

Il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) del Politecnico di Torino è una delle poche strutture di ricerca multidisciplinare italiane che abbia raggiunto un prestigio internazionale, non solo europeo, di considerevole consistenza. Questo fatto è dovuto sia alla qualità della ricerca svolta sia alle modalità di finanziamento, per circa metà da parte di organizzazioni internazionali (Unione Europea ed Agenzia Spaziale Europea) e per circa metà da parte di enti locali (Ministero per l'Istruzione, l'Università e la Ricerca, Regione Piemonte, Compagnia di San Paolo, Fondazione CRT, aziende private italiane).

Nei suoi primi otto anni di vita il LISiN ha partecipato a quattro progetti europei (coordinandone uno) e a tre progetti ESA (coordinandone due), a due progetti dell'Agenzia Spaziale Italiana (coordinandoli entrambi), a tre progetti ministeriali (coordinandone due) e quattro progetti regionali nel settore dell'ingegneria del sistema neuromuscolare, sviluppando metodi di indagine e monitoraggio dei meccanismi di controllo motorio. I suoi rapporti annuali sono strutturati in schede descrittive dei singoli sub-progetti suddivisi in ricerca di base e in iniziative di applicazione e di trasferimento tecnologico dei risultati.

Leggendo gli ultimi rapporti annuali del LISiN alcune considerazioni sono evidenti. Nel 2002

The Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System (LISiN) of Politecnico di Torino is one of the few Italian multidisciplinary research structures that reached a significant international reputation that goes beyond Europe. This achievement is due both to the quality of the research results and the modalities of support, provided for about 50% by international

organisations (European Union, European Space Agency) and for about 50% by national and local institutions (Ministry for Education, University and Research, Regional Administration of Piemonte, Compagnia di San Paolo, CRT Foundation, local private industries).

In its first eight years of activity LISiN participated to four European Projects (and coordinated one of them), to three ESA Projects (and coordinated two of them), to two projects of the Italian Space Agency (and coordinated both), to three government projects (and coordinated two) and to four regional projects, all in the field of neuromuscular engineering.

The LISiN Annual Reports are structured in a series of summaries of sub-projects describing basic research results as well as applications and transfer of technology to the health care system and industries.

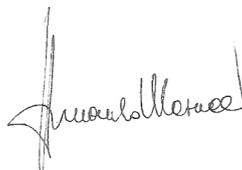
Reading the past Annual Reports leads to some considerations. In 2002 12 subprojects concerning basic research and 15 concerning applied research were described. In 2003 these

On. Antonio Guidi



Sottosegretario di Stato
Ministero della Salute

Prof. Armando Masucci



Responsabile Nazionale
Medici Competenti e Legali

i sub-progetti di base erano 12 e quelli applicati 15, nel 2003 erano rispettivamente 16 e 19, nel 2004 sono stati 10 e 25. È interessante notare come l'attenzione per i metodi di indagine e le tecniche ingegneristiche per l'estrazione di informazione dai segnali bioelettrici muscolari (principale finestra di indagine sul sistema neuromuscolare) venga in parte dalle aree della neurofisiologia e della neuroriabilitazione ma in misura molto maggiore dalle aree della medicina del lavoro, dello sport e dello spazio. Entrambi i Progetti Europei "Prevention of muscle disorders in operation of computer input devices" (PROCID) e "Neuromuscular assessment in the Elderly Worker" (NEW) e tutti i progetti finanziati dalla Regione Piemonte sono stati focalizzati su aspetti di ergonomia e medicina del lavoro. Anche i progetti ESA-ASI, pur focalizzati sullo studio del deterioramento neuromuscolare in condizioni di microgravità, hanno importanti ricadute in medicina occupazionale. Nonostante risultati tecnologici di grande interesse, pubblicati sulle migliori riviste internazionali di ingegneria biomedica, neurofisiologia e neuroscienze, le applicazioni "sul campo", fuori dai laboratori di ricerca internazionali, sono ancora molto limitate. In Europa, e in modo particolare in Italia, la formazione del medico competente è ancora non adeguata e lontana da quelle che sono le innovazioni tecnologiche e diagnostiche. I numerosi corsi promossi dal LISiN (oltre 20) sono stati frequentati principalmente da terapisti della riabilitazione, preparatori sportivi ed esperti di scienze motorie.

Già con il D.L.626-94 e successive modifiche, ma soprattutto con il nuovo D.M.27-04-2004 (elenco delle nuove malattie professionali) pubblicato su G.U. il 10-06-04, il ruolo

contributions were 16 and 19 respectively and in 2004 they were 10 and 25. It is important to observe that the interest for the new methodological approaches and technological developments for extracting information from the muscle bioelectric signals (the main window for the observation of the neuromuscular system) comes in part from the areas of neurophysiology and neurorehabilitation but in much greater part from the areas of occupational, sport and space medicine. Both the European Projects "Prevention of muscle disorders in operation of computer input devices" (PROCID) and "Neuromuscular assessment in the Elderly Worker" (NEW) as well as all those supported by the Regional Administration of Piemonte were focused on ergonomics and occupational medicine. The projects supported by ESA and ASI, although focused on the effects of permanence in microgravity environments, have important applications in occupational medicine. Despite the technological advances and the research breakthroughs, published in the most selective international journals of biomedical engineering, neurophysiology and neurosciences, the applications in the field, that is outside the research labs, are still limited. In Europe, and to a higher degree in Italy, the training of the Occupational Physician is not updated and does not concern the most recent diagnostic and technological innovations. The over 20 courses organised by LISiN for dissemination of information were mostly attended by physiotherapists, sport trainers and experts in movement sciences.

The role and responsibilities of the Occupational Physician are defined by the Italian Law D.L. 626-94 as well as by the more important D.M.27-04-2004 (which lists and defines all the

del medico competente prevede obbligatoriamente, oltre ad una formazione più specifica e dettagliata, nuove tipologie di accertamenti necessari per la prevenzione e l'individuazione di malattie occupazionali e professionali. Il riconoscimento legale di patologie neuromuscolari ed articolari come professionali in questo decreto proietta la ricerca e le tecniche strumentali del LISiN ai massimi livelli sia nel campo della prevenzione sia in quello della valutazione obiettiva e attribuisce a questo centro di eccellenza internazionale un valore unico e prezioso per il Paese. Ci auguriamo che gli enti locali ne riconoscano il ruolo e l'importanza, ne favoriscano lo sviluppo e ne utilizzino le capacità nella stessa misura in cui lo stanno facendo altri Paesi Europei.

recognised occupational disorders) published on June 10 2004. These Laws enforce an upgrade of training and define new categories of assessments for prevention and detection of work-related disorders. These Laws also recognise neuromuscular and musculoskeletal disorders as occupational disorders, a fact that associates a high value to the expertise acquired by LISiN in the fields of prevention and objective assessment. This center of international excellence therefore becomes a very important asset for Italy. We wish and hope that the local institutions will recognise LISiN 's role and national importance in the new light of these laws, promote its development and take advantage of its capabilities as other European Countries are already doing.

Prof. Roberto Merletti

Le parole del Sottosegretario di Stato On. Antonio Guidi e del Prof. Armando Masucci nella prefazione di questo volume ci fanno grande onore. Nel Rapporto Annuale 2002 l'On. Enzo Ghigo, Presidente della Regione Piemonte, ci faceva pari onore e auspicava che il LISiN potesse "...trovare, dopo sei anni di prestigiosa attività, una meritata strutturazione fuori dal precariato universitario". Non solo questo auspicio non si è ancora avverato ma i registi degli eventi accademici italiani del 2004, ignorando le proteste della comunità scientifica internazionale, hanno spinto due brillanti ricercatori del LISiN ad accettare le offerte di Atenei stranieri. Guido Sandri, Professore Emerito della Boston University e buon conoscitore dell'Italia, ha stigmatizzato questi eventi sulle pagine di *Le Scienze* (N. 432, agosto 2004).

Nonostante queste difficoltà, la dedizione e la perseveranza dei ricercatori del LISiN hanno ottenuto risultati scientifici lusinghieri nel 2004 con la pubblicazione, da parte delle società editrici IEEE Press e J. Wiley, del primo testo universitario di Elettromiografia e di 45 articoli su riviste internazionali. La rivista americana *Digestion* ha dedicato gran parte del numero di febbraio 2004 al progetto OASIS** e quella inglese *Medical and Biological Engineering and Computing* ha dedicato al LISiN e al progetto NEW* gran parte del numero di luglio 2004.

Un massiccio sforzo didattico, parzialmente finanziato dalla Comunità Europea, ha dato origine ad una serie di iniziative di informazione e disseminazione dei risultati: l'International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker (febbraio 2004), l'International Symposium on Urinary and Faecal Incontinence (marzo 2004), una nota apparsa sul sito News of the International Federation for Medical and

We are deeply honoured by the words of the Secretary of State Hon. Antonio Guidi and of Prof. Antonio Masucci in their preface to this Report. In the 2002 Report, Hon. Enzo Ghigo, President of the Region of Piemonte, honoured us with similar words and wished that LISiN "...after six years of high level activity will find a stable support and structure, free of the uncertainties that plague Italian academic research." Not only his wish did not yet come true but the stage managers of the Italian academic events of 2004 induced two brilliant LISiN researchers to accept the offers of two important foreign Universities. Guido Sandri, Professor Emeritus at Boston University and very knowledgeable about the Italian academic traditions stigmatized these events on the Italian Journal "*Le Scienze*" (N. 432, August 2004).

*Despite these difficulties the dedication and perseverance of LISiN's researchers obtained gratifying results in 2004 with the first textbook on Electromyography (IEEE Press and J. Wiley, 2004) and the publication of 45 articles on peer reviewed international Journals. The US journal Digestion devoted the February 2004 issue to the OASIS** project and British journal Medical and Biological Engineering and Computing devoted most of the July 2004 issue to Project NEW* and LISiN.*

A major dissemination effort, partially supported by the EU, originated a series of teaching and information initiatives, such as the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker (February 2004), the International Symposium on Urinary and Faecal Incontinence (March 2004), the article on the web site of the News of the International Federation for Medical and Biological Engineering (<http://ifmbe-news.iee.org>, May 2004), the meeting on Posturology (July 2004), the course on

Biological Engineering (<http://ifmbe-news.iew.org>, maggio 2004), il convegno di Posturologia (luglio 2004), il corso di Cultura in Elettromiografia e Neurofisiologia Clinica (settembre 2004), le International Lectures on Musculoskeletal Rehabilitation al Congresso Nazionale della Società Italiana di Urodinamica, il corso tenuto presso l'Istituto Superiore di Sanità (ottobre 2004), il corso tenuto presso la Casa di Cura Villa Ida (Novembre 2004), la lezione al Congresso internazionale di fisiopatologia orale e la conferenza stampa relativa al Progetto OASIS** (dicembre 2004). Di particolare rilevanza sono state le lezioni invitate dal Liceo P. Martinetti di Caluso e dall'Istituto Tecnico Industriale A. Avogadro di Torino e gli articoli apparsi sui quotidiani e su riviste di divulgazione scientifica.

Quindici scienziati stranieri hanno visitato il LISiN nel 2004. Quattro di questi (due sud-africani e due francesi) vi hanno lavorato per alcuni mesi e tre ricercatori del LISiN hanno trascorso periodi presso centri di ricerca olandesi, danesi e svedesi. Due ricercatori brasiliani e uno sloveno saranno ospiti del LISiN nel 2005 per 3-8 mesi.

I Progetti Europei NEW* e OASIS** sono terminati nel 2004 e il progetto ESA Microgravity Effects on Skeletal Muscles (MESM) è stato esteso e finanziato per altri tre anni. Numerosi progetti locali di minor rilevanza (Diadi, Sinapsi, Lagrange) sono stati finanziati e hanno avuto inizio. Alcune versioni di apparecchiature progettate dal LISiN e costruite da aziende locali hanno ottenuto il marchio CE e sono ora commercialmente disponibili.

