniques in controlled conditions, a field generator capable of yielding a uniform 100 V/m AC electric field, was built and characterised. Several surface EMG comparative measurements were carried out on the same subject, always in the same position within this known electric field, both with and without DRL circuits enabled.

These tests pointed out that the effectiveness of the DRL changes according to the signal injection point on the subject body, when the common electrode of the monopolar signal detection is connected with long (>3 cm) unshielded cabling in the high impedance segment of the link to the subject's body. In these tests, that reproduced the standard way of connecting the common electrode for monopolar signal detection, the unshielded high impedance link of the common electrode was >150 cm.

In these conditions, several injection points of the DRL action signal were tested with a LISiN EMG-16 amplifier. The best performance of the DRL action was achieved with the EMG signal electrodes between the DRL action electrode and the subject reference electrode.

Tests made with a shielded connection of the common electrode and with a low impedance path from the subject to the signal ground of the ampli-

dell'elettrodo comune e con una connessione a bassa impedenza tra il soggetto e il riferimento di massa della catena di amplificazione (cioè con bassa impedenza di contatto elettrodo-soggetto e senza resistenze di protezione in serie alla massa del segnale) hanno mostrato interferenza residua equivalente a quella ottenibile con un DRL ottimale.

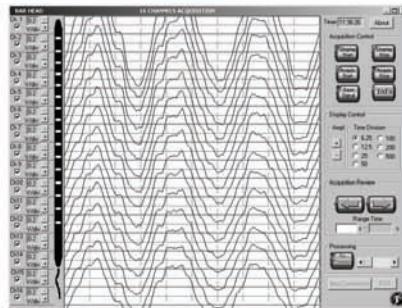
Queste osservazioni suggeriscono che pochissima interferenza di modo comune viene rilevata, se i tratti ad alta impedenza del collegamento agli elettrodi vengono mantenuti molto corti e se viene realizzato un buon riferimento di massa

fiero chain (that is with low skin impedance and without protection resistors in series to the signal ground), showed a residual interference equivalent to the one achievable with an optimal DRL.

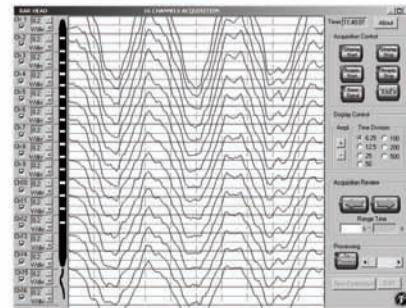
These facts suggest that very little common mode interference is detected, if the high impedance portions of the electrode links are kept very short and a good reference link of the amplifier's signal ground is established with the subject's body. Alternatively, if a good reference link is not possible, an integrator DRL with a very small time constant (5-10 ns) can do the same job even without any subject reference link. Tests with variable



a



b



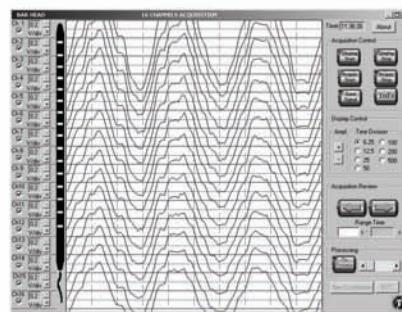
c

Figura 1 – a) Elettrodo di applicazione dell'output DRL al braccio sinistro, vicino all'elettrodo di riferimento soggetto (a 3 cm);
b) senza DRL; c) DRL attivo

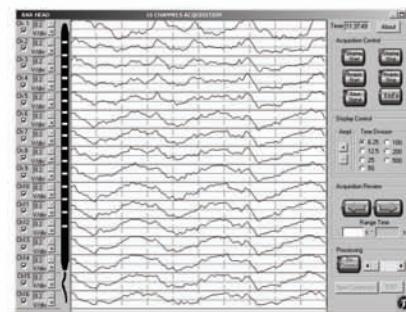
Figure 1 – a) Injection electrode at left arm, near subject reference electrode (at 3 cm); b) No DRL; c) DRL active



a



b



c

Figura 2 – a) Elettrodo di applicazione dell'output DRL al braccio destro, elettrodo di riferimento soggetto al braccio sinistro;
b) senza DRL; c) DRL attivo

Figure 2 – a) Injection electrode at right arm, subject reference electrode at left arm; b) No DRL; c) DRL active

con il corpo del soggetto. In alternativa, se un buon riferimento di massa non può essere realizzato, un circuito DRL ad integrazione con una piccolissima costante di tempo (5-10 ns) può produrre lo stesso effetto anche senza alcun riferimento di massa sul soggetto. Test eseguiti con una resistenza variabile in serie al riferimento di massa mettono in evidenza il comportamento adattativo di un circuito DRL rispetto alla connessione di massa con impedenza medio alta ($>50\text{-}100\text{ k}\Omega$).

Questi test suggeriscono anche che l'interferenza a 50 Hz residua, in presenza o di un buon riferimento di massa o di un DRL ottimale, è dovuta allo sbilanciamento di impedenza degli elettodi o a cattiva schermatura piuttosto che a una bassa reiezione della tensione di modo comune.

resistors in series to the reference link show the adaptive behaviour of a DRL circuit with respect to the link to the signal ground with medium-high impedance ($>50\text{-}100\text{ k}\Omega$).

These tests also suggest that the residual 50 Hz interference, in presence of either a good reference to the signal ground or optimal DRL, is due to impedance imbalance of the electrodes and unshielding rather than to poor common mode voltage rejection.

Un nuovo metodo per la riduzione in tempo reale dell'interferenza di rete nei sistemi di acquisizione di segnali EMG di superficie

S. Fragapane

I segnali bio-elettrici più importanti sono quelli prodotti dal sistema nervoso (EEG, in particolare), dal sistema neuromuscolare (EMG) e dal cuore (ECG).

Tutti i segnali citati hanno piccole ampiezze; pertanto qualsiasi rumore o interferenza che raggiunge lo stadio di ingresso dell'amplificatore ha un'ampiezza che è spesso vicina a quella del bios segnale medesimo, o anche maggiore.

Le interferenze elettriche prodotte dalle attività umane sono molto diffuse in quasi tutte le situazioni a causa della presenza delle linee elettriche in CA e delle apparecchiature elettriche ed elettroniche che producono esse stesse interferenze.

Attraverso vari meccanismi l'interferenza delle linee elettriche, che contiene una frequenza fon-

A novel method for realtime reduction of power line interference in surface EMG acquisition systems

The most important bio-electrical signals are those produced by the nervous system (EEG in particular), by the neuromuscular system (EMG) and by the heart (ECG). All mentioned signals have low amplitudes; therefore any noise or interference that reaches the input stage of the amplifier has amplitude that is often comparable with that of the biosignal itself or even larger.

Man-produced electrical interferences are widespread in almost all circumstances, due to the presence of AC power-lines and electrical/electronic equipments which are themselves a source of interferences.

Through different mechanisms the power-line interference, which contains a fundamental frequency of 50 or 60 Hz and a number of harmon-

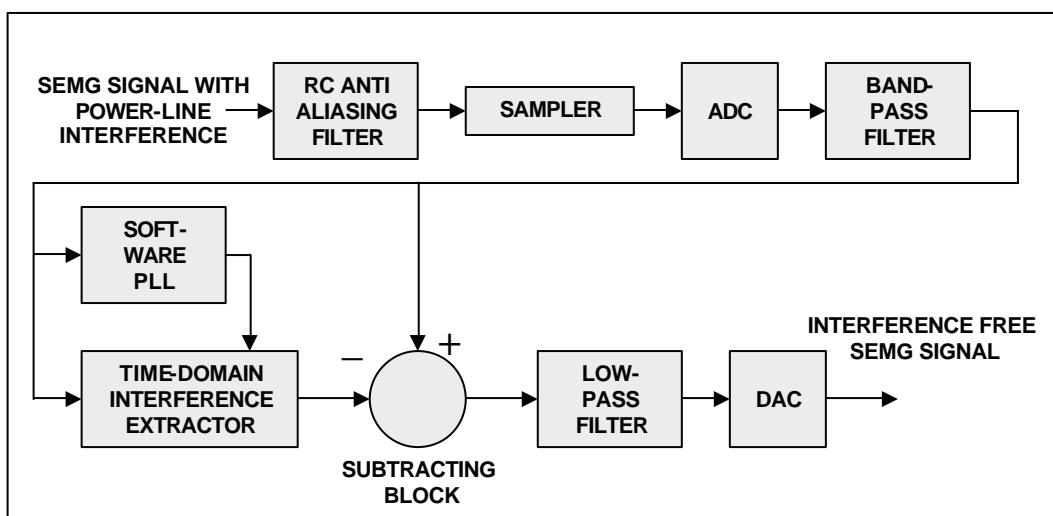


Figura 1 - Metodo per la riduzione dell'interferenza di rete. Questo metodo è basato su un PLL (ottenuto via software) che crea un segnale ad onda quadra sincrono con l'interferenza di rete. Per mezzo di questo segnale di uscita del PLL l'interferenza viene poi estratta dal segnale sEMG corrotto presente in ingresso; questo processo viene attuato nel dominio del tempo.

Figure 1 - Power line interference reduction method. This method is based on a software PLL which creates a square wave signal synchronous with the input interference. By using this PLL output signal the interference is then extracted from the incoming corrupted sEMG signal; this process is performed in time-domain.

damentale di 50 o 60 Hz ed un certo numero di armoniche, raggiunge gli elettrodi di prelievo e viene amplificata insieme al biosegnale che si vuole analizzare.

Alcuni circuiti hardware, come il DRL (Driven Right Leg), possono ridurre l'entità dell'interferenza ma l'interferenza residua può essere ancora eccessiva.

Abbiamo sviluppato un nuovo metodo per la riduzione dell'interferenza di rete che abbiamo denominato Mixed Domain Canceller (MDC) in quanto gli algoritmi ideati lavorano contemporaneamente alcuni nel dominio della frequenza ed altri in quello del tempo. Questo metodo, che appare promettente per future applicazioni, è basato sull'impiego di un microcontrollore mixed-signal (o di un DSP) ed ha le seguenti caratteristiche:

- L'entità della riduzione dell'interferenza di rete è ad un livello uguale o superiore rispetto ad altri metodi;

ics, reaches the electrodes and is amplified together with the biosignals.

Some hardware circuits as the DRL (Driven Right Leg) can reduce the amount of interference but the residual interference may still have an intolerable value.

We have developed a novel method for the reduction of power-line interference that has been called Mixed Domain Canceller (MDC) as the defined algorithms work, at the same time, some in frequency domain and some in time domain. This method, which looks very promising for future applications, is based on the use of a mixed-signal microcontroller (or a DSP) and has the following characteristics:

- The amount of interference reduction is at the same level or higher compared with other methods;
- It is a software method; software methods are generally more efficient compared to hardware ones, and less expensive in industrial

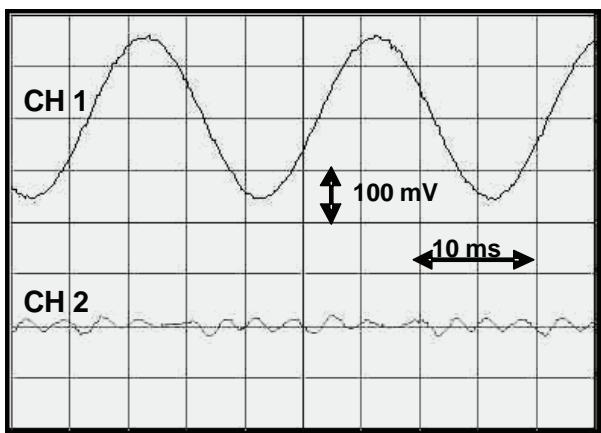


Figura 2 – Test del sistema “Mixed Domain Canceller”.

L'interferenza di rete è stata prodotta per mezzo di un simulatore in tempo reale. L'interferenza e il segnale di errore (la differenza fra il segnale sEMG ripulito e il segnale sEMG simulato, privo di interferenza) sono i due segnali CH1 e CH2.

SIR IN (rapporto Segnale/Interferenza all'ingresso di MDC): 12 dB.

SIR OUT (rapporto Segnale/Interferenza, all'uscita di MDC): 34.7 dB.

Figure 2 - Test of the “Mixed Domain Canceller” system.

The power line interference was produced by a real-time simulator. The interference as well as the MDC error (the difference between the cleaned sEMG signal and the simulated, interference free, sEMG signal) are depicted in CH1 and CH2.

SIR IN (Signal/Interference ratio, input of MDC): 12 dB.

SIR OUT (Signal/Interference ratio, output of MDC): 34.7 dB.

- E' un metodo software; i metodi software sono generalmente più efficienti rispetto a quelli hardware, e meno costosi nella produzione di serie;
 - Lavora in real-time;
 - Può essere usato con un DSP embedded con ingresso multicanale; quindi 16 canali sEMG possono essere elaborati con un singolo DSP di ultima generazione che incorpora sullo stesso chip i convertitori A/D;
 - Non richiede un'antenna (spesso poco pratico) per l'acquisizione di un'interferenza di rete di riferimento;
 - E' stato validato sia attraverso simulazioni, sia con segnali sEMG reali;
 - Può lavorare non solo su segnali ECG, come fanno metodi simili, ma anche su EMG e EEG;
 - Può inseguire variazioni di frequenza ed ampiezza dell'interferenza;
 - Cancella tutte le armoniche e non solo la frequenza fondamentale, e questa cancellazione non richiede processi diversi (uno per ciascuna armonica);
 - Richiede un basso impegno percentuale della CPU, pertanto ha un'alta efficienza;
 - Può integrarsi con altri processi real-time (filtri, simulatori, etc.).
- production;*
- *It works in real-time;*
 - *It can it be used with a multi-channel embedded DSP; so up to 16 sEMG channels could be processed with a single, last generation DSP, that embeds AD converters;*
 - *It doesn't require an antenna (often impractical) for a separate acquisition of a reference interference;*
 - *It has been tested by simulations, as well as with real sEMG signals;*
 - *It can work not only with ECG, as many similar methods, but with EMG and EEG as well;*
 - *It can track frequency and amplitude variations of the interference;*
 - *It cancels all harmonics and not only the fundamental frequency and this cancellation doesn't require many different processes (one for each harmonic);*
 - *It needs a relatively small percent CPU processing time, i.e. has a high efficiency;*
 - *It can it be integrated with other real-time processes (filters, simulators, etc.).*

Simulazione di segnali elettromiografici di superficie in un ambiente di calcolo distribuito (GRID)

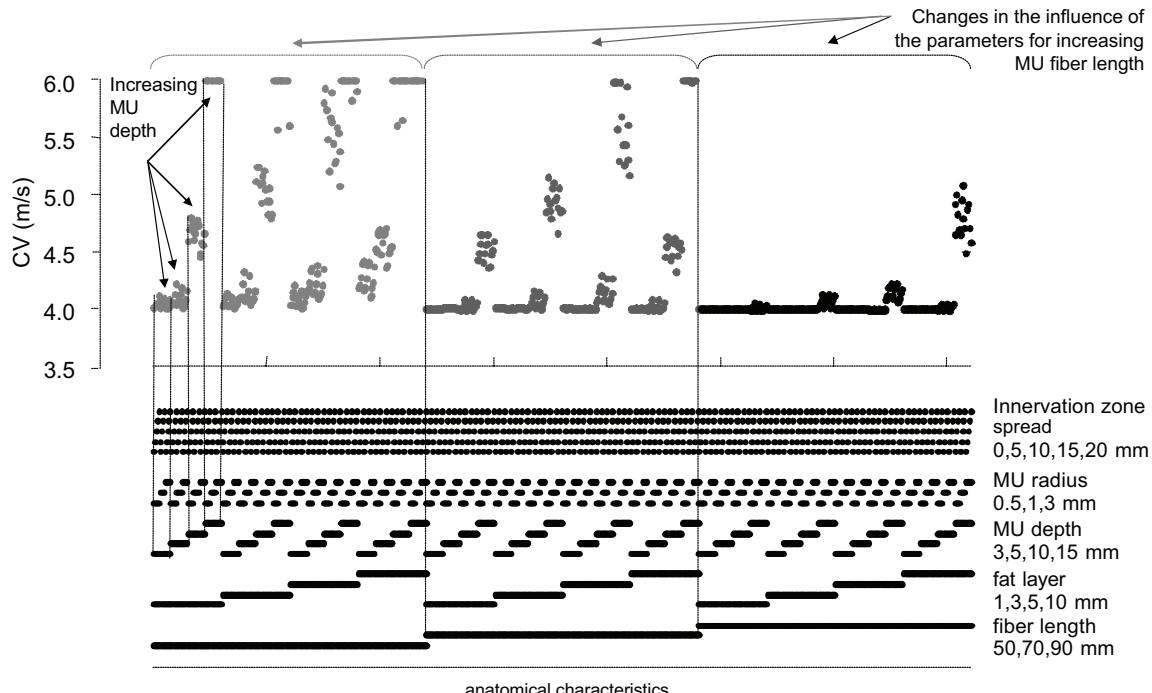
M. Gazzoni, L. Lo Conte, R. Merletti

Esistono in letteratura diversi studi volti a chiarire l'effetto dei vari parametri anatomici sulla stima delle variabili del segnale elettromiografico di superficie (sEMG).

