



INDICE DEL CONTENUTO

Prefazione

Preface

On. Enzo Ghigo, Presidente della Regione Piemonte

Introduzione

Introduction

R. Merletti, Direttore del LISiN

13

PROGETTI DI RICERCA

IN INGEGNERIA

DEL SISTEMA

NEUROMUSCOLARE

RESEARCH PROJECTS

ON NEUROMUSCULAR

SYSTEM

ENGINEERING

**Analisi EMG del trapezio superiore in tre posizioni
biomeccaniche diverse**

*An electromyographic analysis of the trapezius superior in three
different biomechanical positions*

R. Bergamo¹, C. Dadone, A. Rainoldi

17

**Selettività dei filtri spaziali per il prelievo di segnale EMG di
superficie dal muscolo tibiale anteriore**

*Selectivity of spatial filters for surface EMG detection from the tibialis
anterior muscle*

L. Arendt-Nielsen², D. Farina, T. Graven-Nielsen², B. Indino, R. Merletti

19

**Separazione di combinazioni lineari di segnali EMG di
superficie non stazionari**

Blind source separation of linear mixtures of non-stationary surface



EMG signals

C. Doncarli³, D. Farina, C. Fevotte³, F. Lebrun³, R. Merletti

21

Effetto della posizione dell'accelerometro sulle variabili MMG

Effect of accelerometer location on MMG variables

C. Cescon, D. Farina, M. Gobbo⁴, R. Merletti, C. Orizio⁴

22

Caratterizzazione dell'artefatto da stimolo nel segnale EMG di superficie

Characterization of stimulation artifact in surface EMG signal

D. Farina, F. Mandrile, R. Merletti, M. Pozzo

24

Reclutamento di unità motorie durante stimolazione elettrica transcutanea

Motor unit recruitment with transcutaneous electrical stimulation

A. Blanchietti, D. Farina, F. Mandrile, R. Merletti, M. Pozzo

25

Un nuovo approccio per la stima della velocità di conduzione delle fibre muscolari

A novel approach for the estimation of muscle fiber conduction velocity

D. Farina, R. Merletti

27

Effetto del filtro spaziale di prelievo sulla stima della velocità di conduzione di singole unità motorie

Effect of the recording spatial filter on single motor unit conduction velocity estimates

C. Disselhorst-Klug⁵, D. Farina, R. Merletti, Gunter Rau⁵, Elke Schulte⁵

28





Modellistica del segnale EMG di superficie: approccio analitico e agli elementi finiti

Advances in surface EMG signal modeling: analytical and finite element approaches

D. Farina, S. Martina, R. Merletti, L. Mesin

29

Riconoscimento automatico della posizione della zona di innervazione da segnali EMG di superficie multicanale rumorosi

Automatic detection of the innervation zone location from noisy multi-channel surface EMG signals

C. Cescon, D. Farina, R. Merletti

31

Progetto e sviluppo di un amplificatore a 8 canali per segnale MMG

Design and development of a 8 channel MMG amplifier

C. Cescon, L. Nannucci

33

Software per l'analisi e l'elaborazione di segnali EMG di lunga durata

Software for review and processing of EMG long term recordings

M. Gazzoni

34

PROGETTI DI RICERCA

IN INGEGNERIA

DEL SISTEMA

NEUROMUSCOLARE

RESEARCH PROJECTS

ON NEUROMUSCULAR

SYSTEM

ENGINEERING





Valutazione della fatica mediante stima di velocità di conduzione in contrazioni dinamiche

Assessment of fatigue by conduction velocity estimation during dynamic contractions

G. Antonutto⁶, A. Bottin, P. E. di Prampero⁶, D. Farina, R. Merletti, E. Merlo, M. Pozzo

36

Analisi EMG non invasiva della sindrome del tunnel carpale. Risultati preliminari

A non-invasive EMG analysis of the carpal tunnel syndrome. Preliminary results

C. Dadone, B. Delfino⁷, A. Lanterno⁸, L. Nannucci, A. Rainoldi

39

La fatica muscolare nei flessori del collo in pazienti con patologia unilaterale

Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain

D. Falla⁹, G. Jull⁹, R. Merletti, A. Rainoldi

41

Analisi EMG dei muscoli cervicali durante la flessione cranio-cervicale

An EMG analysis of the deep cervical flexor muscles in performance of cranio-cervical flexion

P. Dall'Alba⁹, D. Falla⁹, G. Jull⁹, R. Merletti, A. Rainoldi

42

Studio della risposta ormonale ed EMG all'esercizio affaticante

EMG and hormonal response to a fatiguing exercise

A. Angeli¹⁰, M. Gazzoni, R. Merletti, M. Minetto¹⁰, P. Paccotti¹⁰, A. Rainoldi

44

Effetto della dominanza di lato sulle manifestazioni mioelettriche di fatica nel muscolo trapezio superiore





Effect of side dominance on myoelectric manifestations of muscle fatigue in the upper trapezius muscle

D. Farina, H. Hermens¹¹, L. Kalleberg¹¹, R. Merletti

45

Sviluppo e applicazioni di schiere bidimensionali di 64 elettrodi

Development and applications of bi-dimensional electrode arrays of up to 64 electrodes

D. Farina, M. Gazzoni, R. Merletti, E. Merlo, M. Pozzo, D. Zagari

46

Valutazione della fatica dei muscoli della schiena tramite analisi del segnale EMG di superficie: aspetti metodologici

Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects

D. Farina, M. Gazzoni, R. Merletti

48

Valutazione del processo di reinnervazione nei muscoli intrinseci della mano trapiantata

Assessment of the reinnervation process of intrinsic muscles in the transplanted hand

A. Bottin, D. Farina, M. Lanzetta¹², M. Pozzo, R. Merletti

49

Registrazioni a lungo termine di segnali EMG di superficie in muscoli spastici

Long term recordings of surface EMG signals in spastic muscles

I. Campanini¹³, P. Degola¹³, D. Farina, A. Merlo, R. Merletti, G. Vezzosi¹³

51

Valutazione EMG e MMG di fatica su muscoli estensori della gamba

EMG and MMG assessment of fatigue of the leg extensor muscles





A. Bottin, C. Cescon, D. Farina

52

Riduzione dell'artefatto da stimolo in un amplificatore per segnale EMG di superficie

Stimulus artifact reduction in a surface EMG amplifier

F. Mandrie

54

Realizzazione di sonde EMG e di pressione per l'analisi del pavimento pelvico

Development of EMG and pressure probes for pelvic floor analysis

A. Bottin, R. Merletti, E. Merlo, G. Ottino¹⁴

56

Versione industriale di un elettromiografo multicanale per EMG di superficie

Industrial version of a multichannel surface electromyograph

A. Bottin, F. Mandrie, E. Merlo, M. Pozzo, G. Zampolli¹⁵

58

Realizzazione del nuovo sito web del LISiN

Realization of the new LISiN web site

M. Pozzo, A. Ramella Pralungo¹⁶

60

FORMAZIONE PERMANENTE,

DISSEMINAZIONE DEI

RISULTATI

STANDARDIZZAZIONE

CONTINUING EDUCATION,

DISSEMINATION OF

RESULTS AND

STANDARDIZATION



Disseminazione dei risultati: corsi e seminari

Dissemination of results: courses and seminars

R. Merletti

62

**PUBBLICAZIONI
SCIENTIFICHE E
PRESENTAZIONI A
CONGRESSI (DAL 2000)**

**SCIENTIFIC PUBLICATIONS
AND CONGRESS
PRESENTATIONS
(FROM 2000)**

Libri, pubblicazioni su riviste internazionali, presentazioni a congressi internazionali e nazionali, pubblicazioni su riviste nazionali, altre pubblicazioni

Books, publications on international journals, presentations at national and international congresses, publications on national journals, other publications

64





On. Enzo Ghigo, President of Regione Piemonte

Sessanta pubblicazioni su prestigiose riviste internazionali, 67 presentazioni a congressi, il primo libro di testo internazionale nel settore, pubblicato congiuntamente dalle prestigiose Case Editrici IEEE Press e J. Wiley&Sons, due libri di testo nazionali, il congresso della International Society for Electrophysiology and Kinesiology a Torino nel 2006, quattro progetti europei, tre progetti della agenzia spaziale europea, due di quella italiana, oltre 10 corsi offerti a fisiatristi, neurologi, terapisti italiani e stranieri, una dozzina di ricercatori stranieri in sabbatico a Torino. In sei anni il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria (LISiN) ha raggiunto un altissimo e riconosciuto prestigio internazionale e ha gestito, tramite il Politecnico di Torino e il Consorzio per la ricerca e la educazione permanente (COREP), fondi di ricerca per oltre 4 milioni di Euro di cui meno del 30% di origine italiana.

L'esperienza del Laboratorio dimostra come fondi modesti bene investiti in ricerca dalla Regione Piemonte, dalla Compagnia di San Paolo e dalla Fondazione CRT possano in pochi anni attirare finanziamenti molto superiori da parte di Enti internazionali, creando rapidamente quella cultura e quel prestigio che costituiscono non solo la leva per ulteriori finanziamenti, ma anche un fondamentale elemento di immagine della nostra Regione, indispensabile alla sua crescita e al suo ruolo in una Europa sempre più competitiva.

L'attività del LISiN non si focalizza su tecnolo-

Sixty publications on prestigious peer-reviewed international journals, 67 presentations at international meetings, the first international book in the field jointly published by IEEE Press and J. Wiley&Sons, two national textbooks, the Congress of the International Society for Electrophysiology and Kinesiology in Torino in 2006, four projects supported by the European Union, three supported by the European Space Agency and two by the Italian Space Agency, more than ten courses offered to rehabilitation doctors, neurologists and physical therapists, a dozen foreign researchers on sabbatical or long visits in Torino. In six years the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System and Motor Rehabilitation (LISiN) has reached a very high and widely acknowledged international prestige and managed, through the Politecnico di Torino and the Consortium for Research and Continuing Education (COREP), about 4 million Euros (less than 30% of this amount was from Italian grants).

The experience of this Laboratory shows that a limited support provided by the Regional Administration and by local Bank Foundations may be a leverage for attracting support from International Agencies and create the culture and reputation which lead not only to further support but also represent a fundamental image factor for our Region. This factor is necessary for growing and defining our role in the progressively more competitive European environment.

The activity of LISiN is not focused on the so-

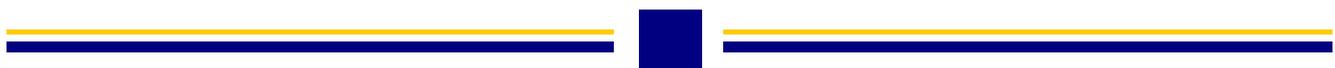


gie per lo sviluppo di sistemi sofisticati che spesso conducono ad aumenti dei costi. Essa propone invece alla sanità pubblica di utilizzare la tecnologia soprattutto come strumento di monitoraggio e di terapia a distanza, di valutazione di efficacia di trattamenti, in particolare quelli di riabilitazione motoria, fornendo a chi deve decidere, elementi obiettivi su cui basare scelte razionali per la riduzione dei costi. In condizioni di risorse sempre più limitate, distinguere ciò che ha maggiore efficacia da ciò che ne ha meno è un elemento di crescente importanza che gli Assessorati alla Sanità non possono ignorare di fronte al dilagare di tecniche di discutibile e non documentata validità, spesso non approvate in altri Paesi.

Il LISiN è oggi un riconosciuto centro europeo a cui fanno riferimento le strutture sanitarie di molti paesi della UE, in particolare quelle del nord Europa, nel settore della valutazione del sistema neuromuscolare in persone con problemi motori, anziani, lavoratori, astronauti, atleti. E' auspicabile che anche le Aziende Sanitarie e Ospedaliere italiane sappiano trarne i vantaggi che ne ottengono quelle scandinave, soprattutto sul versante della formazione e della scelta razionale ed "evidence based" dei trattamenti prescritti. E' altrettanto auspicabile che un tale laboratorio, ormai "europeo", dopo sei anni di prestigiosa attività, possa trovare una meritata strutturazione fuori dall'universo del precariato universitario.

phisticated technologies that so often result in increased health costs. Rather, it proposes the use of technology as an instrument to assess effectiveness of treatments covered by the public health system, to transfer care from hospitals to homes, to provide remote assistance and to monitor recovery, in particular in the movement sciences and motor rehabilitation fields. The resulting information is necessary for the decision making individuals and institutions who should provide a rational economic health management. In times when resources are limited the capability to distinguish the most effective treatments from the least effective ones is a requirement for the Health Departments who are aware of the diffusion of "therapies" not well tested and often not covered by the health systems of other Countries.

LISiN is now a well known reference European Center, partner of National Institutes of Health of other European Countries, in particular Scandinavian Countries, in the field of neuromuscular assessment of elderly workers, disabled, astronauts and athletes. It would be very appropriate, for the Italian Health System, to take advantage of the same benefits, especially in the field of health personnel training and evidence based decisions and selection of treatments. It is also hoped that this European laboratory, after six years of high level activity, will find a stable support and structure, free of the uncertainties that plague Italian academic research.





Ringraziamenti

Acknowledgements

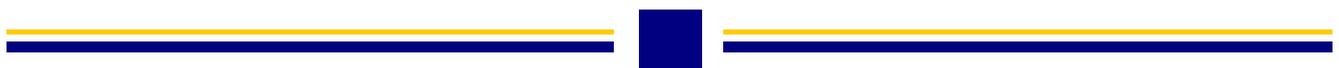
All'attività del Centro di Bioingegneria hanno significativamente contribuito:

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

F. Brugnoli, S. Scaravelli	Compagnia di San Paolo
M. Leddi, S. boccardo	Fondazione CRT – Cassa di Risparmio di Torino
G. Del Tin	Politecnico di Torino
S. Cosuccia, M. Patrissi	COREP -- Politecnico di Torino
M. Valpreda	Assessorato alla Sanità, regione Piemonte
I. Caruso	Dip. Medicina Fisica e Riabilitazione, Università di Tor Vergata e fondazione Don Gnocchi, Roma
Rodolfo Panatta	Panata Sport, Apiro Macerata

Affiliazioni dei collaboratori esterni al LISiN

- 1 Fisioterapista, consulente LISiN
- 2 Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Aalborg University, Denmark
- 3 Institut de Recherches en Communication et Cybernétique de Nantes (IRCCyN), Ecole Centrale de Nantes Cedex, France
- 4 Dip. to di Scienze Biomediche e Biotecnologie, Università degli Studi di Brescia, Brescia
- 5 Helmholtz Institute for Biomedical Engineering (HIA), Aachen, Germany
- 6 Dipartimento di Scienze Biomediche, Università degli Studi di Udine, Udine
- 7 Servizio Sorveglianza Sanitaria ASL1, Torino
- 8 Servizio Prevenzione e Sicurezza sul Lavoro (SPreSAL), Torino
- 9 Dept of Physiotherapy, The University of Queensland, Brisbane, Australia
- 10 Medicina Interna I, Dipartimento di Scienze Cliniche e Biologiche, A.O. San Luigi, Torino
- 11 Roessingh Research and Development (RRD), Enschede, The Netherlands
- 12 Unità di Chirurgia della Mano e di Microchirurgia Ricostruttiva, Ospedale San Gerardo di Monza e Università degli Studi di Milano Bicocca, Milano
- 13 LAM-Laboratorio Analisi Movimento, Riabilitazione Neurologica Intensiva-AUSL di RE, Correggio (RE)
- 14 Ottino Bioelettronica, Rivarolo C.se (TO)
- 15 Prima Biomedical and Sport, Mareno di Piave (TV)
- 16 Mediacreation s.r.l., Biella





Introduzione

Introduction

R. Merletti

L'anno 2002 ha visto una partecipazione massiccia dei ricercatori del LISiN al XIV Congresso della International Society for Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) tenutosi a Vienna nel giugno scorso (16 presentazioni). Questo evento e la pubblicazione di 24 lavori su riviste internazionali (di cui 14 pubblicati e 10 in corso di stampa) e la presentazione di 23 relazioni a congressi hanno aumentato la visibilità internazionale del LISiN che ha proposto, con successo, di ospitare a Torino il XVI Congresso ISEK nel 2006 dopo quello che si terrà a Boston nel 2004.

I progetti europei ed ESA Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW) e Microgravity Effects on Skeletal Muscles investigated by surface EMG and mechanomyogram (MESM), di cui il LISiN è coordinatore, e On ASymmetry In Sphincters (OASIS), di cui il LISiN è partner, hanno avuto, nel 2002, lo sviluppo previsto. Ad essi si sono aggiunti il progetto ESA Resistance training using flywheel technology for crew stationed in space, un progetto nazionale del Ministero per l'Università e la Ricerca Integrazione di informazioni morfologiche e meccaniche per la descrizione della funzione articolare del ginocchio umano in-vivo, un progetto di collaborazione bilaterale tra Italia e Repubblica Sud Africana e un progetto di ricerca sanitaria finalizzata della Regione Piemonte. Il progetto europeo Neuromuscular Electrical Simulation Techniques for Optimal Rehabilitation (NESTOR), entrato in una rosa di sei progetti finanziabili, non è invece rientrato tra i quattro che sono stati effettivamente finanziati dalla UE. Il progetto sarà probabilmente riproposto nel 2003.

E' stata avviata, alla fine del 2002, un'importante collaborazione con il CSP di Torino. Tale collaborazione intende promuovere l'utilizzo di reti di calcolatori e la condivisione di mezzi di

The year 2002 witnessed a large participation of LISiN researchers to the XIV Congress of the International Society for Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) held in Vienna last June (16 presentations). This event, the publication of 24 papers in peer reviewed international journals (14 have been published and 10 are in press) and the 23 presentations in scientific meetings increased the international visibility of LISiN and justified its candidacy to host the XVI ISEK Congress in Torino in 2006, after the Boston Congress of 2004.

The European and ESA projects Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW) and Microgravity Effects on Skeletal Muscles investigated by surface EMG and mechanomyogram (MESM), coordinated by LISiN, and the project On ASymmetry In Sphincters (OASIS), with LISiN partnership, evolved in 2002 according to the planned schedule. The new ESA project Resistance training using flywheel technology for crew stationed in space was approved as well as a national project on knee biomechanics submitted to the Italian Ministry for University and Research, a bilateral project between Italy and the Republic of South Africa, and a local project supported by the Regional Administration of Piemonte. The proposal for the European project Neuromuscular Electrical Simulation Techniques for Optimal Rehabilitation (NESTOR), selected by the European reviewers, was not supported for lack of funding and might be submitted again in 2003.

An important collaboration started with Centro Supercalcolo Piemonte (CSP) in 2002. Its objectives concern the use of computer networks and GRIDS for transferring or sharing large files and databases and for solving computer intensive problems in reasonable times. LISiN and CSP sponsor a fellowship and a local GRID pro-



calcolo per affrontare "computer intensive problems". Il CSP ha promosso, con il LISiN, una borsa di studio e un progetto inerente la realizzazione di un GRID locale per la gestione di grandi masse di dati e l'accesso a potenti risorse di calcolo. Il mirror italiano della banca dati SCOP sulla caratterizzazione strutturale delle proteine, realizzato nel 2000, è stato aggiornato nel 2002 e sarà ulteriormente ampliato nel 2003 e inserito nel GRID.

Nel 2002 è stata riconosciuta al LISiN la qualificazione (senza finanziamento) di Laboratorio di Alta Qualità del Politecnico di Torino.

Come previsto, nello scorso anno è stato effettuato un notevole sforzo di disseminazione dei risultati con una serie di corsi e seminari di successo. Tra questi un importante tutorial al XIV Congresso ISEK di Vienna, corsi presso la AUSL di Reggio Emilia, la ASL 15 di Cuneo, la ASL 1 di Torino, lezioni invitate presso il Second International Course on Occupational Ergonomics del Nordic Institute for advanced training in occupational health e presso il XXII Corso teorico-pratico di cultura in elettromiografia e neurofisiologia clinica. Tuttavia, con l'eccezione della Facoltà di Medicina della Università di Tor Vergata in Roma e della Scuola di Specializzazione in Ortognatodonzia dell'Università degli Studi di Torino, il coinvolgimento di Scuole di Specializzazione Mediche e delle Facoltà di Scienze Motorie Italiane nella disseminazione dei risultati dei progetti europei afferenti al LISiN è stato sostanzialmente nullo.

La collaborazione con le piccole e medie imprese ha avuto uno sviluppo positivo nel 2002, in particolare con aziende italiane come la Prima S.r.l., la Spes Medica e la Ottino Bio-Engineering che hanno attivamente contribuito ai progetti Europei a cui partecipa il LISiN.

Con l'avvio del Sesto Programma Quadro Europeo, in cui la bioingegneria e l'ingegneria della

ject for sharing computing resources. The Italian mirror of the SCOP database on structural characterization of proteins, implemented in the year 2000 will be further upgraded in 2003 through such GRID.

In 2002 LISiN was recognized as a High Quality Laboratory of Politecnico di Torino (no financial support is implied).

As planned, in the past year, considerable efforts and resources have been devoted to dissemination of result and training of users by means of courses, workshops and seminars. Among many others were: a tutorial at the XIV ISEK Congress in Vienna, three courses sponsored by the Local Health Units of Reggio Emilia, Cuneo and Torino, the Master in Ergonomics offered by the Consortium for Research and Continuing Education, invited lectures at the Second International Course on Occupational Ergonomics of the Nordic Institute for advanced training in occupational health (Bologna) and at the XXII Theoretical and practical course in electromyography and clinical neurophysiology. Nevertheless, with the exception of the School of Medicine of the University of Tor Vergata in Rome and the Postgraduate School in Orthognatodontics of the University of Torino, involvement of Medical Schools and Schools of Movement Sciences in dissemination and training was absent.

Collaboration with Small and Medium Enterprises grew in 2002, in particular with the Italian companies Prima S.r.l., Spes Medica and Ottino Bio-Engineering who contributed to the LISiN European Projects.

The Sixth European Framework introduces substantial modifications in the European research policy. The fact that biomedical and rehabilitation engineering are left to national research funding agencies will certainly create problems in 2003 - 05. Nevertheless, two proposals are being prepared in the interdisciplinary thematic area "e-health".



riabilitazione sono lasciate ai finanziamenti nazionali, gli anni 2003-05 appaiono potenzialmente problematici. Due progetti saranno comunque proposti nell'ambito dell'area tematica interdisciplinare "e-health".