Rimane la percezione del fatto che, senza gli ostacoli incontrati sul nostro cammino, si sarebbe potuto fare di più per il Piemonte e per l'Italia e che i risultati, comunque ottenuti, siano di maggior interesse per utilizzatori stranieri che per quelli nazionali. In una realtà competitiva come quella Europea, facilitare l'esportazione di idee e di ricercatori brillanti non è una strategia vincente.

Electromyography and Clinical Neurophysiology in September 2004, the International Lectures on Musculoskeletal Rehabilitation to the National Congress of the Italian Society of Urodynamics, the EMG course held at the National Institute of Health (October 2004), the course organised by the Villa Ida Nursing Home (November 2004), the press conference at the closing of the OASIS Project. Particular relevance have the lectures given at the P. Martinetti Scientific High School in Caluso and at the Technical Institute A. Avogadro in Torino as well as the numerous articles that appeared in local daily papers.

Fifteen foreign scientists visited LISiN in 2004. Four of them (two from South Africa and two from France) worked at LISiN for a few months and three LISiN researchers spent some time in Dutch, Danish and Swedish research centers. Two Brazilian and one Slovenian researchers will spend a 3-8 months at LISiN in 2005.

The European Projects NEW and OASIS** terminated in 2004 while the ESA Project on Microgravity Effects on Skeletal Muscles (MESM) has been re-funded for the next three years. A number of relatively minor local programs (Diadi, Sinapsi, Lagrange) have been funded and are under way. Some of the equipment designed by LISiN was CE certified and are now commercially available.*

We experience the feeling that a) without the obstacles placed on our path it would have been possible to do much more for our Region and Country and b) the results obtained despite these obstacles have been applied more extensively in foreign institutions than in Italian ones. In the European highly competitive environment, to export innovative ideas and de-motivate brilliant researchers is not a winning strategy.

** Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker (NEW) is a RTD EU project*

*** On Asymmetry In Sphincters (OASIS)) is a RTD EU project*

Effetto delle proprietà delle unità motorie sulla dimensione dei potenziali muscolari evocati simulati

Influence of motor unit properties on the size of simulated evoked muscle potentials

R. M. Enoka, D. Farina, K. G. Keenan, R. Merletti

L'obiettivo dello studio era l'analisi in simulazione dell'influenza di alcune proprietà delle unità motorie sull'ampiezza e l'area del potenziale muscolare di superficie evocato. Lo studio è basato sulla simulazione di una popolazione di unità motorie i cui potenziali sono stati simulati sulla cute sopra il muscolo. L'ampiezza picco-picco e l'area del potenziale evocato sono state calcolate dalla somma dei potenziali di unità motoria e confrontate al variare delle proprietà delle unità motorie. Nelle simulazioni si è variato a) il numero delle unità motorie attive, b) le velocità di conduzione delle fibre muscolari, c) le velocità di conduzione degli assoni, d) i tempi di attivazione dei neuroni, e) la forma dei potenziali intracellulari e f) la configurazione degli elettrodi di prelievo. I risultati hanno indicato che in media circa il 7% dei potenziali di unità motoria è responsabile del 50% dell'ampiezza e area del potenziale evocato. A causa di questa elevata selettività del potenziale di superficie, il decremento di ampiezza del potenziale evocato è proporzionale al numero di unità motorie solo

The purpose of the study was to quantify the influence of selected motor-unit properties on the simulated amplitude and area of electrically evoked surface muscle potentials. The study involved computer simulations of a motor-unit population whose potentials were recorded on the skin over the muscle. Peak-to-peak amplitude and area of the evoked potential were calculated from the summed motor-unit potentials and compared across conditions that simulated of a) the number of activated motor units, b) the muscle fiber conduction velocities, c) the axonal conduction velocities, d) the neuronal activation times, e) the shape of the intracellular action potential, and f) the recording configuration. The results indicated that, on average, ~7% of the motor-unit potentials were responsible for 50% of the size of the evoked potential. Due to this selectivity of surface recordings, the decline in the size of the evoked potential was proportional only to the number of activated motor units when the stimulus failed to activate motor units randomly and not when the inactivation was based on motor-unit size or

quando le unità motorie sono deattivate in ordine casuale e non in ordine di dimensione o di prossimità all'elettrodo di prelievo. Il cambiamento di tutte le proprietà delle unità motorie simulate ha determinato un significativo effetto sull'ampiezza del potenziale evocato, con un effetto differente quando un sottinsieme della popolazione di unità motorie è attivata. Questi risultati forniscono una base per l'interpretazione delle variazioni di ampiezza del potenziale evocato osservate sperimentalmente, in particolare dovute a fatica.

proximity to the electrode Independent adjustments (of?) in motor-unit properties had variable effects on the size of the evoked muscle potential, including when the stimulus activated only a subpopulation of motor units. These results provide reference information that can be useful to assist in the interpretation of experimentally observed changes in the size of evoked muscle potentials, particularly in the presence of fatigue-related changes in motor-unit properties.

Identificazione di potenziali d'azione di unità motoria tramite spike-triggered averaging del segnale EMG con e senza rettificazione

Detection of motor-unit activity in the spike-triggered average of the simulated electromyogram before and after rectification

R. M. Enoka, D. Farina, K. G. Keenan, R. Merletti

La tecnica dello spike-triggered averaging (STA) del segnale EMG di superficie è usata per quantificare l'input al pool di motoneuroni e come misura della sincronizzazione tra unità motorie. In questo studio abbiamo tuttavia ipotizzato che la cancellazione di ampiezza del segnale EMG costituisse un ostacolo importante per l'estrazione di informazione dallo STA del segnale EMG rettificato. Uno studio precedente ha infatti mostrato che il grado di cancellazione di ampiezza varia in modo considerevole al variare delle condizioni sperimentali. L'obiettivo di questo studio era quindi l'analisi dell'influenza della cancellazione di ampiezza sullo STA del segnale EMG di superficie.

Il segnale EMG di superficie è stato simulato con un modello che descrive ogni sorgente come la generazione, propagazione ed estinzione del potenziale intracellulare in un volume conduttore descritto come una serie di strati piani paralleli che simulano la cute, lo strato sottocutaneo, e il muscolo. Per ogni condizione simulata sono state create 20 librerie di 120 potenziali d'azione generati da unità motorie in posizione casuale nel muscolo. La lunghezza media delle fibre muscolari era di 40 mm e la posizione delle giunzioni neuromuscolari e dei tendini aveva una variabilità di 5 mm. Lo STA del segnale EMG grezzo, rettificato e senza cancellazione era basato su 20.000 trigger ottenuti dagli istanti di attivazione delle unità motorie. La condizione di assenza di cancellazione è stata simulata sommando i treni di potenziali d'azione di unità motorie dopo averli rettificati.

Si è osservato che la diminuzione di area dello STA del segnale EMG rettificato era

Spike-triggered averaging (STA) of the surface EMG is used to quantify inputs to motor neuron pools and to measure motor unit synchronization. However, we hypothesized that amplitude cancellation presents a critical impediment to the extraction of information based on STAs of the rectified EMG. A previous modeling work has indeed shown that amplitude cancellation varies widely across conditions. The purpose of this study was thus to quantify the influence of amplitude cancellation in the spike-triggered average of the surface EMG.

The surface EMG was simulated with a model that described each source as the generation, propagation, and extinction of the intracellular action potential in a finite volume conductor, which was described as a layered medium simulating the skin (1 mm), subcutaneous (1.5 mm), and muscle (radius 8.67 mm) tissues. For each of the simulated conditions, 20 separate libraries of 120 motor unit potentials were generated and the location of the motor units was varied randomly. Average fiber length was 40 mm and the end-plate and tendon endings had a spread of 5 mm. Spike-triggered averages (± 50 ms) into the interference, rectified, and no-cancellation EMG were generated using 20,000 trigger events obtained by the input firing trains. The no-cancellation condition was simulated by rectifying the motor unit potential trains before they were summed together, therefore cancellation did not occur.

It was found that the relative decrease of area of the STA of the rectified EMG was linearly correlated to the amount of amplitude

correlata linearmente con il grado di cancellazione nel segnale EMG interferente. L'area dello STA è risultata quindi differente per la stessa unità motoria per gradi di attivazione muscolare diversi. Si è concluso che 1) lo STA del segnale EMG rettificato è influenzato dalla cancellazione di ampiezza, 2) la cancellazione di ampiezza del segnale EMG varia al variare delle condizioni sperimentali e 3) la sincronizzazione di unità motorie aumenta l'area dello STA sia nel caso di segnale EMG grezzo che rettificato e questo limita l'uso del rapporto tra le due aree per stimare il grado di sincronizzazione.

cancellation in the interference EMG signal. Thus, the STA area of the rectified EMG was different for the same motor unit at different excitation levels. It was concluded that 1) spike-triggered averages of the rectified EMG are influenced by amplitude cancellation, 2) amplitude cancellation varies across multiple conditions, and 3) motor unit synchronization increased the area of both the interference and rectified spike-triggered averages, limiting the applicability of methods based on the ratio between the two.

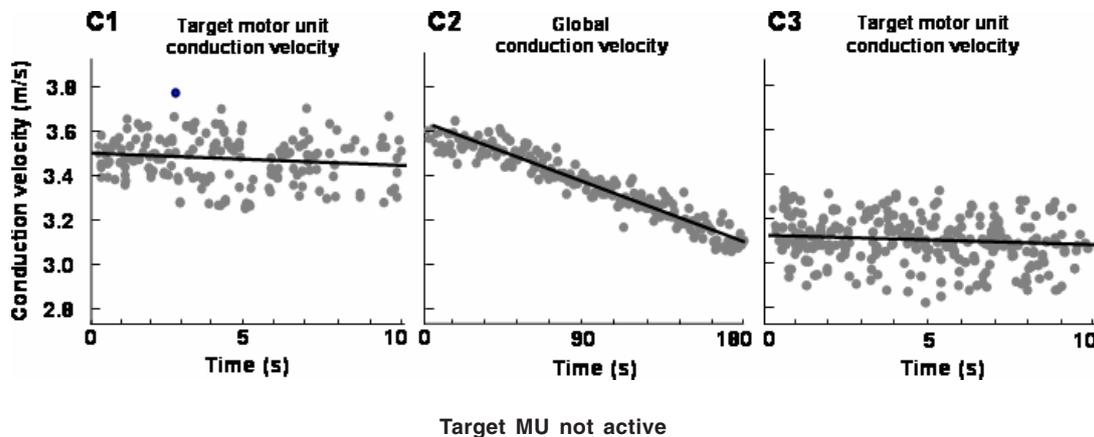
Velocità di conduzione di fibre muscolari non attive durante una contrazione sostenuta

Conduction velocity of quiescent muscle fibers decreases during sustained contraction

F. Camelia, D. Farina, M. Gazzoni

Con questo studio si voleva dimostrare che la velocità di conduzione di fibre muscolari non attive durante una contrazione diminuisce in seguito all'attività di altre unità motorie reclutate nel muscolo. Dieci soggetti hanno imparato a controllare l'attività di una singola unità motoria dell'abduktore breve del pollice utilizzando un feedback visivo fornito dai segnali EMG registrati utilizzando una matrice di 61 elettrodi. Ai soggetti veniva richiesto di attivare l'unità motoria target in due contrazioni della durata di 10 secondi, prima (contrazione C1) e dopo (C3) una contrazione della durata di 3 minuti (C2), in condizioni ischemiche. Durante C2, l'unità motoria target non veniva attivata.

In this study we tested the hypothesis that conduction velocity of quiescent muscle fibers decreases during sustained contraction due to the activity of the other motor units recruited in the muscle. Ten subjects trained for the identification of a target motor unit in the abductor pollicis brevis with visual feedback provided by surface EMG signals detected with a 61-electrode, two-dimensional array. The subjects activated the target motor unit in two 10-s long contractions, before (contraction C1) and after (C3) a 3-min long contraction (C2), all performed in ischemic condition. During C2, the target motor unit was not activated. Eight out of the ten subjects (control group) performed



Stime e rette di regressione della velocità di conduzione durante le tre contrazioni nel caso di un soggetto appartenente al gruppo C2. Per C1 e C3, ogni stima di velocità di conduzione è associata ad un potenziale d'azione dell'unità motoria target. Per C2 è riportata la stima della velocità di conduzione globale (epoche di 1 secondo). Tutte le contrazioni sono state effettuate con l'abduktore breve del pollice in condizioni ischemiche. L'unità motoria target non era attiva durante C2.