In genere, questi studi sono focalizzati su un numero limitato di parametri a causa dell'elevato carico computazionale delle simulazioni. Per ovviare a questi limiti, abbiamo implementato un ambiente distribuito (GRID) per la simulazione del segnale sEMG basato sul middleware Berkeley Open Infrastructure for Network Computing (BOINC). Il modello proposto da Farina et al.^[1] è stato adattato per essere eseguito-

Simulations of surface electromyographic signals in a distributed environment (GRID)

Several simulation studies exist in the literature in order to clarify the effect of anatomical factors on surface electromyographic signal (sEMG) parameters. Usually, these studies are focused on a limited number of parameters because of the heavy computational load of these simulations. To overcome these limitations, we implemented a distributed environment (GRID) for sEMG simulation, based on the Berkeley Open Infrastructure for Network Computing (BOINC) middleware. We adapted the SEMG model proposed by Farina et al.^[1] to run in this distributed environment and used the model to investigate



Stime di CV per diverse caratteristiche anatomiche dell'unità motoria. *CV estimation for different anatomical characteristics of a motor unit.*

to in questa infrastruttura di calcolo ed utilizzato per studiare l'effetto di molteplici fattori anatomici sulla stima della velocità di conduzione (CV) delle unità motorie (UM). La CV è un importante parametro fisiologico per la caratterizzazione del muscolo. Tuttavia la sua stima è influenzata dalle caratteristiche anatomiche del soggetto. In questo studio, abbiamo considerato diversi parametri che si presuppone influenzino la stima di CV: il raggio e la profondità dell'UM, lo spessore dello strato di grasso, la lunghezza delle fibre, la dispersione della zona di innervazione e delle terminazioni tendinee. Il valore di CV simulato è stato posto pari a 4 m/s e i parametri sono stati fatti variare in un range fisiologico. Nel complesso, abbiamo simulato 3600 UM, ognuna composta da 100 fibre. La CV è stata stimata a partire dai segnali doppio differenziali registrati da elettrodi "virtuali" posizionati tra la zona di innervazione ed il tendine.

La figura mostra la stima di CV in funzione di tutti i parametri considerati eccetto la dispersione della terminazione tendinea che non ha influenza. La sovrastima di CV osservata è principalmente dovuta all'effetto combinato della profondità dell'UM e dello spessore dello strato di grasso ed è particolarmente evidente per le fibre più corte.

Questo studio mette in evidenza, ancora una volta, quanto sia critica la stima di CV e quantifica la sua dipendenza dalle caratteristiche anatomiche e fisiologiche del muscolo. L'utilizzo del GRID riduce, in modo lineare con il numero di risorse di calcolo disponibili, il tempo necessario per la simulazione del segnale sEMG, rendendo così possibile l'esecuzione di simulazioni complesse con un numero elevato di parametri variabili.

the effect of multiple anatomical factors on motor unit (MU) conduction velocity (CV) estimation. CV is an important physiological parameter for muscle characterization. However, its estimation is affected by the anatomical characteristics of the subject. In this study, we considered several parameters expected to influence CV estimation: MU radius, MU depth, fat layer thickness, fiber length, MU innervation, and innervation zone spread. The actual CV was set to 4 m/s and parameters varied within a physiologically plausible range. All together, we simulated 3600 MUs of 100 fibers each. CV was estimated from the simulated double differential signals with "virtual" electrodes placed between the innervation zone and the tendon.

The figure shows CV estimation as a function of all parameters except the tendon zone spread that has no effect. The observed overestimation of the CV is mainly due to the combined effect of the MU depth and fat layer thickness, and is particularly evident for shorter fibers.

This study highlights once more how critical CV estimation is and quantifies its dependence on the anatomical and physiological characteristics of the muscle. The GRID environment reduces the time needed for sEMG simulation linearly with the number of available computers, therefore making possible to perform complex simulations with several varying parameters.

^[1] Farina D, Mesin L, Martina S, Merletti R, A surface EMG generation model with multilayer cylindrical description of the volume conductor. IEEE Trans Biomed Eng. 2004 Mar;51(3):415-26.

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

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

**Valutazione minimamente
invasiva dell'attività EMG di
singola unità motoria sul muscolo
puborettale con schiere di elettrodi**

F. Azpiroz, A. Bottin, C. Cescon, X. L. Fernandez Fraga, R. Merletti

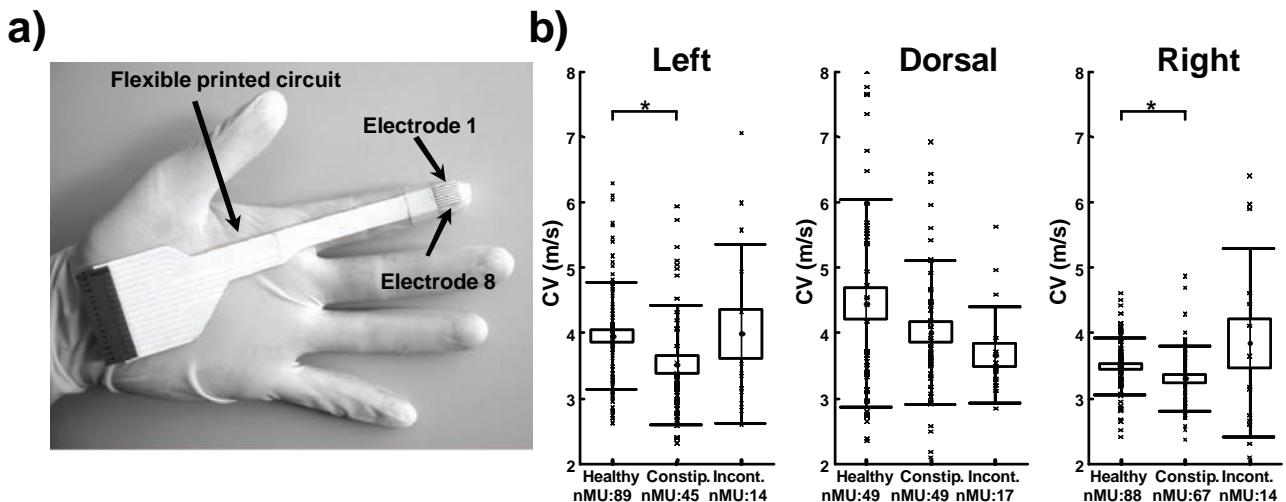
Gli scopi dello studio erano: a) dimostrare che le caratteristiche anatomiche di diverse unità motorie (UM) del muscolo puborettale possono essere estratte con elettromiografia (EMG) minimamente invasiva; b) valutare le differenze nelle proprietà elettrofisiologiche del muscolo puborettale in un piccolo gruppo di soggetti sani e patologici. I segnali EMG sono stati registrati con una schiera flessibile di 8 elettrodi equidistanti (1.15 mm) applicata sulla punta del dito indice del guanto (Figura a). Un amplificatore EMG multicanale forniva sette uscite corrispondenti alle coppie di elettrodi adiacenti. Le prove sono state effettuate con la sonda applicata al muscolo puborettale in tre posizioni differenti (dorsale, a destra e a sinistra) su 20 soggetti (9 sani, 7 pazienti costipati e 4 incontinenti). I potenziali di UM (PUM) prelevati propagavano in

***Detection of individual motor units
of the puborectalis muscle
by non-invasive EMG electrode
arrays***

The purposes of the study were to: a) demonstrate that anatomical features of individual motor units (MUs) of the puborectalis muscle can be detected with minimally invasive electromyography (EMG); b) evaluate differences in electrophysiological properties of the puborectalis muscles in a small group of healthy and pathological subjects. Multichannel EMG was recorded by means of a flexible electrode array applied on the gloved index finger and carrying 8 equally spaced (1.15 mm) electrodes (Figure a). A multichannel EMG amplifier provided 7 outputs corresponding to the pairs of adjacent electrodes. Tests were performed in three different positions (dorsal, left and right) over the puborectalis muscle on 20 subjects (9 healthy, 7 constipated and 4 incontinent patients). MU action potentials (MUAPs) were observed travelling in either one

una o entrambe le direzioni con la schiera in posizione dorsale e propagavano in direzione dorsale in entrambe le posizioni laterali. L'ampiezza dei PUM era minore nei pazienti costipati e incontinenti rispetto agli individui sani. La velocità di conduzione valutata sui singoli PUM identificati era più bassa per pazienti costipati rispetto agli individui sani mostrando differenti proprietà elettrofisiologiche delle UM attive (Figura b). Questa tecnica permette l'estrazione di informazioni sulla posizione delle zone di innervazione del muscolo puborettale e delle relative proprietà elettrofisiologiche e può essere applicata per valutare la funzione anorettale in pazienti.

or both directions with the array in dorsal position, and mainly in ventral to dorsal direction in either lateral position. MUAP amplitude was lower in constipated and incontinent patients with respect to healthy subjects. The conduction velocity estimated on the identified MUAPs was lower for constipated patients with respect to healthy subjects suggesting different properties of the active motor units (Figure b). This technique allows the extraction of information about innervation zone position, overlapping of motor unit branches of the puborectalis muscle and its electrophysiological properties and can be applied for assessing the anorectal function in patients.



a) Rappresentazione della sonda EMG per il muscolo puborettale. Otto elettrodi di Ag/AgCl sono stampati su un supporto di plastica fissata al guanto dell'operatore. Sono indicate le posizioni degli elettrodi 1 e 8.

b) Distribuzione di stime di velocità di conduzione dei PUM con la sonda in posizione di sinistra, dorsale e destra per i tre gruppi di soggetti (sani, costipati ed incontinenti). Gli asterischi indicano differenze statisticamente significative fra i gruppi (Kruskal-Wallis H test, $p < 0.05$).

a) Picture of the puborectalis probe. Eight Ag/AgCl electrodes are printed on a plastic support which is fixed over the operator's gloved second finger. The position of electrode 1 and electrode 8 are indicated.

b) Distribution of estimated conduction velocity of the MUAPs with probe in left, dorsal and right position for the three groups of subjects (healthy, constipated and incontinent). Stars indicate statistically significant differences between the groups (Kruskal-Wallis H Test, $p < 0.05$).

Correlazione tra stime oggettive e soggettive di forza muscolare dell'arto superiore

L. Manetta

Lo scopo dello studio è stato:

- 1) la valutazione di accuratezza delle scale di misura soggettiva di forza rispetto al valore di forza oggettivo;
- 2) la stima del tempo di recupero tra due test successivi;
- 3) il confronto tra la forza prodotta dal soggetto sano e patologico e maschio/femmina;
- 4) la valutazione della percezione di forza rispetto alla modalità di raggiungimento del target di forza.

Ventidue soggetti sani, 11 maschi e 11 femmine (media \pm DS; età: 23 \pm 8 anni; altezza: 169 \pm 9 cm; peso: 65 \pm 15 kg) hanno partecipato allo studio. E' stato studiato il trapezio superiore dominante di ciascuno, per 20 il destro e per 2 il sinistro. Sono stati registrati i segnali

Correlation between objective and subjective estimation of muscular force of the upper limb

The aims of the study were:

- 1) to estimate the accuracy of subjective force scales versus the objective level of force;
- 2) to estimate the recovery time between subsequent tests;
- 3) the comparison of force in the healthy/pathological subjects and male/female subjects;
- 4) to assess the perception of force, depending on how the force target level is reached.

Twenty-two healthy subjects, 11 male and 11 female, (mean \pm SD; age: 23 \pm 8 years; height: 169 \pm 9 cm; weight: 65 \pm 15 kg) participated in the study. The dominant upper trapezius was studied. The dominant side was the right side for all subjects except two of them. sEMG signals were detected using a 64-channel matrix (Spes Medica s.r.l.) with 8 mm interelectrode distance in single



Figura 1: da sinistra, sistema meccanico per la misura della forza; dettaglio delle celle di carico; schemata principale del programma per la registrazione dei dati.

Figure 1: from left, mechanical system for measuring force; detail of load cells; main view of the patient manager program.

sEMG usando una matrice a 64 canali (Spes Medica s.r.l.) con una distanza interelettrodica di 8 mm, in modo singolo differenziale e durante contrazioni volontarie. La forza è stata misurata con due celle di carico collegate ad un sistema di misura meccanico, dove il soggetto poteva rimanere seduto con i piedi sollevati (Figura 1). I segnali di forza sono stati registrati con un amplificatore connesso ad un PC, dotato di un software appositamente scritto per questo studio, che informava il soggetto del raggiungimento del target senza fargli conoscere il livello reale di forza muscolare erogata; lo stesso software acquisiva e memorizzava tutti i dati di forza.

Ad ogni soggetto è stato richiesto di effettuare una serie di 22 prove, ognuna con un livello di forza da raggiungere scelto a caso dal programma, da 0% della massima contrazione volontaria (MVC) fino a 100% MVC, a passi di 10% MVC. L'MVC è stato stimato tramite un metodo iterativo: il livello di MVC da raggiungere è stato aumentato a passi di 10% MVC per ogni prova preliminare, finché il soggetto non arrivava più a raggiungere il livello assegnato. Il tutto con un massimo di cinque prove ripetute.

Dopo ogni prova è stato chiesto al soggetto di valutare la forza prodotta con la scala CR10 di BORG.

differential configuration and during voluntary contractions. The force was measured with two force cells connected to a mechanical measuring system, where the subject remains seated with the feet raised (Figure 1). The force signals were recorded with a force-amplifier connected to a PC running software specifically written for this study that gives feedback to the subjects without letting them see the real force level and acquires data.

Each subject was asked to perform a sequence of 22 random generated trials (computer supervised) from 0% of the maximal voluntary contraction (MVC) to 100% MVC with a step of 10% MVC. The MVC was estimated with a recursive method: the target MVC level was increased with a step of 10% MVC per trial until the subject could not raise the force level to the requested level for a maximum of five trials.

After each trial, the subject was asked to estimate the force with a BORG-CR10 scale of force.

In order to make trials independent of each other and let the subject rest enough between one trial and the next, a preliminary study was carried out to generate a table with recovery times for each contraction level. The subjects were asked to perform 50 contractions, each followed by some rest time. Every time, they were asked to

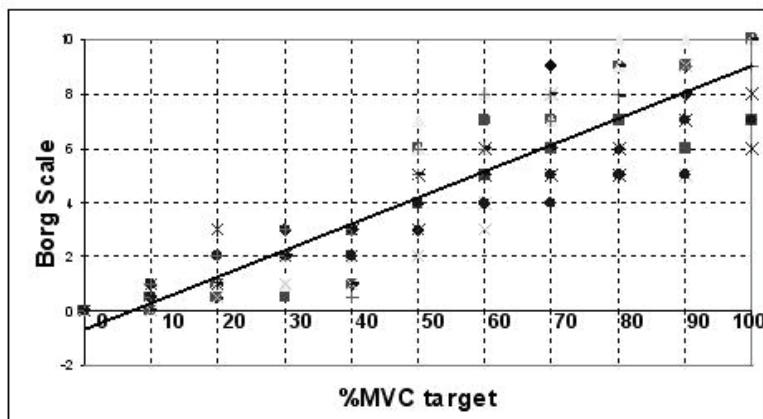


Figura 2: Variabilità della valutazione soggettiva rispetto al valore desiderato di forza misurato con la scala BORG-CR10.

Figure 2: Variability of the subjective evaluation versus the desired force level using the BORG-CR10 scale.

% MVC	RT (s)
0	5
10/20	20
30	40
40/50	60
60	90
70/80	120
90/100	180

Tabella: %MVC rispetto al tempo di recupero (RT) (durata della contrazione di 10s)

Table: %MVC versus Recovery Time (contraction 10s)

Per fare sì che ogni prova fosse indipendente dalla precedente, in modo da dare al soggetto un tempo di recupero sufficiente, è stato condotto uno studio preliminare per stabilire una tabella di tempi di recupero per ogni livello di contrazione. E' stato chiesto ad un soggetto di effettuare 50 contrazioni, ognuna delle quali seguita da un tempo di recupero. Ogni volta è stato richiesto di ripetere la contrazione: se l'MVC raggiunto nel secondo test non era equivalente a quello del primo, il test veniva ripetuto aumentando il tempo di recupero di 5 secondi.

Il tempo di recupero deve essere aumentato del 30% nel caso si studi un soggetto di sesso femminile.

La prima conclusione di questo studio è stata che il modo di raggiungimento del target influenza la valutazione soggettiva: se il soggetto raggiunge il target, dopo averlo superato, scendendo da un valore di forza più alto del target stesso, il valore assegnato alla contrazione sarà più alto rispetto a quello che sarebbe stato assegnato se la contrazione fosse stata solo crescente fino al target (periodo di raggiungimento di 1s e periodo per la contrazione pari a 5s).