Il raggiungimento degli obiettivi che ci si era proposti per il 2002 è motivo di soddisfazione per il LISiN e occasione di riconoscimento del contributo economico assicurato dalla Compagnia di San Paolo e dalla Fondazione Cassa di Risparmio di Torino, insieme con l'Assessorato alla Sanità della Regione Piemonte. A queste istituzioni e ai loro rappresentanti siamo grati per i contributi che hanno consentito di promuovere il prestigio internazionale di Torino e dei suoi atenei.

Fulfilment of the 2002 objectives is a reason for personal satisfaction of LISiN researchers who take this opportunity to express their appreciation for the continuing financial support provided by Compagnia di San Paolo, CRT Foundation and the Health Councillor of the Regional Administration. To these Institutions and their representatives we express gratitude for having contributed to the increasing international reputation and prestige of the City of Torino and its Universities.



Ricercatori e collaboratori

Researchers and collaborators

Nel Centro sono attualmente impegnati:

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

Prof. Roberto Merletti	Professor of Biomedical Instrumentation at Politecnico di Torino and Boston University (E-mail: roberto.merletti@polito.it)
Ing. Andrea Bottin	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: andrea.bottin@eln.polito.it)
Ing. Corrado Cescon	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD Student in Biomedical Engineering (E-mail: corrado.cescon@polito.it)
Ing. Dario Farina	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and at the Ecole Centrale de Nantes (E-mail: dario.farina@polito.it)
Ing. Marco Gazzoni	Graduate in Informatic Engineering at Politecnico di Torino and PhD Student in Biomedical Engineering (E-mail: marco.gazzoni@polito.it)
Ing. Enrico Merlo	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: enrico.merlo@eln.polito.it)
Ing. Marco Pozzo	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: marco.pozzo@eln.polito.it)
Dott. Alberto Rainoldi	Graduate in Physics at Università di Torino and PhD candidate in Physical Medicine and Rehabilitation at the Faculty of Medicine, Università di Roma "Tor Vergata" (E-mail: alberto.rainoldi@eln.polito.it)
Francesco Mandrile	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino and PhD Student in Biomedical Engineering (E-mail: francesco.mandrile@polito.it)
Lorenzo Nannucci	Graduate in Electronic Engineering at Politecnico di Torino (E-mail: nannucci@athena.polito.it)
Sara Lecce	Technical and Administrative Management (E-mail: sara.lecce@eln.polito.it)
Bellanti Marco	Hardware Laboratory Technician (E-mail: marco.bellanti@eln.polito.it)

Il sito Internet del Centro è <http://www.lisin.polito.it>

**PROGETTI DI RICERCA****IN INGEGNERIA****DEL SISTEMA****NEUROMUSCOLARE****RESEARCH PROJECTS****ON NEUROMUSCULAR****SYSTEM****ENGINEERING****Analisi EMG del trapezio superiore
in tre posizioni biomeccaniche
diverse****An electromyographic analysis of
the trapezius superior
in three different biomechanical
positions**R. Bergamo, C. Dadone, A. Rainoldi

Lo studio del muscolo trapezio superiore è di particolare interesse nel campo ergonomico dal momento che esso è spesso affetto dai cosiddetti Cumulative Trauma Disorders (CTD). In letteratura sono disponibili numerosi studi che correlano l'attività EMG e la forza prodotta dal muscolo trapezio. Tuttavia, sia la posizione assunta dal soggetto sia i metodi scelti per misurare la forza non sono standardizzati e i risultati appaiono discordanti.

Lo scopo di questo protocollo è di confrontare i risultati EMG e di forza ottenuti con il soggetto in tre posizioni differenti (in piedi E, seduto S e prono P) durante un'azione di elevazione della spalla.

L'ipotesi è che nelle posizioni S ed E il soggetto sia in grado di aumentare il valore di forza usando muscoli differenti rispetto al trapezio superiore, modificando così la correlazione tra la forza e il segnale EMG registrato dal muscolo di interesse.

Otto soggetti maschi (età 25.0 ± 2.1 anni, media e deviazione standard) hanno partecipato al protocollo. Nel primo giorno è stata valutata la posizione P e la posizione degli elettrodi è stata segnata sulla pelle per permettere il corretto riposizionamento nei giorni successivi

The study of the trapezius muscle is of particular interest in the field of ergonomics since this muscle is often affected by Cumulative Trauma Disorders (CTD). Several different studies relating EMG signals and force generated during a contraction of the trapezius are available in the literature. However, both the selected subject position and the force measuring methods are not standardized and mismatched results can be found.

The aim of the protocol herein described was to compare EMG and force results obtained with the subject in three different positions (standing E, seating S and in prone P) during the shoulder elevation task.

The hypothesis is that both in the S and in the E positions, the subject could increase the force value, using muscles different from the trapezius superior affecting the correlation between force and EMG signal recorded over the muscle of interest.

Eight male subjects (age 25.0 ± 2.1 years, mean and standard deviation) participated in the protocol. In the first day the P position was tested and the electrode location on the skin was marked to allow the same repositioning in the two following days (in the S and in the E



(posizioni S ed E). In ciascun giorno sono state registrate contrazioni della durata di dieci secondi a differenti livelli percentuali di MVC (20%, 40%, 60% e 80%) e una contrazione affaticante (test a endurance) al 60% MVC.

Nella posizione P, MVC è risultato inferiore (271.1 ± 50.3 N) che in S (473.6 ± 56.7 N) e in E (498.9 ± 66.9 N) rispettivamente. L'ampiezza del segnale EMG (valutata dalla variabile ARV) ha mostrato un diverso comportamento negli otto soggetti. Per alcuni di loro (tre su otto) ARV nella posizione P è risultato comparabile con i valori registrati in S ed E, mentre per gli altri era maggiore in queste ultime due posizioni. Le manifestazioni mioelettriche di fatica sono risultate non statisticamente differenti nelle tre posizioni.

Questi risultati suggeriscono che, sebbene la posizione P non permetta un completo reclutamento del muscolo trapezio superiore, essa costringa i soggetti ad eseguire l'esercizio con maggiore uniformità, mentre nelle posizioni S ed E possano essere adottate altre strategie (per esempio di compenso con altri muscoli).

positions). In each day contractions of ten second duration were recorded at different MVC percentage levels (20%, 40%, 60% and 80%) and one fatiguing contraction (endurance test) at the 60% MVC.

The MVC in the P position was found to be lower (271.1 ± 50.3 N) than in the S (473.6 ± 56.7 N) and in the E (498.9 ± 66.9 N) positions, respectively. The amplitude of the EMG signal (assessed by the ARV variable) was found to show different behaviour in the eight subjects. For some of them (three out of eight) ARV in the P position was found to be the same as in the S and E positions while for others it was higher in the last two positions. The myoelectric manifestations of fatigue were found to be not statistically different in the three positions.

These findings suggest that, although the P position may not allow to completely recruit the trapezius muscle, it constrains the subject to perform the exercise in a more uniform manner, while different strategies (i.e. compensation with other muscles) can be adopted in the S and E positions.



Selettività dei filtri spaziali per il prelievo di segnale EMG di superficie dal muscolo tibiale anteriore

Selectivity of spatial filters for surface EMG detection from the tibialis anterior muscle

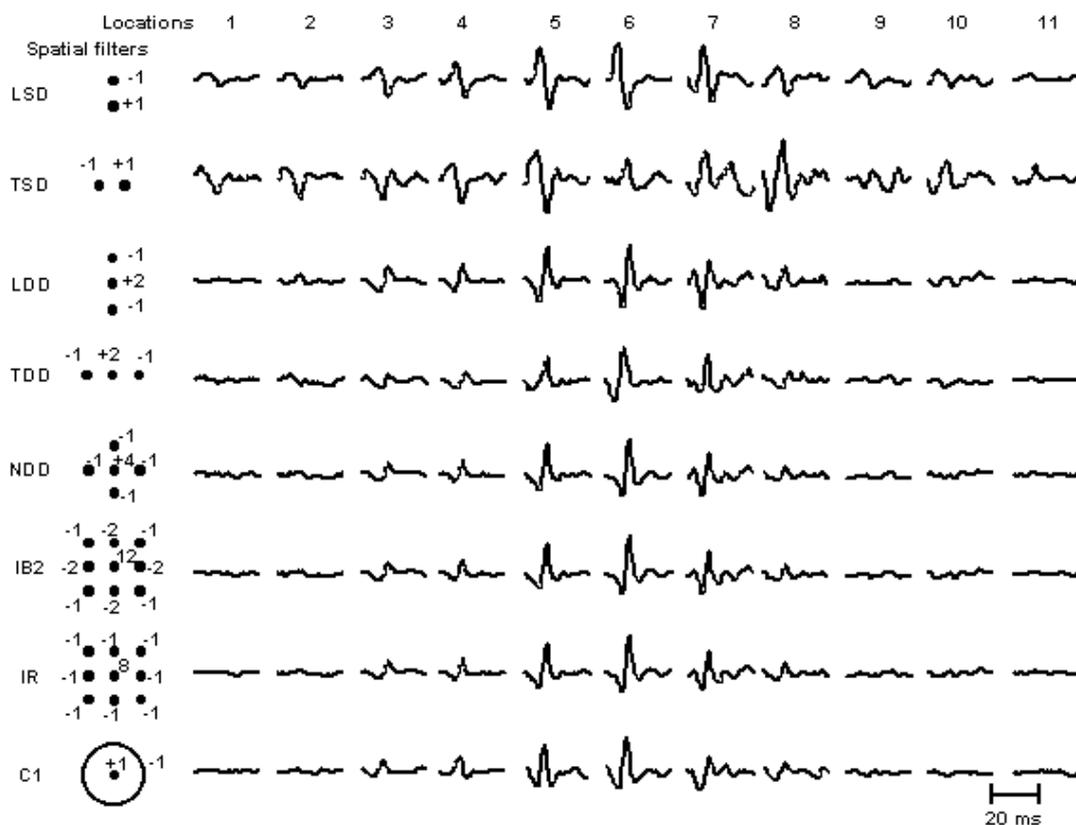
L. Arendt-Nielsen, D. Farina, T. Graven-Nielsen, B. Indino, R. Merletti

Sono stati proposti diversi filtri spaziali per il prelievo del segnale EMG di superficie. Sebbene siano note analisi teoriche e con modelli sulla selettività dei filtri spaziali, non ci sono validazioni dei metodi di filtraggio spaziale sulla base dell'attività di singole unità motorie. L'obiettivo di questo studio è di confrontare la selettività spaziale di filtri mono- e bi-dimensionali per il prelievo del segnale EMG di superficie. Sono stati registrati segnali EMG intramuscolari e di superficie dal muscolo tibiale anteriore di 10 soggetti. L'uso simultaneo di elettrodi a filo intramuscolari e di prelievi di superficie (con la tecnica dello "spike triggered averaging") ha permesso lo studio dell'attività di singole unità motorie sulla superficie della cute. I segnali EMG di superficie sono stati registrati tramite una matrice di elettrodi puntiformi (3×3) e un sistema con elettrodo ad anello in 15 posizioni sul muscolo, con i fili intramuscolari che rilevavano attività mioelettrica da una posizione fissa. Per la maggior parte dei soggetti è stato possibile classificare dai segnali intramuscolari l'attività delle stesse unità motorie per tutte le contrazioni. I segnali EMG di superficie sono stati mediati usando i potenziali intramuscolari come trigger. In questo modo otto filtri spaziali (singolo e doppio differenziale longitudinale e trasversale, laplaciano, inverso binomiale di ordine due, rettangolare e differenziale ad anello) sono stati confrontati sulla base della loro selettività spaziale. La distanza dalla sorgente (trasversale rispetto all'orientamento delle fibre muscolari) oltre la quale il potenziale di superficie è diminuito al di sotto di $\pm 5\%$ dell'ampiezza picco-picco massima (distanza di prelievo) è statisticamente minore per i sistemi bi-dimensionali e il doppio

Many spatial filters have been proposed for surface EMG signal detection. Although theoretical and modeling predictions on spatial selectivity are available, there are no extensive experimental validations of these techniques based on single motor unit (MU) activity detection. The aim of this study was to compare the spatial selectivity of one- and two-dimensional (1-D and 2-D) spatial filters for EMG signal detection. Intramuscular and surface EMG signals were recorded from the tibialis anterior muscle of 10 subjects. The simultaneous use of intramuscular wire and surface recordings (with the spike triggered averaging technique) allowed investigation of the activity of single MUs at the skin surface. The surface EMG signals were recorded with a grid of point electrodes (3×3 electrodes) and a ring electrode system at 15 locations over the muscle, with the wires detecting signals from the same intramuscular location. For most subjects it was possible to classify, from the intramuscular recordings, the activity of the same MUs for all the contractions. The surface EMG signals were averaged using the intramuscularly detected MU action potentials as triggers. In this way, eight spatial filters – longitudinal and transversal single and double differential (LSD, TSD, LDD, TDD), laplacian (NDD), inverse binomial filter of the second order (IB2), inverse rectangle filter (IR), and differential ring system (C1) – could be compared on the basis of their spatial selectivity. The distance from the source (transversal with respect to the muscle fiber orientation) after which the surface detected potential dropped below $\pm 5\%$ of the maximal peak to peak amplitude (detection distance) was statistically smaller for the 2-D systems and TDD than for the

differenziale trasversale rispetto agli altri filtri. La durata dei potenziali d'azione è significativamente minore con il doppio differenziale longitudinale e i filtri bi-dimensionali rispetto agli altri sistemi. I filtri bidimensionali studiati (incluso quello ad anello) hanno mostrato caratteristiche simili e sono stati considerati equivalenti per la selettività spaziale. La Figura mostra potenziali d'azione di singola unità motoria rilevati lungo la circonferenza della gamba dagli otto filtri spaziali studiati.

other filters. The MU action potential duration was significantly shorter with LDD and with the 2-D systems than with the other filters. The 2-D filters investigated (including C1) showed very similar performance and were thus considered equivalent from the point of view of spatial selectivity. The Figure reports single motor unit action potentials detected around a segment of limb circumference by the eight spatial filters investigated.



Potenziali d'azione di singole unità motorie rilevati in direzione trasversale rispetto alla direzione delle fibre muscolari del muscolo tibiale anteriore. I potenziali di superficie sono stati mediati usando potenziali intramuscolari come trigger (livello di contrazione 20% MVC). Sono mostrati i risultati ottenuti dagli otto filtri spaziali studiati (illustrati schematicamente sulla sinistra). Per ogni filtro spaziale le forme d'onda sono normalizzate rispetto al valore picco-picco maggiore delle forme d'onda rilevate da quel filtro. La distanza tra ogni posizione di prelievo è 5 mm, la distanza interelettrodo dei filtri spaziali basati su elettrodi puntiformi è 5 mm mentre il raggio del filtro con elettrodo ad anello è 5 mm. La posizione 6 è in corrispondenza dell'unità motoria il cui potenziale intramuscolare è usato come trigger

Single surface MU action potentials detected transversally with respect to the muscle fiber direction from the tibialis anterior muscle. The surface potentials were averaged using intramuscularly detected potentials as triggers (contraction level 20% MVC). The results from eight systems for surface EMG detection (schematically represented on the left) are shown. For each spatial filter, the waveforms are normalized with respect to the highest peak to peak value among the waveforms detected by that filter. The distance between each recording location is 5 mm, the inter-electrode distance of the point electrode spatial filters is 5 mm and the radius of the ring system is 5 mm. Position 6 is above the selected MU whose intramuscular potential was used as a trigger.



Separazione di combinazioni lineari di segnali EMG di superficie non stazionari

Blind source separation of linear mixtures of non-stationary surface EMG signals

C. Doncarli, D. Farina, C. Fevotte, F. Lebrun, R. Merletti

Le tecniche di “blind source separation” (BSS) consistono nella ricostruzione di un insieme di segnali quando soltanto combinazioni di tali segnali sono note. La struttura delle combinazioni e le sorgenti di segnale non sono osservabili. L’obiettivo è di identificare le sorgenti. In particolari condizioni questo problema apparentemente insolubile può essere affrontato con successo. Il segnale EMG generato da un muscolo può essere rilevato anche a una certa distanza dal muscolo a causa dell’effetto di sfocamento introdotto dal volume conduttore interposto tra le sorgenti e gli elettrodi. I segnali generati da diversi muscoli possono essere considerati processi casuali indipendenti con simile contenuto spettrale. Quando due o più muscoli sono attivi contemporaneamente ed è necessario stimare l’attività di ognuno, i segnali generati dalle diverse sorgenti devono essere identificati. La separazione di segnali EMG generati da due o più muscoli è un esempio di problema BSS.

Abbiamo analizzato questo problema applicando metodi BSS basati sulla rappresentazione tempo-frequenza delle combinazioni di segnali sperimentali e simulati. I risultati in simulazioni hanno mostrato che la separazione delle sorgenti è molto buona (coefficiente di correlazione tra la sorgente originale e ricostruita superiore a 0.9) anche in casi di quasi completa sovrapposizione degli spettri delle sorgenti. Inoltre, i risultati su segnali sperimentali generati dalla coppia di muscoli pronatore rotondo – estensore radiale del carpo si sono rivelati promettenti e hanno mostrato la potenziale applicabilità pratica del metodo.

Applicazioni cliniche riguardano la separazione dei contributi di diversi muscoli (crosstalk).

Blind source separation (BSS) consists of recovering a set of signals of which only mixtures are observed. Neither the structure of the mixtures nor the source signals are known to the receivers. The aim is to identify and decouple the mixtures. Under particular conditions, this seemingly impossible problem has solutions.

The EMG signal generated by a muscle can be detected also at a certain distance from the muscle due to the blurring effect of the volume conductor interposed between the sources and the electrodes. The signals generated by different muscles can be considered independent stochastic processes with similar spectral content. When two or more muscles are active and it is necessary to estimate the activity of the single muscles, the signals from the different sources should be separated. The task of separating EMG signals generated from two or more muscles is an example of a BSS problem.

We analysed this problem applying BSS methods based on a time-frequency representation of mixtures of both experimental and simulated signals. In particular, simulation results showed that the source separation is almost perfect (correlation coefficient between the original and reconstructed source higher than 0.9) even in cases of almost complete overlapping of the spectra of the sources. Moreover, the experimental results for the muscle pair pronator teres – extensor carpi radialis were promising and showed the potential practical applicability of the method.

Clinical applications concern the issue of separation of contributions of different muscles (crosstalk).



Effetto della posizione dell'accelerometro sulle variabili MMG

Effect of accelerometer location on MMG variables

C. Cescon, D. Farina, M. Gobbo, R. Merletti, C. Orizio

Il segnale meccanomiografico di superficie (MMG) riflette le oscillazioni della superficie del muscolo dovute alle onde di pressione generate dall'espansione laterale delle fibre che si contraggono. Gli obiettivi di questo lavoro erano 1) lo studio dell'effetto della posizione dei sensori sulle caratteristiche del segnale MMG lungo le fibre di muscoli differenti e 2) lo studio dei cambiamenti nelle variabili di MMG durante contrazioni volontarie affaticanti di muscoli diversi. Il lavoro fornisce le basi per la scelta della posizione del sensore MMG e per l'interpretazione delle variabili MMG durante contrazioni muscolari affaticanti.

Dieci volontari maschi sani (età: Media \pm SD: $26,7 \pm 3,0$ anni) hanno partecipato allo studio. I segnali MMG di superficie sono stati prelevati con 8 accelerometri unidirezionali (ADXL202JE, Analog Devices, Inc. S.U.A.) durante contrazioni volontarie (Figura a). Gli accelerometri erano collegati ad un amplificatore MMG a 8 canali specificamente progettato (Asm-8 LISiN, Torino, Italia). I muscoli studiati erano il bicipite brachiale dominante (BBR), il tibiale anteriore (TA) e il trapezio superiore (UT).

I segnali prelevati dalle diverse posizioni sul muscolo sono risultati simili, come valutato dal coefficiente di correlazione (Figura b).

Il ritardo fra i segnali prelevati da posizioni adiacenti era circa zero in tutti i casi. Valutando l'ampiezza ed il contenuto di frequenza dei segnali MMG rilevati lungo la schiera, sembra che l'ampiezza massima si presenti al centro del muscolo nel caso di BBR e TA, mentre è stata osservata un'ampiezza costante in tutte le posizioni lungo UT. Esistono differenze fra i tre muscoli per quanto riguarda la dipendenza delle variabili MMG dalla posizione. Queste differenze possono essere dovute all'anatomia del muscolo,

The surface mechanomyogram (MMG) signal is due to pressure waves generated by the lateral expansion of the contracting fibres.

The aims of this study were 1) to investigate the effects induced on the MMG signal features by the position of the sensor along the fibres on different muscles, and 2) to investigate the changes in MMG variables during fatiguing voluntary contractions of different muscles. The work provides the bases for the selection of MMG sensor locations and for the interpretation of MMG variables during fatiguing muscle contractions.

Ten healthy male volunteers (age, mean \pm SD : 26.7 ± 3.0 years) participated to the study.

Surface MMG signals were detected with 8 unidirectional accelerometers (ADXL202JE, Analog Devices, Inc. USA) during voluntary contractions (Figure a). The accelerometers were connected to a specifically designed 8 channel MMG amplifier (ASM-8 LISiN, Torino, Italy).

The muscles studied were the dominant biceps brachii (BBR), tibialis anterior (TA), and upper trapezius (UT).

Signals detected from different muscle locations appeared similar in shape, as evaluated by the correlation coefficient (Figure b).

The delay between signals detected in adjacent locations was close to zero in all cases.