Conduction velocity estimates and regression lines during the three contractions of a subject of the C2-group. For C1 and C3, each conduction velocity estimate is associated to an action potential of the target motor unit. For C2, the global conduction velocity estimate (epochs of 1 s) is shown. The entire sequence of contractions is performed in ischemic condition of the abductor pollicis. The target MU was not active during C2

Otto dei dieci soggetti (gruppo di controllo) hanno effettuato un secondo protocollo, identico al primo tranne per la contrazione C2, sostituita da un periodo di riposo di ugual durata. La forza esercitata, la frequenza di attivazione dell'unità motoria target e l'ampiezza picco-picco dei potenziali d'azione non erano diverse tra i soggetti che hanno eseguito la contrazione C2 (gruppo C2) e i soggetti del gruppo di controllo. Inoltre queste variabili non erano diverse tra C1 e C3. La velocità di conduzione delle fibre muscolari dell'unità motoria target era inferiore in C3 rispetto a C1 per il gruppo C2 ma non per il gruppo di controllo. Nel gruppo C2, la diminuzione percentuale della velocità di conduzione dell'unità motoria target tra C1 e C3, non era diversa dalla diminuzione percentuale osservata per la velocità di conduzione media delle unità motorie attive durante C2. Questi risultati mostrano che le proprietà di membrana delle fibre muscolari durante una contrazione sono influenzate dall'attività di altre unità motorie e probabilmente modificate in seguito alle variazioni dell'ambiente extracellulare.

a second experimental session identical to the first but with a resting period of 3 min instead of the contraction C2. Exerted force, target motor unit discharge rate and action potential peak-to-peak amplitude were not different between the the subjects who performed C2 (C2-group) and the subjects of the control group. Moreover, these variables were not different between C1 and C3. Muscle fiber conduction velocity of the target motor unit decreased in C3 with respect to C1 in the C2-group but not in the control group. In the C2-group, the percent decrease in the target motor unit conduction velocity between C1 and C3 was not significantly different from the percent decrease in the average conduction velocity of the motor units active during C2. These results show that the membrane properties of muscle fibers during a contraction are affected by the activation of other motor units and presumably modified by the resulting changes in extracellular fluids.

Analisi tempo-frequenza e stima di CV da segnali sEMG durante contrazioni dinamiche esplosive

Time-frequency analysis and estimation of CV from sEMG signals during explosive dynamic contractions

G. Antonutto, P. E. di Prampero, D. Farina, E. Merlo, M. Pozzo

L'analisi tempo-frequenza dei segnali EMG è utilizzata per valutare le proprietà di membrana delle fibre muscolari durante contrazioni dinamiche. Lo scopo di questo studio era di verificare l'ipotesi di correlazione tra la stima diretta della velocità di conduzione media delle fibre muscolari (CV) e la frequenza media istantanea (iMNF) dei segnali EMG di superficie durante rampe isometriche di forza e contrazioni dinamiche esplosive. Sono stati studiati i muscoli vasto laterale e mediale di entrambe le cosce di 12 soggetti. Le contrazioni isometriche sono state eseguite a forza crescente in modo lineare (0% - 100% della massima forza volontaria in 10 s). Le contrazioni esplosive sono state eseguite su un ergometro-dinamometro (MED) che dispone di un seggiolino scorrevole su guide inclinate. Il soggetto, seduto sul MED, ha eseguito sei contrazioni esplosive, separate da due minuti di riposo, estendendo completamente le gambe e spingendo contro le piattaforme di forza in modo da arretrare con la massima velocità possibile. I valori di CV stimati crescono con la forza sia durante le contrazioni isometriche (media \pm SD, da 3.24 ± 0.34 m/s a 5.12 ± 0.31 m/s, per vasto laterale, e da 3.17 ± 0.26 m/s a 5.11 ± 0.34 m/s, per i vasto mediale, con la forza nell'intervallo 10% - 100% della massima contrazione volontaria) sia durante quelle esplosive (da 4.36 ± 0.49 m/s a 5.00 ± 0.47 m/s, per vasto laterale, e da 4.32 ± 0.46 m/s a 4.94 ± 0.44 m/s, per vasto mediale, con la forza nell'intervallo 17.5% - 100% della massima forza). Inoltre, i valori di CV stimati non sono significativamente diversi alla massima forza nei due esercizi. Al contrario, iMNF, calcolata dalla trasformata tempo-

Time-frequency analysis of the surface EMG signal is used to assess muscle fiber membrane properties during dynamic contractions. The aim of this study was to test the hypothesis of a correlation between the direct estimation of average muscle fiber conduction velocity (CV) and instantaneous mean frequency (iMNF) of surface EMG signals in isometric force ramps and explosive dynamic contractions. The muscles investigated were the vastus lateralis and medialis of both thighs in 12 male subjects. The isometric contractions were performed at linearly increasing force (0% - 100% of the maximal voluntary contraction in 10 s). The explosive contractions were performed on an ergometer-dynamometer (MED) that included a seat sliding over an inclined rails. The subject, sitting on the MED, performed six explosive contractions, separated by 2-min rest, by pushing against two force platforms and thrusting himself backwards with the maximum possible speed, while completely extending his legs. The estimated CV significantly increased with force in both the isometric (mean \pm SD, from 3.24 ± 0.34 m/s to 5.12 ± 0.31 m/s, for vastus lateralis, and from 3.17 ± 0.26 m/s to 5.11 ± 0.34 m/s, for vastus medialis, with force in the range 10%-100% of the maximal voluntary contraction) and explosive contractions (from 4.36 ± 0.49 m/s to 5.00 ± 0.47 m/s, for vastus lateralis, and from 4.32 ± 0.46 m/s to 4.94 ± 0.44 m/s, for vastus medialis, with force in the range 17.5%-100% of maximal force). Moreover, estimated CV was not significantly different at the maximal force in the two exercises. On the contrary, iMNF, computed from the Choi-Williams time-

frequenza di Choi-Williams, è significativamente più bassa (test t di Student per campioni dipendenti, $P < 0.05$) nelle contrazioni esplosive (57.7 ± 8.2 Hz e 66.5 ± 10.3 Hz, per vasto laterale e mediale rispettivamente) che in quelle isometriche (73.7 ± 9.2 Hz e 75.0 ± 8.5 Hz, per vasto laterale e mediale rispettivamente) e non cambia con la forza in nessuna delle condizioni. Si conclude che le caratteristiche spettrali del segnale EMG forniscono informazioni diverse rispetto alla CV media delle fibre muscolari durante contrazioni dinamiche, ed in generale, iMNF non può essere utilizzata per dedurre cambiamenti di CV durante l'esecuzione di un movimento. È necessaria un'analisi combinata di CV e delle frequenze caratteristiche del segnale EMG in questo tipo di contrazioni dal momento che queste forniscono informazioni differenti.

frequency transform, was significantly lower (Student's t-test for dependent samples, $P < 0.05$) in the explosive (57.7 ± 8.2 Hz and 66.5 ± 10.3 Hz, for vastus lateralis and medialis, respectively) than in the isometric exercises (73.7 ± 9.2 Hz and 75.0 ± 8.5 Hz, for vastus lateralis and medialis, respectively) and did not change with force in any of the conditions. It was concluded that EMG spectral features provide different information with respect to average muscle fiber CV in dynamic contractions, thus, in general, they can not be used to infer CV changes during the exertion of a dynamic task. A joint analysis of CV and EMG characteristic frequencies is necessary in this type of contractions since the two variables carry different information.

Applicazione del metodo di regolarizzazione di Tychonov alla deconvoluzione dell'onda M

Application of Tychonov regularisation method to the deconvolution of M-wave

D. Farina, L. Mesin, L. Pandolfi

Trascurando le variazioni di forma dei MUAP (dovute alla diversa posizione delle unità motorie rispetto al punto di prelievo e alla posizione della zona di innervazione e dei tendini) e assumendo che le fibre siano rettilinee, parallele alla superficie di prelievo e allineate al sistema di prelievo, l'onda M può essere descritta come la somma di versioni ritardate e scalate (in ampiezza) della stessa forma d'onda. Il potenziale complessivo può così essere espresso tramite un integrale di convoluzione con nucleo dato dalla forma d'onda che approssima i MUAP.

Trascurando la dispersione spaziale delle placche motrici, il ritardo associato al prelievo di ciascun potenziale d'azione è inversamente proporzionale alla sua velocità di conduzione (CV). Una stima della distribuzione dei ritardi può essere ottenuta dall'onda M invertendo l'operatore di convoluzione applicato ai singoli MUAP per ottenere l'onda M stessa. Questa operazione è detta deconvoluzione.

La deconvoluzione è un problema mal posto, che richiede l'utilizzo di tecniche di regolarizzazione. La regolarizzazione di Tychonov è stata utilizzata. La soluzione è stimata minimizzando, nel senso dei minimi quadrati, l'errore di ricostruzione dei dati, considerando termini di penalizzazione della soluzione. Inoltre è stato implementato un algoritmo per imporre il vincolo di positività della soluzione, basato sul metodo iterativo di Landweber. La soluzione così ottenuta è stata infine ristretta a valori fisiologici del ritardo. Il metodo è stato applicato a segnali simulati e si è dimostrato sensibile a variazioni di 0.1 m/s nella deviazione standard della distribuzione di CV.

Neglecting the shape changes of the MUAPs (due to the different MUs locations with respect to the detection point and to the position of the innervation region and of the tendons) and assuming that the fibres are straight, parallel to the detection surface and aligned with the detection system, the M-wave can be modelled as the summation of delayed and scaled (in amplitude) versions of the same waveform. Thus, the compound potential can be related to the single MUAPs by a convolution expression.

Neglecting the spread of the end-plates, the delay associated to the detection of each action potential is inversely related to its velocity of propagation (conduction velocity, CV). The determination of the distribution of the delays given the M-wave can be obtained by the inversion of the convolution operator applied to the single MUAPs to obtain the M-wave. This operation is known as deconvolution.

Deconvolution is an ill posed problem which requires the use of a regularisation technique. The Tychonov regularisation method was used in this study. The estimated solution is obtained by minimising, in the least square sense, the error in the reconstruction of the data, considering penalty terms of the estimated solution. Both penalisation of L_2 norm of the solution and of its derivative were tested. Furthermore, an algorithm for imposing positivity of the solution was implemented, based on Landweber iteration method. The resulting deconvolution was finally restricted to physiological delays. The developed method was applied to simulated signals and proved to be sensitive to changes in the standard deviation of the CV distribution of 0.1 m/s.

Modello analitico di generazione di segnale sEMG per volumi conduttori con variazioni continue della conducibilità

An analytical model for surface sEMG generation in volume conductors with smooth variation in conductivity

D. Farina, L. Mesin

Viene proposto un nuovo modello analitico di volume conduttore spazio variante per la simulazione del segnale EMG di superficie. Il volume conduttore è a strati piani ed è costituito da uno strato di muscolo ed uno di tessuto sottocutaneo. Il muscolo è omogeneo ed anisotropo, lo strato sottocutaneo è disomogeneo ed isotropo. La disomogeneità è descritta con una conducibilità lentamente variabile nella direzione delle fibre muscolari. Tale situazione costituisce un modello approssimato di tessuti sottocutanei con differenti proprietà di conducibilità in funzione della posizione o di transizioni fra diversi tessuti. Il modello è complementare a quello di disomogeneità locali (si veda il contributo "Generazione di segnale EMG in volumi conduttori con disomogeneità sferiche"), permettendo di descrivere disomogeneità distribuite, mentre l'altro modello permette di caratterizzare disomogeneità localizzate. Il problema è trattato con la teoria delle perturbazioni regolari, dove il potenziale è espanso in serie di potenze. Si ottiene un insieme di problemi di Poisson, con termini di sorgente e condizioni all'interfaccia espressi in termini della soluzione del problema precedente. Tale insieme di problemi può essere risolto iterativamente. Ogni equazione è risolta in un dominio bidimensionale trasformato secondo Fourier, con pulsazioni spaziali corrispondenti alle direzioni longitudinali e perpendicolari rispetto alle fibre muscolari in piani paralleli alla superficie di prelievo. Le iterazioni sono troncate ad un certo ordine, per motivi di implementazione numerica.