E' possibile pensare alla scala di BORG-CR10 come ad uno stimatore di grossolana approssimazione per la forza, poichè l'errore di stima varia tra il 30% e il 50% (Figura 2).

repeat the contraction. If the MVC level dropped after the last trial, the rest time was increased by 5 seconds.

The rest time must be increased by 30% to study female subjects.

One of the conclusions of this study is that the way the subject reaches the target influences the subjective value: if the subject reaches the target after overshooting it, that is from a higher force value than the target, the value assigned to the contraction is higher compared to the value assigned to the contraction that would be reached otherwise (achievement time is equal to 1s and the contraction time is equal to 5s).

It is possible to exploit the BORG-CR10 scale for a perfunctory/coarse estimation of force, with an estimation error that varies from 30% to 50% (Figure 2).

Un nuovo metodo per la valutazione di contrazioni selettive dei muscoli dell'avambraccio

M.A. Mañanas, L. Mesin, E. Sosso

L'avambraccio è una regione problematica per l'acquisizione di segnali EMG. Sono infatti 20 i muscoli nell'avambraccio, nove dei quali superficiali.

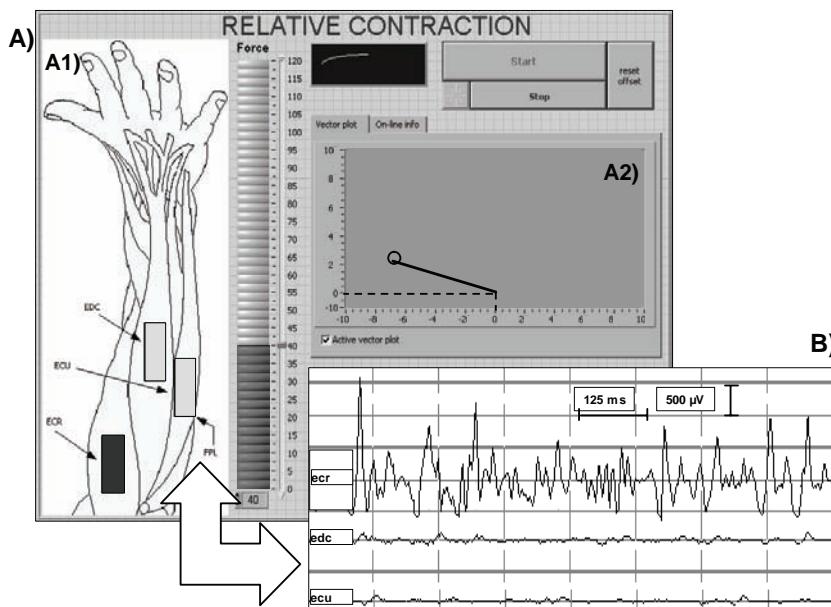
Studi precedenti hanno dimostrato che l'acquisizione di segnali EMG da questi muscoli è spesso affetta da crosstalk. Quando il movimento non è selettivo, il segnale EMG potrebbe essere contaminato dal crosstalk generato dai muscoli prossimi a quello di interesse che sono co-attivati. In questo lavoro, sono considerati i seguenti quattro muscoli: Extensor Carpi Radialis (ECR), Extensor

A new method for the assessment of selective contractions in forearm muscles

Forearm is a problematic region to acquire EMG signals. In fact, there are 20 muscles in the forearm, 9 of which being superficial.

Previous studies demonstrated that the acquisition of EMG signal from these muscles is often affected by crosstalk. Surface EMG is affected by crosstalk when the movement is not selective for the single muscle under consideration, as co-activated nearby muscles generate EMG signal that is superimposed to the signal of interest.

In this work, the following muscles were considered: Extensor Carpi Radialis (ECR), Extensor



Schermata fornita dal software A) e segnale EMG acquisito B), per una contrazione submassimale e selettiva del muscolo ECR. Una rappresentazione dell'avambraccio è mostrata in A1), con un rettangolo per ogni muscolo considerato il cui colore indica il livello di attivazione. Un feedback visivo della direzione e intensità della coppia è fornito in A2). La contrazione di interesse viene ottenuta chiedendo al soggetto di raggiungere il cerchietto riportato nel grafico.

Window provided by the biofeedback software A) and acquired signal B), for a representative submaximal, selective contraction of ECR muscle. A sketchy scheme of the forearm is shown in A1), with a rectangle over each of the considered muscles changing colour as a function of the EMG amplitude. A visual feedback of the direction and intensity of the torque vector is provided in A2). The contraction of interest is obtained by asking the subject to reach a target (the circle in panel A2).

sor Carpi Ulnaris (ECU), Extensor Digitorum Communis (EDC). Tali muscoli permettono l'estensione del polso e delle dita della mano (eccetto il pollice).

In un movimento naturale, questi muscoli mostrano attività sinergica. Ciononostante, per studi di fisiologia di base e applicazioni cliniche è importante studiare un singolo muscolo durante la contrazione selettiva.

È stato sviluppato un software di biofeedback (usando National Instruments LabVIEW, Figura) al fine di garantire in tempo reale al soggetto informazioni quantitative sulla selettività del movimento. Il parametro RMS stimato sul segnale EMG registrato su un muscolo è stato utilizzato come stimatore dell'attività del muscolo stesso.

Il software permette al soggetto di apprendere come attivare in maniera selettiva i muscoli dell'avambraccio e nello stesso tempo fornisce informazioni per l'operatore sul grado di selettività del movimento.

Al soggetto è richiesto di premere la mano contro due supporti, uno orizzontale e uno verticale, durante contrazioni isometriche, con l'avambraccio fissato all'interno di un braccio di misura. Le due componenti delle coppie esercitate nelle due direzioni perpendicolari sono misurate da due torsiometri. La coppia è presentata al soggetto come un vettore nel piano (restituendo entrambe le indicazioni della direzione e dell'intensità). Allo stesso tempo, il valore RMS istantaneo dei segnali registrati sui tre differenti muscoli è rappresentato usando tre aree colorate che cambiano colore in funzione dell'intensità del valore RMS. Variando la direzione della coppia esercitata (Figura), i muscoli vengono attivati in modo diverso e quindi cambia l'ampiezza dei segnali EMG. Il soggetto può selezionare la direzione di sforzo, ottenendo la massima attivazione selettiva di un muscolo attraverso la scelta dell'angolo per il quale l'ampiezza del segnale EMG è allo stesso tempo massima sul muscolo considerato e minima sugli altri muscoli.

Carpi Ulnaris (ECU), and Extensor Digitorum Communis (EDC). Such muscles allow the flexion and extension of the wrist and the extension of the fingers (except for the thumb).

In a natural movement, these muscles show synergic activity. Nevertheless, for basic physiology and for clinical applications, it is important to study a single muscle during a selective contraction.

A biofeedback software was developed (using National Instruments LabVIEW, Figure) in order to provide the subject with a real time quantitative measure of the selectivity of the movement. The RMS of surface EMG signals recorded over a muscle was used as an estimator of muscle activity.

The biofeedback software allows the subject to learn how to selectively activate the forearm muscles and, at the same time, provides information for the operator about the degree of selectivity of the movement.

The subject is asked to push the hand against a horizontal and a vertical support during an isometric contraction with the forearm fixed into a torque brace. Two torque meters are used to measure the two components of exerted torque (in the two perpendicular directions). The torque is shown to the subject as a vector in a 2D plane (giving both the indication of the direction and of the intensity). At the same time, the RMS of the signals recorded over the three different muscles is shown using three rectangles changing colour as a function of RMS (Figure). The amplitude of the EMG signals changes with the direction of the exerted torque since the muscles are activated in different ways. The subject can select the direction of effort providing maximal selectivity of a muscle by choosing the angle for which the amplitude of the EMG signal is at the same time maximal over the considered muscle and minimal over the others.

Effetto di un bed rest a breve termine sulla velocità di conduzione delle unità motorie dei muscoli della gamba durante contrazioni volontarie isometriche

C. Cescon, M. Gazzoni, R. Merletti

Le simulazioni di permanenza nello spazio, tra cui il bed rest, forniscono condizioni di studio più accessibili rispetto ai voli spaziali. Un esperimento di bed rest a breve termine è stato organizzato dal centro aerospaziale tedesco (DLR) di Colonia (Germania) utilizzando la posizione inclinata di -6°, per simulare gli effetti di assenza di peso in modo da studiarne l'adattamento del corpo umano. L'obiettivo di questo studio era valutare le conseguenze di una lunga permanenza nello spazio. Otto volontari maschi hanno partecipato allo studio per due periodi continui di 14 giorni, a 5 mesi di distanza l'uno dall'altro. I soggetti sono stati divisi in 2 gruppi con diete differenti (ad alto e basso contenuto salino).

I segnali EMG sono stati prelevati con schiere lineari di elettrodi dai muscoli Vasto Mediale (VM), Vasto Laterale (VL) e Tibiale Anteriore (TA) in due set-up sperimentali differenti (per i muscoli estensori del ginocchio e per il flessore della caviglia rispettivamente), prima e dopo i periodi di bed rest. Il protocollo è stato diviso in due fasi. Durante la prima fase (settembre 2005) quattro soggetti hanno ricevuto una dieta iposodica specificamente preparata (50 mmol/giorno) e quattro soggetti una dieta ipersodica (550 mmol/giorno) durante tutto il periodo di bed rest (14 giorni). Cinque mesi dopo, la seconda fase (marzo 2006) i gruppi sono stati invertiti: i quattro pazienti che avevano ricevuto una dieta iposodica hanno ricevuto una dieta ipersodica e viceversa. Ogni periodo di 14 giorni è stato preceduto da 5 giorni di pre-bed rest per effettuare una serie di esami al centro di ricerca DLR. Dopo il periodo di bed rest, i volontari sono rimasti nel centro di ricerca per ulteriori 3 giorni per gli esami post-bed rest.

Effect of short term bed rest on conduction velocity of leg muscle motor units during isometric voluntary contractions

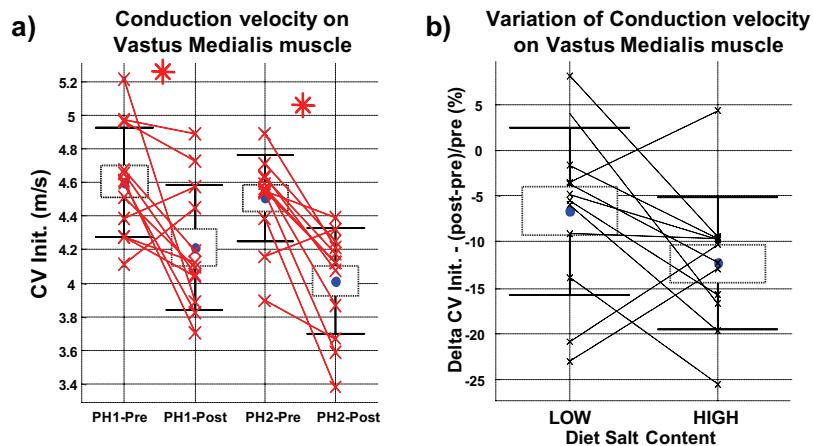
Space permanence simulations such as prolonged bed rest can provide study conditions that are more accessible with respect to space flights. A short term bed rest experiment was organized by the German Aerospace Center (DLR), Cologne (Germany) using the Head Down Tilted Bed Rest at minus 6° model, to simulate the effects of weightlessness for studying the adaptation to this condition. The objective of this study was to assess the consequences of a simulated long duration flight. Eight male volunteers participated to the study laying in bed for two continuous periods of 14 days separated by 5 months. The participating subjects were divided in 2 groups receiving different diets (low and high sodium content).

EMG signals were detected with linear electrode arrays from Vastus Medialis (VM), Vastus Lateralis (VL) and Tibialis Anterior (TA) muscles in two different experimental set-ups (for the knee extensor and for the ankle flexor muscles respectively), before and after the bed rest periods. The study protocol was divided into two phases. The first phase (September 2005) involved studying four subjects which received a specifically prepared diet with low sodium content (50 mmol/day) and four subjects with high sodium content diet (550 mmol/day) during the bed rest periods (14 days long). Five months later, the second phase (March 2006) involved the subject group cross-over: the four patients who received a low sodium content diet previously had a high sodium content diet and viceversa. Each 14 day period was preceded by 5 days for pre-bed rest testing in the DLR-Clinical Research Center. After the bed rest period, the volunteers remained in the Re-

I risultati principali dello studio "Salty life study 7" di bed rest possono essere riassunti come segue: 1) una perdita di peso statisticamente significativa è stata osservata durante il bed rest (circa il 3% per tutti i soggetti); 2) non è stata osservata alcuna differenza nel tempo di endurance e nella forza muscolare dopo il bed rest; 3) non è stata osservata alcuna riduzione di spessore del tessuto sottocutaneo dopo il bed rest; 4) non è stata osservata alcuna variazione di ARV e MNF dopo il bed rest; 5) è stata osservata una riduzione della stima globale di velocità di conduzione delle fibre muscolari (CV) dopo il periodo di bed rest (circa 10% per tutti i tre muscoli e tutti i livelli di contrazione) (Figura); 6) è stata osservata una riduzione di CV di singola unità motoria dopo il periodo di bed rest (del 10% circa per i muscoli VM e TA e del 5% circa per il muscolo VL).

search Center for 3 days for post-bed rest testing.

The main results of the short term bed rest "Salty Life Study 7" can be summarized as follows: 1) a statistically significant loss of weight was observed in the subject sample (about 3% for all the subjects); 2) no differences were observed in Torque and Endurance time after the bed rest for either diet type; 3) no reduction of subcutaneous tissue layer thickness was observed after the bed rest for either diet type; 4) no variation of ARV and MNF after the bed rest for either diet type; 5) a reduction of global estimate of muscle fiber CV was observed after the bed rest period (about 10% for all the three muscles and all the contraction levels) (Figure); 6) a reduction of single motor unit CV was observed after the bed rest period (about 10% for VM and TA muscles and about 5% for VL muscle).



Effetto del periodo di bed rest (fase 1, fase 2; pre, post) sulla stima di CV di singola unità motoria a 20% della forza massima (MVC) per il muscolo vasto mediale. I valori di CV sono stimati dai template delle singole UM usando i segnali doppio differenziali. Gli asterischi indicano una differenza statisticamente significativa fra due gruppi (Wilcoxon matched pairs test, $p < 0.05$). Stime di CV di singola UM in diverse sessioni sono unite da linee.

Effect of bed rest period (Phase 1, Phase 2; Pre, Post) and diet on motor unit CV estimates at 20% of the maximal force (MVC) for vastus medialis muscle. CV values are estimated from single MU templates using DD signals. Stars indicate a statistically significant difference between two groups (Wilcoxon matched pairs Test, $p < 0.05$). Lines connect CV estimates of the same MU identified in different experimental sessions.

Proprietà dell'onda M durante la progressiva attivazione di unità motorie indotta da stimolazione neuromuscolare transcutanea: effetto della forma d'onda di stimolo

A. Botter, M. Gazzoni, R. Merletti, M.A. Minetto

La registrazione del segnale EMG di superficie durante stimolazione elettrica permette di caratterizzare le proprietà periferiche del sistema neuromuscolare.

L'analisi delle proprietà delle onde M consente lo studio delle modalità di attivazione delle unità motorie (UM) in rapporto a incrementi della corrente di stimolo ed a variazioni della forma d'onda di stimolo.

Sono stati registrati segnali EMG di superficie da sei soggetti maschi sani (età, media \pm ES, 22.3 ± 0.9 anni, peso 77.7 ± 4.9 kg, altezza 180.0 ± 3.5 cm), utilizzando una schiera lineare di 8 elettrodi (distanza inter-elettrodica 5 mm) durante contrazioni stimolate elettricamente del muscolo bicipite brachiale dominante. La schiera per l'acquisizione dei segnali EMG è stata posizionata tra l'elettrodo di stimolazione e il tendine distale ed è stata allineata con la direzione delle fibre muscolari. È stato utilizzato uno stimolatore neuromuscolare programmabile con stadio di uscita ibrido in configurazione monopolare.