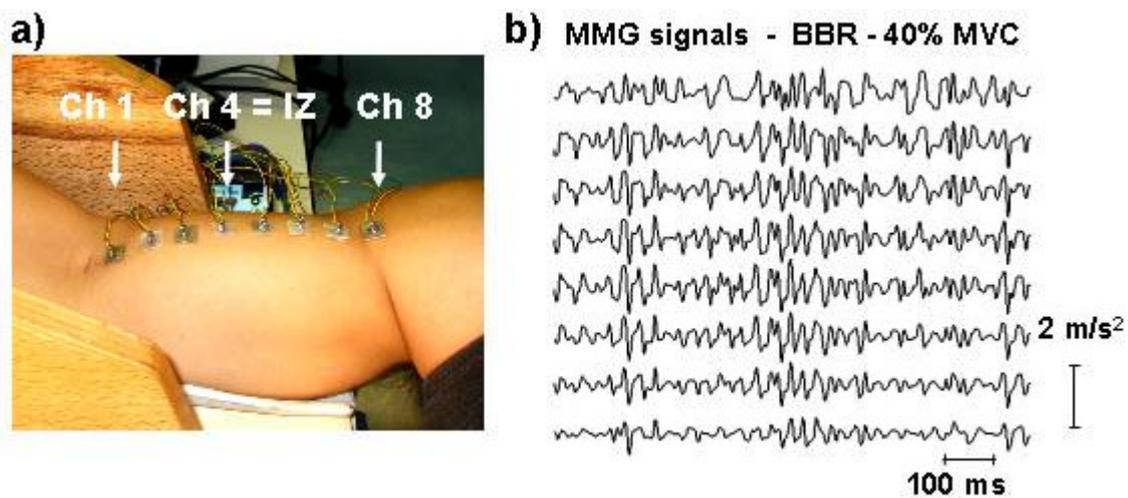
Evaluating the amplitude and frequency content of MMG signals detected along the array, it appeared that the maximum amplitude occurred at the muscle belly for BBR and TA, while a constant amplitude was observed at the locations along UT. Interestingly, high amplitude resulted in high spectral frequencies for the BBR but an inverse relation was observed for the TA. Thus, there are clear differences in the three

allo spessore dei tessuti sottocutanei, all'orientamento delle fibre, alla rigidità del muscolo, alla composizione del tipo di fibre, ecc.

Le conclusioni principali di questo lavoro sono 1) i segnali MMG rilevati lungo il muscolo durante contrazioni volontarie presentano forme simili e non traslate lungo i canali, 2) i valori iniziali delle variabili MMG dipendono poco dalla posizione dell'accelerometro e ampiezze maggiori corrispondono al ventre muscolare.

muscles regarding the dependency of MMG variables with location. These differences may be due to the muscle anatomy, subcutaneous tissue layer thickness, orientation of the fibers, muscle stiffness, fiber type composition, etc.

The main conclusions of this work are 1) MMG signals detected along the muscle during voluntary contractions present similar shapes and are not delayed between each other, 2) MMG variable initial values depend slightly on electrode location with larger amplitudes corresponding to the muscle belly.



a) Esempio di posizionamento di schiera di accelerometri sul muscolo bicipite brachiale di un soggetto. **b)** Esempio di segnali MMG acquisiti con accelerometri sul muscolo bicipite brachiale durante la contrazione al 40% MVC.

a) Example of accelerometer array location on the biceps brachii muscle of a subject. **b)** Examples of MMG signal acquired with the accelerometers on a biceps brachii muscle during a 40% MVC contraction.



Caratterizzazione dell'artefatto da stimolo nel segnale EMG di superficie

Stimulation artifact characterization in surface EMG signal

D. Farina, F. Mandrile, R. Merletti, M. Pozzo

Obiettivo della ricerca è lo studio delle proprietà di ampiezza e di frequenza dell'artefatto da stimolo presente sul segnale EMG di superficie registrato durante la stimolazione elettrica transcutanea del muscolo. I segnali EMG di superficie sono stati registrati con una schiera lineare adesiva di 8 elettrodi durante la stimolazione elettrica del punto motore del bicipite brachiale. Sono state utilizzate sette forme d'onda di stimolazione (mono- e bi-fasiche triangolari, sinusoidali e rettangolari), generate da uno stimolatore neuromuscolare programmabile appositamente progettato avente lo stadio di uscita ibrido. La corrente di picco di stimolazione è stata incrementata linearmente da 0 mA a quella massima tollerabile dal soggetto. Sono stati studiati il sistema di prelievo singolo e doppio differenziale con distanze inter-elettrodiche multiple di 5 mm. Sono stati calcolati parametri di ampiezza dell'artefatto (assoluti e normalizzati rispetto all'ampiezza dell'onda M), la frequenza media e mediana dello spettro di potenza dell'artefatto come parametri di frequenza. I risultati indicano che il valore rettificato medio dell'artefatto, normalizzato rispetto all'ampiezza dell'onda M dipende dalla distanza degli elettrodi di prelievo dal punto di stimolo ma non dalla forma d'onda di stimolazione, dall'intensità di corrente, dalla distanza inter-elettrodica e dal tipo di filtraggio spaziale. Le caratteristiche di frequenza dell'artefatto variano di poco (meno dell'8%) in tutte le condizioni valutate. Utilizzando la tecnica di stimolazione ibrida, quindi, la scelta di particolari forme d'onda di stimolazione, distanza inter-elettrodica o filtro spaziale non ha effetti significativi sull'artefatto.

The purpose of this study was to investigate the amplitude and frequency properties of the artifact generated on the surface EMG signals during transcutaneous electrical muscle stimulation. Surface EMG signals were recorded during electrical stimulation of the biceps brachii motor point with a linear adhesive array of 8 electrodes. Electrical stimulation was applied with seven stimulation waveforms (mono- and bi-phasic triangular, sinusoidal, and rectangular), generated by a specifically designed neuromuscular stimulator with hybrid output stage. The stimulation peak current was linearly increased from 0 mA to the maximum tolerated by the subject. The detection systems investigated were single and double differential with inter-electrode distances multiple of 5 mm. Amplitude variables, both absolute and normalized with respect to the corresponding M-wave values, were computed to investigate the artifact amplitude properties, while the spectral mean and median frequency provided indications on the frequency content of the artifact. Results indicated that, while the artifact average rectified value, normalized with respect to the M-wave amplitude, depended on the distance of the detecting electrodes from the stimulation point, it did not depend on the stimulation waveform, on the current intensity, on the inter-electrode distance, and on the spatial filter. The characteristic frequencies of the artifact slightly varied (by less than 8%) in all the different conditions tested. It was concluded that, using hybrid stimulation techniques, the selection of particular stimulation waveforms, inter-electrode distances, or spatial filters has a minor effect on the artifact when recording M-waves and that the artefact.



Reclutamento di unità motorie durante stimolazione elettrica transcutanea

Motor unit recruitment with transcutaneous electrical stimulation

A. Blanchietti, D. Farina, F. Mandrile, R. Merletti, M. Pozzo

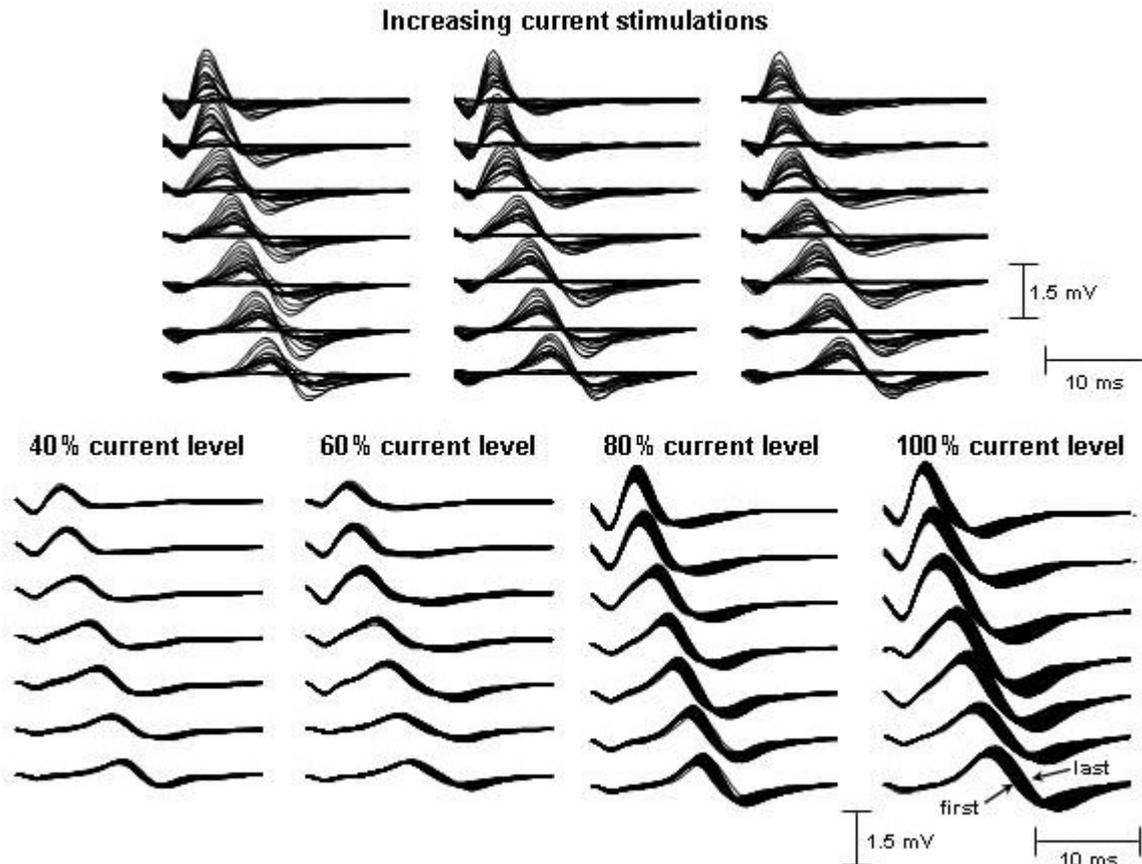
Questo studio affronta il problema dell'ordine di reclutamento delle unità motorie durante stimolazione elettrica transcutanea. Il muscolo bicipite brachiale di 10 soggetti è stato stimolato elettricamente con elettrodi di superficie in tre sessioni in tre giorni per ogni soggetto. La stimolazione elettrica è stata applicata a livelli di corrente sia costanti sia variabili linearmente nel tempo. Le onde-M sono state rilevate da schiere lineari adesive di 8 elettrodi. Le stimolazioni a corrente costante sono state effettuate al 40%, 60%, 80% e 100% della corrente sovramassimale per una durata di 15 secondi e con frequenza di stimolazione di 20 Hz. L'aumento del livello di corrente ha determinato un aumento della stima della velocità di conduzione muscolare e delle manifestazioni mioelettriche di fatica. È stata effettuata un'analisi in simulazione per interpretare i risultati sperimentali e per analizzare le proprietà dell'onda-M quando il pool di unità motorie attive è o non è costante. I risultati sperimentali e simulati hanno permesso di concludere che 1) le unità motorie sono reclutate da quelle più lente a quelle più veloci e da quelle più superficiali a quelle più profonde, 2) le manifestazioni mioelettriche di fatica sono maggiori all'aumentare del livello della corrente di stimolo, 3) le variabili spettrali diminuiscono con un aumento della stima della velocità di conduzione durante reclutamento, 4) durante stimolazione elettrica, variabili spettrali e velocità di conduzione forniscono indicazioni su diversi fenomeni nel caso di pool di unità motorie stabile e non stabile, 5) le variabili spettrali non forniscono informazioni sul tipo di fibre muscolari durante contrazioni stimulate elettricamente e 6) la stima della velocità di conduzione durante stimolazione elettrica può essere indicatrice della costituzione delle fibre

This study addresses the issue of motor unit recruitment order during transcutaneous electrical stimulation. The biceps brachii muscle of 10 subjects was electrically stimulated with surface electrodes in three sessions on three days for each subject. Electrical stimulation was applied with either constant or linearly increasing current levels. M-waves were detected by a linear adhesive array of 8 electrodes. The constant current stimulations were performed at 40%, 60%, 80%, and 100% of the supramaximal stimulation current and lasted 15 seconds, with stimulation frequency 20 Hz (thus, they were considered fatiguing). Increasing the current level led to an increase of the estimated muscle fiber conduction velocity (CV) and to higher myoelectric manifestations of muscle fatigue. A simulation analysis was performed to interpret the experimental findings and to analyse the M-wave properties in conditions of constant and non-constant motor unit pool. The experimental and modelling results allowed to conclude that 1) motor units were progressively recruited from those with slow CV to those with fast CV and from the superficial to the deep ones, 2) myoelectric manifestations of muscle fatigue were higher at increasing current levels, 3) characteristic spectral frequencies decreased with a concomitant increase of CV during progressive recruitment, 4) during electrical stimulation, spectral frequencies and estimated CV provide indications on different phenomena both in the case of stable and not stable motor unit pool, 5) spectral frequency absolute values do not provide indications on muscle fiber types during electrically elicited contractions, and 6) estimated average CV during electrically elicited contractions may be a reliable indicator of muscle fiber type constituency. The experimental

muscolari.

L'analisi di segnali reali e simulati ha permesso di studiare i fattori che principalmente determinano le caratteristiche dell'onda-M e di discutere le relazioni tra le variabili del segnale.

and model analysis allowed to investigate the main determinants of M-wave features and to discuss the relationship among the variables used to describe the signal.



Esempi di onde-M rilevate sperimentalmente in modalit  singolo differenziale nelle diverse condizioni studiate. Onde-M durante incremento lineare (una onda-M ogni 5 viene mostrata per chiarezza) nelle tre prove effettuate lo stesso giorno (tracce superiori). Onde-M rilevate a livelli di corrente costanti (tracce inferiori). Si noti il progressivo aumento del supporto temporale delle onde-M durante la stimolazione a livello costante (della durata di 15 secondi). Non   stato applicato blanking alle onde-M riportate e l'artefatto da stimolo   visibile e separato dall'onda-M nei canali distali. Ogni onda-M riportata   la media di diverse risposte agli stimoli.

Examples of experimental single differential M-waves detected in the different conditions analyzed. M-waves during increasing current stimulation (one M-wave every 5 is shown for clarity) in the three trials performed on the same day (upper traces). M-waves detected at constant stimulation current at the four levels analyzed (lower traces). Note the progressive increase in temporal support of the M-wave during the constant current level contractions (15 second long). Blanking has not been applied to the M-waves reported here and stimulation artifact is visible as separated by the M-wave in the most distal channels. Each compound potential shown is the average of a number of M-waves.



Un nuovo approccio per la stima della velocità di conduzione delle fibre muscolari

Motor unit recruitment with transcutaneous electrical stimulation

D. Farina, R. Merletti

È stato sviluppato un nuovo metodo per la stima della velocità di conduzione delle fibre muscolari da segnali EMG di superficie. Il metodo è basato sul prelievo di due segnali EMG di superficie con differenti filtri spaziali e sulla compensazione del filtraggio spaziale tramite due filtri nel dominio del tempo (con la velocità di conduzione come parametro incognito) applicati ai segnali. Le funzioni di trasferimento dei due filtri spaziali possono avere modulo e fasi diversi, per cui i segnali rilevati non hanno necessariamente la stessa forma. I due segnali prima filtrati nel dominio spaziale e poi in quello temporale sono idealmente uguali quando la velocità di conduzione scelta come parametro dei filtri temporali corrisponde alla velocità di propagazione dei potenziali d'azione rilevati. L'approccio è la generalizzazione della classica tecnica del matching spettrale. Una derivazione teorica del metodo è stata proposta insieme con una implementazione efficiente basata su un metodo iterativo. Inoltre è stata proposta la selezione della stima più bassa di velocità di conduzione tra quelle ottenute da diverse coppie di filtri spaziali per ridurre la polarizzazione della stima dovuta alle componenti di segnale che non traslano. I risultati in simulazione indicano che il metodo descritto è meno sensibile del classico spectral matching alle componenti di segnale che non traslano; i due metodi hanno invece simile varianza di stima in presenza di rumore Gaussiano bianco. Il nuovo metodo è stato anche valutato su numerosi segnali sperimentali.

A new method has been developed for the estimation of muscle fiber conduction velocity. The method is based on the detection of two surface EMG signals with different spatial filters and on the compensation of the spatial filtering operations by two temporal filters (with CV as unknown parameter) applied to the signals. The transfer functions of the two spatial filters may have different magnitudes and phases, thus the detected signals do not necessarily have the same shape. The two signals, firstly spatially and secondly temporally filtered, are ideally equal when the CV value selected as a parameter in the temporal filters corresponds to the velocity of propagation of the detected action potentials. The approach is the generalization of the classic spectral matching technique. A theoretical derivation of the method is provided together with its fast implementation by an iterative method based on the calculation of the first and second derivative of the mean square error function. Moreover, the selection of the lowest CV estimate among those obtained by a number of filter pairs is proposed to reduce the CV bias due to non-propagating signal components. Simulation results indicate that the method described is less sensitive than the classic spectral matching approach to the presence of non-propagating signals and that the two methods have similar standard deviations of estimation in the presence of additive, white, Gaussian noise. The method has also been tested on many experimental signals.



Effetto del filtro spaziale di prelievo sulla stima della velocità di conduzione di singole unità motorie

Effect of the recording spatial filter on single motor unit conduction velocity estimates

C. Disselhorst-Klug, D. Farina, R. Merletti, Gunter Rau, Elke Schulte

La stima della velocità di conduzione di singole unità motorie è sempre più utilizzata per l'interpretazione di segnali EMG di superficie. L'obiettivo di questo lavoro è confrontare sperimentalmente stime di velocità di conduzione ottenute con metodi diversi da segnali EMG di superficie rilevati con cinque filtri spaziali. I filtri studiati sono il singolo e doppio differenziale trasversale e longitudinale e il Laplaciano. I muscoli analizzati, in contrazioni statiche, sono il bicipite brachiale e il trapezio superiore. La velocità di conduzione è stata stimata con quattro metodi comunemente usati per la stima di ritardi: la distanza tra picchi delle forme d'onda (con e senza interpolazione polinomiale attorno al picco) e la stima a massima verosimiglianza basata su due o più segnali EMG. I risultati hanno mostrato che il metodo a massima verosimiglianza determina la minore varianza di stima, confermando risultati precedenti. Inoltre la media delle stime delle velocità di conduzione varia fino a 1 m/s, in relazione al filtro spaziale utilizzato e al metodo adottato per la stima; questo indica l'importanza del problema e la necessità di standardizzazione. Filtri spaziali trasversali determinano le più alte stime di velocità di conduzione. Si è concluso che il confronto di valori di velocità di conduzione ottenuti in diversi studi è molto critico se sono stati utilizzati filtri spaziali e tecniche di stima del ritardo diversi. Stime più elevate di velocità di conduzione sono state attribuite a una maggiore sensibilità del metodo di stima o del sistema di prelievo a componenti del segnale che non traslano.

The estimation of single motor unit (MU) conduction velocity (CV) is increasingly used in the interpretation of surface EMG signals. The aim of this study was to experimentally compare CV estimates obtained with different estimation methods based on surface EMG signals detected using five spatial filters. The filters investigated were the longitudinal single and double differential, transversal single and double differential, and normal double differential (Laplacian). The muscles investigated, in static contractions, were the biceps brachii and upper trapezius. CV was estimated with four commonly used delay estimation techniques, i.e., from the distance between the peak values of two waveforms (with and without polynomial interpolation around the peak), and by the maximum likelihood estimate (MLE) based on two or more surface EMG channels. The results showed that the maximum likelihood multi-channel method leads to the lowest standard deviation of CV estimation, confirming previous results. Moreover, the mean of CV estimates varied as much as 1 m/s depending on the spatial filter used and the method adopted for CV estimation, therefore indicating the relevance of the issue and the need for a standardization. Transversal spatial filters resulted in the highest CV estimates. It was concluded that the comparison of single MU CV values obtained in different studies is very critical if different spatial filters and processing techniques are used for its estimation. Higher estimates of CV were attributed to a greater sensitivity of the detection system or the algorithm to non-travelling signal components.



Modellistica del segnale EMG di superficie: approccio analitico e agli elementi finiti

Advances in surface EMG signal modeling: analytical and finite element approaches

D. Farina, S. Martina, R. Merletti, L. Mesin

La modellistica di segnali EMG di superficie è fondamentale per l'interpretazione di risultati sperimentali, il test di algoritmi per l'estrazione dell'informazione, scopi didattici, ecc. In passato, sono stati proposti ed applicati molti modelli di generazione del segnale EMG di superficie. La maggior parte di essi sono modelli analitici. In alcuni casi sono stati considerati approcci agli elementi finiti. Ci sono vantaggi evidenti in entrambi i metodi (analitico e numerico); oltre al ridotto costo computazionale, il metodo analitico permette una più semplice interpretazione dei cambiamenti delle caratteristiche del segnale al variare dei parametri del sistema (molti risultati teorici delle caratteristiche del segnale EMG di superficie, come la presenza di dip nello spettro del segnale, sono stati ottenuti da approcci analitici). D'altra parte un approccio agli elementi finiti permette una descrizione più semplice delle proprietà del volume conduttore con la possibilità di analizzare situazioni complesse. A causa dell'elevato costo computazionale, tuttavia, i metodi agli elementi finiti hanno limitazioni nella descrizione di particolari caratteristiche della generazione e del prelievo di segnale (ad esempio, il filtro spaziale di prelievo, elettrodi con dimensioni fisiche, effetti di fine fibra, ecc.).