A new non-space invariant model of volume conductor for surface EMG signal generation is analytically investigated. The volume conductor comprises planar layers representing the muscle and subcutaneous tissues. The muscle tissue is homogeneous and anisotropic, while the subcutaneous layer is inhomogeneous and isotropic.

The inhomogeneity is modelled as a slow variation in conductivity along the muscle fiber direction. This may reflect a practical situation of tissues with different conductivity properties in different locations or of transitions between tissues with different conductivities. The model is complementary with respect to the model of local inhomogeneities (see the contribution "Surface EMG generation in volume conductors with spherical in-homogeneities"), as it allows the description of distributed inhomogeneities, as opposed to the local inhomogeneities investigated with the other model. The problem is studied by the regular perturbation theory, with the potential expanded as a power series. This leads to a set of Poisson's problems, for which the source term in an equation and the interface conditions are determined by the solution of the previous equation. This set of problems can thus be solved iteratively. Each equation is solved in the two-dimensional Fourier domain, with spatial angular frequencies corresponding to the longitudinal and perpendicular direction with respect to the muscle fibers in planes parallel to the detection surface. The iteration is truncated at a certain order for the practical implementation.

Sensibilità della stima di velocità di conduzione a disomogeneità locali di conducibilità. Influenza del numero di canali e della distanza interelettroda

Sensitivity of conduction velocity estimates to local tissue inhomogeneities. Influence of channels number and inter-channel distance

D. Farina, L. Mesin

Lo scopo di questo studio in simulazione è di valutare l'influenza di disomogeneità di conducibilità localizzate nella stima della velocità di conduzione (CV) delle fibre muscolari da segnali sEMG. Il modello analitico di generazione del segnale EMG con un volume conduttore con disomogeneità localizzate (si veda il contributo "Modello di generazione di segnale EMG di superficie con disomogeneità localizzate") è stato utilizzato per simulare segnali sEMG da un volume conduttore a strati piani, composto da muscolo e grasso, con disomogeneità sferiche (1 mm di raggio) nello strato di grasso con conducibilità differente da quello del tessuto circostante. I potenziali d'azione registrati lungo la direzione delle fibre muscolari cambiano forma per la presenza delle disomogeneità, influenzando la stima di CV. Stime di CV sono state ottenute da segnali simulati usando un metodo multi-canale, cambiando il numero di canali e la distanza fra i punti di prelievo. Le stime di CV ottenute dipendono dalla posizione delle disomogeneità rispetto alla fibra ed agli elettrodi di prelievo. Il massimo errore percentuale delle stime di CV dovuto alla presenza delle disomogeneità è diminuito aumentando il numero di canali e la distanza fra i canali: 19.6% (2 canali), 12.1% (3 canali), 6.4% (4 canali), per 5 mm di distanza fra i canali, e 12.0% (2 canali), 5.2% (3 canali), 2.4% (4 canali), per 10 mm di distanza fra i canali (per prelievo doppio differenziale). È stato concluso che i metodi multi-canale per la stima di CV riducono la sensibilità delle stime alle disomogeneità dei tessuti.

The aim of this simulation study was to investigate the influence of local tissue inhomogeneities on the estimates of muscle fiber conduction velocity (CV) from surface EMG signals. The analytical surface EMG model with volume conductor comprising spherical inhomogeneities (see the contribution "Surface EMG generation in volume conductors with spherical inhomogeneities") was used to generate simulated surface EMG signals from a planar layered volume conductor, comprised of the muscle tissue and fat layer, with spheres (1 mm radius) in the fat layer of conductivity different from the surrounding tissue. The action potentials detected along the muscle fiber direction changed shape due to the presence of the inhomogeneities, thus affecting CV estimates. CV estimates were obtained from the simulated signals using multi-channel approaches, varying the number of channels and the distance between recording points. CV estimates depended on the location of the inhomogeneities with respect to the fiber and detection electrodes. The maximum percent error of CV estimates due to the presence of inhomogeneities decreased with increasing number of channels and inter-channel distance: 19.6% (2 channels), 12.1% (3 channels), 6.4% (4 channels), for 5 mm inter-channel distance, and 12.0% (2 channels), 5.2% (3 channels), 2.4% (4 channels), for 10 mm inter-channel distance (for double differential detection). It was concluded that multi-channel methods for CV estimation significantly reduce the sensitivity of CV estimates to tissue inhomogeneities.

Wavelets ottime per la classificazione dei movimenti della mano da segnale sEMG

Optimized wavelets for hand movement classification from sEMG signals

C. Doncarli, D. Farina, M-F. Lucas, A. Maitrot, R. Merletti, L. Mesin, J-B. Parent

La trasformata diadica discreta wavelet dei segnali EMG è stata selezionata per la classificazione dei movimenti della mano. La trasformata wavelet esprime il segnale in termini di una base costituita da versioni ritardate e dilatate di una wavelet madre. Questa è una rappresentazione efficiente del segnale EMG poiché costituito da forme d'onda di supporto compatto che si ripetono nel tempo. In questo studio sono state utilizzate per la classificazione supervised dei segnali EMG prelevati dai muscoli dell'avambraccio durante diversi movimenti. Tale problema trova applicazione nel controllo mioelettrico di protesi. Il metodo si basa sull'ottimizzazione della wavelet madre per la classificazione di un training set. Dato che lo spazio delle feature non dovrebbe essere sensibile ai tempi di occorrenza delle forme d'onda del segnale, il metodo è basato sulle marginali della decomposizione wavelet discreta. Le marginali di diversi segnali sono confrontate con la distanza di Kullback. La wavelet madre viene scelta minimizzando la probabilità di errore di classificazione (wavelet ottima) sul training set. La classificazione multipla (corrispondente a diversi movimenti) è stata ottenuta riducendo il problema ad una classificazione fra due classi con più iterazioni creando due training set per ogni iterazione. Per ogni iterazione, si è assegnato il segnale ad una classe seguendo la "closest representative rule".

L'algoritmo è stato testato classificando sei movimenti sulla base del segnale EMG prelevato da un sistema a 8 canali singoli differenziali con 20 mm di distanza inter-elettroica posti sull'avambraccio, da sei soggetti sani. L'accuratezza nella classificazione è stata superiore al 90% (valor medio fra i sei soggetti).

The discrete dyadic wavelet transform of EMG signals have been considered for hand movement classification. The wavelet transform expresses a signal in terms of a basis in which the functions are dilated and translated versions of a mother wavelet. This is an efficient representation for sEMG signals since they are comprised of compact-support waveforms repeating in time. In this study we applied this representation for supervised classification of EMG signals detected from forearm muscles during different movements. This problem has applications in the control of myoelectric prostheses. The method is based on the optimization of the mother wavelet for classification with respect to a training set. Since the feature space should not be sensitive to the times of occurrence of the waveforms in the signal, it is built from the marginals of the discrete wavelet decomposition. The marginals of different signals are compared using their Kullback distance. We chose the mother wavelet by minimizing the probability of classification error (optimal wavelet) on a set of training signals. Multi-classification (corresponding to different hand movements) was obtained by reducing the problem to a two class case with several iterations by creating two training sets for each iteration. For each iteration, we assigned the signal to a class according to the closest representative rule.

The algorithm was tested for the classification of six hand movements to be identified from EMG signals detected with eight bipolar systems with 20 mm inter-electrode distance placed on the forearm, from six healthy subjects. The classification accuracy was better than 90% (mean value across the six subjects).

Modello agli elementi finiti per la descrizione dell'effetto dell'accorciamento dei muscoli sul segnale sEMG

A finite element model for describing the effect of muscle shortening on sEMG signal

D. Farina, T. Hanekom, M. Joubert, R. Merletti, L. Mesin

E' stato sviluppato un modello di generazione del segnale EMG di superficie di singola fibra per un muscolo sottoposto a diversi gradi di accorciamento. Il muscolo è stato assunto fusiforme, con fibre disposte lungo percorsi curvilinei descritti da funzioni Gaussiane. Sono stati simulati diversi livelli di accorciamento cambiando i parametri delle funzioni che descrivono i percorsi curvilinei delle fibre e mantenendo costante il volume complessivo del muscolo. Il tensore di conducibilità è adattato al percorso curvilineo delle fibre. In ogni punto del volume conduttore la conducibilità del tessuto muscolare nella direzione delle fibre è maggiore di quella nelle direzioni ortogonali. In questo modo il tensore di conducibilità cambia, punto per punto, con l'accorciamento delle fibre, adattandosi al percorso delle fibre. E' stata ottenuta una derivazione analitica del tensore di conducibilità. Il volume conduttore è quindi studiato con un approccio agli elementi finiti, utilizzando il tensore della conducibilità derivato analiticamente. Sono state ottenute simulazioni rappresentative di potenziali d'azione di singola fibra, con il muscolo a diversi livelli di accorciamento. Si è dimostrato che variazioni geometriche del muscolo, che implicano cambiamenti nella conducibilità, determinano importanti variazioni nella forma dei potenziali d'azione, influenzando ampiezza e contenuto in frequenza. Il modello costituisce un nuovo strumento per l'interpretazione delle caratteristiche del segnale EMG di superficie nel caso di variazioni geometriche dei muscoli, come avviene durante una contrazione dinamica.

A finite element model for the generation of single fiber action potentials in a muscle undergoing various degrees of fiber shortening was developed. The muscle is assumed to be fusiform with muscle fibers following a curvilinear path described by a Gaussian function. Different degrees of fiber shortening are simulated by changing the parameters of the fiber path and maintaining the volume of the muscle constant. The conductivity tensor is adapted to the muscle fiber orientation. In each point of the volume conductor, the conductivity of the muscle tissue in the direction of the fiber is larger than that in the transversal direction. Thus, the conductivity tensor changes point-by-point with fiber shortening, adapting to the fiber paths. An analytical derivation of the conductivity tensor is provided. The volume conductor is then studied with a finite element approach using the analytically derived conductivity tensor. Representative simulations of single fiber action potentials with the muscle at different degrees of shortening are presented. It is shown that the geometrical changes in the muscle, which imply changes in the conductivity tensor, determine important variations in action potential shape, thus affecting its amplitude and frequency content. The model provides a new tool for interpreting surface EMG signal features with changes in muscle geometry, as it happens during dynamic contractions.

Modello di generazione di segnale EMG per volumi conduttori con disomogeneità sferiche

Surface EMG generation in volume conductors with spherical inhomogeneities

D. Farina, L. Mesin

Una classe importante di sistemi non spazio invarianti è quella dei volumi conduttori disomogenei nella direzione di propagazione della sorgente. Questo studio considera disomogeneità locali introdotte dalla presenza di sfere di diversa conducibilità rispetto a quella del tessuto in cui sono inserite. Tale modello può approssimare l'effetto di vasi sanguigni o cambiamenti locali di conducibilità di un tessuto. E' stata ottenuta una soluzione analitica approssimata che considera un numero di sfere qualsiasi in un volume conduttore arbitrario. E' stato poi studiato in dettaglio il caso di un volume conduttore a strati piani composto da uno strato di grasso ed uno di muscolo con disomogeneità sferiche nel grasso. Le limitazioni delle approssimazioni introdotte sono state studiate analiticamente e riguardano relazioni tra la dimensione della disomogeneità e la loro posizione rispetto alla sorgente e ad altre disomogeneità. La limitazione più importante richiede che due disomogeneità (sfere) non si trovino troppo vicine (il che potrebbe approssimare una variazione distribuita di conducibilità). In tal senso, il modello è valido solo per variazioni locali e non per variazioni continue, distribuite. Per la soluzione del problema con variazioni continue e distribuite, si veda il contributo "Modello analitico per la generazione di segnale EMG di superficie in volumi conduttori con variazioni continue della conducibilità".