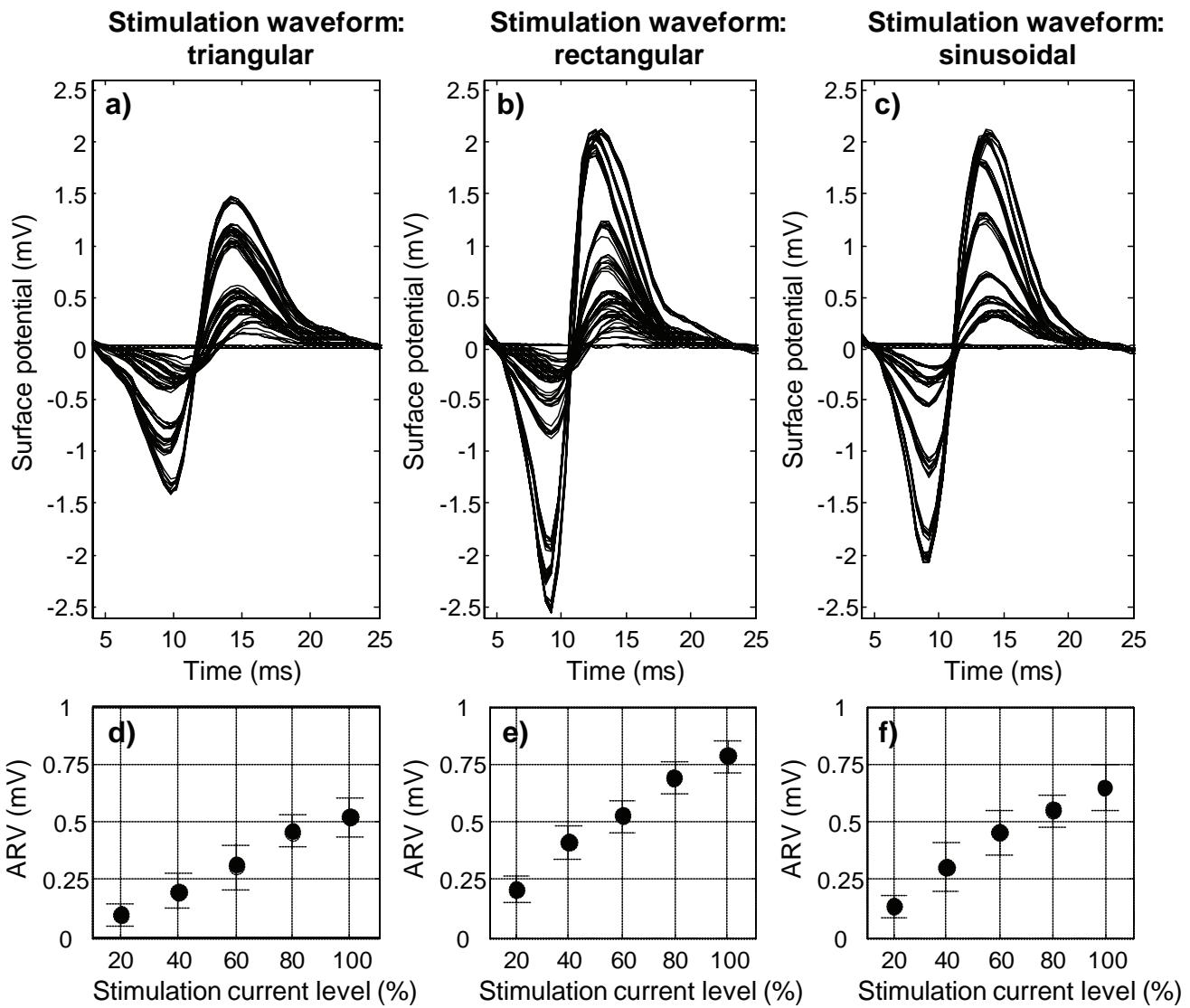
Attraverso l'elettrodo di stimolazione, posizionato sul punto motore più attivo, sono state applicate (in ordine randomizzato) tre differenti forme d'onda monofasiche di corrente di durata pari a $304\ \mu\text{s}$: triangolare, rettangolare e sinusoidale. Per ogni forma d'onda sono state applicate scale di stimoli a intensità crescente da 0 mA alla corrente sovramassimale (in passi di ampiezza pari al 10% della corrente sovramassimale), con durata pari a 10 s (frequenza di stimolazione: 20 Hz). L'intera procedura è stata ripetuta due volte nella stessa sessione sperimentale: per ogni forma d'onda di stimolazione non

M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous neuromuscular stimulation: effect of the stimulation waveform

The detection of surface EMG signals during electrical stimulation allows assessment of the peripheral properties of the neuromuscular system. The analysis of M-wave properties allows the investigation of motor unit (MU) activation modalities with increasing stimulation current and different stimulation waveform.

In six healthy male subjects (age 22.3 ± 0.9 years, weight 77.7 ± 4.9 kg, height 180.0 ± 3.5 cm, mean \pm SE), surface EMG signals were detected with a linear array of 8 electrodes (5 mm inter-electrode distance) during electrically elicited contractions of the dominant biceps brachii muscle. The surface array for EMG detection was located between the stimulation electrode and the distal tendon, and was aligned to the direction of the muscle fibers. Stimulation was provided by a programmable neuromuscular stimulator with hybrid output stage used in a monopolar configuration. Three different monophasic waveforms of $304\ \mu\text{s}$ duration were applied (in randomized order) to the stimulating electrode on the main muscle motor point: triangular, rectangular, and sinusoidal. For each waveform, linearly increasing stimulation intensities from 0 mA to the supramaximal current (with steps of 10% of the supramaximal current) in 10 s were applied. The procedure was repeated twice in the same experimental session: for each stimulation waveform, the two staircase contractions did not lead to significantly different results, thus they were averaged to increase the signal-to-noise ratio. Five minutes of rest were given to the subject after each contraction.

Panels a-c of the Figure show examples of M-



Sezioni a-b-c: esempi (relativi a un soggetto) delle onde M acquisite, nelle tre differenti condizioni sperimentali, durante scale di stimoli a intensità crescente da 0 mA alla corrente sovramassimale (in passi di ampiezza pari al 10% della corrente sovramassimale), con durata pari a 10 s. [a) forma d'onda triangolare; b) forma d'onda rettangolare; c) forma d'onda sinusoidale]. Ogni gruppo di segnali rappresenta una registrazione bipolare ottenuta da un canale di una schiera a 8 elettrodi. Sezioni d-e-f: valore rettificato medio (ARV) dell'onda M nelle tre condizioni della sessione sperimentale (medie±ES, n=6 soggetti). Il livello di stimolazione è stato normalizzato rispetto al valore di corrente sovramassimale.

Panels a-b-c: examples (from one subject) of M-waves recorded during staircase contractions of increasing stimulation intensities from 0 mA to the supramaximal current (with steps of 10% of the supramaximal current) in 10 s, as detected in the three different conditions [a) triangular waveform shape; b) rectangular waveform shape; c) sinusoidal waveform shape].

Each set of signals represents a bipolar recording obtained from a single channel of the 8-electrode array.

Panels d-e-f: the M-wave average rectified value (ARV) estimates in the three conditions of the experimental session (means±SE, n=6 subjects). The stimulation current level was normalized with respect to the value generating the maximal M wave.

si sono osservate significative differenze tra le due ripetizioni, quindi ne è stata considerata la media al fine di aumentare il rapporto segnale-rumore. Dopo ogni contrazione è stato applicato un periodo di recupero di 5 minuti.

Le sezioni a-c della Figura mostrano esempi di onde M acquisite da un soggetto nelle tre differenti condizioni di stimolazione.

Per tutte le forme d'onda di stimolazione si è osservata una significativa dipendenza del valore rettificato medio (ARV) dell'onda M dal livello di corrente (ANOVA di Friedman $p<0.0001$, Figura, sezioni d-f). L'analisi post hoc ha evidenziato, per ogni forma d'onda di stimolazione, significative differenze tra tutti i livelli di corrente (test di Dunn, $p<0.01$).

È in programma un ampliamento di dimensione campionaria che consentirà, per ogni forma d'onda di stimolazione, di caratterizzare le proprietà dell'onda M in base all'analisi delle variazioni di velocità di conduzione in funzione del reclutamento progressivo di UM. Saranno inoltre analizzati i differenti effetti delle tre forme d'onda di stimolazione sull'attivazione neuromuscolare, in base a confronti tra le stime delle variabili EMG per comparabili livelli di carica elettrica e energia dello stimolo.

waves detected in one subject in the three different conditions.

The M-wave average rectified value (ARV) estimates significantly depended on the current level for all stimulation waveforms ($p<0.0001$ by Friedman's ANOVA, Figure, panels d-f). The post hoc analysis disclosed pair-wise differences among all current levels for all stimulation waveforms (Dunn's post hoc, $p<0.01$).

After increase of the sample size, M-wave properties will be investigated, for each stimulation waveform, by the analysis of conduction velocity changes with progressive MU activation. Moreover, the differences, if any, in the neuromuscular effects of the three different waveforms will be evaluated by comparisons among EMG variable estimates obtained at the same level of either stimulation energy or charge.

Analisi comparativa dei profili di fatica durante prove di contrazione isometrica intermittente e di salto ripetuto

M. Gazzoni, M. Gollin, M.A. Minetto, A. Rainoldi

La valutazione dinamometrica della forza isometrica e le prove di salto ripetuto sono tra i metodi più diffusi, in ambito di medicina sportiva, per l'analisi della funzione neuromuscolare e della potenza aerobica. Rimane peraltro ancora dibattuta la possibilità di predire la performance muscolare dinamica sulla base dei test statici di forza muscolare.

Abbiamo studiato i profili di fatica mioelettrica durante due differenti protocolli di contrazioni isometriche intermittenti che sono state inoltre confrontate con la performance muscolare durante un test di salto ripetuto della durata di 60 s.

Sono stati esaminati 12 atleti (età, media \pm DS, 23.8 ± 3.3 anni, peso 71.1 ± 7.4 kg, altezza 175.0 ± 7.0 cm), ciascuno dei quali ha eseguito, in ordine randomizzato, i seguenti test: salto ripetuto per 60 s (50-60 salti); 20 contrazioni isometriche intermittenti (3 s di contrazione alternata a 1 s di recupero); 12 contrazioni isometriche intermittenti (5 s di contrazione alternata a 3 s di recupero). Le contrazioni isometriche intermittenti sono state realizzate attraverso l'uso di un dinamometro isometrico montato su una pressa orizzontale (Figura, sezione a). Attraverso lo scorrimento del sedile della pressa e l'uso di un goniometro articolare è stato fissato l'appropriato angolo dell'articolazione del ginocchio (120°).

I segnali EMG di superficie sono stati registrati con l'utilizzo di una schiera lineare di elettrodi adesiva (8 contatti distanziati 10 mm) posizionata sul muscolo vasto laterale dell'arto inferiore dominante (Figura, sezioni a e b). Durante il test di salto ripetuto un elettrogoniometro è stato posizionato sull'articolazione non dominante per la registrazione delle variazioni di angolo articolare (Figura, sezione c).

Comparative analysis of fatigue profiles during intermittent isometric contraction and continuous jumping tasks

Isometric dynamometry and continuous jumping test are the most popular methods for assessing neuromuscular function and anaerobic power in sport science. However, there is controversy about the ability of isometric strength tests to be predictive of the quality of the dynamic performance.

We studied the myoelectric fatigue profiles of two different protocols of intermittent isometric contractions which were compared with a standard 60 s continuous jumping test.

Twelve athletes (age 23.8 ± 3.3 years, weight 71.1 ± 7.4 kg, height 175.0 ± 7.0 cm, mean \pm SD) participated. They performed, in randomized order, the following tests: 60 s continuous jumping (50-60 jumps); 20 intermittent isometric contractions (3 s contraction / 1 s relaxation); 12 intermittent isometric contractions (5 s contraction / 3 s relaxation). The intermittent protocols were performed using an isometric dynamometer mounted on a horizontal leg press machine (Figure, panel a). The appropriate knee angle (120°) was obtained by sliding the leg press seat and checked using a manual goniometer.

Surface EMG signals were recorded using an adhesive linear electrode array (eight channels, 10 mm apart) placed on the dominant vastus lateralis muscle (Figure, panels a and b). During the jumping test an electrogoniometer was placed on the non-dominant knee joint to record the time course of the knee angle (Figure, panel c).

The initial values and the rates of change of average rectified values (ARV), mean spectral frequency (MNF), and muscle fiber conduction velocity (CV) were selected as EMG variables. For the jumping test, these variables were estimated during the concentric phase of each jump, iden-

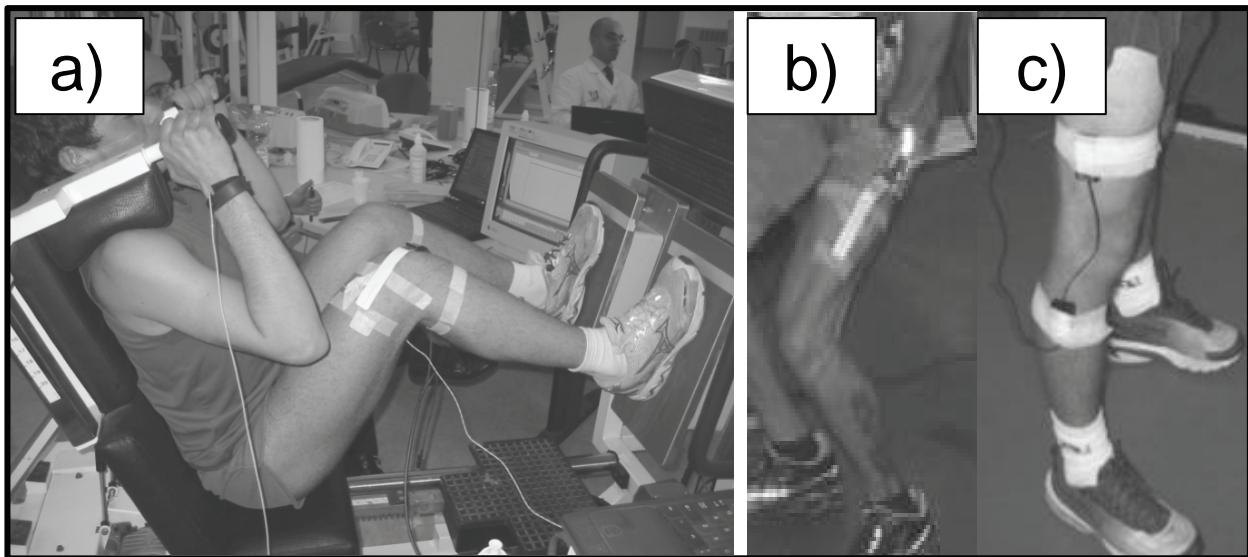
Sono stati studiati il valore indiziale e l'entità della variazione delle seguenti variabili EMG: valore rettificato medio (ARV), frequenza media dello spettro di potenza (MNF) e velocità di conduzione (CV). Per il test di salto continuo, queste variabili sono state stimate durante la fase concentrica di ogni salto, identificata come l'intervallo di tempo compreso tra il minimo e il massimo valore di angolo articolare. In tale intervallo (compreso tra i 200 e i 250 ms) il segnale EMG può essere considerato pressoché stazionario e sono quindi utilizzabili le tecniche tradizionali di analisi del segnale.

E' stato realizzato un campionamento di sangue capillare per l'analisi dei livelli lattacidemici

tified as the time interval between the minimum and the maximum knee angle values. In such interval (in the range 200-250 ms) the signal can be considered as quasi-stationary, allowing the use of conventional signal processing techniques.

Capillary blood samples for lactate analysis were taken before and immediately after the exercises.

No differences were observed among the three exercise modalities in the initial values of the EMG variables estimates, whereas the rates of change of MNF and CV were significantly greater in the jumping protocol than in the 12-contraction intermittent protocol (respectively, MNF slope: - 0.52 ± 0.23 Hz/s vs -0.25 ± 0.08 Hz/s, $p<0.01$;



a) Illustrazione della pressa isometrica utilizzata nello studio. È mostrata la posizione della schiera adesiva di elettrodi, collocata sul muscolo vasto laterale dell'arto inferiore dominante.

b) La schiera adesiva di elettrodi è stata collocata sul muscolo vasto laterale, in una posizione che rendesse le stime delle variabili EMG indifferenti allo spostamento della zona di innervazione conseguente a contrazione e allungamento del muscolo.
c) L'elettrogoniometro è stato posizionato sull'articolazione non dominante per la registrazione delle variazioni di angolo articolare, utilizzata per l'identificazione dell'epoca del segnale EMG (200-250 ms) corrispondente alla fase concentrica del movimento.

a) The isometric leg press device used in the study. The position of the adhesive array over the vastus lateralis muscle is shown.
b) The adhesive array was placed over the vastus lateralis muscle in a location where EMG variable estimates were indifferent to the shift of innervation zone due to the muscle shortening and lengthening during continuous jumping.

c) The electrogoniometer was placed on the non-dominant leg to record the time course of the knee angle, used to identify the EMG signal epoch (200-250 ms) corresponding to the concentric phase of movement.

prima e immediatamente dopo il termine dell'esercizio.

Non si sono rilevate differenze tra i valori iniziali delle variabili EMG nelle tre modalità di esercizio, mentre le variazioni di MNF e CV sono risultate maggiori durante il protocollo di salto rispetto al protocollo da 12 contrazioni intermittenti (rispettivamente, MNF slope: -0.52 ± 0.23 Hz/s vs -0.25 ± 0.08 Hz/s, $p < 0.01$; CV slope: -0.44 ± 0.32 m/s² vs -0.16 ± 0.13 m/s², $p < 0.05$). I livelli lattacidemici post-esercizio sono risultati maggiori durante il protocollo di salto rispetto al protocollo da 12 contrazioni intermittenti (rispettivamente, 12.9 ± 2.2 mmol/l vs 10.4 ± 2.0 mmol/l, $p = 0.01$).