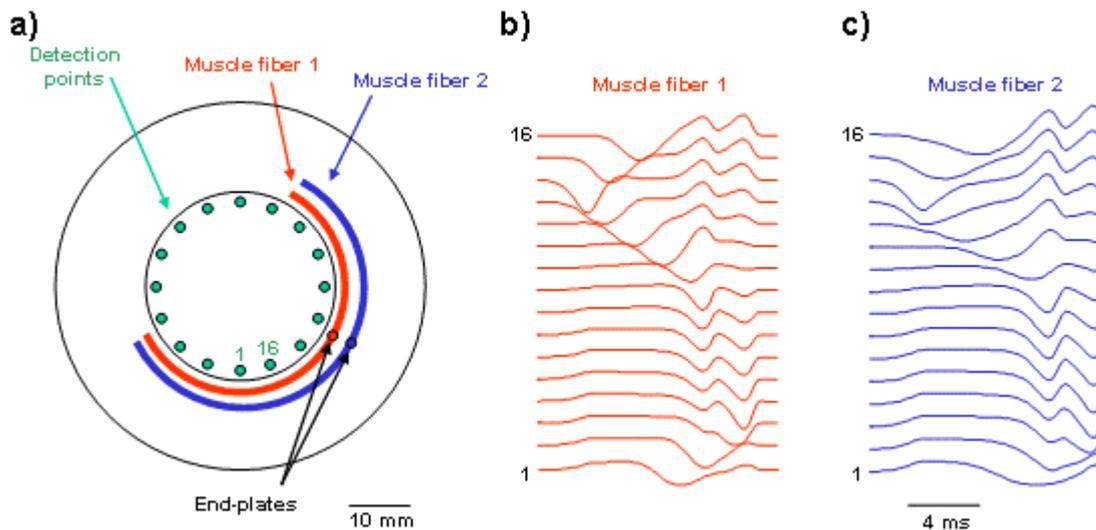
Considerando i vantaggi e le limitazioni degli approcci proposti in letteratura per la modellistica del segnale EMG, abbiamo sviluppato un metodo generale nel quale il volume conduttore è descritto nelle due dimensioni spaziali da una funzione di trasferimento ottenuta con il metodo agli elementi finiti mentre tutti gli altri meccanismi di generazione e prelievo sono descritti analiticamente da funzioni di trasferimento nei

Surface EMG signal modeling is fundamental for signal interpretation, testing processing algorithms, didactic purposes, etc. In the past, many models of surface EMG signal generation were proposed and applied. Most of them are analytical based models. In some cases, finite element approaches have been proposed to describe the generation and detection of the EMG signal. There are clear advantages of both approaches (analytical and numerical); in particular, apart from the computational time, the analytic method allows an easier interpretation of the changes of signal features with system parameters (many theoretical issues related to surface EMG, such as the presence of dips in its spectral content, were derived from analytic approaches). On the other hand, a finite element approach allows an easier description of the volume conductor properties with the possibility of describing more complex generation systems. Due to the long computational time, however, finite element approaches have limitations in the description of particular features of signal generation and detection (e.g., spatial filters, electrodes with physical dimensions, end-of-fiber effects, etc.).

Taking into account the different advantages and limitations of the approaches proposed in the literature for EMG signal modeling, we developed a general approach in which the volume conductor is described by a two-dimensional spatial transfer function derived with a finite element approach while all the other mechanisms related to signal generation and detection are described by the analytical derivation of equivalent multi-dimensional spatial and temporal transfer functions. In this way we were able to simulate EMG signals, including features of signal detection disregarded in

domini spaziale e temporale. In questo modo siamo stati in grado di simulare segnali EMG, includendo caratteristiche del prelievo non considerate in precedenti approcci agli elementi finiti (come la presenza di elettrodi di dimensioni finite). La Figura riporta segnali simulati generati da fibre muscolari a diverse profondità in un muscolo sfinterico.

previous finite element approaches (such as the presence of electrodes with physical dimensions). The Figure represents simulated signals as generated by fibers at different depths within a sphincter muscle.



a) Rappresentazione schematica di un volume conduttore cilindrico che simula un muscolo sfinterico con uno strato non conduttivo al centro e due strati conduttivi (quello esterno anisotropo e quello interno isotropo). Sono state simulate due fibre muscolari con le stesse caratteristiche ma diverse profondità nel muscolo. b), c) I segnali monopolari generati dal modello.

a) Schematic representation of a cylindrical layered volume conductor simulating a sphincter muscle with a zero conductivity layer in the center and two additional layers (the outer anisotropic and the inner isotropic). Two muscle fibers with the same characteristics but different depths within the muscle layer are simulated. b), c) the monopolar signals generated by the model.



Riconoscimento automatico della posizione della zona di innervazione da segnali EMG di superficie multicanale rumorosi

Automatic detection of the innervation zone location from noisy multi-channel surface EMG signals

C. Cescon, D. Farina, R. Merletti

Gli obiettivi principali di questo lavoro erano: mettere a punto un metodo automatico per l'identificazione della zona di innervazione (IZ) di UM e valutare le procedure sviluppate su segnali simulati e sperimentali acquisiti con schiere lineari e schiere circolari sviluppate per i muscoli sfinteri. Questo metodo è basato sulle seguenti ipotesi:

1. la schiera di elettrodi equidistanziati è posizionata sulle fibre muscolari e la zona di innervazione è situata tra gli estremi della schiera.
2. i segnali EMG sono acquisiti in modalità singolo differenziale (SD). In questo modo la IZ è rilevabile nel segnale EMG multicanale come un'inversione di polarità dei segnali lungo la schiera.

L'algoritmo sviluppato è basato sulla Trasformata di Radon e può essere descritta come una versione modificata della RT (Trasformata Radon-Correlazione). I segnali EMG sono acquisiti con una schiera e sono in funzione di tempo e canale. Il metodo Radon-Correlazione trasforma il segnale in un nuovo segnale bidimensionale che è una funzione di tempo e di spazio.

Ogni valore della Trasformata Radon-Correlazione è la sommatoria dei valori di EMG lungo due semirette il cui punto di partenza è la posizione corrispondente di spazio e tempo e la cui inclinazione dipende dalla velocità teorica dei segnali propaganti lungo le due semi lunghezze della fibra. Per tale motivo questa trasformata è una funzione dell'ampiezza del segnale EMG, della velocità di conduzione ed del coefficiente di correlazione tra i segnali ai due lati della posizione nello spazio. I valori della Trasformata

The main objectives of this work were: to develop an automatic method for the identification of the MU Innervation Zone (IZ) and to test the developed algorithms on simulated and experimental signals acquired with linear arrays and circular arrays developed for skeletal and sphincter muscles.

This method is based on the following hypotheses.

1. the equal-spaced electrode array is positioned along the muscle fibers and the innervation zone is located between the array extremes.
2. the EMG signals are acquired in Single Differential (SD) mode. In this way the IZ is detectable in the multichannel EMG signals as an inversion of polarity of the signals along the array.

The algorithm is based on the Radon Transform and can be described as a modified version of the RT method (Radon-Correlation method).

The EMG signals are acquired with an array and are a function of time and channel.

The Radon-Correlation method transforms the signal into a new two-dimensional signal that is a function of time and space.

Each value of the Radon-Correlation Transform is the summation of the EMG values along two semi-lines whose starting point is the corresponding time interval and space position and whose inclination depends on the theoretical velocity of the travelling signals in the two semi lengths of the fiber. For this reason this is a function of the EMG signal amplitude, propagating velocity and correlation coefficient between the signals on the two sides of the

Radon-Correlazione sono diversi da zero quando i segnali EMG hanno forma simile e polarità opposta nell'intervallo di tempo nell'intorno dell'istante in cui è calcolata (Figura a). La distribuzione marginale della Trasformata Radon-Correlazione ha un massimo relativo in ogni posizione dello spazio corrispondente a una zona di innervazione di MU (Figura b).

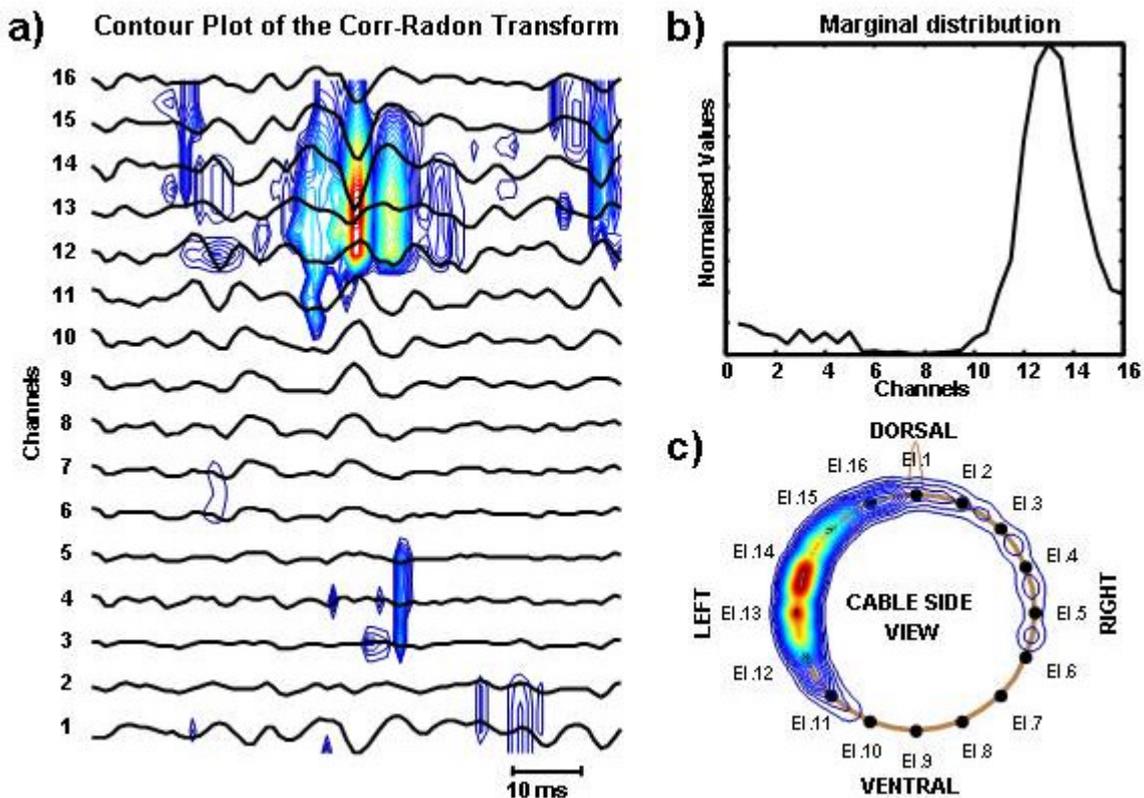
L'output dell'algoritmo è una rappresentazione monodimensionale della distribuzione di IZ sotto la schiera di elettrodi (Figura c).

position in space.

The Radon-Correlation values are different from zero if the EMG signals have similar shape and opposite polarity in that time interval (Figure a).

The marginal distribution of the Radon-Correlation transform has a relative maximum in each space position corresponding to a MU innervation zone (Figure b).

The algorithm output is a monodimensional representation of the IZ distribution under the EMG array (Figure c).



a) Example of contour plot of the Radon-Correlation Transform on a real signal acquired with the anal probe on the sphincter muscle. b) Marginal distribution of the Radon-Correlation transform of a 4 s long contraction. The maximum corresponds to the location of the MU innervation zones. c) Monodimensional representation of the IZ distribution under the EMG electrode array.

a) Esempio di contour-plot della Trasformata Radon-Correlazione su un segnale reale acquisito con una sonda anale sul muscolo sfintere. b) Distribuzione marginale della Trasformata Radon-Correlazione durante una contrazione di durata 4 s. Il massimo corrisponde alla posizione delle zone di innervazione di MU. c) Rappresentazione monodimensionale della distribuzione di IZ sotto la schiera di elettrodi di prelievo di EMG



Progetto e sviluppo di un amplificatore a 8 canali per segnale MMG

Design and development of a 8 channel MMG amplifier

C. Cescon, L. Nannucci

Un amplificatore ad 8 canali per segnali MMG è stato sviluppato per acquisire simultaneamente diversi segnali MMG dallo stesso muscolo, (con una schiera di accelerometri), o da muscoli differenti. Le applicazioni possibili sono ad esempio l'ottimizzazione della posizione dell'accelerometro sul muscolo, la valutazione dell'effetto della zona di innervazione sul segnale MMG l'osservazione delle modalità di propagazione delle vibrazioni lungo le fibre muscolari e lungo la sezione del muscolo. L'ASM-8 (Amplificatore per Segnali Meccanomiografici ad 8 canali) include 8 canali di amplificazione e filtraggio dell'uscita degli accelerometri Analog ADXL202JE. Il circuito di ogni canale ha le seguenti caratteristiche: il guadagno è fissato a 50, le frequenze di taglio dei filtri passa alto e passa basso sono fissate a 1 Hz e 150 Hz, i filtri hanno una risposta in frequenza di Butterworth del secondo ordine (output range ± 5 V).

Questo amplificatore ha inoltre due connettori, uno per la scheda di acquisizione del PC ed uno per l'uscita dell'amplificatore di EMG: in questo modo è possibile acquisire contemporaneamente 8 segnali EMG e 8 segnali MMG, è possibile così confrontare le proprietà di conduzione dei segnali elettrici e meccanici. Il primo prototipo di ASM-8 è stato sviluppato al LISiN all'interno del progetto europeo ESA MESM ed è stato usato in diversi esperimenti dove era necessaria l'acquisizione di un certo numero di segnali MMG da uno o più muscoli.

An 8-channel MMG amplifier has been developed to acquire several MMG signals simultaneously either from the same muscle, with an array of accelerometers, or from different muscles. The possible applications concern the optimisation of the position of the accelerometer on the skin surface over the muscle, to see the effect of the innervation zone on the MMG signal, and to observe the propagation modality of the vibrations along the muscle fibers and transversally with respect to this direction. The ASM-8 (8-channel Mechanomyographic Signal Amplifier) includes 8 channels for the amplification and filtering of the output of Analog ADXL202JE accelerometers. The circuit of each channel has the following characteristics: the gain is fixed at 50, the low pass and high pass filter cut off frequencies are fixed at 150 Hz and 1 Hz, the filter response is a 2nd order Butterworth response (output range ± 5 V). This amplifier includes two connectors, one for the PC acquisition board and one for the output of the EMG amplifier: in this way it is possible to acquire at the same time 8 EMG signals and 8 MMG signals, so that it is possible to compare the conduction properties of the electrical and mechanical signals. The first prototype of ASM-8 has been developed at the LISiN within the ESA European MESM Project and has been used in several experiments when the acquisition of a number of MMG signals was necessary from either the same or multiple muscles.



Software per l'analisi e l'elaborazione di segnali EMG di lunga durata

Software for review and processing of EMG long term recordings

M. Gazzoni

EmgAcqV.2.0 è l'aggiornamento di software precedentemente sviluppato ed è progettato per supportare i nuovi strumenti realizzati recentemente e il miglioramento di quelli esistenti. Attualmente permette di importare, rivedere ed elaborare segnali acquisiti con i prototipi dell'EMG DATALOGGER prodotto dal LISiN e da Sirio Automazione all'interno del progetto europeo Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW).

Con questo nuovo software sarà possibile acquisire segnali utilizzando il nuovo amplificatore EMG16, gestire un database per recuperare informazioni relative a pazienti, protocolli, misure, importare ed esportare dati tra database differenti.

Il software è modulare e i moduli principali possono essere descritti come segue:

- Modulo per la definizione dei protocolli: permette di definire un nuovo protocollo come sequenza di sessioni, ognuna composta da una sequenza di contrazioni. Un editor grafico permette la definizione delle varie fasi del protocollo.

- Modulo di importazione dei segnali: permette di importare, dalla scheda PCMCIA, i segnali acquisiti con il datalogger, salvarli sull'hard disk ed assegnare ognuno di essi ad un protocollo e soggetto specifico.

- Modulo per visualizzare i segnali: permette di rivedere i segnali acquisiti. Segnali registrati utilizzando schiere di elettrodi posizionate su muscoli diversi possono essere visualizzati in un'interfaccia multi-vista. I segnali possono essere visualizzati con scale temporali e di ampiezza liberamente scelte dall'utente. Due puntatori possono essere utilizzati per ottenere informazioni sui valori di ampiezza dei segnali, valori picco-picco, ritardo tra due punti,

EmgAcq v.2.0 is the upgrade of the previously developed software and it is designed to support the new instruments recently developed and the improvement of the existing ones. At present it allows to import, review and process EMG signals acquired with the EMG DATALOGGER prototypes produced by LISiN and Sirio Automazione within the framework of the Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW) European Project.

With this software it will be possible to acquire signals with the new EMG16 amplifier, manage a database to retrieve information about patients, protocols, measures, import and export data between different databases.

The software is modular and the main modules can be described as follows:

- Protocol Editing Module: it allows to define a new protocol as a set of sessions each one composed by a set of contractions. A graphical editor allows the definition of the different protocol steps.

- Signal Import Module: it allows to import from the PCMCIA card and copy on the PC hard disk the signals acquired with the datalogger and to assign each of them to a specified protocol and patient.

- Review Signals Module: it allows to review acquired signals. Signals recorded from arrays positioned on different muscles can be shown in a multi-view interface. Signals can be scrolled in time and shown with time and amplitude scales chosen by the user. Two pointers are available to obtain information about signal amplitude values, peak to peak values, time delay between two points directly clicking on the plotted signal. Amplitude parameters (ARV, RMS), frequency parameters (MNF, MDF) and conduction velocity can be estimated. Processing results are shown



direttamente agendo sui segnali visualizzati. Possono essere stimati i parametri di ampiezza (ARV, RMS), parametri di frequenza (MNF, MDF) e velocità di conduzione. I risultati dell'elaborazione sono visualizzati in finestre grafiche.

- Modulo di gestione del database: permette di aggiungere nuove informazioni al database quali nuovi pazienti e strumentazione (amplificatori, schiere, trasduttori) e recuperare informazioni su pazienti, protocolli, misure.

in interactive graphical windows.

- Database Management Module: it allows to add new information to the database such as new patients and instrumentation (amplifiers, probes, transducers) and obtain information about patients, protocols, individual measurements.



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

**CLINICAL APPLICATIONS
AND TECHNOLOGY
TRANSFER TO SMALL
COMPANIES**

Valutazione della fatica mediante stima di velocità di conduzione in contrazioni dinamiche

Assessment of fatigue by conduction velocity estimation during dynamic contractions

G. Antonutto, A. Bottin, P. E. di Prampero, D. Farina, R. Merletti, E. Merlo, M. Pozzo

I segnali EMG generati durante contrazioni dinamiche forniscono informazioni sulla fisiologia del muscolo non ottenibili altrimenti; per questo motivo l'elettromiografia in condizioni dinamiche sta riscuotendo crescente interesse nei laboratori di analisi del movimento.

Il primo passo in questo campo è stato fatto dal LISiN realizzando e brevettando un innovativo tipo di schiere adesive, le cui prestazioni in termini di qualità e stabilità del contatto, non ottenibili con altri tipi di schiere attualmente disponibili, permettono di rilevare il segnale EMG privo di artefatto in condizioni fortemente non stazionarie, come durante una pedalata o una contrazione esplosiva. Sono inoltre stati progettati adattatori ad alta reiezione per utilizzare tali schiere in presenza di forti interferenze generate, ad esempio, da macchine isocinetiche o cicloergometri.

Infine, sono stati implementati specifici algoritmi per la rilevazione automatica degli istanti di attivazione muscolare e per la stima a bassa varianza della velocità di conduzione muscolare e della sua distribuzione statistica.

Tali apparecchiature ed algoritmi formano un set di strumenti per la valutazione della velocità di conduzione in condizioni dinamiche, in grado di fornire informazioni sulla fatica muscolare più

EMG signals generated during dynamic contractions provide important information about muscle physiology that cannot be obtained otherwise; for this reason, dynamic EMG is gaining growing interest in movement analysis laboratories.

The first step in this field was made at LISiN by designing and patenting a novel type of adhesive arrays. Their performance in terms of long-term quality of the contact, not achievable with any other currently available type of array, allows the detection of artifact-free EMG signals during highly non-stationary conditions such as cyclic or explosive contractions. High-rejection adapters were also designed to use these arrays in conjunction with the EMG 16 electromyograph, even in presence of strong electrical interferences that could be generated by isokinetic machines or cycloergometers.

Specific algorithms were designed for the automatic detection of muscle activation instants, and for low-variance estimation of muscle conduction velocity and its statistical distribution.

The joint use of equipment and algorithms provides a unique set of tools for the assessment of muscle conduction velocity under dynamic conditions, that can give more reliable indications about muscle fatigue than standard

affidabili di quelle ottenibili con metodi classici, quali l'EMG bipolare e l'analisi spettrale mediante trasformata di Fourier (STFT).

Questo set di strumenti è stato collaudato con successo durante tre differenti protocolli in condizioni dinamiche:

- Misura della CV dai muscoli vasto laterale (VL) e mediale (VM) della gamba dominante, su otto soggetti, durante pedalate di quattro minuti contro resistenza a 60 giri/min per indurre fatica. Due schiere da 8 canali e 5 mm di distanza interelettrodoica sono state usate congiuntamente ad un goniometro articolare.

- In collaborazione con l'Università di Udine, misura di CV da VM e VL destro e sinistro, su 16 soggetti, durante estensioni esplosive della gamba (4-6 prove per soggetto). Sono state utilizzate quattro schiere da 4 elettrodi equispaziati di 10 mm. Questo protocollo ha fatto uso di un'apparecchiatura (MED) specificatamente progettata dall'Università di Udine, costituita da un seggiolino sensorizzato montato su guide, che permette al soggetto di spingersi all'indietro misurandone vari parametri biomeccanici contemporaneamente ai segnali EMG.

- In collaborazione con l'Università di Udine, misura di CV da VM e VL destro e sinistro, su sei soggetti. Il setup sperimentale era simile al precedente, ma con il dispositivo MED configurato come un cicloergometro in cui un motore manteneva costante la velocità di rotazione, contrastando lo sforzo massimale del soggetto sui pedali.

I risultati preliminari sono incoraggianti, e mostrano che la stima di CV è possibile in tutte le condizioni sopra descritte. I valori stimati sono sempre compresi entro limiti fisiologici e, contrariamente ad altri parametri quali MDF ed MNF, la CV può essere valutata anche durante i brevi intervalli di attività tipici delle contrazioni dinamiche.

methods of spectral analysis based on the short time Fourier transform of conventional bipolar EMG.