An important class of non-space invariant systems is that of volume conductors inhomogeneous in the direction of source propagation. In this study we focused on local inhomogeneities introduced by the presence of spheres of different conductivities with respect to the tissue where they are located. This may model the presence of glands, vessels, or local changes in the conductivity of a tissue. We obtained an approximate analytical solution for this problem that accounts for an arbitrary number of spheres in an arbitrarily complex volume conductor. Then we investigated a specific solution for a planar layered volume conductor, comprised of fat and muscle layers with spherical inhomogeneities inside the fat layer. The limitations of the introduced approximations were analytically studied and concern the relation between the dimension of the inhomogeneities, their position with respect to the source and to each other. The most limiting approximation imposes that two inhomogeneities (spheres) cannot be located too close to each other (which could simulate a distributed conductivity change). In this sense the model is valid only for local changes of conductivity and not for smooth, distributed variations. For the solution of the problem with smooth and distributed changes in conductivity, see the contribution "An analytical model for surface EMG generation in volume conductors with smooth variations in conductivity".

Identificazione di componenti non propaganti nel segnale sEMG prelevato tramite filtri spaziali ottimi

Identification of non-propagating components in sEMG signal recorded by optimal spatial filtering

D. Farina, L. Mesin, F. Tizzani

La velocità di conduzione (CV) delle fibre muscolari può essere stimata dall'applicazione di una coppia di filtri spaziali a segnali EMG superficiali e dalla compensazione della funzione di trasferimento di tali filtri spaziali con filtri temporali equivalenti. Il metodo determina sia una scelta ottima dei filtri spaziali per il prelievo del segnale sia una stima di CV. Utilizzando tale approccio, proponiamo una tecnica innovativa per la scelta, adattata a potenziali di singola unità motoria (MUAP) o a onde M, di una coppia di filtri spaziali che minimizzino l'effetto delle componenti non propaganti (ovvero, sincrone su tutti i canali) sulla stima di CV (filtri ottimi). Si dimostra che la determinazione dei filtri ottimi permette anche la stima della forma delle componenti propaganti e non propaganti dalla registrazione dei segnali EMG di superficie. Il nuovo metodo è stato applicato a segnali EMG simulati e sperimentali. I segnali simulati sono stati generati da un modello cilindrico multistrato. I segnali sperimentali sono stati registrati dall'abduzione del pollice con una schiera lineare di 16 elettrodi. Nelle simulazioni, l'approccio proposto ha portato a stime di CV con un bias (dovuto a componenti di segnale non propaganti) più basso rispetto ad altri metodi proposti in letteratura. Nei segnali sperimentali, la tecnica ha permesso la separazione delle componenti di segnale propaganti e non propaganti con un valor medio (\pm SD) di errore di ricostruzione pari a $2.9 \pm 0.9\%$ dell'energia del segnale. La tecnica può trovare applicazione negli studi di singole unità motorie per diminuire la variabilità intra-soggetti della stima di CV, dovuta alle diverse ampiezze delle componenti non propaganti nei diversi canali.

Muscle fiber conduction velocity (CV) can be estimated by the application of a spatial filter pair to surface EMG signals and compensation of the spatial filter transfer function with equivalent temporal filters. This method integrates the selection of the spatial filters for signal detection to the estimation of CV. Using this approach, in this study we propose a novel technique for the selection, adapted to single motor units action potentials (MUAPs) or M-waves, of the spatial filter pair that minimizes the effect of non-propagating signal components on CV estimates (optimal filters). It is shown that the determination of the optimal filters also allows the estimation of the shape of the propagating and non-propagating signal components from surface EMG recordings. The new method was applied to simulated and experimental EMG signals. Simulated signals were generated by a cylindrical, layered volume conductor model. Experimental signals were recorded from the abductor pollicis brevis with a linear array of 16 electrodes. In the simulations, the proposed approach provided CV estimates with lower bias due to non-propagating signal components than previously proposed methods. In the experimental signals, the technique separated propagating and non-propagating signal components with an average (\pm SD) reconstruction error of $2.9 \pm 0.9\%$ of the signal energy. The technique may find application in single motor unit studies for decreasing the inter-subject variability of CV estimates due to different weights of the non-propagating components.

Realizzazione di una sonda per il prelievo congiunto di EMG e pressione dallo sfintere anale

Development of a probe for the detection of EMG and pressure from the anal sphincter

A. Bottin, M. Di Cecio, L. Gioanola

Il prelievo di segnali elettromiografici multicanali è in grado di fornire utili indicazioni di tipo anatomico e fisiologico sul muscolo analizzato. Inoltre, è spesso importante poter legare il potenziale elettrico con grandezze biomeccaniche, in modo da valutare la correlazione tra l'attività mioelettrica e l'effettiva forza esercitata dal muscolo.

Questo aspetto riveste una importanza particolare nello studio della incontinenza, in cui poter correlare il segnale elettrico con la pressione esercitata all'interno del canale anale potrebbe fornire nuovi metodi di diagnosi e nuovi strumenti per la valutazione di efficacia di trattamenti riabilitativi.

Per questo motivo, nell'ambito del progetto europeo On ASymmetry In Sphincters (OASIS), si è sviluppato un prototipo di sonda capace di integrare la misura di distribuzione del segnale elettromiografico all'interno del canale anale con una misura di distribuzione di pressione, in modo da ottenere un prelievo simultaneo di 16 segnali EMG e 16 segnali di pressione nella stessa posizione. In collaborazione con la ditta RIMOS-ENKI di Brescia, sono stati realizzati 16 tubi elastici isolanti (tubi-pallone) ripieni di liquido, ognuno collegato a un sensore di pressione; i tubi sono stati disposti a distanza fissa lungo la circonferenza di una sonda per la misura della distribuzione radiale di pressione a una certa profondità nel canale anale. Sulla superficie di ogni tubo-pallone è stata poi fissata una striscia di argento per il prelievo di segnali EMG. Con questa tecnologia si è costruita e brevettata una sonda anale innovativa (si faccia riferimento alla Figura 1).

La sonda è stata provata, con successo, su alcuni pazienti presso l'ospedale San Luigi di

The detection of multichannel electromyographic (EMG) signals can provide useful information about the anatomical and physiological properties of the investigated muscle. However, it is often important to link the electrical potential to biomechanical quantities, in order to evaluate the correlation between myoelectric activity and the exerted muscle strength.

This issue is fundamental in the assessment of incontinence, The capability to correlate electric signals with the pressure generated inside the anal canal could provide new methods for diagnosis and for monitoring of rehabilitation treatments.

For these reason, within the European project On ASymmetry In Sphincters (OASIS) a prototype of probe for the simultaneous detection of the EMG and pressure distribution along the circumference of the anal canal was developed. Sixteen elastic and insulating pipes (balloon pipes) filled with a fluid were developed in collaboration with the company RIMOS-ENKI. The pipes were connected to pressure sensors and uniformly spaced over the circumference of a plastic probe, in order to measure the radial distribution of pressure at a certain depth in the anal canal. A silver strip for EMG detection was fixed over the surface of each pipe. With this technology, it was possible to build an innovative probe (see the Figure 1).

Such probe was tested, with success, on a few patients recruited at San Luigi Hospital in Orbassano (Torino, Italy). In Figure 2 the EMG signal and the pressure signal detected over channel 2 are shown; the simultaneous increase of pressure and of myoelectrical activity can be noticed at the moment when the subject was asked to perform a maximal contraction of the anal sphincter.

Orbassano; in Figura 2 si possono osservare il segnale EMG e il segnale manometrico prelevati da un canale; si noti come l'incremento del segnale di pressione (momento in cui viene chiesto al paziente di contrarre lo sfintere anale esterno) coincida con il manifestarsi dell'attività mioelettrica.

Gli sviluppi futuri comprenderanno l'ingegnerizzazione del prototipo attuale e la realizzazione di protocolli sperimentali su vasta scala presso strutture ospedaliere, con l'obiettivo di validare lo strumento per una sua successiva commercializzazione.

Future work will be dedicated to the industrialization of the prototype and the validation of the probe by means of an experimental protocol over a larger number of subjects, with the aim of introducing the tool in clinical practice and into the medical equipment market.

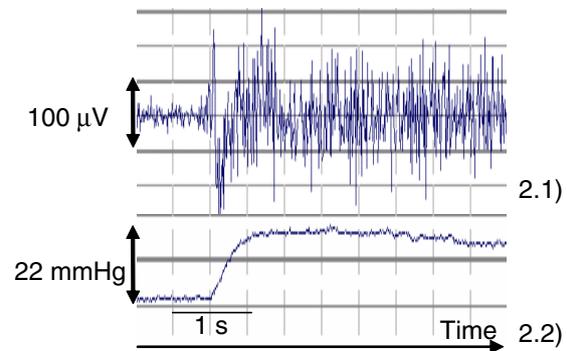
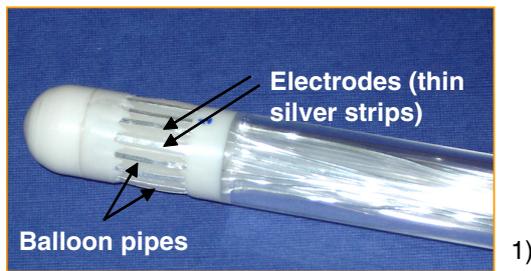


Figura 1. Prototipo di sonda anale con 16 sensori di EMG e pressione.

Figura 2. Esempi di segnale EMG (2.1) e di pressione (2.2) misurati da un canale della sonda.

Figure 1. Prototype of anal probe with 16 EMG and pressure sensors.

Figure 2. Examples of EMG (2.1) and pressure (2.2) signals detected over channel 2.

Proprietà di controllo ed elettrofisiologiche di singole unità motorie in muscoli con ipertono

Control and electrophysiological properties of single motor units in hypertonic muscles

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

In questo studio sono stati acquisiti segnali EMG con schiere di elettrodi applicate al muscolo bicipite brachiale in nove pazienti con lesioni al motoneurone superiore. L'obiettivo era quello di analizzare le proprietà di controllo e di membrana in singole unità motorie durante condizioni di riposo, nel muscolo con ipertono. Le acquisizioni avevano una durata di cinque minuti.

Complessivamente è stato possibile studiare 10 unità motorie. Per ogni unità motoria è stata calcolata la frequenza di attivazione istantanea (IFR) e la velocità di conduzione (CV) di ciascun potenziale estratto. La CV (media \pm SD, 3.65 \pm 0.21 m/s) è risultata simile a quella misurata in soggetti sani. È stato calcolato il coefficiente di correlazione tra la CV e la IFR delle UM studiate, che è risultato essere di 0.48 \pm 0.25 (media \pm SD). La correlazione tra CV e IFR è un fenomeno che si osserva anche in soggetti sani.

È stata inoltre calcolata la variabilità della frequenza di attivazione delle singole unità motorie,

In this study surface EMG signals have been acquired with a linear array from the biceps brachii muscle of nine patients affected by of the upper motoneuron lesions. The aim was to investigate muscle fiber membrane and control properties of single motor units during rest-like conditions in hypertonic muscles. The length of the recordings was five minutes.

From the multi-channel surface EMG signals it was possible to extract the complete discharge pattern of 10 motor units. For each motor unit the instantaneous discharge rate was computed as well as the conduction velocity (CV) of each extracted action potential. The CV (mean \pm SD, 3.65 \pm 0.21 m/s) was in the physiological range. From the joint analysis of CV and instantaneous firing rate (IFR), the correlation coefficient between these two variables was 0.48 \pm 0.25 (mean \pm SD). This correlation between CV and IFR was also observed in healthy subjects.

The mean value of the inter-pulse interval variability in single motor unit, defined as the

definita come rapporto tra la SD e la media ed espressa in percentuale ($8.71 \pm 0.99\%$), che é risultata simile a quella misurata in soggetti sani.

Si é concluso che le proprietà di controllo e di membrana di singole unità motorie in soggetti con ipertono sono simili a quelle di soggetti sani. In particolare, l'ipertono muscolare non determina alterazioni nella relazione tra IFR e CV.