Questi rilievi e l'assenza di differenze tra il protocollo di salto e il protocollo da 20 contrazioni isometriche intermittenti suggeriscono che la tipologia di esercitazione isometrica sia un fattore determinante ai fini della predizione della performance muscolare dinamica sulla base dei test statici di forza muscolare e evidenziano l'importanza di comparare differenti prestazioni muscolari utilizzando comuni (o almeno confrontabili) misure di funzione neuromuscolare.

CV slope: -0.44 ± 0.32 m/s² vs -0.16 ± 0.13 m/s², $p < 0.05$.

Consistently, post-exercise lactate levels were higher after the jumping protocol with respect to the 12-intermittent contraction protocol (respectively, 12.9 ± 2.2 mmol/l vs 10.4 ± 2.0 mmol/l, $p = 0.01$).

These findings and the lack of differences between the jumping protocol and the 20-intermittent contraction protocol suggest that the isometric exercise modality is an important factor for the prediction of the dynamic performance on the basis of a static strength test and highlight the importance of comparing different muscle performances using reliable measures of neuromuscular activity.

Assenza di effetti di interleuchina-6 muscolare sulle manifestazioni mioelettriche di fatica

M. Gazzoni, M. Gollin, M.A. Minetto, A. Rainoldi

Obiettivo dello studio è stato di valutare la correlazione tra produzione muscolare di interleuchina-6 (IL-6, valutata in base ai livelli circolanti della proteina), livelli di lattacidemia, forza isometrica e variabili EMG stimate da segnali registrati dal muscolo vasto laterale dominante durante contrazioni isometriche interattive degli arti inferiori.

Sono stati valutati 31 atleti di sesso maschile (età, media \pm DS, 24.9 \pm 5.9 anni, peso 71.9 \pm 10.1 kg, altezza 178.4 \pm 5.6 cm). Dopo posizionamento su dinamometro isometrico montato su una pressa orizzontale, ogni atleta ha eseguito otto serie da 20 contrazioni isometriche interattive della muscolatura estensoria delle cosce (3 s di contrazione alternata a 1 s di recupero), con periodo di recupero tra le serie di 2 minuti. A ogni soggetto era richiesto di mantenere il valore di forza su livelli costanti attorno al 90% della forza massima. A ogni soggetto veniva fornito durante l'esercizio sia un feed-back visivo relativo al livello di forza, sia un incoraggiamento verbale da parte dello stesso sperimentatore.

Sono stati raccolti campioni ematici per dosaggio di IL-6 prima dell'esercizio (Pre), immediatamente dopo il termine (Post) e a 30, 60, 90 minuti dal termine. È stato realizzato un campionamento di sangue capillare per l'analisi dei livelli lattacidemici prima dell'esercizio (Pre), durante l'esercizio (dopo la quarta serie di contrazioni, Int), immediatamente dopo il termine (Post) e a 30, 60, 90 minuti dal termine.

Sono state studiate le seguenti variabili EMG: valore rettificato medio (ARV), frequenza media dello spettro di potenza (MNF) e velocità di conduzione (CV).

Sono stati osservati significativi incrementi dei livelli di IL-6 e lattato (Figura), con rilievo di corre-

Muscle-derived interleukin-6 has no effects on myoelectric manifestations of fatigue

The aim of the study was to investigate the correlation between muscle interleukin-6 (IL-6) production (as inferred by its circulating levels), serum lactate levels, isometric force, and surface EMG variables measured from signals recorded from the dominant vastus lateralis muscle during intermittent isometric contractions of lower limbs.

Thirty-one male athletes (age 24.9 \pm 5.9 years, weight 71.9 \pm 10.1 kg, height 178.4 \pm 5.6 cm, mean \pm SD) participated. After proper positioning on the isometric dynamometer mounted on a horizontal leg press machine, each athlete performed eight sets of twenty intermittent isometric contractions of the knee extensor muscle groups (3 s contraction / 1 s relaxation), with a rest period of 2 minutes between each set. Each subject was asked to try to maintain the contraction level at a constant value of about 90% of the maximal force (MVC). Visual feed-back on the force level was provided to the subject during the exercise and strong verbal encouragement was provided throughout by the same investigator.

Blood for IL-6 determinations was sampled before (Pre), immediately after the exercise (Post) and 30, 60, 90 minutes thereafter. Capillary blood samples for lactate analysis were taken before (Pre), during (Int, after the fourth set), immediately after the exercise (Post) and 30, 60, 90 minutes thereafter.

Surface EMG variables of interest were: average rectified value (ARV), mean frequency (MNF) of the power spectral density, and average muscle fiber conduction velocity (CV).

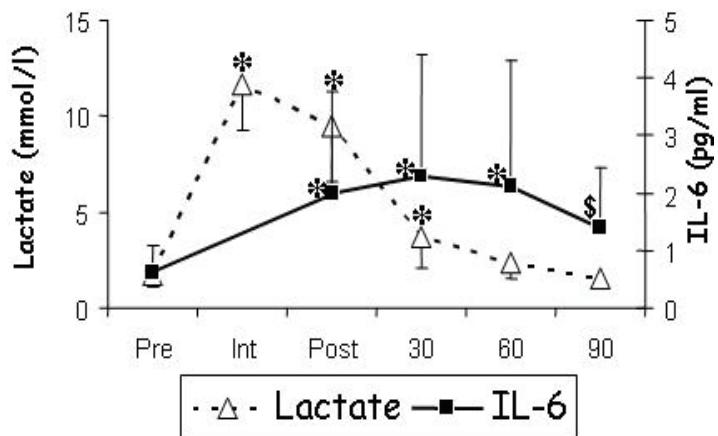
Significant exercise-elicited increases in serum IL-6 and capillary lactate were observed (Figure), with evidence of positive correlation between the respective peak levels ($r=0.47$, $p<0.01$). Significant correlation were also found between lac-

lazione positiva significativa tra i rispettivi livelli di picco ($r=0.47$, $p<0.01$). Sono state inoltre osservate correlazioni significative tra picco di lattato e entità del decremento di forza ($r=-0.40$, $p<0.05$) e del decremento di MNF ($r=-0.37$, $p<0.05$) durante l'esercizio. Al contrario, non si sono rilevate correlazioni significative tra il picco di IL-6 e le variabili meccaniche e EMG studiate.

In conclusione, non sono stati osservati effetti della produzione muscolare di IL-6, valutata in base ai livelli circolanti della proteina, sulle manifestazioni meccaniche e mioelettriche di fatica durante contrazioni isometriche intermittenti. È dimostrato in letteratura che la somministrazione di IL-6 ricombinante in volontari sani, in condizioni di riposo, può determinare fatica e malessero: i dati preliminari qui presentati indicano che questi effetti di IL-6 non sono in rapporto a una alterazione periferica dell'accoppiamento eccitamento-contrazione muscolare, ma possono conseguire a azioni della proteina sul sistema nervoso centrale.

tate peak and the maximal rates of change of the extension force ($r=-0.40$, $p<0.05$) and of MNF estimates ($r=-0.37$, $p<0.05$) during the exercise. On the contrary, no correlations were found between IL-6 peak levels and the investigated mechanical and EMG variables.

In conclusion, the muscular IL-6 production, as inferred by its circulating IL-6 levels, had no effects on mechanical and myoelectric manifestations of fatigue in voluntary intermittent contractions. It is known from the literature that administration of recombinant IL-6 can induce a heightened sensation of fatigue and discomfort in healthy humans at rest: our preliminary data show that these effects of IL-6 can not be due to an impairment of the peripheral excitation-contraction coupling, but are possibly related to central actions of the cytokine.



Risposte di IL-6 e lattato all'esercizio isometrico intermittente. I valori mostrati sono medie \pm DS

*: $p<0.001$, \$: $p<0.01$ vs Pre.

Pre: prima dell'esercizio; Int: durante l'esercizio, dopo la quarta serie di contrazioni; Post: immediatamente dopo il termine;

Periodo di recupero: 30, 60, 90 minuti dal termine dell'esercizio.

Serum IL-6 and capillary lactate responses to a single bout of intermittent isometric contractions. The values shown are means \pm SD.

*: $p<0.001$, \$: $p<0.01$ vs pre-exercise

Pre: pre-exercise; Int: intermediate, after the fourth set; Post: post-exercise;

Recovery phase: 30, 60, 90 minutes after the end of the exercise.

Risposte neuromuscolari a contrazioni volontarie continue e intermittenti

M. Gazzoni, M. Gollin, M.A. Minetto, A. Rainoldi

E' stato condotto uno studio, parzialmente finanziato dal Ministero della Salute, con lo scopo di confrontare le risposte meccaniche ed EMG in due differenti modalità di esercizio volontario e la loro capacità di distinguere tra due fenotipi muscolari: atleti allenati alla resistenza vs atleti allenati alla potenza.

Sono stati reclutati 16 atleti di potenza e 17 atleti di resistenza. E' stato studiato il muscolo vasto laterale durante estensioni isometriche di ginocchio alla leg press. I soggetti hanno effettuato, in ordine casuale, una contrazione continua al 90% della forza massima (MVC) della durata di 30 secondi e, dopo opportuno riposo, 10 contrazioni intermittenti (3 secondi di attività al 90% MVC intervallate da 1 secondo di riposo, per un totale di 30 secondi di contrazione).

Nelle due modalità di esercizio sono state calcolati il picco di forza, i valori iniziali e i tassi di cambiamento delle variabili EMG (ampiezza del segnale, ARV; velocità di conduzione musco-

Neuromuscular responses to continuous and intermittent voluntary contractions

A project, partially supported by the Italian Ministry of Health, was carried out with the aim to compare mechanical and EMG variables from two different modalities of voluntary contraction and to assess their effectiveness in distinguishing between different athlete phenotypes: endurance vs power trained subjects.

Sixteen power and seventeen endurance athletes were recruited. The dominant vastus lateralis muscle was investigated during isometric contractions at the leg press. Subjects performed, in randomized order, a continuous isometric contraction of knee extensor muscles at 90% of the maximal force (MVC) lasting 30 s and, after proper recovery, ten intermittent isometric contractions (3 s of activity at 90% MVC and 1 s of rest, for a total of 30 s of contraction).

Peak force, initial values and rates of change of EMG variable estimates (amplitude, ARV; conduction velocity, CV; and mean frequency of the signal spectrum, MNF) were calculated in the two

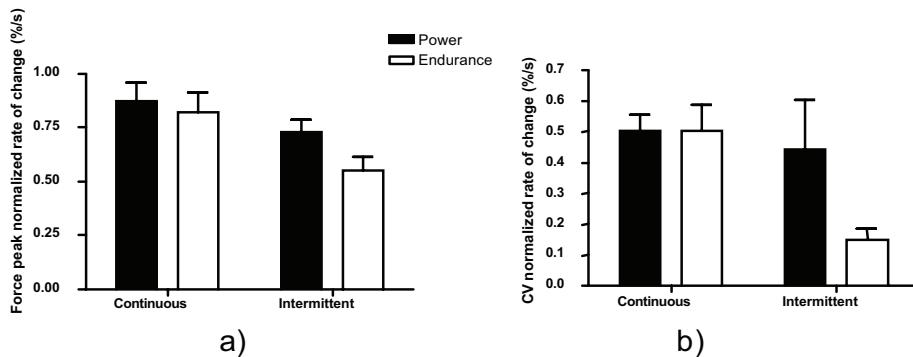


Figura 1. Tassi di decremento del picco di forza (a) e di CV (b) nelle contrazioni continue e intermittenti per i due gruppi di atleti studiati. E' interessante notare che l'incremento di fatica, passando dalla contrazione intermittente a quella continua, è maggiore nel gruppo degli atleti di resistenza.

Figure 1. Normalized rate of changes of the Force Peak (a) and CV (b) in continuous and intermittent contractions for both groups. It is of interest to underline that the greatest increment of fatigue due to contraction modality factor was observed in the endurance group.

lare, CV; frequenza media dello spettro del segnale, MNF).

In tutti i soggetti studiati la forza e le variabili EMG sono diminuite maggiormente nelle contrazioni continue che in quelle interattive (Wilcoxon paired test, $p<0.01$) e, per ciascuna modalità di contrazione, sono diminuite maggiormente negli atleti di potenza che in quelli di resistenza. Inoltre si è osservato che l'aumento delle manifestazioni di fatica meccanica e mioelettrica (tasso di cambiamento normalizzato, rispetto al valore iniziale, del picco di forza e di CV) tra la contrazione interattiva e quella continua è stato maggiore negli atleti di resistenza che in quelli di potenza. Passando dalle contrazioni interattive a quelle continue, i tassi di cambiamento normalizzati della forza, infatti, aumentano del 14% negli atleti di potenza e del 28% negli atleti di resistenza; quelli della CV del 5% negli atleti di potenza e del 33% negli atleti di resistenza (Figura 1). Infine, il picco di forza è risultato il miglior parametro in grado di distinguere i due

contraction modalities.

Rates of change of force and of EMG variables were found greater in continuous than in intermittent contractions (Wilcoxon paired test, $p<0.01$) in the whole group of athletes and greater in power than in endurance athletes. However, the increase in the rate of fatigue between the intermittent contraction and the continuous one was greater in endurance with respect to power athletes. Force normalized rates of change, in fact, increased by 14% in power and by 28% in endurance, whereas CV normalized rate of changes increased by 5% in power and by 33% in endurance athletes when contraction modality changed from intermittent to continuous (Figure 1). Moreover, force peak was found the best parameter to distinguish between the two athlete groups in the intermittent contraction modality (Mann Whitney U test, $p=0.0004$, Figure 2).

A possible explanation of these findings is that the one-second rest time between contractions

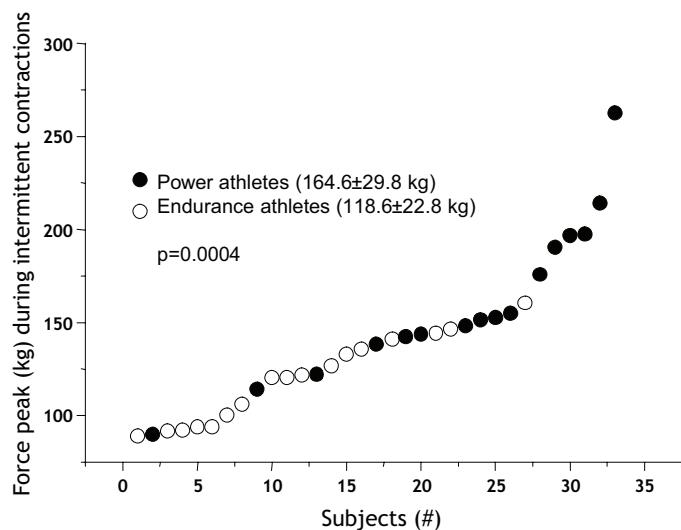


Figura 2. Il picco di forza, calcolato in ciascuna contrazione interattiva, è risultato il miglior parametro in grado di distinguere i due gruppi di atleti (Atleti di potenza=pallini pieni; Atleti di resistenza=pallini vuoti, Mann Whitney U test, $p=0.0004$).

Figure 2. Force peak was found the best parameter to distinguish between the two athlete groups (Power athletes=filled circle; Endurance athletes=empty circle) in the intermittent contraction modality (Mann Whitney U test, $p=0.0004$).

gruppi di atleti durante le contrazioni intermittenti (Mann Whitney U test, $p=0.0004$, Figura 2).

Questi risultati sembrano spiegabili come una conseguenza del breve tempo di riposo tra le contrazioni intermittenti sufficiente per permettere un ripristino, anche se parziale, delle proprietà di membrana. La disponibilità di ossigeno e il wash-out dei metaboliti durante il secondo di pausa hanno parzialmente ridotto le manifestazioni di fatica meccanica e mioelettrica. In altre parole, gli atleti di resistenza (caratterizzati da una predominanza di fibre di tipo I) sono risultati relativamente più affetti dalla mancanza di ossigeno durante le contrazioni continue di quanto non sia accaduto agli atleti di potenza.

was enough to allow a partial recovery of the membrane properties. Oxygen supply and metabolite wash-out, during the relaxation phase of the intermittent contractions, partially decrease both mechanical and myoelectric manifestations of fatigue. In other words, endurance athletes (characterized by a predominance of type I fibers) are those more affected by the lack of oxygen supply occurring during continuous contractions.

Ricostruzione dinamica del movimento con nuovi sensori MEMS. Risultati preliminari

F. Mastrangelo

Gli attuali sviluppi nella ricostruzione cinematica del movimento umano e nella "gait analysis" sono dovuti alla disponibilità di nuovi sensori inerziali in tecnologia MEMS che permettono la ricostruzione cinematica usando le informazioni integrate di accelerometri, magnetometri e giroscopi.