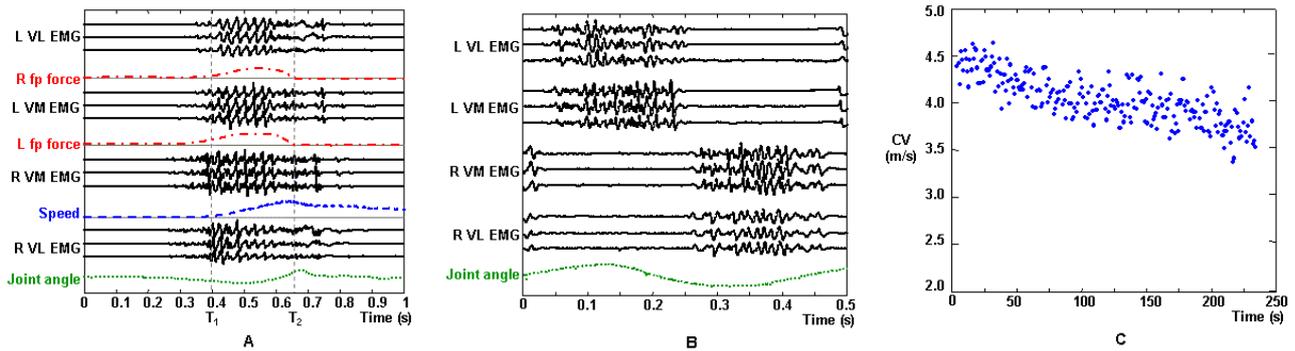
This set of tools has been successfully tested within three different protocols under dynamic conditions:

- *Measurement of muscle fiber CV from vastus lateralis (VL) and medialis (VM) muscles of the dominant leg, on eight subjects, during four-minutes cycling against resistance at a speed of 60 rpm to induce fatigue. Two 8-channels, 5 mm i.e.d. adhesive arrays were used in conjunction with a knee joint angle transducer.*

- *In collaboration with the University of Udine, measurement of CV from left and right VM and VL, on 16 subjects, during explosive leg extensions (4-6 trials per subject). Four 4-channels, 10 mm i.e.d. adhesive arrays were used. This protocol used a machine (MED) specifically designed by the University of Udine, constituted by a sensorized saddle mounted on rails, where the subject could push himself backwards, while biomechanical parameters were measured in addition to EMG variables.*

- *In collaboration with the University of Udine, measurement of CV from left and right VL and VM, on six subjects, during maximal effort cycling at 60, 90 and 120 rpm. The setup was similar to the previous one, with the MED device arranged as a cycloergometer, where a motor was used to maintain the revolution speed constant while the subject pushed maximally on the pedals.*

Preliminary results are encouraging, and show that the evaluation of muscle fiber CV is feasible in all the highly non-stationary tasks described above. The estimated CV is always within physiological values and, differently from other parameters such as MDF and MNF, can be evaluated even during very short bursts of muscle activation which are typical of dynamic contractions.



Esempi di segnali EMG e parametri estratti durante contrazioni dinamiche:

- A) Segnali EMG grezzi e parametri biomeccanici misurati durante estensioni esplosive della gamba sul dispositivo MED descritto nel testo. Sono mostrati i segnali EMG acquisiti con schiere adesive 4 canali, 10 mm i.e.d. sui muscoli vasto mediale (VM) e laterale (VL) destro (R) e sinistro (L), insieme con la forza di spinta sulle pedane (fp), la velocità di arretramento del seggiolino (Speed) e l'angolo articolare del ginocchio (Joint angle). T1 e T2 rappresentano l'inizio e la fine della contrazione.
- B) Segnali EMG grezzi ed angolo articolare del ginocchio durante pedalate massimali a 120 giri/min, con lo stesso setup sperimentale di A).
- C) Tracciato della CV muscolare in funzione del tempo, valutata durante pedalate contro resistenza a 60 giri/min, per quattro minuti, misurata sui muscoli VM (non rappresentato) e VL della gamba dominante, mediante schiere adesive 8 canali / 5 mm. Ogni punto rappresenta il valore medio della CV all'interno di ciascun burst di attivazione.

Examples of EMG signals and parameters extracted during dynamic contractions:

- A) Raw EMG signals and biomechanical parameters during explosive extension of the leg on the MED device described in the text. EMG signals acquired with 4 channels, 10 mm i.e.d. arrays from left (L) and right (R) vastus lateralis (VL) and medialis (VM) muscles are shown, together with the force exerted on the left and right footplates (fp), the backward speed of the saddle, and the knee joint angle. T1 and T2 represent the start and end time of the contraction.
- B) Raw EMG signals and knee joint angle during maximal effort cycling at 120 rpm, with the same setup as A).
- Patterns of muscle fiber CV versus time obtained during four-minute cycling at 60 rpm against resistance, measured with two 8-channels, 5 mm i.e.d. arrays on dominant side VM (not represented here) and VL muscles. Each dot represents the mean CV within a single burst of activation.



Analisi EMG non invasiva della sindrome del tunnel carpale. Risultati preliminari

A non-invasive EMG analysis of the carpal tunnel syndrome. Preliminary results

C. Dadone, A. Lantermo, L. Nannucci, A. Rainoldi

La sindrome del tunnel carpale (CTS) è valutata clinicamente con l'elettromiografia invasiva. Lo scopo di questo progetto era valutare se soggetti patologici generino segnali di superficie caratterizzati da differenti pattern di interferenza e/o da diverse stime delle variabili EMG rispetto ai soggetti sani.

Per questo studio sono stati selezionati i muscoli opponente e flessore del pollice. Essi sono entrambi innervati dal nervo mediano e permettono di studiare sia i segnali EMG sia la forza generata durante una contrazione isometrica sostenuta nel tempo.

Un guscio disegnato allo scopo permette di mantenere mano, polso e pollice in posizione isometrica; per registrare la forza, generata sia in flessione sia in abduzione del pollice, è stata usata una cella di carico (fondo scala 50 N).

Hanno partecipato al protocollo sperimentale dodici donne, sei (di età compresa tra i 56.6 ± 2.6 anni) con una chiara diagnosi di CTS e sei sane nello stesso intervallo di età costituenti il gruppo di controllo.

Il protocollo era costituito da contrazioni della durata di cinque secondi a differenti livelli percentuali (10%, 20%, 30%, 40% e 50%) della contrazione massimale (MVC) per valutare il reclutamento di unità motorie in funzione del livello di contrazione. Inoltre è stata registrata anche una contrazione a endurance all'80% MVC per studiare le manifestazioni mioelettriche di fatica.

I soggetti patologici hanno dimostrato, in genere, l'incapacità a completare il protocollo, in entrambi i muscoli e per ogni livello di contrazione. Come mostrato in Figura, il pattern di interferenza dei segnali registrati dai soggetti sintomatici appare molto diverso rispetto a quello ottenuto dal gruppo di controllo: i segnali

Carpal tunnel syndrome (CTS) is clinically assessed via needle electromyography. The aim of this project was to evaluate if pathological subjects generate surface signals characterized by different interference patterns and/or different EMG variable estimates with respect to healthy subjects.

The *opponens pollicis* and *flexor pollicis brevis* muscles were selected for the study. They are both innervated by the median nerve. It is possible to study both their EMG signals and the force generated during a sustained isometric contraction.

A tailored shell able to hold the wrist, the hand and the thumb in isometric position was designed and a load cell (full scale 50 N) was used to record the generated force in either flexion or abduction of the pollicis.

Twelve women, six (in the age range of 56.6 ± 2.6 years) with a clear diagnosis of CTS and six healthy in the same age range, in the control group, participated in the experimental protocol.

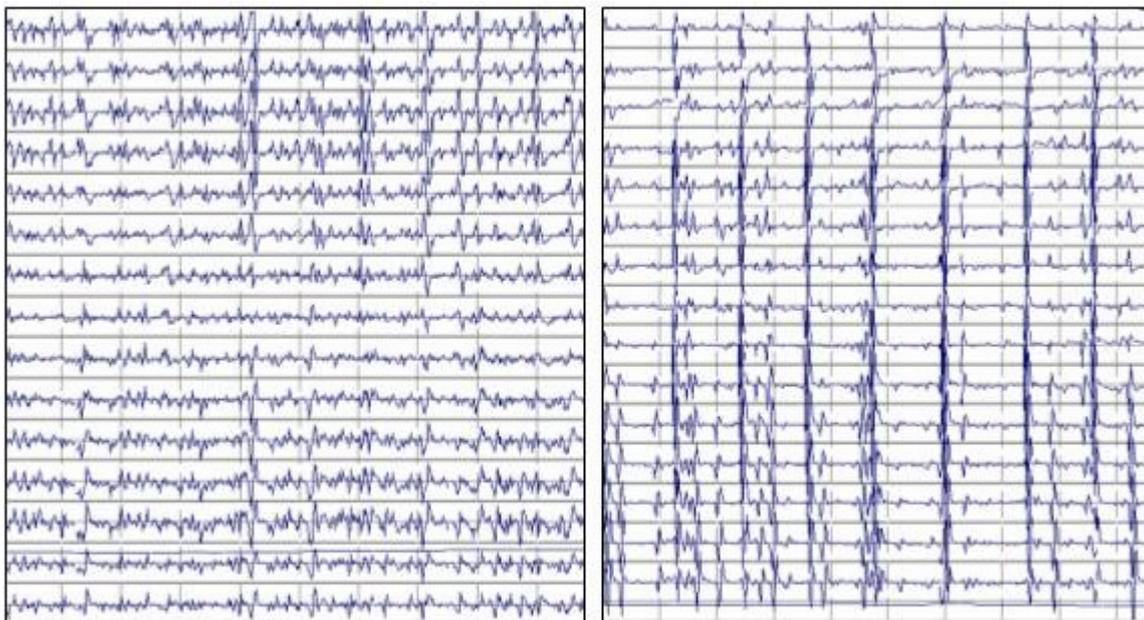
The protocol consisted of contractions lasting five seconds at different percentages (10%, 20%, 30%, 40% and 50%) of the maximal voluntary contraction (MVC) to assess the motor unit recruitment with respect to the contraction level. Further, one endurance contraction at 80% MVC was recorded to study the myoelectric manifestations of fatigue.

Patients were, in general, unable to properly complete the protocol, in both muscles and for all the contraction levels. As shown in the Figure, the interference patterns recorded from symptomatic subjects appear very different with respect to the control group: signals are characterized by separated motor unit activation bursts and a lower amplitude.

sono caratterizzati da spari di unità motorie separati e da minore ampiezza. I valori di forza e i valori iniziali di CV sia nel flessore sia nell'abduktore sono risultati maggiori nel gruppo di controllo rispetto al gruppo CTS ($p < 0.05$ Mann Whitney U test). I valori iniziali di MNF del muscolo flessore sono risultati maggiori nel gruppo di controllo rispetto al gruppo CTS ($p < 0.05$ Mann Whitney U test). I valori normalizzati di CV e di MNF del muscolo flessore sono risultati maggiori nel gruppo di controllo rispetto al gruppo CTS ($p < 0.05$ Mann Whitney U test).

Questi risultati permettono di concludere che la tecnica EMG di superficie è in grado di distinguere soggetti con CTS rispetto a soggetti sani. La patologia cronica sembra avere effetti sulle strategie di reclutamento di unità motorie, causando uno spostamento verso le unità motorie più lente caratterizzate da valori di CV, MNF e forza minori.

Force values and initial values of CV were found, both in the flexor and in the abductor muscle, greater in the control group than in the CTS group ($p < 0.05$ Mann Whitney U test). MNF initial values from the flexor muscle were found to be greater in the control group than in the CTS group ($p < 0.05$ Mann Whitney U test). Normalized slopes of CV and MNF from the flexor muscle were found greater in the control group than in the CTS group ($p < 0.05$ Mann Whitney U test). These findings allow to conclude that the surface EMG technique is able to distinguish the CTS condition with respect to the healthy one. Chronic pathology seems to affect the motor unit pool recruitment strategy, determining a shift toward slow motor units characterized by lower CV, MNF and force levels.



Segnali EMG registrati da un soggetto sano (sinistra, 200 mV/div asse y, 50 ms/div asse x) e da un soggetto affetto da CTS (destra, 50 mV/div asse y, 50 ms/div asse x). Muscolo flessore del pollice, 40% MVC. Schiere di elettrodi a 16 contatti, 2.5 mm di distanza interelettrodoica.

EMG signals recorded from a healthy subject (left, 200 mV/div y axis, 50 ms/div x axis) and from a symptomatic subject (right, 50 mV/div y axis, 50 ms/div x axis). Flexor pollicis brevis muscle, 40% MVC. Electrode array of 16 contacts, 2.5 mm apart.



La fatica muscolare nei flessori del collo in pazienti con patologia unilaterale

Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain

D. Falla, G. Jull, R. Merletti, A. Rainoldi

Nei muscoli sternocleidomastoideo (SCM) e scaleno anteriore (AS) sono state osservate manifestazioni mioelettriche di fatica maggiori in soggetti con dolore cronico al collo rispetto ad un gruppo di controllo (Annual Report 2001). L'effetto dell'unilateralità della patologia sulla fatica muscolare non è ancora stato studiato. Alcuni risultati attualmente disponibili suggeriscono che il dolore unilaterale possa generare effetti sulla funzione muscolare ipsilaterale. Lo studio qui presentato confronta le manifestazioni mioelettriche di fatica del SCM e AS tra il lato sano e quello sintomatico in soggetti con dolore muscolare unilaterale cronico.

I segnali mioelettrici sono stati registrati dal capo sternale del SCM e dal muscolo AS bilateralmente, durante contrazioni isometriche cervicali sub-massimali al 25% e 50% della contrazione volontaria massima (MVC). Sono stati calcolati l'andamento nel tempo della frequenza media dello spettro di potenza, il valore rettificato medio e la velocità di conduzione muscolare del segnale EMG per quantificare le manifestazioni di fatica.

I risultati mostrano stime dei valori iniziali e delle variazioni nel tempo della frequenza media maggiori nel lato patologico sia per SCM sia per AS e sia al 25% sia al 50% MVC. Questi risultati indicano maggiori manifestazioni di fatica mioelettrica dei muscoli flessori cervicali superficiali in corrispondenza del lato affetto da patologia cronica.

Vi sono alcune possibili spiegazioni proposte per giustificare queste differenze riscontrate nei muscoli flessori cervicali di soggetti con dolore cronico: 1) una maggiore percentuale di fibre muscolari di tipo II, 2) una modificazione della sincronizzazione delle unità motorie, 3) una

Greater myoelectric manifestations of muscle fatigue of the sternocleidomastoid (SCM) and anterior scalene (AS) muscles have been demonstrated in chronic neck pain patients with respect to asymptomatic controls (Annual Report 2001). The effect of unilaterality of neck pain on muscle fatigue has not been investigated. There is some evidence available to indicate that unilateral pain may have a particular effect on muscle function ipsilaterally. This study compared myoelectric manifestations of SCM and AS muscle fatigue between the painful and non-painful sides in patients with chronic unilateral neck pain.

Myoelectric signals were recorded from the sternal head of SCM and the AS muscles bilaterally during sub-maximal isometric cervical flexion contractions at 25% and 50% of the maximum voluntary contraction (MVC). The time course of the mean power frequency, average rectified value and conduction velocity of the electromyographic signals were calculated to quantify EMG manifestations of muscle fatigue.

Results revealed greater estimates of the initial value and slope of the mean frequency for both the SCM and AS muscles on the side of the patient's neck pain at 25% and 50% of MVC. These results indicate greater myoelectric manifestations of muscle fatigue of the superficial cervical flexor muscles ipsilateral to the side of pain. Possible explanations were proposed to account for the differences identified in the neck flexor muscles of the neck pain patients including: 1) greater percentage of type II muscle fibres, 2) modifications of motor unit synchronisation, 3) a combination of these mechanisms. These results suggest a specific bias in the effect of pain on muscle function and hence the possible need for specificity of



combinazione di questi meccanismi. Questi risultati suggeriscono l'esistenza di un effetto specifico del dolore sulla funzione muscolare e, di conseguenza, la possibile necessità di esercizi terapeutici specifici per la corretta gestione dei pazienti con dolore cervicale per ottenere la migliore riabilitazione della funzione muscolare.

therapeutic exercise in the management of neck pain patients to achieve optimal rehabilitation of muscle function.



Analisi EMG dei muscoli cervicali durante la flessione cranio-cervicale

An EMG analysis of the deep cervical flexor muscles in cranio-cervical flexion

P. Dall'Alba, D. Falla, G. Jull, R. Merletti, A. Rainoldi

Recentemente è stata messa a punto una nuova tecnica che permette una misura EMG dei muscoli flessori cervicali profondi (DCF). Essa è ottenuta dalla combinazione della tecnica EMG a schiere di elettrodi con la procedura della aspirazione naso faringea. Il dispositivo è ottenuto applicando elettrodi a contatto ad un catetere da aspirazione che viene applicato sulla parete faringea posteriore passando attraverso il naso (Annual Report 2000). Poiché i muscoli DCF si trovano direttamente dietro la parete faringea è possibile registrare i segnali EMG da essi prodotti. Lo scopo di questo studio è valutare questa nuova tecnica elettromiografica per l'analisi dei muscoli DCF.

Dieci soggetti volontari sani hanno partecipato a questo protocollo. I segnali EMG sono stati registrati dai muscoli DCF, dallo sternocleidomastoideo (SCM) e dal muscolo scaleno anteriore (AS) durante l'esecuzione del test di flessione cranio cervicale (C-CF). Si tratta di aumentare la forza esercitata su un biofeedback a pressione posto dietro al collo. Il test è costituito da cinque livelli di contrazione incrementali, stabiliti da cinque livelli di pressione compresi tra 22 e 30 mmHg, raggiunti e mantenuti aumentando l'intervallo di movimento della flessione cranio-cervicale che costituisce l'azione anatomica dei muscoli DCF.

La potenza del segnale, calcolata per i muscoli DCF, SCM e AS durante l'esecuzione del test C-CF, è stata normalizzata (nRMS) rispetto ai valori di potenza registrati per ciascun muscolo durante una contrazione standard di riferimento. La ripetibilità delle stime di nRMS è stata valutata con l'uso del Coefficiente di Correlazione di Intraclassa (ICC) e dell'Errore Standard della Media normalizzato (nSEM). Ogni soggetto ha ripetuto il protocollo sperimentale tre volte in

A novel approach has been developed for a direct EMG measure of the deep cervical flexor (DCF) muscles. The technique consists of modified EMG methodology combined with the procedure of nasopharyngeal suctioning. The apparatus consists of electrode contacts attached to a suction catheter, which are placed on the posterior oro-pharyngeal wall using a nasopharyngeal application control (Annual Report 2000). The DCF muscles lie directly posterior to the oropharyngeal wall allowing myoelectric signals to be detected from these muscles. The purpose of this study was to evaluate this novel electromyographic technique for the assessment of the DCF muscles.

Ten healthy volunteer subjects participated in this study. EMG signals were detected from the DCF muscles, the sternocleidomastoid (SCM) and the anterior scalene (AS) muscles during performance of the cranio-cervical flexion (C-CF) test.

During the test the subject increases the force over a biofeedback pressure unit placed behind the neck, performing five levels of contraction to progressively target and hold the five pressure levels between 22 and 30 mmHg, increasing cranio-cervical flexion range of motion - the anatomical action of the DCF muscles.

Root mean square values were calculated for the DCF, SCM and AS muscles during performance of the C-CF test and were normalized (nRMS) with respect to RMS values recorded during a standard reference contraction. Repeatability estimates of normalised RMS values were obtained by evaluating Intraclass Correlation Coefficients (ICC) and the normalised Standard Error of the Mean (nSEM). Each subject repeated the experimental protocol three times over non-



giorni non consecutivi, effettuando il test C-CF due volte nello stesso giorno.

E' stata trovata una forte correlazione lineare ($p < 0.0001$) tra l'ampiezza del segnale del muscolo flessore cervicale profondo e i cinque livelli incrementali del test C-CF. I valori di nRMS sono risultati significativamente maggiori per i muscoli DCF in tutti i livelli di contrazione del test C-CF rispetto ai valori registrati dal SCM e dal AS ($p < 0.001$). I valori di nSEM per le stime di nRMS nei muscoli DCF sono risultati nell'intervallo 6.7 to 10.3%, fornendo così la prova di un'accettabile grado di ripetibilità in termini di precisione delle misure ripetute.

Questo approccio innovativo per la registrazione diretta dei muscoli flessori del collo è promettente per le future applicazioni EMG in questo settore.

consecutive days performing the C-CF test twice each day.

A strong linear relationship was evident between the EMG amplitude of deep cervical flexor muscle and the incremental stages of the C-CF test ($p < 0.0001$). Significantly greater normalised RMS values were identified for the DCF muscles for all five stages of the C-CF test compared to SCM and AS ($p < 0.001$). nSEM in the range 6.7 to 10.3% were obtained for the normalised RMS values for the DCF muscles providing evidence of acceptable repeatability for these variables in terms of repeated measure precision.

This novel approach to obtain a direct measure of the deep neck flexor muscles looks promising for the evaluation of these muscles in future EMG applications.



Studio della risposta ormonale ed EMG all'esercizio affaticante

EMG and hormonal response to a fatiguing exercise

A. Angeli, M. Gazzoni, R. Merletti, M. Minetto, P. Paccotti, A. Rainoldi

Obiettivo di questo lavoro è lo studio della correlazione tra le caratteristiche del EMG e la risposta neuro-endocrina ad un esercizio massimale, in relazione a differenti livelli di allenamento.

Sono stati confrontati due gruppi di atleti (di resistenza e di potenza) e un gruppo di sedentari nell'ipotesi dell'esistenza di una correlazione tra i parametri studiati e la diversa distribuzione del tipo di fibre. I soggetti hanno eseguito un esercizio isocinetico che consisteva in quattro serie di 20 contrazioni massimali dei muscoli flessori ed estensori ad una velocità angolare di $180^\circ/\text{s}$ in un range di movimento costante pari a 100° . I segnali EMG di superficie sono stati registrati, in condizioni isometriche, dal vasto laterale, prima, subito dopo l'esercizio e ad intervalli di 15 minuti nelle due ore di recupero successive. Ogni prova consisteva in una contrazione volontaria massimale (MVC) ed in una contrazione stimolata a 25 Hz entrambe di durata pari a cinque secondi. In parallelo alle misure elettromiografiche sono stati eseguiti dei prelievi di sangue per la valutazione dei livelli ormonali.

Attualmente sono disponibili solo dei risultati preliminari su un sottoinsieme di soggetti. Sono stati stimati il valore di forza massimale, la velocità di conduzione delle fibre muscolari (CV), la frequenza media dello spettro di potenza (MNF) e le risposte ormonali. Immediatamente dopo l'esercizio è evidente un calo dei valori di MVC; il tempo richiesto per ottenere un recupero completo della fatica meccanica così evidenziata è di circa un'ora. Dopo l'esercizio sono anche evidenti manifestazioni mioelettriche di fatica (es: diminuzione di CV e MNF) ma, a differenza di MVC, le condizioni pre-esercizio vengono recuperate in breve tempo (dopo circa 15 minuti).

The aim of this work is to study the correlation between the characteristics of the electromyographic activity and the neuro-endocryn response to a maximal exercise with respect to different training levels.