Questo progetto è stato svolto grazie al finanziamento della Cassa di Risparmio di Reggio Emilia Pietro Manodori.

ratio between the SD and the mean and expressed as a percentage of the mean ($mean \pm SD$, $8.71 \pm 0.99\%$), resulted similar to that of the healthy subjects.

It was concluded that the muscle fiber membrane and control properties of single motor units in hypertonic muscles are similar to those observed in healthy subjects. In particular, the muscular hypertone does not determine alterations in the relationship between IFR and CV.

This project was sponsored by a grant of the Fondazione Cassa di Risparmio di Reggio Emilia Pietro Manodori.

Effetto del posizionamento degli elettrodi sull'involuppo del segnale sEMG durante il cammino

Effect of electrode location on surface sEMG signal envelope during gait

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

L'obiettivo di questo studio era quello di analizzare l'effetto del posizionamento degli elettrodi sull'involuppo del segnale EMG di superficie registrato durante il cammino. Allo studio hanno partecipato 10 soggetti sani. Sono stati studiati il Tibiale Anteriore (TA), il Peroneo Lungo (PL), il Gastrocnemio Mediale (GM), il Gastrocnemio Laterale (GL) e il Soleo (SO). È stata utilizzata una matrice di otto elettrodi (distanza interelettrodica 20 mm, diametro 10 mm) per TA, PL, GM, GL (si faccia riferimento alla Figura A) e una matrice di sette elettrodi per il SO (si faccia riferimento alla Figura C). I segnali EMG sono stati acquisiti con tecnica singolo differenziale dalle coppie di elettrodi longitudinali alla direzione delle fibre. Per ciascun muscolo la matrice è stata centrata nelle posizioni suggerite in letteratura (Y. Blanc, J.V. Basmajian and R. Blumenstein). I soggetti dovevano camminare lungo un corridoio rettilineo di 12 m. Per ciascun muscolo e per ogni canale EMG è stato calcolato l'istante di tempo, corrispondente alla posizione del massimo dell'involuppo (EMP). Tale istante è espresso in percentuale del ciclo del passo.

Per le quattro posizioni adiacenti al canale centrale è stata calcolata la variabilità di EMP, definita come il valore assoluto della differenza tra EMP della posizione considerata ed EMP del canale centrale.

I risultati dimostrano che l'influenza della posizione degli elettrodi su EMP dipende dal muscolo ed è maggiore per il SO e il PL (si faccia riferimento alla Figura) probabilmente a causa del crosstalk. Questo studio suggerisce la necessità di usare particolare cura nel posizionamento degli elettrodi sui muscoli PL e SO.

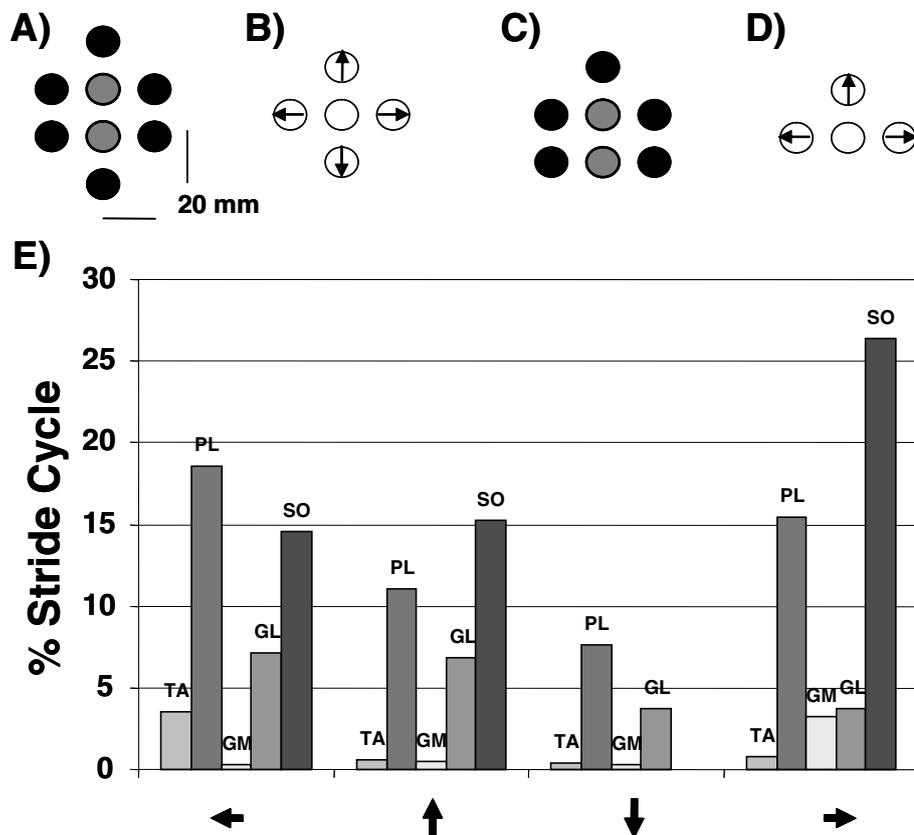
Questo progetto è stato svolto grazie al finanziamento della Cassa di Risparmio di Reggio Emilia Pietro Manodori.

The aim of this study was to analyse the effect of electrode location on the surface EMG signal envelope observed during gait. Ten healthy subjects took part in the study. The investigated muscles were Tibialis Anterior (TA), Peroneus Longus (PL), Gastrocnemius Medialis (GM), Gastrocnemius Lateralis (GL) and Soleus (SO). A eight electrode matrix (see the Figure A) (20 mm interelectrode distance and 10 mm diameter) was used for TA, PL, GM, GL and a seven electrode matrix (see the Figure C) was used for the SO. Surface EMG signals were acquired with single differential technique from each electrode pair along the fiber direction. For each muscle, the matrix was centred at the point suggested in the literature (Y. Blanc, J.V. Basmajian and R. Blumenstein). Each subject walked along a straight corridor 12 m long.

The time instant corresponding to the maximum value of the EMG envelope (EMP) was computed for each muscle and for each EMG channel. This instant is expressed as a percentage of the stride cycle. For the four positions adjacent to the central channel the EMP variability, defined as the absolute value of the difference between the EMP of the considered position and the EMP of the central channel was computed.

The influence of electrode location on the timing of the peak of the EMG envelope depended on the muscle and was highest for the SO and PL (see the Figure), probably due to crosstalk. Particular care must be employed in electrode location over the PL and SO.

This project was sponsored by a grant of the Fondazione Cassa di Risparmio di Reggio Emilia Pietro Manodori.



A) Rappresentazione schematica della matrice di 8 elettrodi usata per l'acquisizione dei segnale EMG dai muscoli TA, PL, GM, GL. La coppia di elettrodi in grigio veniva posizionata su punti di riferimento standard; B) Canali singoli differenziali ottenuti dalla matrice in A. Le 4 frecce indicano i quattro canali adiacenti al canale centrale (← sinistro laterale, ↑ sopra, ↓ sotto, → destro laterale); C) Rappresentazione schematica della matrice di 7 elettrodi usata per il muscolo SO. La coppia di elettrodi in grigio veniva posizionata sul punto di riferimento standard; D) Canali singoli differenziali ottenuti dalla matrice in C. Le tre frecce indicano i tre canali adiacenti al canale centrale (← sinistro laterale, ↑ sopra, → destro laterale); E) Variazione percentuale dell'istante di tempo corrispondente al massimo dell'involuppo del segnale EMG sul ciclo del passo dei quattro canali adiacenti al canale centrale (← sinistro laterale, ↑ sopra, ↓ sotto, → destro laterale) rispetto a quest'ultimo per i 5 muscoli studiati (per il Soleo la posizione ↓ sotto manca perché è stata utilizzata una matrice di 7 elettrodi).

A) Schematic representation of the 8 electrode matrix used for recording EMG from the muscles TA, PL, GM, and GL. The electrode pair in grey was placed on the anatomical landmark; B) The bipolar detection points obtained from the matrix in A. The 4 arrows indicate the four channels adjacent to the central one (← left lateral, ↑ over, ↓ under, → right lateral); C) Schematic representation of the 7 electrode matrix used for the muscle SO. The electrode pair in grey was placed on the anatomical landmark; D) The bipolar detection points obtained from the matrix in C. The three arrows indicate the three channels adjacent to the central one (← left lateral, ↑ over, → right lateral); E) The percent variation of the time instant corresponding to the maximum of the EMG envelope during the stride cycle with respect to the central channel is depicted for the 4 channels (← left lateral, ↑ over, ↓ under, → right lateral) adjacent to the central one and for the 5 investigated muscles (for the Soleus the position ↓ under is missed because a 7 electrode matrix was used).

Manifestazioni mioelettriche di fatica muscolare nel muscolo erector spinae durante contrazioni isometriche

Myoelectric manifestations of fatigue in the erector spinae muscle during sustained isometric back extension

C. Cescon, M. Essendrop, N. Hjortskov, N. Fallentin, K. Søgaard

Lo scopo di questo studio era valutare gli indici di fatica muscolare forniti dai segnali EMG di superficie nella parte lombare del muscolo erector spinae (ES). L'uso delle schiere lineari di elettrodi ha permesso la rilevazione delle differenze tra posizioni diverse lungo la schiena nella valutazione di fatica con i parametri del segnale EMG e correlare le variazioni di velocità di conduzione (CV), quando era possibile stimarla, con le variabili spettrali. Otto soggetti maschi sani hanno eseguito una contrazione isometrica continua dei muscoli dorsali al 40% della loro contrazione volontaria massima (MVC) fino ad esaurimento. Al soggetto era mostrato un feedback visivo della forza esercitata durante la prova. Il segnale EMG di superficie è stato registrato sul muscolo ES destro con una schiera lineare di 16 elettrodi (LISiN-SPES Medica) con una distanza interelettrodica (IED) di 10 mm. La schiera era posizionata 3 cm lateralmente e parallelamente alla colonna vertebrale. L'elettrodo di riferimento era posto intorno al polso destro.

Gli elettrodi alle estremità della schiera erano posti al livello delle vertebre L4/L5 e T11/T12, a seconda dell'altezza del soggetto.

Nell'analisi dei dati è stata utilizzata una IED di 20 millimetri (sommando i segnali di due canali adiacenti) ottenendo un totale di 14 canali EMG singolo differenziali campionati ad una frequenza di 2048 Hz. Sono stati quindi calcolati il valore rettificato medio (ARV) e la frequenza media dello spettro (MNF) del segnale su epoche di 1s. La velocità di conduzione è stata stimata con un algoritmo multicanale sui segnali doppi differenziali con IED pari a 10 mm.

The aim of this study was to establish a detailed picture of surface EMG fatigue indexes in the lumbar part of the erector spinae (ES) muscle. A linear array electrode allowed the detection of possible regional differences in EMG response to fatigue and, if detectable, to correlate changes in CV to spectral variables.

Eight healthy men performed sustained static back extension until exhaustion at 40% of their maximal voluntary contraction (MVC). Visual feedback of the load was given to the subject throughout the test. Surface EMG signals on the right ES were recorded with a linear array electrode (LISiN-SPES Medica) consisting of 16 electrodes with an inter-electrode distance (IED) of 10 mm. The array was placed parallel to the spinal cord, 3 cm laterally and the reference electrode was placed around the right wrist. The most caudal electrode was placed at the level of L4/L5, placing the most cranial electrode at the level of T11/T12 depending on the size of the participant. In the data analysis an IED of 20 mm was adopted (by adding the signals of two adjacent channels) giving a total of 14 single differential EMG channels sampled at 2048 Hz. Averaged rectified amplitude values (ARV) were calculated along with mean power frequency values (MNF) on epochs of 1 s. Conduction velocity was computed with a multi-channel CV estimation algorithm. For this calculation the algorithm was applied to double differential signals with 10 mm IED.