Il problema della ricostruzione cinematica è stato risolto con l'uso del sistema commercialmente disponibile Xsens. Il sistema Xsens comprende un'unità principale che connette fino a dieci sensori con un PC. Ciascun sensore è costituito da nove trasduttori: tre accelerometri lineari, tre giroscopi e tre magnetometri. Il sistema registra in tempo reale i dati inerziali e di orientazione di ciascun sensore relativi ad un sistema assoluto.

Con l'uso di una bussola su un piano orizzontale è stata eseguita una procedura di calibrazione, che ha permesso di costruire uno strumento campione. Questa procedura ha evidenziato l'affidabilità della calibrazione fatta dal produttore per cancellare errori di offset dovuti al montaggio interno dei trasduttori. Il disallineamento della parte esterna del sensore rispetto al sistema di riferimento è nel limite dichiarato di 3°. Al fine di testare l'effetto di declinazione magnetica locale dovuto a masse ferrose è stata usata come riferimento un'asta lineare, lungo la quale è stato fatto scorrere il sensore. La perturbazione dovuta alla struttura di un tavolo in ferro dolce (struttura a quattro montanti con circa 30 kg di massa) causa un errore massimo di 3° ad una distanza relativa di circa 30 cm tra struttura ed asta e di 5° ad una distanza di 10 cm. Ad una distanza superiore ad un metro la declinazione locale dovuta a masse ferrose è trascurabile. Tuttavia, il sistema restituisce l'orientazio-

Motion tracking with new MEMS devices. Preliminary results

Current developments in the field of human motion tracking and gait analysis are due to the availability of new inertial sensors based on MEMS technology that allow movement tracking using integrated information coming from accelerometers, magnetometers and gyroscopes.

The motion tracking issue has been addressed by using the commercially available Xsens system. The Xsens system comprises a master device which connects up to ten sensors with a PC. Each sensor is made of nine transducers: three linear accelerometers, three gyros and three magnetometers. The system records real-time inertial and orientation data of each sensor relative to an absolute frame of reference.

An absolute reference frame was defined using a horizontal plane and a compass, and used to test the reliability of the calibration, which serves to cancel out offset errors caused by sensor assembly procedure. The sensor case misalignment with respect to this reference frame was in the declared range of 3°. The sensor slid along a straight rod to check the effect of local declination due to the present of iron masses. The perturbation due to a table steel frame (about 30 kg of a four-leg frame) has a marginal effect on declination: the maximum declination is of 3° for a distance of 30 cm between frame and rod. The declination increases to 5° at a distance of 10 cm. At a distance of more than 1 m the local declination due to steel masses is negligible. However, the system gives near correct sensor orientation without any magnetic data for very limited time (3 s).

After this setup and test, a rigid body model was implemented in Matlab to process incoming orientation data. The upper limb kinetic was acquired with the software developed at LISiN which

ne corretta, senza informazioni circa l'orientazione del nord, soltanto per un periodo molto limitato di tempo (3s).

Dopo questa procedura di verifica, è stato implementato in ambiente Matlab un modello a corpi rigidi per elaborare i dati di orientazione. La cinematica degli arti superiori è stata acquisita con un software elaborato ad hoc presso il LISiN che dialoga con i sensori Xsens. Ciascun sensore del sistema Xsens riferisce la sua orientazione relativamente ad un sistema di riferimento assoluto in cui la direzione Z è opposta all'accelerazione locale di gravità, l'asse X è in direzione del nord magnetico, la direzione Y completa la terna destrogira. Ciascun sensore ricava le informazioni provenienti dai tre giroscopi, accelerometri e magnetometri e ricostruisce i dati inerziali e l'orientazione del sensore.

L'interfaccia software richiede a ciascun sensore i dati di orientazione relativi alla terna locale e li elabora in tempo reale consentendo di visualizzare i movimenti relativi degli arti superiori con un modello a corpi rigidi. Le matrici di orientazione dei sensori sono state utilizzate per costruire una catena cinematica dal tronco al polso. Qualsiasi misura cinematica relativa tra diversi segmenti e vincoli può essere ricavata da questo modello.

Per interfacciare un Pc con il sistema Xsens e raggiungere la massima velocità di campionamento e di trasmissione è stato sviluppato un programma C++, riducendo così il peso computazionale necessario all'interazione con l'hardware. Il codice sviluppato permette di stimare la velocità del sensore tramite il filtraggio della accelerazione (passa banda a 0.5 – 10 Hz). La stima della velocità del sensore solidale con ciascun segmento verrà utilizzata per analizzare i movimenti relativi permessi dalle articolazioni.

I sensori Xsens sono stati fissati a ciascun segmento articolare in modi diversi ed in posizioni diverse per studiare l'effetto di artefatti da movimento. Il polso e la parte distale del braccio sono

interfaces the Xsens hardware. Each sensor of the Xsens system provides its orientation relatively to an absolute frame of reference in which the Z direction is opposite to the local gravitational acceleration, the X direction is oriented towards the local Magnetic North, and the Y direction is orthogonal to both. Each sensor retrieves information from three orthogonal accelerometers, rating gyroscopes, and magnetometers and merges data with a Kalman filter in order to retrieve sensor orientation and so-defined calibrated data.

The in-house built software interface requests orientation data from each sensor in real-time and processes these data using a body model composed of rigid segments in order to render the relative movements of upper limbs. The sensor's orientation data were used to construct rigid body kinetics, in which the kinematic chain of each limb progresses from chest to wrist. Any kind of relative measure within multiple joints can be derived physically from this software interface application.

A C++ based application was developed to interface a computer with the Xsens hardware to achieve maximum sample frequency and reduce the computational time needed to retrieve and process data coming from the Xsens. The developed code allows the estimation of sensor velocity after band pass filtering acceleration data (0.5 – 10 Hz). This estimation of sensor velocity will be used to further investigate the relative movements of the body segments.

In order to study movement-induced artefacts, one sensor was fixed to each body segment in several ways and positions. The wrist and the distal parts of the upper arm were chosen for the upper extremities. Several solutions were tested for sensor fixation to the body: a medical adhesive tape, an elastomeric suit, and Velcro straps. These fixing solutions were compared during subject induced oscillations at the maximum flexor-extension frequency of the forearm with respect

stati scelti per le estremità superiori. Sono state provate diverse soluzioni di fissaggio dei sensori: una garza elastica per uso medico, una tuta in elastan e dei polsini in velcro. Le soluzioni di fissaggio sono state comparate tra loro durante un'oscillazione indotta alla massima frequenza volontaria di flesso-estensione dell'avambraccio. Le distribuzioni spettrali di potenza delle accelerazioni sono state confrontate ed è stata scelta la soluzione ottimale con polsini in velcro. Con questa soluzione di fissaggio, durante l'oscillazione volontaria, la frequenza media dello spettro di potenza della accelerazione causata dai tessuti molli è due volte maggiore delle frequenze medie relative agli altri metodi di fissaggio. La rigidezza del fissaggio scelto è quindi circa quattro volte maggiore delle altre.

to the arm. The power spectral densities of the acceleration for the different fixing solutions were compared and the Velcro straps chosen as the best one. Using this fixing solution, the mean frequency of the corresponding acceleration power spectral density function is twice with respect to the other fixing solutions. The stiffness of this fixing solution is therefore about four times greater than the others.

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

R. Merletti, D. Signorile, C. Vaschetto

Come ogni anno, questa sezione del Rapporto Annuale descrive l'attività svolta nella didattica e nella disseminazione scientifica.

Nel 2006 sono stati organizzati due congressi internazionali: il *Biomedical Engineering in Exercise and Sports (BEES) International Congress* che si è tenuto dal 23 al 25 Marzo 2006 e il *XVI Congress of International Society of Electrophysiology and Kinesiology* che si è tenuto dal 28 Giugno al 1° Luglio 2006. Entrambi i congressi hanno rappresentato un'occasione per discutere lo stato dell'arte in diversi settori della bioingegneria a livello internazionale. Il primo congresso si è incentrato su vari aspetti di fisiologia dell'esercizio fisico, doping e prevenzione e trattamento di patologie nello sport. Il secondo si è focalizzato sui più recenti avanzamenti in ambito di elettromiografia e kinesiologia in condizioni normali e patologiche.

Nel corso dell'anno, oltre a questi due eventi, sono stati organizzati anche sette corsi e seminari e sono state tenute nove lezioni su invito.

Inoltre, 14 ricercatori/visitatori sono stati ospiti del LISiN e hanno lavorato su progetti congiunti.

Questa edizione del Rapporto Annuale è par-

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

Like every year, this section of the Annual Report describes the activity carried out in teaching and scientific dissemination.

Two international conferences have been organized in 2006: the Biomedical Engineering in Exercise and Sports (BEES) International Congress, held from 23 to 25 March 2006 and the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology from June 28 to July 1, 2006. Both conferences represented an opportunity to discuss the state of the art in different fields of bioengineering at an international level. The first congress was focused on several aspect of exercise physiology, doping, prevention and treatment of diseases in sport. The second congress was focused on the most recent advances in electromyography and kinesiology in normal and pathological conditions.

In the course of the year, in addition to these two events, seven courses and seminars have been organized and nine invited lectures have been given. Moreover, 14 researchers and visiting scientists have been hosted by LISiN and have worked on joint projects.

This edition of the Annual Report is particu-

ticolarmente importante perché coincide con il decennale del LISiN.

Per descrivere l'attività svolta dal 1996 al 2006, ma soprattutto per programmare il futuro sulla base dei successi ottenuti e delle esperienze acquisite in questi anni, è stato organizzato un incontro dal titolo "Riflessioni sulla ricerca – il caso del LISiN: un'esperienza decennale" che si è tenuto presso la Facoltà di Architettura del Politecnico di Torino il 15 Dicembre 2006 con la partecipazione del Prof. Paul Enck della Università di Tuebingen (Germania) e del Prof. Lars Arendt-Nielsen della Università di Aalborg (Danimarca).

Segue l'elenco delle attività a cui hanno partecipato i ricercatori del LISiN, delle lezioni che hanno tenuto su invito, dei seminari, congressi e corsi organizzati, degli ospiti e visitatori, dei brevetti ottenuti e degli articoli apparsi su quotidiani, settimanali o mensili di larga diffusione.

larly important because it coincides with the 10th Anniversary of LISiN. In order to describe the activity carried out from 1996 to 2006, but above all, in order to plan the future on the basis of the obtained successes and the experiences acquired in these years, a meeting entitled "Reflections on Research - the case of LISiN: a decennial experience" has been organized at the School of Architecture of Politecnico di Torino on December 15, 2006 with the participation of Prof. Paul Enck of Tuebingen University (Germany) and Prof. Lars Arendt-Nielsen of Aalborg University (Denmark).

We are reporting the list of the activities to which LISiN's researchers have participated, of the invited lectures they have given, of the seminars, conferences and courses organized, of the visiting scientists and researchers, of the patents and of articles published on non scientific daily papers, weekly and monthly magazines.

Attività a cui il LISiN ha partecipato nel 2006

Activities to which LISiN participated in 2006

1. Conference: "HT-Wintersport", Unione Industriale Conference Center, Torino, 2-3 marzo, 2006
2. "Medtec", Messe Stuttgart (Germany), March 7-9, 2006
3. 1° Convegno Nazionale: "Biomedica e Spazio", Villa Mondragone, Monte Porzio Catone, Roma, 14-15 marzo, 2006
4. Convegno Scientifico: "Dalla fibra muscolare alla pratica sportiva", Centro Paolo VI, Brescia, 25 maggio, 2006
5. Summer School 2006: "Advanced Technologies for Neuro-Motor Assesment and Rehabilitation", Monte San Pietro (Bologna, Italy), June 18-24, 2006

Lezioni invitate

Invited lectures

1. Associazione Tessile e Salute, Tavola Rotonda: "Tessili e Sport Invernali: un futuro interattivo?", Castello del Valentino, Torino (Italy), February 20, 2006, R. Merletti, L. Florio
2. Hormones, Nutrition and Physical Performance, Unione Industriale Congress Center, Torino (Italy), January 28-31, 2006, R. Merletti, A. Rainoldi, M. A. Minetto
3. 6° International Meeting on Health and Textile, Città Studi, Biella (Italy), May 4-5, 2006, R. Merletti, L. Florio
4. XXVII Corso Nazionale AITN "Tecniche EMG non invasive", Centro Congressi Unione Industriale, Torino (Italy), June 7-10, 2006, R. Merletti
5. S.I.N.C.: Corso Teorico Pratico in Elettromiografia e Neurofisiologia Clinica, "Elettromiografia non invasiva", Hotel Plaza, Lido degli Estensi (Ferrara, Italy), August 31 – September 10, 2006, R. Merletti, M.A. Minetto
6. Ottimizzazione e Recupero della Capacità Motoria nelle Malattie Endocrino-Metaboliche, Villa Caramora, Verbania (Italy), September 22-23, 2006, R. Merletti, A. Rainoldi, M. A. Minetto
7. 5° Corso di Rieducazione non Strumentale del Perineo, "EMG non invasiva del pavimento pelvico", Ambulatorio di Coloproctologia ASO S. Luigi, Orbassano (Torino, Italy), October 23-24-25, 2006, R. Merletti
8. Corso Teorico-Pratico di Analisi del Movimento in Riabilitazione, Ancona (Italy), November 24-25, 2006, R. Merletti

Organizzazioni di seminari, corsi di dottorato e scuole

Organization of seminars, graduate courses and schools

1. Corso interno di Elettromiografia di Superficie, LISiN-Politecnico di Torino, Torino (Italy), January 18-20, 2006
2. Doctoral Course: "Advanced Techniques for Biomedical Signal Processing. Part 1, LISiN-Politecnico di Torino, Torino (Italy), May 3-5 and May 10-12, 2006
3. Corso di Aggiornamento di Elettromiografia non Invasiva dei Muscoli dello Scheletro e del Pavimento Pelvico, LISiN-Politecnico di Torino, Torino (Italy), May 18-20, 2006
4. Doctoral Course: "Advanced Techniques for Biomedical Signal Processing. Part 2, LISiN-Politecnico di Torino, Torino (Italy), September 4-8, 2006

5. Hands-on Course on Multichannel Surface EMG, LISiN-Politecnico di Torino, Torino (Italy), October 16-20, 2006
6. Location-free Motion Analysis Tools – the Sensor Revolution, LISiN-Politecnico di Torino, Torino (Italy), November 7, 2006

Organizzazione di Congressi

Organization of Congresses

1. International Congress in "Biomedical Engineering in Exercise and Sports" (BEES), Starhotel Majestic, Torino (Italy), March 23-25, 2006
2. XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK), Lingotto Congress Center, Torino (Italy), June 28-30, July 1, 2006
3. Riflessioni sulla Ricerca, Il caso del LISiN: un'esperienza decennale, Castello del Valentino, Facoltà di Architettura, Torino, 15 dicembre 2006

I seguenti ricercatori sono stati ospiti del LISiN e hanno lavorato su progetti congiunti The following researchers have been guests of LISiN and worked on shared projects

1. Abhishek Kumar Singh: B.Tech, Electronics and Communication Engineering, Indian Institute of Technology, Guwahati, India
2. Baten Chris T.M.: Roessingh Research and Development Enschede, The Netherlands
3. Farina Dario: SMI, University of Aalborg, Denmark
4. Filligoi Giancarlo: Dipartimento INFOCOM Facoltà di Ingegneria, Università degli Studi di Roma, Italy
5. Hargrove Levi: Institute of Biomedical Engineering University of New Brunswick, Canada
6. Holobar Ales: Faculty of Electrical Engineering and Computer Science (FERI), Maribor, Slovenija (Marie Curie Fellow)
7. Istenic Rok: Faculty of Electrical Engineering and Computer Science (FERI), Maribor, Slovenija
8. Lefaucheur Jean Pascal: Hospital Henri Monder, Creteil, France
9. Lo Conte Loredana: Medical Research Council-Laboratory of Molecular Biology, Cambridge, UK

10. Nowakowski Michal: III Dept. of General Surgery, Jagiellonian University, School of Medicine Krakow, Poland
11. O'Sullivan Leonard: University of Limerick, Manufacturing and Operations Engineering Department, Limerick, Ireland
12. Pignini Lucia: CEMOC Centro Medicina Occupazionale, ASL Milano, Italy
13. Piitulainen Harri: Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Finland
14. Zazula Damian: Faculty of Electrical Engineering and Computer Science (FERI), Maribor, Slovenija

Brevetti

Patents

1. Merletti R., Sistema di collegamento rimovibile per matrici di elettrodi cutanei per il prelievo di segnali bioelettrici, ITTO2006A000584, (2006)
2. Mesin L., Cocito D., Merletti R., Apparecchiatura per valutare il blocco di conduzione nei nervi motori, ITTO2006A000327, (2006)