EMG and hormonal variables obtained from a group of trained resistance and power athletes and a sedentary group were compared to investigate correlation between EMG and hormonal variables and different fiber type distributions. Subjects performed an isokinetic exercise consisting in four sets of 20 maximal contractions of the knee flexor and extensor muscle groups at $180^\circ/\text{s}$ angular velocity throughout a constant range of motion (100°). Surface EMG signals were recorded, in isometric conditions, from the vastus lateralis muscle before, immediately after the exercise and at 15 minute intervals in the subsequent 2 hours of recovery. Maximal voluntary contractions (MVC) and electrically contractions elicited at 25 Hz, both sustained for five seconds, constituted the exercise set in each recording trial. Concomitantly with EMG recordings, blood was sampled to evaluate hormonal levels.

At the present time, only preliminary results are available from a subset of subjects. The mechanical output (MVC), the EMG muscle fiber conduction velocity (CV), power spectral mean frequency (MNF) and hormonal responses were estimated. A drop in the MVC values is evident immediately after the exercise; the time needed to obtain a complete recovery of such a mechanical fatigue is approximately 1 hour. Myoelectric manifestations of fatigue (i.e. the decrease of CV and MNF) are also evident after the exercise but pre-exercise conditions are recovered soon (after 15 minutes), with respect to MVC.



Effetto della dominanza di lato sulle manifestazioni mioelettriche di fatica nel muscolo trapezio superiore

Effect of side dominance on myoelectric manifestations of muscle fatigue in the upper trapezius muscle

D. Farina, H. Hermens, L. Kalleberg, R. Merletti

L'obiettivo di questo studio è stabilire se differenze nelle proprietà periferiche e di controllo del sistema neuromuscolare dovute a uso preferenziale prolungato, in relazione a dominanza di lato, coinvolgono muscoli posturali come il trapezio superiore. Le proprietà di fatica del muscolo trapezio superiore del lato dominante e non sono state studiate tramite analisi di segnali EMG di superficie. Sono stati analizzati i muscoli di nove soggetti con dominanza del lato destro e cinque con dominanza del lato sinistro con schiere adesive di otto elettrodi. Contrazioni statiche a livello di forza costante con le braccia estese a 90° di abduzione sono state eseguite dai soggetti con carichi di 0 kg, 0.5 kg e 1 kg. Variabili spettrali e di ampiezza sono state calcolate dai segnali EMG. Il tasso di diminuzione delle variabili spettrali (che indica fatica) è statisticamente differente per i due lati, con il lato dominante meno affaticabile del non dominante. Le differenze osservate sono presenti nei due gruppi di soggetti con dominanza del lato destro e sinistro. I risultati sono in accordo con l'ipotesi che l'uso preferenziale prolungato di un lato rispetto all'altro determini uno spostamento della distribuzione di fibre verso quelle di tipo I e un decremento della frequenza di attivazione delle unità motorie. I valori iniziali delle variabili di ampiezza e frequenza non hanno indicato nessuna differenza in relazione al lato.

The purpose of this study was to investigate whether differences in the peripheral and control properties of the neuromuscular system due to long-term preferential use, related to side dominance, affect postural muscles, such as the upper trapezius. Therefore, fatigability properties of the upper trapezius muscles of the dominant and non-dominant side were assessed. Surface EMG signals were detected from the upper trapezius muscles of both sides of nine right- and five left-handed subjects with adhesive linear electrode arrays consisting of eight contact points. Static constant force contractions with the arms extended and 90° abducted were performed by the subjects while holding hand loads of 0 kg, 0.5 kg, and 1 kg. Surface EMG spectral and amplitude variables were computed from the recorded signals. EMG spectral variable rate of change (indicating fatigue) showed a statistically significant difference between the two sides, with the dominant side less fatigable than the non-dominant one. The observed differences held for both the right- and left-handed subject group. These results are in agreement with the hypothesis that long preferential use of one side with respect to the other leads to a shift of the motor unit distribution towards type I units and to a decrease of the mean firing rate of the active motor units. Amplitude variables and characteristic frequency initial values did not indicate any side related difference.

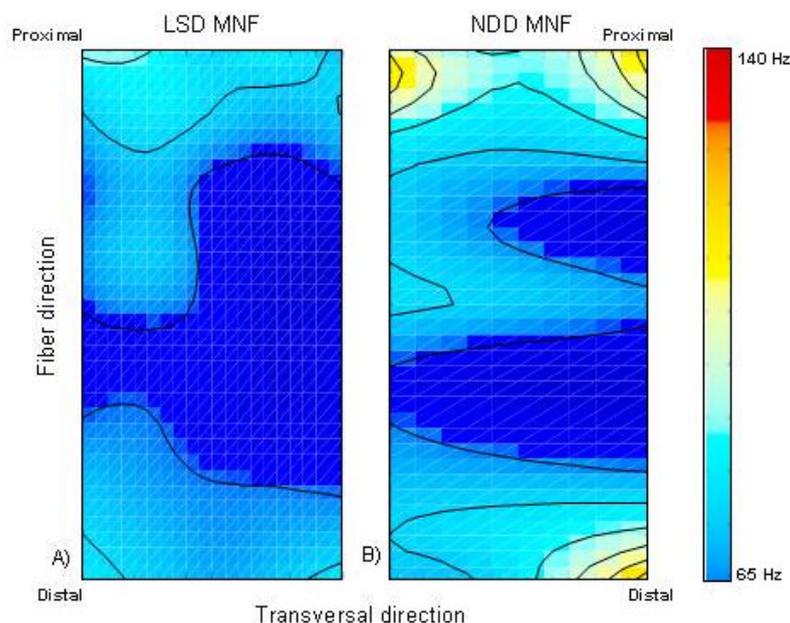
Sviluppo e applicazioni di schiere bidimensionali di 64 elettrodi

Development and applications of bi-dimensional electrode arrays of up to 64 electrodes

D. Farina, M. Gazzoni, R. Merletti, E. Merlo, M. Pozzo, D. Zagari

Sono stati sviluppati sistemi di prelievo del segnale EMG di superficie di 64 elettrodi con diverse distanze interelettrodiche per l'utilizzo in diversi muscoli. Attualmente questi sistemi sono utilizzati per il campionamento del segnale EMG di superficie insieme con filtraggio spaziale sia per lo studio di proprietà globali del muscolo sia a livello di singole unità motorie. Sono state effettuate simulazioni di segnali EMG prelevati in 64 posizioni per interpretare i segnali sperimentali. La Figura mostra mappe di frequenza del segnale EMG di superficie rilevato simultaneamente da due filtri spaziali.

We developed surface EMG systems of up to 64 electrodes with different inter-electrode distances for use on different muscles. Currently, these systems are used for surface EMG sampling together with spatial filtering to investigate both global and single motor unit properties. Simulations with up to 64 synthetic EMG signals were performed to interpret the experimental signals. The Figure shows maps of frequency content of surface EMG signals detected with two spatial filters at the same time.



Mappa della frequenza media dello spettro calcolata in diverse posizioni sul bicipite brachiale da segnali registrati da una schiera bidimensionale di 60 elettrodi, posizionata tra ZI e tendine distale, nel caso di filtro singolo differenziale longitudinale (a) e Laplaciano (b). Distanza interelettrodica 5 mm, livello di contrazione 50% MVC. Le zone in grigio chiaro corrispondono ad alti valori di MNF, mentre le zone più scure corrispondono a minimi di MNF.

Map of mean power spectral frequency (MNF) computed in different locations over the biceps brachii muscle from signals recorded by a two-dimensional array of 60 electrodes, placed between IZ and proximal tendon, in case of longitudinal single differential (a) and Laplacian (b) spatial filter. Interelectrode distance 5 mm, 50% MVC contraction level. Light gray zones correspond to high MNF values (i.e. tendon terminations and innervation zones), while darker zones correspond to minimum in MNF values.



Valutazione del processo di reinnervazione nei muscoli intrinseci della mano trapiantata

Assessment of the reinnervation process of intrinsic muscles in the transplanted hand

A. Bottin, D. Farina, M. Lanzetta, M. Pozzo, R. Merletti

Il trapianto di mano è diventata una realtà clinica, grazie ad innovative tecniche di microchirurgia e a moderne terapie d'immunosoppressione. In Italia, quattro trapianti di mano sono stati realizzati finora dal Prof. Marco Lanzetta e dalla sua équipe.

Il recupero funzionale in pazienti sottoposti a trapianto di mano può essere valutato clinicamente, ma fino ad ora non era possibile una valutazione diretta della muscolatura intrinseca della mano trapiantata. Per questo motivo, nel 2001 il LISiN ha iniziato un progetto di ricerca in collaborazione con l'Unità di Chirurgia della Mano e Microchirurgia Ricostruttiva dell'ospedale San Gerardo di Monza e l'Università di Milano-Bicocca, allo scopo di valutare il processo di reinnervazione nei muscoli intrinseci nella mano trapiantata e seguirne il recupero funzionale.

Il progetto è iniziato con la valutazione del decorso post-operatorio di un paziente trapiantato, con un totale di dieci sessioni di misura completate finora; lo stesso protocollo è ora applicato ad un secondo paziente.

Il protocollo prevede l'uso di un elettromiografo multicanale per EMG di superficie (EMG 16, si faccia riferimento al contributo "Versione industriale di un elettromiografo multicanale per EMG di superficie") e di una schiera di 16 elettrodi puntiformi di argento con distanza interelettrodica di 2.5 mm.

Per ciascuna sessione, i segnali EMG di superficie sono stati registrati in contrazioni di 60 s dai muscoli: abductore del quinto dito (ADM), primo dorsale interosseo (FDI), primo lombricale (FL), abductore breve del pollice (APB) ed opponente del pollice (OP), mentre al soggetto era chiesto di effettuare una contrazione

In the last few years hand transplantation has become a clinical possibility, thanks to innovative microsurgery techniques and modern immunosuppressant therapies. In Italy, four hand transplantations have been performed so far by Prof. Marco Lanzetta and his team.

Functional recovery in hand transplanted patients can be evaluated clinically, but until now there has been no direct assessment of the intrinsic muscles of the transplanted hand. For this reason, in 2001 LISiN started a research project in collaboration with the Hand Surgery and Reconstructive Microsurgery Unit of San Gerardo Hospital, Monza and University of Milan-Bicocca, Italy, with the aim of assessing the reinnervation process in intrinsic muscles and to follow the functional recovery after hand transplant.

The project began with the follow-up of one transplanted patient with a total of ten measurement sessions performed so far; the same protocol is now applied to a second patient.

A 16-channel surface electromyograph (EMG 16, see the contribution "Industrial version of a multichannel surface electromyography" in this Annual Report) was used in conjunction with a 16-channel, 2.5 mm interelectrode distance silver dot electrode array.

For each session, surface EMG signals were recorded during 60 s long acquisitions from Abductor Digiti Minimi (ADM), First Dorsal Interosseus (FDI), First Lumbricalis (FL), Abductor Pollicis Brevis (APB) and Opponens Pollicis (OP), while the subject was asked to perform maximal voluntary contraction against operator's resistance.

Eleven months postoperatively, the first clear

massimale contro la resistenza esercitata dall'operatore.

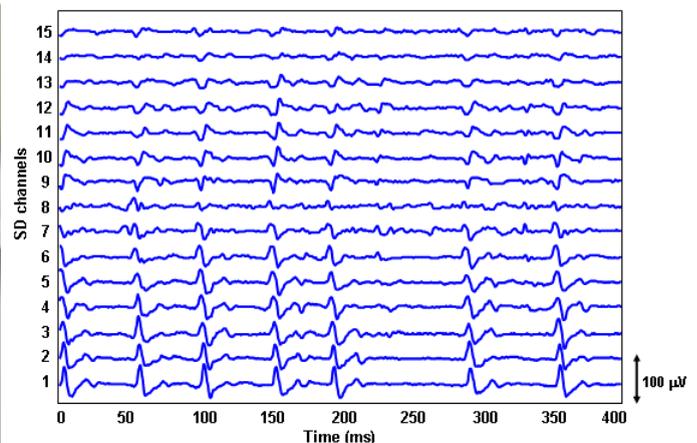
Undici mesi dopo l'operazione, il primo evidente treno di MUAP si è osservato su ADM. La velocità di conduzione stimata era compresa entro i limiti fisiologici, ed il soggetto era in grado di effettuare semplici compiti di controllo motorio consistenti nella modulazione volontaria della frequenza di sparo. Un mese dopo, attività di singola UM è stata osservata anche su APB e OP, mentre la prima UM attiva è stata rilevata, su FDI ed FL, rispettivamente ai mesi 15 e 24. Dopo i primi segni di reinnervazione, si è inoltre osservato un progressivo aumento del numero di UM attive. È stato anche possibile identificare la posizione della zona di innervazione delle UM.

L'EMG multicannelle di superficie si è dimostrato essere un potente strumento per la valutazione funzionale in pazienti sottoposti a trapianto di mano, rivelando nuove aree di applicazione di questa tecnica.

MU potential train appeared from ADM. The estimated conduction velocity was within normal physiological ranges and the subject was able to perform basic control tasks involving voluntary motor unit firing rate modulation.

One month later, also APB and OP began to show single MU activity, while after 15 and 24 months FDI and FL, respectively, showed the first active motor unit. An increase of the number of active motor units was observed after the first signs of reinnervation. It was also possible to identify the position of the innervation zone of the MUs.

Multichannel surface EMG techniques proved to be a powerful tool in the assessment of reinnervation of hand transplanted patients, disclosing a new application area of this technique.



A) Setup sperimentale, in cui è visibile: 1) una schiera di elettrodi a 16 canali con distanza interelettrodoica di 2.5 mm applicata al muscolo investigato (nella figura, il primo dorsale interosseo); 2) l'elettromiografo multicannelle EMG 16; 3) il PC di acquisizione; 4) la strumentazione per la valutazione dell'attività muscolare e 5) l'oscilloscopio usato come feedback visivo.

B) Tracciato dell'attività EMG dell'abditore del quinto dito, 18 mesi dopo il trapianto. Un treno di MUAP è evidente, e si può osservare l'attività di una seconda piccola UM.

A) Experimental setup showing: 1) a 16-channels, 2.5 mm IED electrode array applied to the muscle under investigation (in figure, the First Dorsal Interosseus); 2) the multichannel surface electromyograph EMG 16; 3) the acquisition PC; 4) the equipment for the evaluation of muscle activity and 5) the oscilloscope for visual feedback.

B) Plot of EMG activity on Abductor Digiti Minimi muscle 18 months post-op. A MU action potential train is evident and the activity of a second small MU can be observed.



Registrazioni a lungo termine di segnali EMG di superficie in muscoli spastici

Long term recordings of surface EMG signals in spastic muscles

I. Campanini, P. Degola, D. Farina, A. Merlo, R. Merletti, G. Vezzosi

In questo progetto abbiamo applicato tecniche multi-canale per la registrazione di segnali EMG di superficie da muscoli spastici. Il muscolo studiato è il bicipite brachiale. In totale, 25 muscoli sono stati esaminati in due sessioni al giorno per tre giorni non consecutivi. Tutti i pazienti selezionati hanno subito una lesione centrale che ha indotto spasticità a diversi livelli. Dopo il posizionamento degli elettrodi, sono stati registrati segnali EMG di superficie per 5 minuti in condizione di riposo (condizione N); immediatamente dopo questo periodo di registrazione, una vibrazione meccanica è stata applicata al tendine distale del muscolo ad una frequenza di 70 Hz per 5 minuti (condizione V). L'attività muscolare è stata registrata durante la vibrazione al tendine. Infine abbiamo registrato 5 minuti di attività elettrica dopo la vibrazione (condizione R).

In tutti i casi è stato possibile identificare dal segnale EMG di superficie interferente potenziali d'azione di singole unità motorie. Da questi segnali è stato possibile stimare la posizione della zona di innervazione, la lunghezza delle fibre e la velocità di conduzione delle fibre muscolari. Tutti i 18 soggetti, eccetto 3, hanno mostrato attività elettrica muscolare nelle tre condizioni di misura (N, V, R). L'ampiezza del segnale è correlata al massimo angolo di estensione del braccio (con maggiore attività per i pazienti con minore angolo di estensione).

In tutti i casi l'ampiezza del segnale aumenta significativamente con l'applicazione della vibrazione meccanica. In alcuni casi treni di potenziali di singole unità motorie sono stati rilevati e la frequenza di attivazione stimata. In questi casi la frequenza di attivazione non è mai inferiore a 8-10 Hz, come in soggetti sani.

In this project we applied multi-channel surface EMG recordings to spastic muscles. The selected muscle was the biceps brachii. In total, 25 muscles were investigated in two sessions per day for three non consecutive days. The selected patients all suffered from central lesions which induced spasticity at different degrees. After electrode placement, surface EMG signals were recorded for 5 minutes in resting conditions (condition N); immediately after this recording period, a mechanical vibration was applied to the distal tendon of the muscle at 70 Hz for 5 minutes (condition V). During tendon vibration, the electrical muscle activity was recorded. Finally, we recorded 5 minutes of electrical muscle activity (condition R) after the 5 minute vibration.

In all cases, motor unit action potentials could be clearly identified from the interference multi-channel surface EMG signals. From these recordings, the location of the innervation zone and the fiber length could be estimated as well as muscle fiber conduction velocity.

Fifteen out of eighteen subjects showed electrical muscle activity in the three measurement conditions (N, V, R). The signal amplitude was related to the maximum extension angle of the patients (with larger activity for patients with smaller maximum extension angle). In all cases the signal amplitude significantly increased with the application of the mechanical vibration.

In some cases single motor unit action potential trains were detected and motor unit firing rate could be estimated. In these cases the frequency of motor unit activation was never lower than 8-10 Hz, as in healthy subjects.



Valutazione EMG e MMG di fatica su muscoli estensori della gamba

EMG and MMG assessment of fatigue of the leg extensor muscles

A. Bottin, C. Cescon, D. Farina

Gli obiettivi di questo studio erano 1) confrontare diversi indici di fatica (meccanica, meccanomiografica ed elettromiografica) in diversi muscoli e 2) studiare i cambiamenti nelle variabili EMG e MMG durante contrazioni volontarie affaticanti dei diversi muscoli ad angoli articolari differenti. Quattordici soggetti maschi volontari (età: Media \pm SE, N=14) hanno partecipato all'esperimento. I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti con tre schiere adesive lineari di 4 elettrodi in configurazione singolo differenziale in contrazioni volontarie. I segnali MMG sono stati prelevati per mezzo di accelerometri lineari unidirezionali (ADXL202JE, Analog Devices, Inc. S.U.A.) fissati sulle sonde EMG con nastro biadesivo (Figura a).

I muscoli studiati erano il Vasto Laterale (VL), Vasto Mediale (VM) e Retto Femorale (RF). La coscia dei soggetti era fissata in un braccio di misura isometrico, l'angolo articolare era fissato a 75°, 105°, 135° (essendo 180° l'estensione completa della gamba) e la sequenza degli angoli differenti era casuale. Cinque minuti dopo la misura della forza massima (MVC), ogni soggetto doveva effettuare per 4 minuti una contrazione isometrica al 15% MVC mantenendola costante mediante biofeedback visivo. Durante la contrazione al soggetto veniva chiesto di esercitare una breve contrazione massimale a intervalli di 45 secondi e ritornare al 15% MVC.

Ogni MVC veniva effettuata dal soggetto per non più di 5 secondi.

La prima contrazione massimale veniva effettuata dopo 5 secondi dall'inizio della contrazione, e 6 brevi contrazioni massimali sono state registrate durante la contrazione di 4 minuti al 15% MVC.

The aims of this study were 1) to compare different fatigue indexes (mechanical, electromyographic and mechanomyographic) in different muscles, and 2) to investigate the changes in EMG and MMG variables during fatiguing voluntary contractions of different muscles at different joint angles.

Fourteen male volunteers (age: mean \pm SE, N=14) participated in the study.

Surface EMG signals were detected with three linear adhesive arrays of 4 electrodes in single differential configuration during voluntary contractions. MMG signals were detected by means of unidirectional accelerometers (ADXL202JE, Analog Devices, Inc. USA) fixed on the EMG probes with double adhesive tape (Figure a).

The muscles studied were the vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), and rectus femoris (RF).

The subject's thigh was placed in an isometric brace and the knee was fixed at 75°, 105°, 135° (being 180° the full extension of the leg). The sequence of measurements at the different angles was randomised.

Five minutes after the maximal force measurement, an isometric 4 minutes contraction at 15% MVC was performed by each subject, with visual biofeedback. During the contraction the subject was asked to produce a brief maximal contraction at intervals of 45 seconds, and to return to the 15% MVC target. The maximal torque was exerted by the subject for no longer than 5 seconds. The first maximal contraction was performed after 5 seconds from the beginning of the contraction, and 6 brief maximal contractions were performed during the 4 minute long 15% MVC contraction.

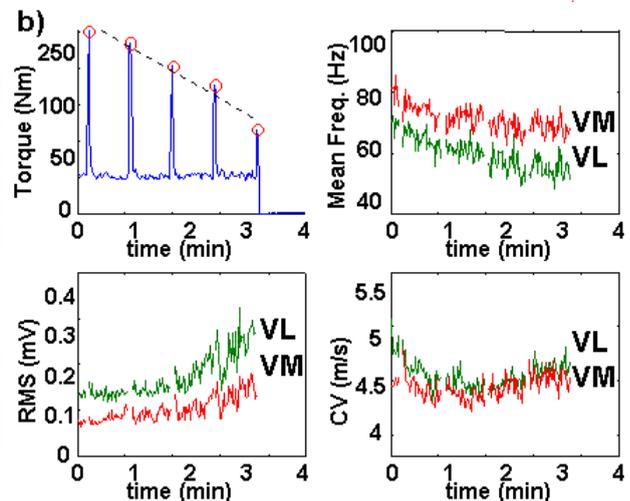
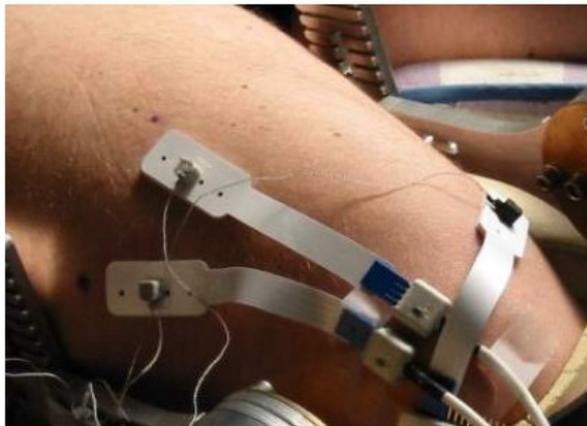
The main conclusions of this work are 1) the

Le conclusioni principali di questo lavoro sono: 1) il segnale MMG è un indice globale dell'attività del gruppo muscolare, infatti tutte le posizioni dell'accelerometro sui muscoli che appartengono allo stesso gruppo muscolare (quadricipite) sono equivalenti per la valutazione di fatica muscolare da analisi del segnale MMG, 2) le manifestazioni di fatica EMG e MMG del muscolo sono diverse per i tre muscoli studiati ad angoli articolari differenti, il che suggerisce che le strategie di reclutamento dipendono dallo stretching del muscolo e dalla posizione della gamba (Figura b).