Only for the eight most cranial channels the ARV slopes ($\mu\text{V/s}$) were significantly higher than zero (one-sample t-test). However, the two-way ANOVA within subjects (with EMG channels as independent factor) showed no statistically

Le variazioni nel tempo di ARV ($\mu\text{V/s}$) erano significativamente superiori a zero soltanto per gli otto canali più craniali (t-test). Tuttavia, l'analisi della varianza (ANOVA) all'interno dei soggetti (fattore indipendente: canale) non ha mostrato dipendenza statisticamente significativa della pendenza di ARV dalla posizione lungo la schiera. Un calo significativo di MNF nel tempo (Hz/s) è stato osservato per i nove canali più caudali. Esso era maggiore a livello L4/L5 ed era sempre meno marcato verso T11/T12. La stima globale di CV era compresa tra 5 m/s e 20 m/s, con una media dei valori iniziali per le rette di regressione di 9.8 ± 3.9 m/s. L'errore nella stima era probabilmente dovuto al peso delle componenti sincrone su tutti i canali.

L'analisi dei segnali EMG acquisiti con la schiera lineare di elettrodi ha mostrato una maggiore manifestazione di fatica muscolare, valutata come aumento della pendenza delle variabili di ampiezza e frequenza, verso la parte caudale del muscolo ES, durante la contrazione. Non è noto se il carico muscolare sia concentrato nella parte inferiore del muscolo ES o se le parti più profonde del muscolo ES o altre strutture muscolari possano "scaricare" la parte superiore dell'ES. Le stime di CV sono fuori dal range di valori fisiologici e non possono essere interpretate. L'errore nella stima di CV può essere causato dalle componenti non propaganti dovute agli effetti di fine fibra, o al disallineamento della schiera rispetto alle fibre e/o alla possibile innervazione segmentale del muscolo.

significant dependency of the ARV slope on the position along the array. A significant decrease in the MNF slope (Hz/s) was seen for the nine most caudal channels. The decrease in MNF was highest at the L4/L5 level and diminished continuously to the level of T11/T12. The global CV estimation values were comprised between 5 m/s and 20 m/s, with a mean of the initial values for the computed regression lines of 9.8 ± 3.9 m/s. The clear overestimation was likely due to the weight of non propagating components.

The analysis of the EMG signals acquired with the linear electrode array showed an increase of the muscle fatigue, detected as an increased slope of EMG variables, towards the caudal portion of the ES, during the contraction. It is unknown whether the muscle load is concentrated in the lower part of ES or whether deeper parts of the ES muscle or other muscle structures may have unloaded the upper part of the ES. The estimated CV values were not physiological and could not be interpreted. This inability to estimate CV may be caused by non-propagating signal components due to end-of-fiber effects, or misalignment of the array with respect to the fibers and/or segmental muscle innervation.

Analisi di singole unità motorie del muscolo sfintere uretrale

Analysis of single motor units of the urethral sphincter muscle

C. Cescon, R. Gerretsen

Gli obiettivi di questo lavoro erano la valutazione dell'attività di singola unità motoria (UM) nel muscolo sfintere uretrale di un soggetto maschio paraplegico durante un'operazione Brindley e la valutazione dell'effetto della distanza laterale fra l'UM e la schiera di elettrodi sull'ampiezza dei segnali EMG. I segnali sono stati acquisiti nel reparto di urologia della università UMC St. Radboud di Nijmegen, subito prima di una operazione Brindley, in sala operatoria. Il soggetto era anestetizzato e disteso prono. La sonda EMG era composta da tre schiere di 12 elettrodi d'oro a barra, disposti circolarmente a distanza costante sopra un catetere di plastica Foley (si faccia rife-

The objectives of this work were the evaluation of single motor unit (MU) activity in the urethral sphincter muscle of a male paraplegic subject undergoing a Brindley operation and the evaluation of the effect of lateral distance between the MU and the electrode array on the EMG amplitude. The signals were acquired in the UMC St. Radboud Urology Department in Nijmegen.

The signals were acquired just before a Brindley operation, in the surgery room. The subject was anaesthetised and laying on the belly. The EMG probe used for the acquisition is composed by three arrays of 12 equally spaced bar electrodes arranged circularly over a plastic Foley catheter (see the Figure 1).

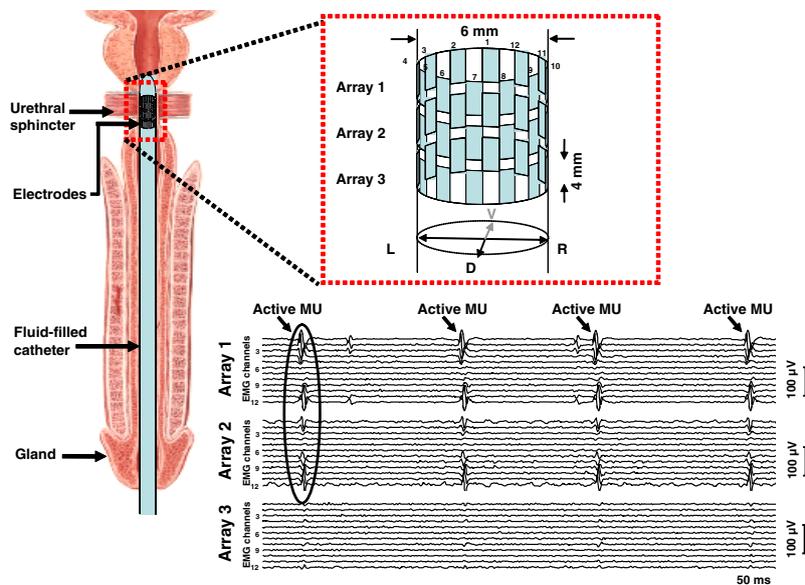


Figure 1. Rappresentazione della sonda utilizzata per prelevare i segnali EMG di superficie dallo sfintere uretrale. La sonda è costituita da un catetere riempito di soluzione fisiologica (diametro 6 millimetri) che include, sulla parte superiore, tre schiere circolari di 12 elettrodi ciascuna. La dimensione di ogni elettrodo è 4 x 0.8 millimetri, Le schiere sono spaziate di 1 millimetro tra loro. La sonda viene inserita nell'uretra fino a che gli elettrodi non raggiungono lo sfintere uretrale. È inoltre rappresentato un esempio dei segnali grezzi acquisiti. Sono chiaramente visibili 4 potenziali d'azione.

Figure 1. Representation of the probe used to detect surface EMG signals from the urethral sphincter. The probe is composed of a fluid filled catheter (6 mm diameter) which includes, on the top, three circumferential arrays of 12 electrodes each. Each electrode is 4 mm x 0.8 mm, the adjacent arrays are spaced by 1 mm. The probe was inserted in the urethra until the electrodes reached the urethral sphincter. An example of raw signals is also shown. 4 action potentials are clearly visible.

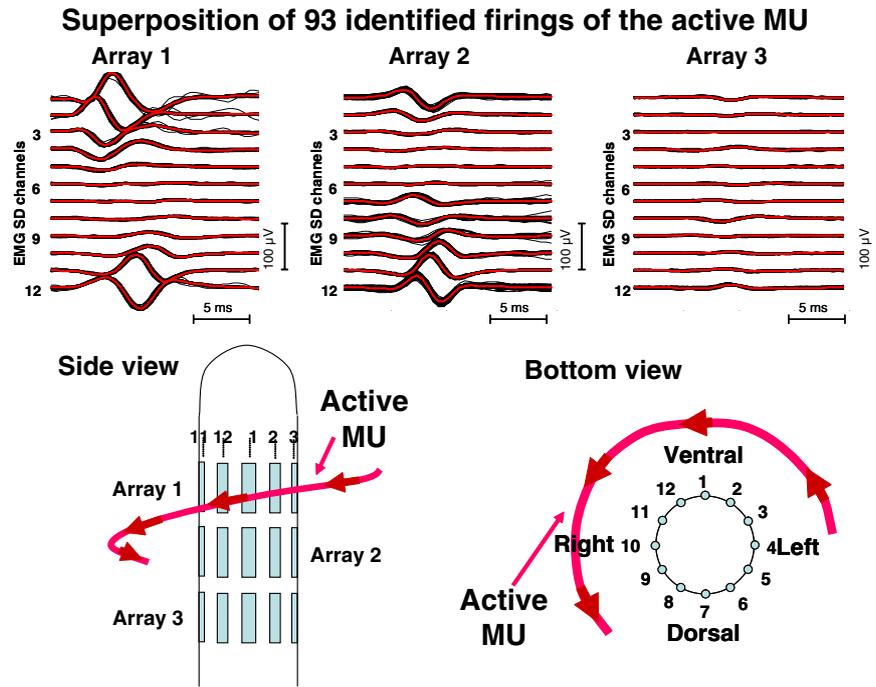


Figure 2. Sovrapposizione dei potenziali di azione dell'unità motoria rilevata sulle tre schiere. È chiaramente visibile che il segnale della UM compare sul prima schiera sui canali 3, 2, 1, 12, 11, mentre compare con la stessa ampiezza sulla schiera 2 sui canali 1, 12, 11, 10, 9. Ciò suggerisce che la UM è inclinata rispetto alle schiere di elettrodi. Una rappresentazione della possibile posizione della UM è indicata nel pannello inferiore.

Figure 2. Superposition of the action potentials of the motor unit detected on the three arrays. It is clearly visible that the MU appears on the first array on channels 3, 2, 1, 12, 11, while it appears with the same amplitude on array 2 on channels 1, 12, 11, 10, 9. This suggest that the MU is inclined with respect to the electrode arrays. A representation of the likely position of the MU is shown in the lower panel.

rimiento alla Figura 1). La sonda è stata progettata e sviluppata dalla Standard Instruments GmbH nell'ambito del progetto europeo (On ASymmetry In Sphincters), per registrare il segnale EMG da muscoli anulari lungo le fibre striate dello sfintere uretrale.

L'attività EMG a riposo mostrava due treni di MUAP ed è stata osservata e registrata per 20 s. Gli istanti di sparo delle due UM attive sono stati usati come riferimento per ottenere una media sincrona del segnale EMG sulle altre due schiere, in modo da estrarre i template EMG di singola UM. La Figura 2 mostra i risultati dell'identificazione di una delle due UM attive nei segnali EMG. Il numero di spari rilevati era rispettivamente

This probe was designed and developed by Standard Instruments GmbH within the European project OASIS (On ASymmetry In Sphincters), to record EMG signals circumferentially along the muscle fibers of the urethral sphincter.

Resting EMG activity consisting of two MUAP trains was observed and recorded for 20 s. The firings of the detected MUs were used as a trigger for averaging the EMG signals on the other two arrays, so that single MU EMG templates could be obtained. Figure 2 shows the results of the identification of one of the two active MUs in the EMG signals. The numbers of detected firings were respectively 93 and 52 for the two detected motor units. It is clearly visible that the motor unit action

te 93 e 52 per le due unità motorie. È chiaramente visibile che i potenziali d'azione di unità motoria compaiono sulla prima schiera sui canali 3, 2, 1, 12, 11, mentre compaiono con la stessa ampiezza sulla schiera 2 sui canali 1, 12, 11, 10, 9. Ciò suggerisce che l'unità motoria sia inclinata rispetto alle schiere di elettrodi.

Questo lavoro indica che le unità motorie dello sfintere uretrale possono avere una disposizione elicoidale. Tale disposizione può essere rilevata soltanto con una sonda con schiere circolari multiple.

potentials appear on the first array on channels 3, 2, 1, 12, 11, while they appear with the same amplitude on array 2 on channels 1, 12, 11, 10, 9. This suggest that the motor unit is inclined with respect to the electrode arrays.

This work shows that motor units of the male urethral sphincter may have a helical arrangement. Such arrangement maybe detected only with a probe with multiple circular arrays.