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

1. "Il tessile per lo sport? Biella vuole eccellere", Il Biellese, 21/02/2006
2. "Ingegneri dei muscoli", Le Scienze, marzo 2006
3. "La maglia intelligente che controlla i muscoli", La Stampa, 19/04/2006
4. "Il futuro del Paese è nella Ricerca", Piper, N° 6 giugno 2006
5. "Muscoli come robot", Futura, giugno 2006
6. "Agonia sui tacchi", Tuttoscienze, La Stampa, 07/06/2006
7. "La ricerca è senza meritocrazia", Tuttoscienze, La Stampa, 21/06/2006
8. "Così si fa ginnastica nello spazio", Tuttoscienze, La Stampa, 21/06/2006
9. "Torino scelta per i meriti del LISiN", Torino Sette, 23/06/2006

- 10."Congresso: al Lingotto arrivano gli studiosi dei muscoli", La Stampa, 29/06/2006
- 11."La Ricerca? Sì, di fondi ", Messaggero di Sant'Antonio, ottobre 2006
- 12."Cervelli di ritorno", Tuttoscienze, La Stampa, 13/12/2006

Libri e capitoli di libri (2004 – 2006)

Books and chapters in books (2004 – 2006)

1. Clancy E. A., Farina D., Filligoi G., Single-channel techniques for information extraction from the surface EMG signal, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 133-168, USA, 2004
2. Farina D., Merletti R., Disselhorst-Klug C., Multi-channel techniques for information extraction from the surface EMG, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 169-203, USA, 2004
3. Farina D., Merletti R., Stegeman D. F., Biophysics of the generation of EMG signals, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 81-105, USA, 2004
4. Merletti R., Farina D., Rainoldi A., Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In "Muscle strength", S. Kumar (Ed), CRC Press, 393-419, 2004
5. Merletti R., Hermens H. J., Detection and conditioning of the surface EMG signal, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 107-131, USA, 2004
6. Merletti R., Mesin L., Separazione di sorgenti, in Metodi avanzati di elaborazione dei segnali biomedici, Ed. Cerutti S., Marchesi C., Patron Editore, Quarto inferiore, Bologna 2004
7. Merletti R., Rainoldi A., Farina D., Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 233-258, USA, 2004

8. Moritani T., Stegeman D., Merletti R., Basic physiology and biophysics of EMG signal generation, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 1-25, USA, 2004
9. Rainoldi A., Casale R., Hodges P., Jull G., Applications in rehabilitation medicine and related fields. In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 403-433, USA, 2004
10. Stashuk D. W., Farina D., Søgaard K., Decomposition of intramuscular EMG signals, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 47-80, USA, 2004
11. Stegeman D. F., Merletti R., Hermens H. J., EMG modeling and simulation, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 205-231, USA, 2004
12. Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW), ed. C.L.U.T., 2004
13. Merletti R., Elementi di Elettromiografia di superficie, "La Spalla nello sportivo" Fusco A., Foglia A., Musarra F., Testa M., ed Masson, 347-358, 2005
14. Merletti R., Farina D., Advances in non-invasive electromyography, in "Recent Research Developments in Biomedical Engineering", S.G. Pandalai (Eds), Transworld Research Network, 1- 35, 2005
15. Rainoldi A., Bergamo R., Merlo A., Atlante delle zone di innervazione dei muscoli superficiali della spalla, in "La spalla nello sportivo", Fusco A., Foglia A., Musarra F., Testa M., ed Masson, 359-377, 2005
16. Biomedical Engineering in Exercise and Sports. A. Rainoldi, M.A. Minetto, R. Merletti. Minerva Medica, Torino, 2006
17. Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. A. Rainoldi, M.A. Minetto, 2006

J. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering
Published in 2006 by J. Wiley & Sons

Section 8

Neuromuscular system

Section coordinator: Prof. R. Merletti, LISiN, Politecnico di Torino, Italy

1. Electromyography (surface)

Merletti R., Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System, Politecnico di Torino, Italy
Bonato P., The Harvard-MIT Division of Health Science and Technology, Cambridge, Ma, USA

2. Electromyography (needle)

Trontelj J., Mihelin M., University of Ljubljana, Slovenia

3. The history and practice of biofeedback

Enck P., Dept. of Psychosomatic Medicine, University Hospitals Tübingen, Germany
Sibylle Klosterhalfen, Institute of Medical Psychology, University of Düsseldorf, Germany,
Merletti R., Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System, Politecnico di Torino, Italy

4. Electromyography (electrodes and equipment)

Pozzo M., Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System, Politecnico di Torino, Italy

5. EMG modeling

Dimitrova N.A., Dimitrov G.V.,
Bulgarian academy of Sciences, Sofia, Bulgaria

6. Muscle (skeletal)

Felici F., University Institute of Movement Sciences, Rome, Italy

7. Muscle (sphincter): EMG of pelvic floor muscles

Merletti R., Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System, Politecnico di Torino, Italy
Enck P., Dept. of Psychosomatic Medicine and Psychotherapy, University Hospitals Tübingen, Germany

8. Muscle (denervated): Functional Electrical Stimulation (FES) of denervated muscles: methodological and technological demands for a novel FES application

Mayr W., Center of Biomedical Engineering and Physics, Vienna Medical University, Austria

9. Myoelectric Manifestations of Muscle Fatigue

Merletti R., Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System, Politecnico di Torino, Italy
Farina D., Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System, Politecnico di Torino, Italy (now at the Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Aalborg University, Denmark)

10.Muscle Pain

Graven-Nielsen T., Arendt-Nielsen L.,
Center for Sensory-Motor Interaction, Laboratory for Experimental Pain Research, Aalborg University,
Denmark

11.Muscle receptors

Passatore M., Roatta S., University of Torino, Italy

12.The analysis of neuromuscular coordination in gait based on EMG.

Pedotti A., Frigo C., Politecnico di Milano, Italy

13.Neuromuscular stimulation,

Grill W., Dept of Biomedical Engineering, Case Western Reserve University, Cleveland OHIO USA

14.Electrodiagnosis in neuromuscular disorders

Aften N., Zwarts M., University of Nijmegen, The Netherlands

15.Surface EMG signal processing

Farina D., Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System, Politecnico di Torino, Italy (now
at the Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Aalborg University, Denmark)

16.Myoelectric control of upper limb prosthesis

Englehart K., Hudgins B., Bush G., Parker P., University of New Brunswick, Canada

17.Muscle fiber conduction velocity

Beck R., University College, Dublin, Ireland

18.Motor Unit

Enoka R., University of Colorado at Boulder, USA

19.Mechanomyography

Orizio C., Gobbo M., University of Brescia, Italy

Pubblicazioni su riviste nazionali

Publications on national journals

1. Mesin L., Merlo E., Gazzoni M., Rainoldi A., Ingegneria del sistema neuromuscolare, Rivista ufficiale della AIET (Federazione Italiana di Elettrotecnica, Elettronica, Automazione, Informatica e Telecomunicazioni), 46-54, Settembre 2005

Pubblicazioni su riviste internazionali (2004 - 2006)

Publications on international journals (2004 – 2006)

1. Casale R., Farina D., Merletti R., Rainoldi A., Myoelectric manifestations of fatigue during a twelve day exposure to hypobaric hypoxia, *Muscle Nerve*, 30: 618-625, 2004
2. Cescon C., Farina D., Gobbo M., Merletti R., Orizio C., Effect of accelerometer location on mechanomyogram variables during voluntary, constant force contractions in three human muscles, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 121-128, 2004
3. Cescon C., Gazzoni M., Gobbo M., Orizio C., Farina D., Non-invasive assessment of single motor unit mechanomyographic response and twitch force by spike triggered averaging, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 496-501, 2004
4. Chandonia J. M., Walker N.S., Lo Conte L., Koehl P., Levitt M., Brenner S.E., The ASTRAL compendium in 2004, *Nucleic Acids Res.*, 32: 189-92, 2004
5. Enck P., Franz H., Azpiroz F., Fernandez Fraga X., Hinninghofen H., Kaske-Bretag K., Bottin A., Martina S., Merletti R., Innervation Zones of the External Anal Sphincter in Healthy Male and Female Subjects (Preliminary Results), *Digestion*, 69: 123-130, 2004
6. Falla D., Jull G., Edwards S., Koh K., Rainoldi A., Neuromuscular efficiency of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles in patients with chronic neck pain, *Disability and Rehabilitation*, 26: 712-717, 2004
7. Falla D., Jull G., Rainoldi A., Merletti R., Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain, *Eur. J. Pain*, 8: 71-77, 2004
8. Falla D., Rainoldi A., Jull G., Stavrou G., Tsao H., Lack of correlation between sternocleidomastoid and scalene muscle fatigability and duration of symptoms in chronic neck pain patients, *Neurophysiologie clinique*, 34: 159-165, 2004
9. Falla D., Rainoldi A., Merletti R., Jull G., Spatio-temporal evaluation of neck muscle activation during postural perturbations, *J. Electrom. Kinesiol.*, 14: 463-474, 2004
10. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Graven-Nielsen T., The effect of experimental muscle pain on motor unit firing rate and conduction velocity, *J. Neurophysiol.*, 91: 1250-9, 2004
11. Farina D., Blanchietti A., Pozzo M., Merletti R., M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous stimulation, *J. Appl. Physiol.*, 97: 545-555, 2004
12. Farina D., Févotte C., Doncarli C., Merletti R., Blind separation of linear instantaneous mixtures of non-stationary surface myoelectric signals, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51: 1555-1567, 2004

13. Farina D., Gazzoni M., Camelia F., Low-threshold motor unit membrane properties vary with contraction intensity during sustained activation with surface EMG visual feedback, *J. Appl. Physiol.*, 96: 1505-1515, 2004
14. Farina D., Merletti R., Enoka R.M., The extraction of neural strategies from the surface EMG, *J. Appl. Physiol.*, 96: 1486-1495, 2004
15. Farina D., Merletti R., Estimation of average muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings, *J. Neurosci. Methods*, 134: 199-208, 2004
16. Farina D., Merletti R., Indino B., Graven-Nielsen T., Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. Reflections on crosstalk interpretation, quantification and reduction, *Methods of Information in Medicine*, 43: 30-35, 2004
17. Farina D., Merletti R., Methods for estimating muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 432-445, 2004
18. Farina D., Mesin L., Martina S., Advances in surface electromyographic signal simulation with analytical and numerical descriptions of the volume conductor, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 114-120, 2004
19. Farina D., Mesin L., Martina S., Merletti R., A surface EMG generation model with multi-layer cylindrical description of the volume conductor, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51: 415-426, 2004
20. Farina D., Mesin L., Martina S., Merletti R., Comparison of spatial filter selectivity in surface myoelectric signal detection – Influence of the volume conductor model, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 114-120, 2004
21. Farina D., Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Merletti R., Assessment of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51: 1383-1393, 2004
22. Farina D., Zagari D., Gazzoni M., Merletti R., Reproducibility of muscle fiber conduction velocity estimates using multi-channel surface EMG techniques, *Muscle Nerve*, 29: 282-291, 2004
23. Gazzoni M., Farina D., Merletti R., A new method for the extraction and classification of single motor unit action potentials from surface EMG signals, *J. Neurosci. Methods*, 136: 165-177, 2004
24. Merletti R., Benvenuti F., Doncarli C., Disselhorst-Klug C., Ferrabone R., Hermens J.H., Kadefors R., Laübli T., Orizio C., Sjøgaard G., Zazula D., The European Project “Neuromuscular assessment in the elderly worker” (NEW): achievements in electromyogram in signal acquisition, modelling, and processing, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 429-431, 2004

25. Merletti R., Bottin A., Cescon C., Farina D., Gazzoni M., Martina S., Mesin L., Pozzo M., Rainoldi A., Enck P., Multi-channel surface EMG for the non-invasive assessment of the anal sphincter muscle, *Digestion*, 69: 112-122, 2004
26. Mesin L., Farina D., Simulation of surface EMG signals generated by muscle tissues with inhomogeneity due to fiber pinnation, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51: 1521-1529, 2004
27. Pozzo M., Bottin A., Ferrabone R., Merletti R., Sixty-four channel wearable acquisition system for long term surface EMG recording with electrode arrays, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 455-466, 2004
28. Pozzo M., Merlo E., Farina D., Antonutto G., Merletti R., di Prampero P.E., Muscle fiber conduction velocity estimated from surface EMG signals during explosive dynamic contractions, *Muscle Nerve*, 29: 823-833, 2004
29. Rainoldi A., Cescon C., Bottin A., Casale R., Caruso I., Surface EMG alterations induced by underwater recording, *J. Electrom. Kinesiol.*, 14: 325-331, 2004
30. Rainoldi A., Melchiorri G., Caruso I., A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles, *J. Neurosci. Methods*, 134: 37-43, 2004
31. Schulte E., Farina D., Merletti R., Rau G., Disselhorst-Klug C., Influence of muscle fiber shortening on estimates of conduction velocity and spectral frequencies from surface electromyographic signals, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 477-486, 2004
32. Castroflorio T., Farina D., Bottin A., Debernardi C., Bracco P., Merletti R., Anastasi G., Bramanti P., Non invasive assessment of motor unit anatomy in jaw-elevator muscles, *Journal of Oral Rehabilitation*, 32: 708-713, 2005
33. Castroflorio T., Farina D., Bottin A., Piancino M.G., Bracco P., Merletti R., Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance, *Journal of Oral Rehabilitation*, 32: 411-417, 2005
34. Farina D., Gazzoni M., Camelia F., Conduction velocity of low-threshold motor units during ischemic contractions performed with surface EMG feedback, *J. Appl. Physiol.*, 98: 496-94, 2005
35. Farina D., Mesin L., Sensitivity of surface EMG-based conduction velocity estimates to local tissue inhomogeneities – influence of the number of channels and inter-channel distance, *J. Neurosci. Methods*, 142: 83-89, 2005
36. Gazzoni M., Camelia F., Farina D., Conduction velocity of Quiescent Muscle Fibers Decreases during Sustained Contraction., *J Neurophysiol.*, 94: 387-94, 2005

- 37.Keenan K.G., Farina D., Maluf K.S., Merletti R., Enoka R.M., Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram, *J. Appl. Physiol.*, 98: 120-131, 2005
- 38.Lanzetta M., Pozzo M., Bottin A., Merletti R., Farina D., Reinnervation of motor units in intrinsic muscles of a transplanted hand, *Neuroscience letters*, 373: 138-143, 2005
- 39.Merlo E., Pozzo M., Antonutto G., di Prampero P.E., Merletti R., Farina D., Time-frequency analysis and estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during explosive dynamic contractions, *J. Neurosci. Methods*, 142: 267-74, 2005
- 40.Mesin L., Farina D., Estimation of M-wave scale factor during fatiguing contractions at high stimulation rate, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 52: 869-877, 2005
- 41.Mesin L., Farina D., A model of surface EMG generation in volume conductors with spherical inhomogeneities, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 52: 1984-1993, 2005
- 42.Minetto M., Rainoldi A., Gazzoni M., Terzolo M., Borrione P., Termine A., Saba L., Dovio A., Angeli A., Paccotti P., Differential responses of serum and salivary interleukin-6 to acute strenuous exercise, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 93: 679-686, 2005
- 43.Bottin A., Cescon C., Nowakowski M., Herman R., Non invasive assessment of the gracilis muscle by means of surface EMG electrode arrays, *J. Surgical Research*, 134: 265-269, 2006
- 44.Cescon C., Sguazzi E., Merletti R., Farina D., Non-invasive characterization of single motor unit EMG and MMG activities in the biceps brachii muscle, *J. Electrom. Kinesiol.*, 16: 17-24, 2006
- 45.Mesin L., Farina D., An analytical model of surface EMG generation in volume conductors with smooth conductivity variations, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 53: 773-779, 2006
- 46.Mesin L., Joubert M., Hanekom T., Merletti R., Farina D., A finite element model for describing the effect of muscle shortening on surface EMG, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 53: 593-600, 2006
- 47.Mesin L., Tizzani F., Farina D., Estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG recordings by optimal spatial filtering, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 53: 1963-71, 2006
- 48.Sjøgaard G., Søgaard K., Hermens H.J., Sandsjø L., Laubli T., Thorn S., Vollenbroek-Hutten M. M. R., Sell L., Christensen H., Klipstein A., Kadefors R., Merletti R., Neuromuscular assessment in elderly workers with and without work related shoulder/neck trouble: the NEW-study design and physiological findings, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 96: 110-21, 2006
- 49.Hinninghofen H., Franz H., Kowalski A., Merletti R., Enck P., Einfluss von Alter, Inkontinenz und Entbindungen auf die Innervation des externen Analspinkters. *Z. Gastroenterol.*, 44: 832, 2006