MMG signal is a global index of the muscle group activity, since all the locations over the muscles that belong to the same muscle group (quadiceps muscle) are equivalent for the assessment of muscle fatigue by MMG analysis,

2) the EMG and MMG manifestations of muscle fatigue are different for the three muscles investigated at different joint angles, which suggests that the recruitment strategies depends on muscle stretching and angle (Figure b).

a) Subject 01 - 75° angle



a) Sonde EMG e MMG sui tre muscoli di un soggetto. Gli accelerometri sono fissati sulle schiere adesive con nastro biadesivo. b) Esempio di andamento per le variabili EMG e valori di coppia articolare di un soggetto.

a) EMG and MMG probes on the three muscles of a subject. The accelerometers are fixed on the adhesive arrays with double adhesive tape. b) Example of patterns of the EMG variables and torque values of a subject.



Riduzione dell'artefatto da stimolo in un amplificatore per segnale EMG di superficie.

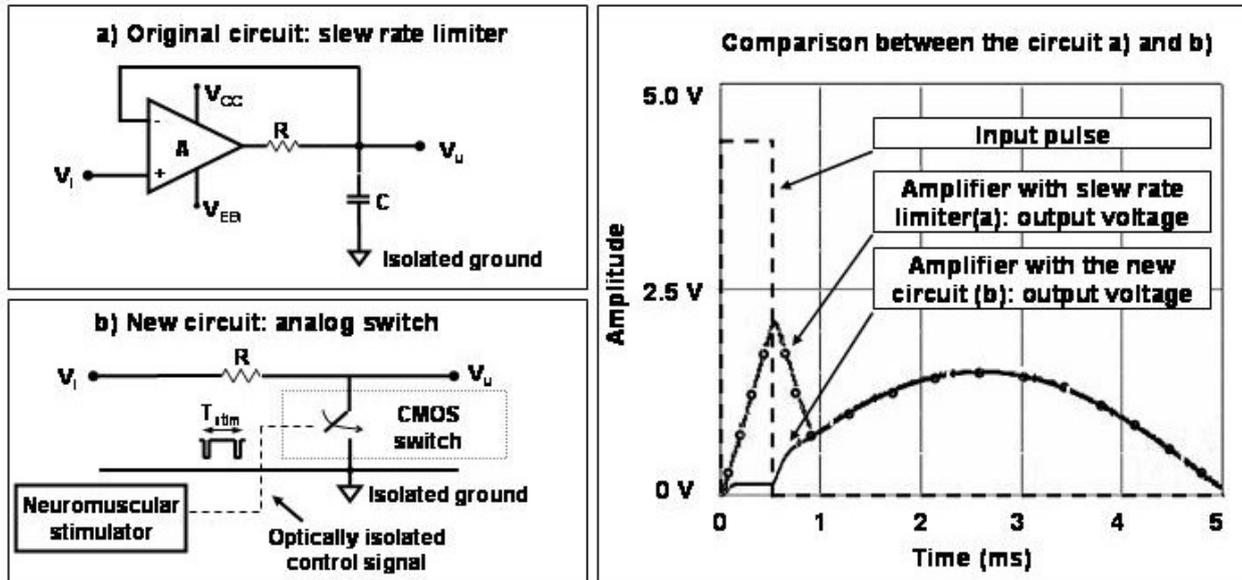
Stimulus artifact reduction in a surface EMG amplifier

F. Mandrile

Il primo stadio di un amplificatore per segnale EMG è generalmente seguito da un circuito limitatore di slew rate, che limita la pendenza massima del segnale durante l'impulso di stimolazione, impedendo la saturazione degli stadi successivi e permettendo il recupero veloce del comportamento lineare. Durante l'impulso di stimolazione il circuito genera, tuttavia, un transitorio che evolve in un impulso triangolare avente una durata circa doppia rispetto alla durata dell'artefatto da stimolo registrato sulla cute dagli elettrodi di superficie. Inoltre il circuito ritorna in linearità attraverso un transitorio esponenziale che, insieme all'impulso triangolare, può sovrapporsi alla risposta muscolare evocata (onda-M), modificando le caratteristiche di ampiezza e di frequenza del segnale EMG registrato. Un nuovo circuito per la riduzione dell'artefatto da stimolo è stato sviluppato per migliorare l'amplificatore per segnale EMG evitando la generazione dell'impulso triangolare. Il circuito limitatore di slew rate è stato sostituito con un interruttore analogico che, attivato da un segnale di controllo isolato otticamente generato dallo stimolatore neuromuscolare, cortocircuita il segnale in ingresso per un periodo di tempo regolabile dopo l'impulso. Questa è una implementazione hardware di una tecnica di "blanking", posta dopo il primo stadio amplificatore e non alla fine della catena amplificatrice (dopo il filtro passa-basso), come proposto in passato. In Figura viene confrontato il circuito tradizionale con il nuovo circuito proposto, mostrando il comportamento dell'amplificatore quando il segnale di ingresso è un impulso di ampiezza di picco di 5 V e durata di 500 μ s, sovrapposto a un segnale sinusoidale avente una frequenza di 100 Hz (che simula il

The first stage of a standard EMG amplifier is usually followed by a slew rate limiter circuit that limits the maximum signal slope during the stimulation pulse, avoiding saturation of the following stages and allowing a fast recovery of a linear behaviour. Nevertheless, the circuit produces a transient during the stimulation pulse that generates a triangular pulse having a duration of about twice the duration of the stimulus artifact recorded by the electrodes over the skin. Moreover, the circuit returns to linearity with an exponential transient that, together with the triangular pulse, could be superimposed with the elicited muscular response (M-wave), modifying amplitude and spectral parameters of the acquired EMG signal. A novel circuit to reduce stimulation artifact has been developed to improve the EMG amplifier avoiding the generation of the triangular pulse. The slew rate limiter circuit has been replaced by an analog switch that, activated by an optically isolated control signal generated by the neuromuscular stimulator, short-circuits the input signal for an adjustable time duration after the pulse. This is the hardware realization of a "blanking" technique implemented after the first stage of the EMG amplifier and not at the end of the amplifier chain (after the low-pass filter), as proposed in the past. In the Figure a classic circuit is compared with the new one, showing the behaviour of the amplifier when its input signal is a pulse with an amplitude of $5 V_{pk}$ and a duration of 500 μ s, superimposed to a sine wave with a frequency of 100 Hz (simulating the EMG signal).

segnale EMG).



Confronto tra un amplificatore per segnale EMG con a) un circuito limitatore di slew rate o b) un circuito con interruttore analogico CMOS per la riduzione dell'artefatto da stimolo. Il segnale in ingresso è un impulso di ampiezza di picco di 5 V e durata di 500 μ s, sovrapposto ad un segnale sinusoidale di ampiezza pari a 15 mV e frequenza di 100 Hz. L'amplificatore ha un guadagno di 100. Il circuito b) consente un recupero più rapido del segnale ed evita la generazione dell'impulso triangolare tipico della risposta del circuito limitatore di slew rate mostrato in a).

Comparison between an EMG amplifier with a) a slew rate limiter circuit or b) an analog CMOS switch circuit to reduce stimulation artifact. The input signal is a pulse with an amplitude of 5 V_{pk} and a duration of 500 μ s superimposed to a sine wave with an amplitude of 15 mV and a frequency of 100 Hz. The amplifier has a gain of 100. The circuit b) allows faster recovery and avoids the generation of the triangular pulse typical of the response of the slew rate limiter circuit shown in a).



Effetto della posizione dell'accelerometro sulle variabili MMG

Development of EMG and pressure probes for pelvic floor analysis

A. Bottin, R. Merletti, E. Merlo, G. Ottino

Per consentire lo studio delle zone di innervazione e la struttura delle unità motorie nei muscoli degli sfinteri anale ed uretrale sono state realizzate quattro differenti sonde nell'ambito del progetto europeo On Asymmetry In Sphincters (OASIS).

Migliorie apportate al processo e alla tecnologia di realizzazione hanno dato origine a tre prototipi di sonda anale. Si è arrivati ad una versione sterilizzabile in autoclave. Due versioni sono a disposizione dei partner del progetto OASIS: la RP1, con un anello di 16 elettrodi disposti circolarmente (Figura A), e RP3, con tre anelli di sedici elettrodi ciascuno (Figura B); la seconda di queste consente l'analisi dei muscoli sia interni sia esterni senza la necessità di riposizionare la sonda.

Sono state realizzate due versioni di sonda uretrale, a 6 e 8 elettrodi. Queste sono composte da una testa portante su cui sono posizionati circolarmente degli elettrodi a barra in argento ed un corpo flessibile in gomma al silicone nel quale sono incorporati i fili di connessione (Figura C).

È stato realizzato un prototipo di sonda per il prelievo congiunto di EMG e pressione (Figura D). Questa sonda ha una camera elastica posta in prossimità degli elettrodi. Un catetere interno alla sonda consente di gonfiare la camera con acqua. La pressione esercitata sulla parete della camera elastica è riportata all'esterno e può essere misurata con un sensore di pressione.

La realizzazione di una sonda a 6 elettrodi consente l'analisi del muscolo pubo rectalis (Figura E). Tutti gli elettrodi sono disposti sullo stesso lato della sonda ed un sistema meccanico consente di flettere, dopo l'inserimento, contro il muscolo pubo rectalis la parte della sonda in cui si trovano gli elettrodi.

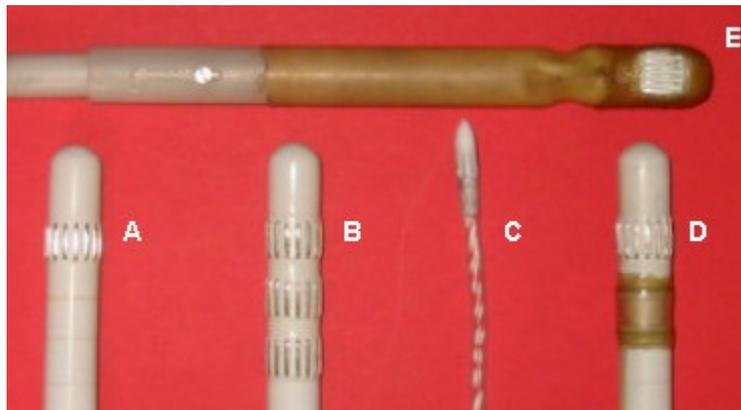
Four kinds of probes have been realized within the framework of the European project On Asymmetry In Sphincters (OASIS) to study the innervation zone and motor unit structure of anal and urethral sphincter muscles.

Three versions of the anal probe have been constructed improving the technology and manufacturing process. Autoclavable prototypes have been manufactured. Two versions are available for the OASIS partners: RP1, with a ring of 16 circularly placed electrodes (A in figure), and RP3, with three rings of 16 electrodes each (B in figure); with respect to RP1, the latter has the advantage of allowing the investigation of both internal and external muscle fibers without the need of repositioning the probe.

Two versions of the urethral probe have been developed, with 6 and 8 electrodes. They are composed by a carrier head with circularly placed silver bar electrodes, and a silicon rubber flexible body incorporating the connection wires (C in figure).

A prototype of joint EMG-pressure probe has been developed (D in figure). This probe has an elastic chamber near the electrodes. A catheter inside the probe's body allows to inflate the chamber with water. The pressure exerted on the chamber's wall is externally detected by a pressure sensor.

A prototype of a 6 electrode probe for the investigation of the pubo rectalis muscle has been developed (E in figure). All the electrodes are on the same side of the probe and a mechanical system allows to push the electrodes against the pubo rectalis muscle by flexing the tip of the probe after insertion.



A) Sonda anale RP1. B) Sonda anale RP3. C) Sonda uretrale. D) Sonda anale per la misura congiunta di EMG e pressione. E) Sonda pubo rectalis.

A) Anal probe RP1. B) Anal probe RP3. C) Urethral probe. D) Anal probe for the joint EMG-pressure detection. E) Pubo rectalis probe.



Versione industriale di un elettromiografo multicanale per EMG di superficie

Commercial version of a multichannel surface electromyograph

A. Bottin, F. Mandrile, E. Merlo, M. Pozzo, G. Zampolli

Il crescente impatto della ricerca del LISiN in ambito clinico ha reso la disponibilità di apparecchiature per i partners di ricerca un obiettivo primario del Centro. Per raggiungere gli elevati standard di affidabilità richiesti, non raggiungibili con una produzione prototipale, il LISiN ha intensificato l'interazione con alcune aziende partner per ottenere apparecchiature commercialmente disponibili e certificate per uso sul campo, basate su prototipi precedentemente sviluppati.

L'elettromiografo EMG 16 (Fig. A) è il primo di questi dispositivi, nato dalla collaborazione fra il LISiN e Prima Biomedical & Sport. Si tratta di un sistema di acquisizione a 16 canali per segnali EMG di superficie, utilizzabile con una o più schiere di elettrodi. Può rilevare segnali in modalità monopolare o singolo differenziale, con un guadagno selezionabile indipendentemente per ciascuna schiera.

EMG 16 è progettato per accettare schiere lineari, sia adesive sia a barre di elettrodi d'argento tradizionali (Fig. B), e schiere circolari quali le sonde rettali ed uretrali progettate nell'ambito del Progetto Europeo OASIS descritto nel Rapporto Annuale 2001. EMG 16 è interfacciato alle sonde per mezzo di adattatori attivi (Fig. C), disponibili in tre diverse configurazioni (16 canali, doppia ad 8 canali, quadrupla a 4 canali) e due modelli: standard e ad alta reiezione di disturbi esterni, quest'ultima specificatamente progettata per applicazioni in cui le interferenze esterne generate da apparecchiature elettriche operanti nelle vicinanze (motori, macchine isocinetiche, sistemi RF, ecc.) possano degradare la qualità del segnale EMG.

La nuova versione incorpora un circuito per la soppressione delle interferenze di rete ed un

Due to the increasing clinical impact of LISiN's research, the availability of equipment for the research partners has become a primary target. To meet the required high reliability standards, not achievable with prototypal manufacturing, LISiN strengthened the interaction with a few partner companies to obtain commercially available certified equipment for field use, based on previously developed prototypes.

The electromyograph EMG 16 (A in figure) is the first of these devices, resulting from the collaboration between LISiN and Prima Biomedical & Sport. It is a 16-channel acquisition system for surface EMG signals, useable with one or more electrode arrays. It can detect monopolar and single differential signals, with a selectable gain, independently for each array.

EMG 16 is designed to accept both linear electrode arrays, either adhesive or traditional silver bars (B in figure), and circular arrays such as the rectal and urethral probes designed within the European Project OASIS and described in the 2001 Annual Report. EMG16 is interfaced to the probes by means of active adapters (C in figure), available in three different configurations (16-channels, dual 8-channels or quad 4-channels) and two models: standard and high noise rejection, the latter being specifically designed for applications where external interferences generated by electrical equipment operating nearby (e.g. motors, isokinetic machines, RF systems, etc.), could degrade the quality of the EMG signal.

The new version incorporates a circuit for the suppression of power line interference and a system for stimulation artifact removal, compatible with the neuromuscular stimulator St-PRO developed at LISiN, allowing the detection



sistema di rimozione dell'artefatto da stimolo compatibile con lo stimolatore neuromuscolare St-PRO progettato al LISiN, permettendo il rilevamento del segnale EMG durante contrazioni sia volontarie sia stimulate elettricamente.

Un canale aggiuntivo è disponibile per l'acquisizione di parametri biomeccanici (ad esempio forza, coppia o angolo articolare) o come ingresso ausiliario generico.

I segnali EMG sono inviati ad un PC esterno, dotato del software EMGACQ per la visualizzazione, acquisizione, ed elaborazione del segnale EMG, mediante una scheda di acquisizione disponibile sia per PC fisso che portatile.

EMG 16 è dotato di isolamento opto-galvanico del paziente conforme alle vigenti norme di sicurezza per le apparecchiature biomedicali di classe BF e possiede la certificazione CE. È commercialmente disponibile per la ricerca clinica da Prima Biomedical & Sport, Mareno di Piave (TV), Italia.

of EMG signal both during voluntary and electrically elicited contractions.

An additional channel is available for the acquisition of biomechanical parameters (i.e. force, torque or joint angle), or as a general purpose input.

EMG signals are sent to an external PC equipped with EMGACQ software for real-time display, acquisition, storing and processing, by means of an acquisition board which is available both for desktop and for portable PCs.

EMG 16 features an opto-galvanic patient isolation fulfilling current safety requirements, has CE certification as BF class biomedical equipment and is commercially available for clinical research from Prima Biomedical & Sport, Mareno di Piave (TV), Italy.



L'elettromiografo multicanale EMG 16 (A), tre diversi tipi di schiere adesive a 16, 8 e 4 elettrodi (B) e un adattatore attivo (C) a 16 canali per schiere adesive, schiere ad elettrodi di argento o sensori specifici quali sonde uretrali e rettali (non mostrate).

The EMG 16 multichannel surface electromyograph (A), three different types of adhesive arrays with 16, 8 and 4 electrodes (B) and an active adapter (C) for 16-channel adhesive arrays, silver bar electrode arrays, or application-specific sensor, such as rectal or urethral probes (not shown).



Realizzazione del nuovo sito web del LISiN

Realization of the new LISiN web site

M. Pozzo, A. Ramella Pralungo

Nel 2002, il sito web del Centro è stato completamente ridisegnato, con un nuovo aspetto grafico ed espanso nei contenuti. Il sito, compatibile con tutti i tipi di browser, è strutturato nelle seguenti aree:

- *Il Laboratorio*: fornisce una panoramica del LISiN, oltre alla lista dei suoi collaboratori ed una descrizione delle loro competenze.

- *Temi di Ricerca*: lo stato dell'arte in ciascuno dei tre principali settori di attività del LISiN (*Progettazione Hardware e Software, Elaborazione del segnale e modellistica, Fisiologia di base ed applicazioni cliniche*) è qui descritto in dettaglio.

- *Enti Finanziatori*: elenca le Istituzioni che hanno contribuito significativamente all'attività del Centro.

- *Formazione*: fornisce informazioni sui corsi di formazione organizzati dal LISiN; la sezione Modulo Didattico contiene la descrizione ed una demo scaricabile del software didattico sviluppato al LISiN.

- *Progetti Europei*: questa sezione contiene una descrizione dei progetti finanziati dalla Comunità Europea in cui il LISiN è coinvolto.

- *Progetti ESA*: contiene una descrizione dei progetti finanziati dalla European Space Agency e dalla Agenzia Spaziale Italiana in cui il LISiN è coinvolto.

- *Progetto Bioinformatica*: presenta la nuova area di ricerca in cui il LISiN è coinvolto con la Dr. Loredana Lo Conte, Medical Research Council, Laboratory of Molecular Biology, Cambridge (UK).

- *Apparecchiature*: questa sezione descrive in dettaglio le apparecchiature biomedicali progettate al LISiN ed elenca le aziende che sono partner tecnici del LISiN.

- *Pubblicazioni*: elenca tutte le pubblicazioni e le presentazioni a congressi del LISiN. Gli ob-

In 2002, the web site of the Center has been completely redesigned, with a new graphic aspect and expanded contents. The site, compatible with any web browser, is structured into the following areas:

- *The Laboratory*: provides an overview of LISiN, along with the list of LISiN collaborators and a description of their expertises.

- *Research topics*: the state of the art in each of the three main sectors of activity at the Center (*Hardware and software design, Signal processing and modelling, Basic physiology and clinical applications*) is described in detail.

- *Sponsors*: lists the Institutions that significantly contributed to the activity of the Center.

- *Education and dissemination*: provide information on training courses organized by LISiN; the Multimedia Teaching Tool sub-section contains the description and a downloadable demo of a teaching tool developed by LISiN.

- *European Projects*: this section contains an overview of the research projects, funded by the EU, in which LISiN is involved.

- *ESA Projects*: provides an introduction on the research projects, funded by the European Space Agency and the Italian Space Agency, in which LISiN is involved.

- *Project on Bioinformatics*: introduces the new research area in which LISiN is involved in collaboration with Dr. Loredana Lo Conte, Medical Research Council, Laboratory of Molecular Biology, Cambridge (UK).

- *Equipment*: this section describes in detail the biomedical equipment designed by LISiN and provides a list of its technical partner companies.

- *Publications*: lists all the publications and congress presentations of the Center. Abstracts of international publications are available for download in PDF format.



stract delle pubblicazioni su riviste internazionali sono scaricabili in formato PDF.

- *Links*: questa sezione, in costruzione, fornirà una lista di links raggruppati per categoria, correlati all'ingegneria biomedicale e del sistema neuromuscolare.

- *Come raggiungerci*: fornisce informazioni su come contattare e raggiungere il Centro.

Il sito è raggiungibile all'indirizzo: <http://www.lisin.polito.it> ed è disponibile in lingua italiana ed inglese.

- *Links*: this section, under construction, will provide a categorized list of links related to biomedical and neuromuscular engineering.

- *How to reach us*: provides information on how to contact and reach the Center.

The site is available at the URL: <http://www.lisin.polito.it> in Italian and English language.



**FORMAZIONE PERMANENTE,
DISSEMINAZIONE DEI
RISULTATI
STANDARDIZZAZIONE**

**CONTINUING EDUCATION,
DISSEMINATION OF
RESULTS AND
STANDARDIZATION**

**Disseminazione dei risultati: corsi
e seminari**

**Dissemination of results:
courses and seminars**

R. Merletti

Durante il 2002 sono stati organizzati presso il LISiN seminari a cui hanno partecipato docenti italiani e stranieri tra cui il prof. Philip Parker della University of New Brunswick, il Prof. Håkan Johansson del National Institute for Working Life di Umea (Svezia), Wassim El Falou de l'Université de Technologie de Troyes (Francia), Frédéric Lebrun de l'Ecole Centrale de Nantes (Francia) e Deborah Falla della Queensland University (Australia)

Congiuntamente con le Aziende Sanitarie Locali di Reggio Emilia, Cuneo e Torino sono stati organizzati tre corsi accreditati ECM per la disseminazione di risultati scientifici: il corso "EMG di superficie: tecniche ed applicazioni cliniche", il corso "Elettricità e Riabilitazione" ed il corso "Elettromiografia non invasiva : applicazioni in ergonomia e medicina del lavoro".