50. Franz H., Hinninghofen H., Kowalski A., Merletti R., Enck P., Mode of delivery affects anal sphincter innervation. *Gastroenterology*, 130(Suppl 2): 724, 2006
51. Mesin L., Simulation of Surface EMG Signals for a Multi-layer Volume Conductor with Triangular Model of the Muscle Tissue, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 53: 2177-84, 2006
52. Madeleine P., Cescon C., Farina D., Spatial and force dependency of mechanomyographic signal features. *J. Neurosci Methods*, 158: 89-99, 2006
53. Minetto M.A., Rainoldi A., Gazzoni M., Ganzit G.P., Saba L., Paccotti P., Interleukin-6 response to isokinetic exercise in elite athletes: relationships to adrenocortical function and to mechanical and myoelectric fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 98: 373-82, 2006
54. Veneziano W.H., da Rocha A.F., Goncalves C.A., Pena A.G., Carmo J.C., Nascimento F.A., Rainoldi A. Confounding factors in water EMG recordings: an approach to a definitive standard. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 44: 348-51, 2006
55. Pozzo M., Alkner B., Norrbrand L., Farina D., Tesch P.A., Muscle-fiber conduction velocity during concentric and eccentric actions on a flywheel exercise device. *Muscle Nerve*, 34: 169-77, 2006
56. Cescon C., Madeleine P., Graven-Nielsen T., Merletti R., Farina D., Two-dimensional spatial distribution of surface mechanomyographical response to single motor unit activity. *J. Neurosci. Methods*, In press
57. Cescon C., Bottin A., Fernandez Fraga X.L., Azpiroz F., Merletti R., Detection of individual motor units of the puborectalis muscle by non-invasive EMG electrode arrays, *J. Electrom. Kinesiol.*, In press
58. Cescon C., Rebecchi P., Merletti R. Effect of electrode array position and subcutaneous tissue thickness on conduction velocity estimation in upper trapezius muscle, *J. Electrom. Kinesiol.*, In press
59. Carotti E., De Martin J.C., Merletti R., Farina D., Compression of surface EMG signals with algebraic code excited linear prediction. *Med. Eng. Phys.*, In press
60. Mesin L., Damiano L., Farina D., Estimation of Muscle Fiber Conduction Velocity from Simulated Surface EMG in Pinnate Muscles, *J. Neurosci. Methods*, In press
61. Mesin L., Cocito D., A new method for the estimation of motor nerve conduction block, *Clin. Neurophysiol.*, In press
62. Melchiorri G., Rainoldi A. Mechanical and myoelectric manifestations of fatigue in subjects with anorexia nervosa. *J. Electrom. Kinesiol.*, In press

Presentazioni a congressi internazionali e nazionali (2004 – 2006)

Presentations at national and international congresses (2004 – 2006)

1. Bertolina M.V., Clancy E.A., Farina D., Merletti R., Observations and Analysis of Long-Duration, Constant-Posture, Force-Varying, Fatiguing EMG, Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast Bioengineering Conference, IEEE: 73-74, 2004
2. Bracco P., Becchino B., Castroflorio T., Farina D., Merlo E., Ripetibilità delle variabili di ampiezza e frequenza del segnale mioelettrico nei muscoli massetere superficiale e temporale anteriore, 11° Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria, Roma, 21-24 Aprile, 2004: 180
3. Bracco P., Castroflorio T., Farina D., Piancino M.G., Merletti R., Caratterizzazione non invasiva dell'anatomia delle unità motorie dei muscoli massetere, fasci superficiale e profondo e temporale anteriore, 11° Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria, Roma, 21-24 Aprile, 2004: 180
4. Bracco P., Icardi K., Castroflorio T., Farina D., Merlo E., Manifestazioni mioelettriche di fatica nei muscoli massetere e temporale anteriore e potenzialità di recupero dopo fatica: uno studio pilota, 11° Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria, Roma, 21-24 Aprile, 2004: 179
5. Bracco P., Piancino M.G., Castroflorio T., Talpone F., Farina D., Coordination of right and left Masseter during mastication of a soft and a hard bolus in subjects with normal occlusion. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, Torino, Italy, February 20-21, 2004
6. Bracco P., Piancino M.G., Castroflorio T., Margarino V., Margarino M., Cerutti P., Farina D., Surface EMG of the Masseter and anterior temporalis in complete denture wearers during chewing. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, Torino, Italy, February 20-21, 2004
7. Castroflorio T., Farina D., Bottin A., Piancino M.G., Bracco P., Merletti R., Non-invasive assessment of jaw elevator muscle anatomy and implications on the sensitivity of amplitude and spectral surface EMG variables to different electrode locations. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, Torino, Italy February 20-21, 2004
8. Cescon C., Gobbo M., Gazzoni M., Farina D., Orizio C., Single motor unit contribution to surface mechanomyogram investigated in two hand muscles, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21 2004
9. Cescon C., Pozzo M., Venturi S., Bonfiglioli R., Merletti R., Violante F.S., Assessment of Fatigue in Low Back Muscles of Elderly Nurses. In: Proc. of the XV ISEK Congress, Boston, MA, USA, June 2004: 43

10. Cescon C., Pozzo M., Venturi S., Merletti R., Bonfiglioli R., Violante F.S., Neuromuscular assessment of fatigue of low back muscles in elderly nurses. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, Torino, Italy, February 20-21, 2004
11. Essendrop M., Hjortskov N., Søgaard K., Cescon C., Fallentin N., Analysis of fatigue in the erector spinae muscle during sustained isometric back extension by means of sEMG, Proceedings of the XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004: 40
12. Falla D., Jull G., Rainoldi A., Merletti R., Dall'Alba P. A novel electromyographic technique for the assessment of the deep cervical flexor muscles, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
13. Falla D., Jull G., Stavrou G., Tsao H., Rainoldi A., Correlation between fatigability of the sternocleidomastoid and anterior muscles and duration of symptoms in chronic neck pain patients, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
14. Falla D., Rainoldi A., Merletti R., Jull G., Spatio-temporal evaluation of neck muscle activation during postural perturbations, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
15. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Graven-Nielsen T., Low-Threshold Motor Unit Twitch Force and Conduction Velocity Following Sub-Maximal Fatiguing Contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
16. Farina D., Gazzoni M., Camelia F., Merletti R., Muscle fiber membrane properties of sub-threshold motor units vary during sustained contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
17. Farina D., Mesin L., Merletti R., Advances in surface EMG modeling: theory and applications, Eur. J. Physiol. (Pflügers Archiv.), 447 (Suppl. 1), S159, 2004
18. Farina D., Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Merletti R., Assessment of Muscle Fiber Conduction Velocity from Surface EMG Signals in Dynamic Contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
19. Farina D., Schulte E., Advanced issues in surface EMG: decomposition, single motor unit analysis, two dimensional arrays. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, Torino, Italy, February 20-21, 2004
20. Graßme R., Farina D., Merletti R., Scholle H.C., Signs of muscular fatigue in the cross covariance functions of surface EMG signals, Proc. Fifth International Scientific Conference on Prevention of Work related Musculoskeletal Disorders, July 11-15, 2004
21. Graßme R., Stegeman D.F., Farina D., Schumann N.P., Anders C., Arnold D., Blok J.H., Scholle H.C., Evaluation of surface-EMG-maps with filtered cross covariance functions and intramuscular coordination, Eur. J. Physiol. (Pflügers Archiv.), 447 (Suppl. 1), S159, 2004

- 22.Holobar A., Zazula D., Farina D., Gazzoni M., Merletti R., Decomposition of surface EMG signals detected by two-dimensional arrays of electrodes, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 23.Keenan K.G., Farina D., Merletti R., Enoka R.M., M-Wave Size is Influenced by the Range of Conduction Velocities and the Timing of Motor Unit Action Potentials, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 24.Lanzetta M., Farina D., Pozzo M., Bottin A., Merletti R., Motor Unit Reinnervation and Control Properties in Intrinsic Muscles of a Transplanted Hand, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 25.Mandrile F., Assumma F., Farina D., Englehart K., Parker P.A., Merletti R., A Novel Adaptive Filtering Approach for Removing Stimulation Artifact from M-waves, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 26.Mandrile F., Farina D., Influence of stimulus duration and amplitude on motor unit activation with transcutaneous electrical stimulation, Proc. Quantitative EMG Congress, Nijmegen, The Netherlands, 2004
- 27.Mandrile F., Farina D., Pozzo M., Merletti R., Stimulation Current Waveform Shape has no Influence on Motor Unit Activation during Transcutaneous Electrical Stimulation?, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 28.Mandrile F., Farina D., Pozzo M., Merletti R., The Biphasic Waveform Compensation Technique is not Effective for Reducing the Stimulation Artifact in EMG Recordings, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
- 29.Merletti R., Benvenuti F., Applications of NEW results in sport, space and rehabilitation medicine. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, Torino, Italy, February 20-21, 2004
- 30.Merletti R., EMG di superficie: valutazione della fatica muscolare, 2° Congresso dell'Accademia Interdisciplinare di posturologia- A.I.P. ONLUS Posturologia: aspetti clinici, strumentali, ergonomici e medico-legali, Firenze, 10 Luglio 2004
- 31.Merletti R., Farina D., Elettromiografia di superficie: possibilità e limiti, Congresso Internazionale Progressi in fisiopatologia orale: dalla ricerca alla clinica, Torino, 9-11 Dicembre 2004
- 32.Merletti R., Farina D., Gazzoni M., Rainoldi A., Surface EMG: a window to look into the muscle and the brain, VIII Quantitative EMG conference, Nijmegen, The Netherlands, June 7-11, 2004

33. Merletti R., Farina D., What information is contained in the surface EMG and how can it be extracted?
In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker,
Torino, Italy, February 20-21, 2004
34. Merletti R., Surface EMG recording from sphincter muscle, International Symposium Urinary and
faecal Incontinence: an interdisciplinary approach, Tübingen, 3-5 March 2004
35. Mesin L., Farina D., Merletti R., Effect of Local In-Homogeneities in the Subcutaneous Tissue on
Muscle Fiber Conduction Velocity Estimates Assessed with a Novel Analytical Surface EMG Model,
XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
36. Minetto M., Paccotti P., Angeli A., Ganzit G.P., Dadone C., Gazzoni M., Merletti R., Rainoldi A.,
Mechanical, electromyographical and biochemical variables after a fatiguing task in endurance and
power-trained athletes, Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment
in the Elderly Worker, Torino, Italy, February 20-21, 2004
37. Minetto M., Paccotti P., Ventura M., Rainoldi A., Gazzoni M., Merletti R., Dovio A., Angeli A., Relationship
between exercise-related Interleukin-6 production, mechanical and myoelectric manifestations of
fatigue, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
38. Pozzo M., Bottin A., Gazzoni M., Ferrabone R., Sardo U., A portable multichannel EMG acquisition
system for long term recording, Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular
Assessment in the Elderly Worker, Torino, Italy, February 20-21, 2004
39. Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Detoma E., A Novel Multichannel Programmable Neuromuscular
Stimulator. XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
40. Pozzo M., Merlo E., Farina D., Antonutto G., Merletti R., di Prampero P.E., Assessment of Muscle Fiber
Conduction Velocity During Explosive Contractions in Humans. XV ISEK Congress, Boston, MA, June
18-21, 2004
41. Rainoldi A., Gazzoni M., Lanterno A., Merletti R., Surface Emg Signal Alterations in Carpal Tunnel
Syndrome Patients. A Pilot Study, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
42. Rainoldi A., Gazzoni M., Melchiorri G., Caruso I., An On-line Fatigue Monitor During Electrically
Elicited Contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004
43. Rainoldi A., Melchiorri G., Gazzoni M., Caruso I., EMG Variables and Fiber Type Distribution in Elite
Athletes, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21 2004
44. Schulte E., Farina D., Merletti R., Rau G., Disselhorst-Klug C., Influence fiber shortening on estimates
of conduction velocity and spectral frequencies from surface electromyographic signals, XV ISEK
Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004

45. Mañanas M. A., Rojas M., Mandrile F., Chalet J., Evaluation of muscle activity and fatigue in extensor forearm muscles during isometric contractions, Proc. 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China, September 1-4, 2005
46. Mesin L., Analytical Generation Model of Surface Electromyogram for Multi Layer Volume Conductors, in Modelling in Medicine and Biology VI, WIT Press, pp. 95-110, Proceedings Biomedicine 2005, Bologna 7-9 September 2005
47. Minetto M., Gazzoni M., Gollin M., Kratter G., Paccotti P., Rainoldi A., Correlations between flight time and surface electromyographic responses to Continuous Jumping Test, 52nd Annual Meeting of the American College of Sports Medicine, Nashville, USA, June 1-4, 2005
48. Paccotti P., Minetto M., Rainoldi A., Gazzoni M., Angeli A., Is the muscular metaboreceptor activation the mechanism underlying the peripheral modulation of the endocrine responses? 52nd Annual Meeting of the American College of Sports Medicine, Nashville, USA, June 1-4, 2005
49. Casale R., Gazzoni M., Rainoldi A., Central motor control failure in fibromyalgia syndrome: a SEMG assessment of treatment effectiveness, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
50. Cescon C. Automatic location of muscle innervation zones from multi-channel surface EMG signals. Proceedings of the IEEE International Workshop on Medical Measurement and Applications, Benevento, Italy, April 20-21, 2006
51. Cescon C, Madeleine P, Graven-Nielsen T, Merletti R, Farina D. Two-dimensional spatial distribution of surface mechanomyography response to single motor unit activity, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1 2006
52. Cescon C, Bottin A, Nowakowski M, Herman RM. Non-invasive assessment of the gracilis muscle by means of surface EMG electrode arrays, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
53. Cescon C, Rebecchi P, Merletti R. Effect of electrode array position and subcutaneous tissue thickness on conduction velocity estimation in Upper Trapezius muscle, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
54. Gazzoni M., Lo Conte L., Merletti R., Simulations of surface electromyographic signals in a distributed environment (GRID)., Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
55. Gobbo M, Madeleine P, Cescon C, Orizio C, Farina D. Influence of instantaneous discharge rate on motor unit contribution to mechanomyogram, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006

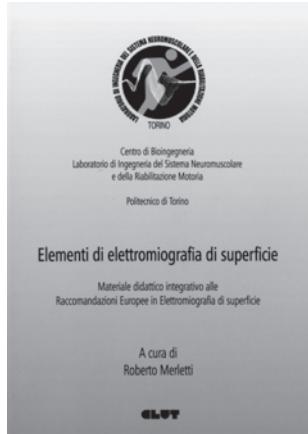
56. Holobar A., Zazula D., Gazzoni M., Merletti R., Farina D., Noninvasive analysis of motor unit discharge patterns in isometric force-varying contractions, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
57. Madeleine P, Cescon C, Farina D. Mechanomyographic topographical maps in isometric contractions, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
58. Mesin L., A model of electrical stimulation, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
59. Mesin L., Joubert M., Hanekom T., Merletti R., Farina D., A Finite Element Model for Describing the Effect of Muscle Shortening on Surface, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
60. Mesin L., Simulation of Surface EMG Signals for a Multi-layer Volume Conductor with Triangular Model of the Muscle Tissue, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
61. Mesin L., Farina D., Estimation of muscle fiber conduction velocity in pinnate muscles: a simulation study, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
62. Mesin L. Farina D., An analytical model for surface sEMG generation in volume conductors with smooth variation in conductivity, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
63. Mesin L., Pandolfi L., Farina D., Estimation of motor unit conduction velocity distribution by M-wave deconvolution, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
64. Mesin L., Tizzani F., Farina D., Identification of Non-Propagating Components in Surface EMG Recordings by Optimal Spatial Filtering, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
65. Mesin L., Farina D., Separation of propagating and non propagating components in surface electromyogram, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006
66. Mesin L., Cocito D., A novel approach for the estimation of nerve conduction block, Proceedings of the XVI Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Torino, Italy, June 29-30 and July 1, 2006

Libri pubblicati dal 1997 al 2006

Books published from 1997 to 2006



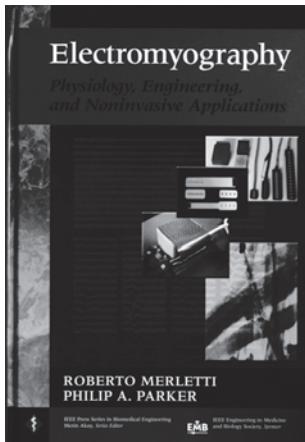
SENIAM- Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie.
Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. -1999
ISBN 90-75452-14-4



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



Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW). C.L.U.T.-2004
ISBN 88-7992-191-6

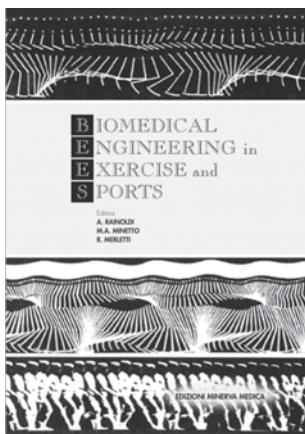


Electromyography Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications.

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.

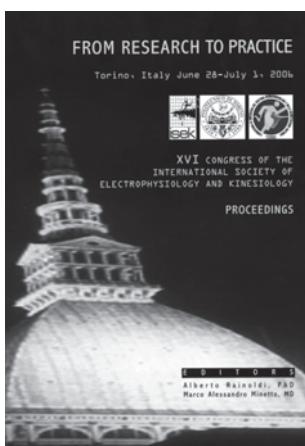


Biomedical Engineering in Exercise and Sports.

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.