A questi vanno aggiunte lezioni invitate o presentazioni a congressi nazionali ed internazionali, tra i quali i seminari organizzati dalla Manchester Metropolitan University e dall'Università di Ginevra, il corso organizzato dalla Società Italiana di Neurofisiologia Clinica al Lido degli Estensi (FE), i corsi organizzati dal Nordic Institute for Advanced Training In Occupational Health e dal Policlinico Sant'Orsola Malpighi di Bologna, il corso

During 2002 seminars and lectures have been organized by LISiN with the participation of national and international speakers such as Prof. Philip Parker from the University of New Brunswick, Prof. Håkan Johansson from the National Institute for Working Life of Umea (Sweden), Wassim El Falou from the Université de Technologie de Troyes (France), Frédéric Lebrun from the Ecole Centrale de Nantes (France), Deborah Falla from Queensland University (Australia)

Together with the Local Health Units of the cities of Reggio Emilia, Cuneo and Torino three courses, acknowledged as Continuing Education in Medicine (ECM) to disseminate scientific results, have been organized: the course "Surface EMG: techniques and clinical applications", the course "Electricity and Rehabilitation" and the course "Non-invasive electromyography: applications in ergonomics and occupational medicine".

Furthermore, invited lectures and presentations to national and international congresses have been held, such as seminars organized by the Manchester Metropolitan University and by the University of Geneva, the course organized by the Italian Society of Clinical Neurophysiology at the Lido degli Estensi (FE), the courses organized by the Nordic



Teorico Pratico di analisi del cammino di Troina (EN), il IV International Symposium on Hand Transplantation and Composite Tissue Allograft di Varenna e la partecipazione al Congresso SIAMOC 2002.

Degna di nota è la partecipazione al XIV Congresso della Società internazionale di Elettrofisiologia e Kinesiologia (ISEK) di Vienna, al quale il LISiN ha presentato 16 contributi tra presentazioni orali e poster.

Institute for Advanced Training In Occupational Health and by the Policlinico Sant'Orsola Malpighi of Bologna, the course on gait analysis in Troina (EN), the IV International Symposium on Hand Transplantation and Composite Tissue Allograft in Varenna and the participation at the SIAMOC Congress 2002.

Surely remarkable is the participation at the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) in Wien, where LISiN researchers gave 16 presentations (oral presentations and posters).

**PUBBLICAZIONI****SCIENTIFICHE E****PRESENTAZIONI A****CONGRESSI (DAL 2000)****SCIENTIFIC PUBLICATIONS****AND CONGRESS****PRESENTATIONS****(FROM 2000)****Libri e capitoli di libri****Books and chapters in books**

1. Hermens H., Freriks B., Merletti R., Stegeman D., Blok J., Rau G., Disselhorst-Klug C., Hagg G., Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie, Edizione italiana a cura di R. Merletti, Coop. Lib. Univ. Torinese (CLUT), ISBN 88-7992-1525, 2000
2. Merletti (editor) , Elementi di elettromiografia di superficie, Coop. Lib. Univ. Torinese (CLUT), ISBN 88-7922-153-3, 2000

Publicazioni su riviste internazionali**Publications on international journals**

1. Farina D., Fortunato E., Merletti R., Non-invasive estimation of motor units conduction velocity distribution using linear electrode arrays, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, 47, (3) 380-388, 2000
2. Merletti R., Hermens H., Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action, *J. of Electromyography and Kinesiology*, 10, 283-285, 2000
3. Rainoldi A., Nazzaro M., Merletti R., Farina D., Caruso I., Gaudenti S., Geometric factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis, *J. of Electromyography and Kinesiology*, 10, 327-336, 2000
4. Farina D., Merletti R., Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions, *J. of Electromyography and Kinesiology*, 10, 337-350, 2000
5. Olmo G., Laterza F., Lo Presti L., Matched wavelet approach in stretching analysis of electrically evoked surface EMG signal, *Signal Processing* 80, 671-684, 2000



6. Lo Conte L., Ailey B., Hubbard T., Brenner S., Murzin H., Chotia C., SCOP: a structural classification of protein database, *Nucleic Acid Res.*, 28, 257-259, 2000
7. Merletti R., Surface Electromyography: the SENIAM Project, *Europa Medicophysica*, 36, 167-169, 2000
8. Farina D., Muhammad W., Fortunato E., Meste O., Merletti R., Rix H., Estimation of single motor unit conduction velocity from myoelectric signals detected with linear electrode arrays, *Medical & Biological Eng. & Comput.*, 39, 225-236, 2001
9. Farina D., Merletti R., A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, 48, 637-646, 2001
10. Farina D., Colombo R., Merletti R., Baare-Olsen H., Evaluation of intramuscular EMG decomposition algorithms. *J. of Electromyography and Kinesiology*, 11, 175-187, 2001
11. Merletti R., Rainoldi A., Farina D., Surface EMG for non invasive muscle characterization, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29, 20-5, 2001
12. Farina D., Crosetti A., Merletti R., A mathematical model for the generation of synthetic intramuscular EMG signals to test decomposition algorithms, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, 48, 66-77, 2001
13. Rainoldi A., Bullock-Saxton J.E., Cavarretta F., Hogan N., Repeatability of maximal voluntary force and surface EMG variables during voluntary contraction of quadriceps muscles in healthy subjects, *J. of Electromyography and Kinesiology*, 11, 425-438, 2001
14. Merletti R., Farina D., Gazzoni M., Merlo A., Ossola P., Rainoldi A., Surface Electromyography: a window on the muscle, a glimpse on the central nervous system. *Europa Medicophysica*, 37, 57-68, 2001
15. Farina D., Cescon C., Concentric ring electrode systems for non-invasive detection of single motor unit activity, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, 1326-1334, 2001
16. Farina D., Merletti R., Nazzaro M., Caruso I., Effect of joint angle on surface EMG variables for the muscles of the leg and thigh, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 20, 62-71, 2001
17. Farina D., Merletti R., Effect of electrode shape on spectral features of surface detected motor unit action potentials, *Acta Physiol. Pharmacol. Bulg.*, vol. 26, 63-66, 2001
18. Gazzoni M., Farina D., Merletti R., Motor unit recruitment during constant low force and long duration muscle contractions investigated by surface electromyography, *Acta Physiol. Pharmacol. Bulg.*, vol. 26, 67-71, 2001
19. Lesk A., Lo Conte L., Hubbard T., Assessment of Novel Fold Targets in CASP4: Predictions of Three-dimensional Structures, Secondary Structures and Interresidue Contacts, *Proteins: Struct., Function and*



Genet., Suppl. 5, 98-118, 2001

20. Merletti R., Farina D., Gazzoni M, Schieroni M.P., Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography, *Muscle and Nerve*, 25: 65-76, 2002
21. Falla D., Dall'Alba P, Rainoldi A., Merletti R., Jull G., Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles - a basis for clinical and research electromyography applications, *Clinical Neurophysiology*, 113, 57-63, 2002
22. Falla D., Dall'Alba P, Rainoldi A., Merletti R., Jull G., Repeatability of surface EMG variables in the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles, *Eur J Appl Phys*, 87, 542-549, 2002
23. Farina D., Cescon C., Merletti R., Influence of anatomical, physical and detection system parameters on surface EMG, *Biol. Cybern.*, 86, 445-456, 2002
24. Farina D., Fosci M., Merletti R., Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. An experimental and model based feasibility study, *Journ. Appl. Physiol.*, 92, 235-247, 2002
25. Farina D., Fattorini L., Felici F., Filligoi G., Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization, *Journ. Appl. Physiol.*, 93, 1753-1763, 2002
26. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Graven-Nielsen T., Assessment of single motor unit conduction velocity during sustained contractions of the tibialis anterior muscle with advanced spike triggered averaging, *Journ. Neurosci. Meth.*, 115, 1-12, 2002
27. Farina D., Madeleine P., Graven-Nielsen T., Merletti R., Arendt-Nielsen L., Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle, *Eur. Journ. Appl. Physiol.*, 86, 469-478, 2002
28. Madeleine P., Farina D., Merletti R., Arendt-Nielsen L., Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions, *Eur. Journ. Appl. Physiol.*, 87, 327-336, 2002
29. Merletti R., Casale R., Orizio C., Marcandelli S., Merlo A., Ossola P., Pozzo M., Rainoldi A., Advances in neuromuscular electrical stimulation techniques. Optimization of countermeasures for microgravity induced muscular deterioration, *Microgravity and Space Station Utilization*, vol. 2, 235-237, 2002
30. Clancy E.A., Morin E.L., Merletti R., Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography, *J. of Electromyography and Kinesiology*, 12, 1-16, 2002
31. Lo Conte L., Brenner S.E., Hubbard T.J.P., Chothia C., Murzin A, SCOP database in 2002: refinements accommodate structural genomics, *Nucl. Acids Res.*, 30: 264-267, 2002
32. Chandonia J.M., Walker N.S., Lo Conte L., Koehl P., Levitt M., Brenner S.E., ASTRAL compendium enhancements', *Nucl. Acid. Res.*, 30, 260-263, 2002



33. Farina D., Merletti R., Indino B., Nazzaro M., Pozzo M., Surface EMG crosstalk between knee extensor muscles: experimental and model results, *Muscle Nerve*, 26, 681-695, 2002
34. Casale R., Rainoldi A., Nillson J., Bellotti P., Can continuous physical training counteract aging effect of myoelectrical fatigue?: A sEMG study, *Arch Phys Med Rehab*, in press
35. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Indino B., Graven-Nielsen T., Selectivity of spatial filters for surface EMG detection from the tibialis anterior muscle, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, in press
36. Falla D, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Myoelectric manifestations of sternocleidomastoid and anterior scalene muscle fatigue in chronic neck pain patients *Clinical Neurophysiology*, in press
37. Merletti R., Farina D., Gazzoni M., The linear electrode array: a useful tool with many applications, *J. of Electromyography and Kinesiology*, in press
38. Merlo A., Farina D., Merletti R., A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, in press
39. Farina D., Gazzoni M., Merletti R., Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects, *J. of Electromyography and Kinesiology*, in press
40. Farina D., Schulte E., Merletti R., Rau G., Disselhorst-Klug C., Single motor unit analysis from spatially filtered surface EMG signals – Part I : spatial selectivity, *Med. Biol. Eng. Comput.*, in press
41. Schulte E., Farina D., Rau G., Merletti R., Disselhorst-Klug C., Single motor unit analysis from spatially filtered surface EMG signals – Part II : conduction velocity estimation, *Med. Biol. Eng. Comput.*, in press
42. 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 Inf. Med.*, in press
43. Muhammad W., Meste O., Rix H., Farina D., A pseudo joint estimation of time delay and scale factor for M-wave analysis, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, in press

Presentazioni a congressi internazionali e nazionali

Presentations at national and international congress

1. Y. Blanc, P. R. Burkhard, A. Merlo, D. Farina, U. Dimanico, Evaluation de la diaphonie (crosstalk) inter musculaire au cours de la contraction volontaire: effets du systeme de detection, *ENMG 2000, XII^{ème} Journées Francophones d'Electroneuromyographie*, Genève, Switzerland, May 24-26 2000
2. Gazzoni M., Farina D., Rainoldi A., Merletti R., Surface EMG decomposition: preliminary results, XI



Congress of International Society of Electrophysiology and Kinesiology, June 25-28, Sapporo, Japan

3. Merletti R., Farina D., Gazzoni M., Surface EMG detected with linear electrode arrays: a window on muscle features and force control strategies, *III International Conference on Bioelectromagnetism*, 8-12 October 2000, Bled, Slovenia
4. Gazzoni M., Merletti R., Farina D., Motor unit recruitment during low force and long duration muscle contractions investigated with surface EMG, *IX International Symposium on Motor Control*, October 8-11, 2000, Varna, Bulgaria
5. Farina D., Merletti R., A new method for the simulation of single motor unit surface action potentials, *X International Symposium on Motor Control*, October 8-12 2000, Varna, Bulgaria
6. Merlo A., Farina D., Merletti R., Un approccio innovativo per la stima degli istanti di attivazione muscolare, *I Congresso Nazionale SIAMOC*, October 20-21 2000, Ancona
7. Farina D., Cescon C., Concentric ring electrodes for non-invasive detection of single motor unit activity, *Proc. of the 2nd PROCID Symposium*, Goteborg, pp. 147-152, 2001
8. Farina D., Gazzoni M., Merletti R., Surface EMG techniques for the analysis of single motor unit properties, *Proc. of the 2nd PROCID Symposium*, Goteborg, pp. 38-42, 2001
9. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Graven-Nielsen T., A spike triggered averaging technique for high resolution assessment of single motor unit conduction velocity: changes during Fatiguing Voluntary Contractions, *Proc. of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Istanbul, 2001, [Full paper available on CD-ROM (ISBN 0-7803-7213-1)]
10. Farina D., Merletti R., An experimental and model based investigation of the potential and limitations of surface EMG spectral analysis for assessment of motor unit recruitment strategy, *Proc. of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Istanbul, 2001, [Full paper available on CD-ROM (ISBN 0-7803-7213-1)]
11. Muhammad W., Meste O., Rix H., Farina D., A novel approach for joint estimation of time delay and scale factor with applications to the M-wave analysis, *Proc. of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Istanbul, 2001, [Full paper available on CD-ROM (ISBN 0-7803-7213-1)]
12. Meste O., Muhammad W., Rix H., Farina D., On the estimation of muscle fiber conduction velocity using a co-linear electrode array, *Proc. of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Istanbul, 2001, [Full paper available on CD-ROM (ISBN 0-7803-7213-1)]



13. Rainoldi A., Durfee W. K., Merletti R., Twitch summation with double stimulation, 7th Vienna International Workshop on functional electrostimulation, Vienna, September 12-15, 2001, pp. 110-113
14. Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles. *MPAA Biennial Conference - More Than Skin Deep*; South Australia, Australia, December 2001
15. Merletti R, Merlo A., Rainoldi A., Electrode placement in dynamic surface EMG: the effect of the innervation zone, *ESMAC&SIAMOC 2001 Joint Congress*, Rome, October, 12-14, *Gait & Posture*, 14(2):120-124, 2001
16. Farina D., Madeleine P., Graven-Nielsen T., Merletti R., Arendt-Nielsen L., Standardisation of surface EMG recording for reliable assessment of the upper trapezius muscle activity and fatigue in occupational studies, *ESMAC-SIAMOC Joint Congress*, Rome, *Gait & Posture*, vol. 14, pp. 163-164, 2001
17. Ljoka C., Melchiorri G., Lucchetti D., Rainoldi A., Foti C., Sul corretto posizionamento di elettrodi nell'EMG di superficie, *XIX Congresso Nazionale SIMFER*, Roma 2001
18. Nazzaro M., Farina D., Indino B., Merletti R., Caruso I., Valutazione del cross-talk nel prelievo del segnale EMG di superficie dei muscoli vasto laterale, vasto mediale e retto femorale, *XXIX Congresso Nazionale SIMFER*, Roma, 2001
19. Merletti R., Casale R., Orizio C., Marcandelli S., Merlo A., Ossola P., Pozzo M., Rainoldi A., Tecniche avanzate di stimolazione elettrica neuromuscolare. Ottimizzazione delle contromisure per ridurre il deterioramento muscolare dovuto a permanenza in microgravità, *Workshop Nazionale "La scienza e la Tecnologia sulla Stazione Spaziale Internazionale (ISS)"*, Centro ALTEC, Torino, 16-18 maggio 2001
20. Bottin A., Cescon C., Farina D., Merletti R., Merlo A., Rainoldi A., Tecniche avanzate per il prelievo, l'elaborazione e la interpretazione di segnali elettrici muscolari, *Workshop Nazionale "La scienza e la Tecnologia sulla Stazione Spaziale Internazionale (ISS)"*, Centro ALTEC, Torino, 16-18 maggio 2001
21. Bajaj P., Madeleine P., Farina D., Arendt-Nielsen L., Electromyographic and psychological assessment of post-exercise muscle soreness, *Myopain '01 - Fifth world congress on myofascial pain and fibromyalgia*, Portland, USA, 2001
22. Merletti R., Pozzo M., Bottin A., Farina D., Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (European shared cost project NEW, 2001-2004), *Living and "curing" old age in the world 3rd International Conference on Anthropology and the History of Health and Disease*, ISBN 88-8163-300-0, pp. 121-124, 2001



23. Merletti R., Farina D., Gazzoni M., The Linear electrode array: a tool with many applications, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 5-8
24. Merletti R., Enck P., Gazzoni M., Hinninghofen H., Surface EMG recording of single motor unit action potentials from the external anal sphincter, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 23-24
25. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Graven Nielsen T., Effect of experimental muscle pain on motor unit control and conduction properties, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 36-37
26. Merletti R., Biondi R., Gazzoni M., Merlo A., Nannucci L., Surface EMG based follow-up of the reinnervation process in denervated muscles, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 61-62
27. Merletti R., Gazzoni M., Farina D., Myoelectric manifestations of muscle fatigue during low level sustained isometric contractions, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 116-117
28. Falla D., Dall'Alba P., Rainoldi A., Merletti R., Jull G., Repeatability of surface EMG variables in the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 124-125
29. Rainoldi A., Cescon C., Bottin A., Merletti R., Surface EMG alterations induced by under water recording A case study, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 126-127
30. Schulte E., Farina D., Disselhorst-Klug C., Merletti R., Rau G., Non-invasive estimation of motor unit conduction velocity during isometric and dynamic contractions, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 171-172
31. Falla D., Rainoldi A., Merletti R., Jull G., Myoelectric manifestations of sternocleidomastoid and anterior scalene muscle fatigue in chronic neck pain patients, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 188-189
32. Madeleine P., Jorgensen L.V., Farina D., Sogaard K., Sjogaard G., Merletti R., Arendt-Nielsen L., Mechanomyographic and surface electromyographic behaviour during muscle fatigue development at low contraction level, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 215-216



33. Bottin A., Rebecchi P., Impedance of the skin-electrode interface in surface EMG recordings, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 246-247
34. Pozzo M., Ferrabone R., A portable multichannel EMG acquisition system, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 264-265
35. Cescon C., Nannucci L., Orizio C., Farina D., Gazzoni M., Single motor unit mechanomyogram: a spike triggered averaging approach, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 297-298
36. Cescon C., Nannucci L., Orizio C., A prototype of hybrid probe for surface EMG and MMG joint recordings, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 299-300
37. Olsen H.B., Sjogaard G., Farina D., Sogaard K., Motor unit firing pattern during double and single clicking on a computer mouse, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 321-322
38. Nannucci L., Merlo A., Merletti R., Rainoldi A., Bergamo R., Melchiorri G., Lucchetti D., Caruso I., Falk D., Jull G., Atlas of the innervation zones of upper and lower extremity muscles, *Proc. of the XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Vienna, Austria 22-25 June 2002, pg. 353-354
39. Falla D, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. An investigation of superficial cervical flexor muscle fatigue in patients with chronic unilateral neck pain, *10th World Congress on Pain*, San Diego, California 2002
40. Minetto M., Paccotti P., Ventura M., Dovo A., Ganzit G.P., Rainoldi A., Gazzoni M., Merletti R., Ange A., Overtraining syndrome: an integrated approach to diagnosis using a maximal exercise test and surface electromyography, *"Hormones, body composition and physical performances" International Congress*, Torino, Italy, 15-17 Novembre 2002, p.106
41. Farina D., Merletti R., Indino B., Nazzaro M., Bottin A., Pozzo M., Caruso I., Surface EMG cross-talk evaluated from experimental recordings and simulated signals. Reflections on cross-talk interpretation, quantification and reduction, *Proc. of the 4th International Workshop on Biosignal Interpretation (BSI2002)*, Como, Italy, 2002, pp. 63-66
42. Lanzetta M., Bottin A., Farina D., Pozzo M., Merletti R., Non-invasive assessment of reinnervation in the



transplanted hand, *IV International Symposium on Hand Transplantation and Composite Tissue Allograft*, Varenna, Italy, September 2002

43. Farina D., Merletti R., Indino B., Nazzaro M., Pozzo M., Crosstalk in surface EMG signal detection for leg and thigh muscles. Reflections on sources and detection system selectivity, *Proc. of the 3rd SIAMOC Congress*, Bologna, Italy, October 2002
44. Bottin A., Pozzo M., Marcon M., Ottino G., Multichannel EMG movement analysis system useable with electrode arrays, *Proc. of the 3rd SIAMOC Congress*, Bologna, Italy, October 2002

Publicazioni su riviste nazionali

Publications on national journals

1. Rainoldi A., Farina D., Merletti R., Elettromiografia di superficie per la caratterizzazione non invasiva di muscoli superficiali, *Ortho 2000*, 1, pgg. 9-15, 2000
2. Clancy E. A., Farina D., Dennerlein J.T., Merletti R., Analisi del segnale EMG di superficie per lo studio della fatica muscolare durante contrazioni cicliche prolungate dell'arto superiore, *Congresso nazionale di analisi del movimento in clinica: presente e futuro*, Rapporti ISTISAN 00/24, 127-133, 2000
3. Nazzaro M., Farina D., Indino B., Merletti R., Caruso I., Valutazione del cross-talk nel prelievo del segnale EMG di superficie dei muscoli vasto laterale, vasto mediale e retto femorale, *Europa Medico Physica* vol. 37, pp. 58-61, 2002
4. Merletti R., Pozzo M., Zennaro D., Valutazione neuromuscolare del lavoratore anziano: il Progetto NEW, *La Medicina del Lavoro*, Vol. 93, n.6, 2002

Altre pubblicazioni

1. Merletti R., Farina D., Rainoldi A., L'elettromiografia di superficie in clinica: le raccomandazioni europee, in *Note*, Rivista periodica dell'AITR Piemonte e Valle d'Aosta, 1, 2000