Valutazione non invasiva di proprietà EMG e MMG di singola unità motoria nel muscolo bicipite brachiale ad elevati livelli di contrazione

Non-invasive characterisation of single motor unit EMG and MMG activities in the biceps brachii muscle at high contraction forces

C. Cescon, D. Farina, R. Merletti, E. Sguazzi

Lo scopo di questo studio era valutare l'ampiezza ed il contenuto in frequenza delle attività elettromiografiche (EMG) e meccanomiografiche (MMG) di singole unità motorie (UM) a livelli di contrazione che coprono l'intera gamma di reclutamento di UM nel muscolo bicipite brachiale. I segnali EMG di superficie multicanale ed MMG sono stati prelevati dal lato dominante di 10 soggetti durante contrazioni volontarie isometriche al 20%, al 50% ed all'80% della contrazione volontaria massimale (MVC). Ogni contrazione è stata eseguita per tre volte in ciascuna sessione sperimentale; le sessioni sono state ripetute in tre giorni non consecutivi. I potenziali d'azione di singola UM sono stati estratti dai segnali EMG di superficie e le loro occorrenze sono state utilizzate per ottenere la media del segnale MMG di singola UM. Ad ogni livello di contrazione, sono state identificate le UM con i potenziali d'azione con maggiore energia. L'ampiezza picco picco e la frequenza media dei segnali EMG ed MMG di singola UM sono state calcolate. Il loro errore standard normalizzato della media (SEM) all'interno dei soggetti (dovuto alla ripetizione della misura in prove e sessioni sperimentali differenti) è risultato inferiore rispettivamente al 15% e al 7% in tutte le condizioni. La Figura mostra esempi rappresentativi di segnali EMG e MMG di singola UM ottenuti come media a due livelli di contrazione. Le attività MMG di singola UM sono state ottenute come media del segnale interferente MMG utilizzando i potenziali d'azione di superficie come trigger. L'ampiezza dei potenziali d'azione di singola UM aumenta con l'aumentare del livello di forza (da $244 \pm 116 \mu\text{V}$ al 20% MVC a $1426 \pm 638 \mu\text{V}$ al 80% MVC, $P < 0.001$), mentre l'ampiezza del segnale MMG di singola UM aumenta dal 20% al 50% MVC

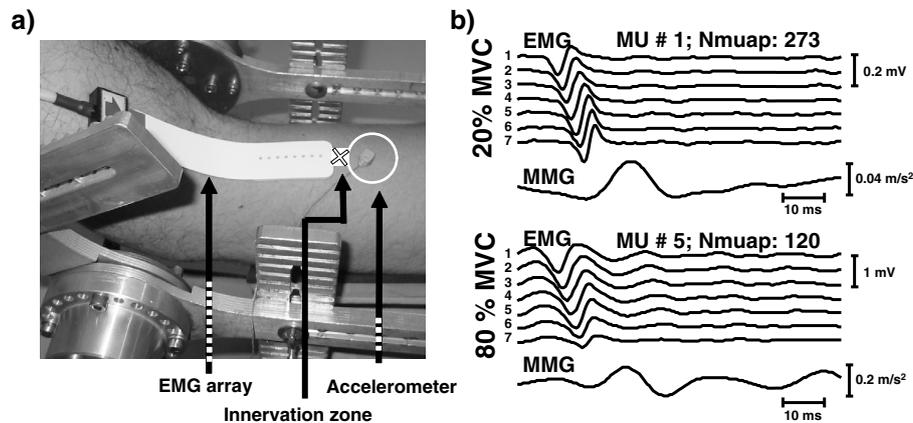
The aim of this study was to investigate amplitude and frequency content of single motor unit (MU) electromyographic (EMG) and mechanomyographic (MMG) activities at contraction levels covering the entire MU recruitment range in the biceps brachii muscle. Multi-channel surface EMG and MMG signals were detected from the dominant muscle of 10 volunteers during isometric voluntary contractions at 20%, 50%, and 80% of the maximal voluntary contraction (MVC) force. Each contraction was performed three times in the experimental session which was repeated in three non-consecutive days. Single MU action potentials were identified from the surface EMG signals and their times of occurrence used to trigger the averaging of the MMG signal. At each contraction level, the MUs with highest-energy action potentials were identified. Single MU EMG and MMG amplitude and mean frequency were estimated with a normalized standard error of the mean within subjects (due to repetition of the measure in different trials and experimental sessions) smaller than 15% and 7%, respectively, in all conditions. The figure shows examples of averaged single MU EMG and MMG signals for a representative subject at two contraction levels. The MU MMG activities were obtained by averaging the interference MMG signals using the surface action potentials as triggers.

The amplitude of the action potentials of the detected MUs increased with increasing force (from $244 \pm 116 \mu\text{V}$ at 20% MVC to $1426 \pm 638 \mu\text{V}$ at 80% MVC, $P < 0.001$) while MU MMG amplitude increased from 20% to 50% MVC ($40.5 \pm 20.9 \text{ mm/s}^2$ and $150 \pm 88.4 \text{ mm/s}^2$,

($40.5 \pm 20.9 \text{ mm/s}^2$ e $150.0 \pm 88.4 \text{ mm/s}^2$, rispettivamente; $P < 0.001$) e poi si stabilizza ($129.0 \pm 82.7 \text{ mm/s}^2$ all'80% MVC). La frequenza media del segnale EMG diminuisce con il livello di contrazione (20% MVC: $97.2 \pm 13.9 \text{ Hz}$; 80% MVC: $86.2 \pm 11.4 \text{ Hz}$; $P < 0.001$) mentre la frequenza media del segnale MMG aumenta (20% MVC: $33.2 \pm 6.8 \text{ Hz}$; 80% MVC: $40.1 \pm 6.1 \text{ Hz}$; $P < 0.001$). Lo studio fornisce per la prima volta il confronto di segnali EMG ed MMG di singola UM a livelli di contrazione che coprono l'intera gamma di reclutamento di UM nel muscolo bicipite brachiale. Le conclusioni principali sono: 1) l'ampiezza picco-picco e la MNF dei segnali EMG e MMG di singola UM non sono correlati e mostrano andamenti differenti con l'aumento della forza e 2) l'errore standard della media dell'ampiezza picco-picco e della MNF dei segnali EMG ed MMG di singola UM all'interno dei soggetti è inferiore al 15% e al 7% rispettivamente, indicando una precisione accettabile della misura.

respectively; $P < 0.001$) and then levelled off ($129 \pm 82.7 \text{ mm/s}^2$ at 80% MVC). EMG mean frequency decreased with contraction level (20% MVC: $97.2 \pm 13.9 \text{ Hz}$; 80% MVC: $86.2 \pm 11.4 \text{ Hz}$; $P < 0.001$) while MMG mean frequency increased (20% MVC: $33.2 \pm 6.8 \text{ Hz}$; 80% MVC: $40.1 \pm 6.1 \text{ Hz}$; $P < 0.001$).

The study provides for the first time comparison of single MU EMG and MMG across contraction levels covering the entire MU recruitment range in the biceps brachii muscle. The main conclusions are 1) single MU EMG and MMG peak-to-peak amplitude and MNF are not correlated and present different trends with increasing force, and 2) measures of peak-to-peak amplitude and MNF of single MU EMG and MMG responses present SEM within subjects lower than 15% and 7%, respectively, which indicates acceptable reliability of the measure.



a) Set-up sperimentale. Sono raffigurati la schiera di elettrodi adesiva per il prelievo dei segnali EMG di superficie e l'accelerometro per il prelievo del segnale MMG. b) Esempi di segnali EMG e di MMG di singola UM ottenuti come media a due livelli di contrazione. Le risposte MMG di singola MU sono state ottenute come media sui segnali interferenti MMG utilizzando i potenziali d'azione di superficie come trigger. Tutti gli spari rilevati nelle contrazioni di 10 s sono stati usati per calcolare la media. Si noti il ritardo (~20 ms) della risposta MMG rispetto al potenziale d'azione di superficie. Nmuap indica il numero di potenziali d'azione di singola UM rilevati, utilizzati come trigger, su cui è stata fatta la media.

a) Experimental set-up. The adhesive surface EMG electrode array and the accelerometer for MMG detection are shown. b) Examples of averaged single MU EMG and MMG signals for a representative subject at two contraction levels. The MU MMG activities were obtained by averaging the interference MMG signals with the surface action potentials as triggers. All the detected occurrences in the 10-s long contractions were used for the averaging. Note the latency (~20 ms) of the MMG response with respect to the surface action potential. NMUAP indicates the number of detected MU action potentials, used as triggers.

Risultati del progetto europeo On ASymmetry In Sphincters (OASIS)

On ASymmetry In Sphincters (OASIS): results of a shared cost European project

F. Azpiroz, A. Bottin, C. Cescon, G. Dijkman, P. Enck, X.L.F. Fraga, H. Franz, R. Gerretsen, J. Heesakkers, H. Hinninghofen, H. Hofman, S. Martina, R. Merletti, M. Nowakowski, A. Schöenfeld, A. Stellmacher

Un numero crescente di pazienti soffre di incontinenza urinaria o fecale e le caratteristiche anatomiche e fisiologiche di questa patologia non sono ancora conosciute con esattezza. La correlazione fra danni causati da operazioni chirurgiche o da lacerazioni avvenute durante il parto e l'insorgenza a lungo termine di incontinenza è ben nota.

Il progetto europeo OASIS (On ASymmetry In Sphincters), coordinato dal prof. P. Enck (Università di Tübingen) ha coinvolto otto enti di cinque paesi europei, che hanno costituito un gruppo di esperti in chirurgia, gastroenterologia, ginecologia, urologia ed elettromiografia, insieme ad aziende private. Gli obiettivi principali del progetto erano quelli di fornire uno strumento per il prelievo e l'analisi di segnali EMG di superficie dai muscoli del pavimento pelvico ed associare le proprietà anatomiche e fisiologiche di tali muscoli a patologie e danni.

La prima parte del progetto ha condotto allo sviluppo di sonde prototipali per il prelievo di segnali EMG di superficie dal muscolo sfintere anale esterno (EAS). Una sonda con tre schiere circolari di elettrodi è stata usata nel protocollo sperimentale standard; tale sonda ha permesso l'acquisizione simultanea di segnali EMG da tre diversi livelli di profondità nel canale anale. Si sono inoltre sviluppati e sperimentati prototipi di sonde per l'acquisizione contemporanea di pressione ed EMG.

Un software per l'analisi automatica dei segnali EMG registrati dai partner clinici, basato su un algoritmo di decomposizione, è stato sviluppato e distribuito a tutti i partner. Ciascuno dei collaboratori ha fornito i dati raccolti, i

A significant number of patients is suffering from urinary or faecal incontinence, and the anatomical and physiological characteristics of this pathology are not well known. The correlation between damage caused by surgical operations or by lacerations occurred during child birth and the long-term loss of continence is established.

The European project OASIS (On ASymmetry In Sphincters), coordinated by Prof. P. Enck (University of Tübingen) involved eight partners from five European countries, forming a group of specialists in surgery, gastroenterology, gynaecology, urology and electromyography, together with private companies. The main aims of the project was to provide a tool for the detection and analysis of surface EMG signals from pelvic floor muscles, and to associate anatomical and physiological properties of such muscles to diseases and damage.

The first part of the project led to the design and development of prototypal probes for surface EMG detection from the external anal sphincter (EAS) muscle. A probe carrying three electrode arrays was used for the standard experimental protocol; this probe allowed acquisition of EMG signals from three different depth levels in the anal canal without moving the probe. Prototypes of probes for the simultaneous acquisition of EMG and pressure were also developed and tested.

A software for the automatic analysis of the EMG signals collected by the clinical partners, based on a decomposition algorithm, was developed and distributed to all the partners. Each of the partners provided the collected data, the results of the analysis and a detailed database

risultati dell'analisi e un database dettagliato contenente informazioni sui soggetti e sulle misure EMG. Sono stati esaminati più di 500 soggetti tra sani e patologici.

Sono stati estratti dai segnali EMG tre gruppi di parametri, relativi a: 1) il numero di potenziali d'azione di unità motoria (MUAP) rilevati e la posizione delle zone di innervazione delle corrispondenti unità motorie, 2) la distribuzione dei parametri globali di frequenza e di ampiezza lungo la circonferenza della sonda e 3) la distribuzione di parametri di ampiezza e di frequenza dei singoli MUAP. Questi parametri sono stati analizzati statisticamente per studiare la loro correlazione con la presenza di patologie e di danni all'EAS. Un'analisi della varianza (ANOVA) ha fornito le seguenti indicazioni durante contrazioni volontarie massimali (MVC): 1) il numero di MUAP rilevato è più alto nelle femmine che nei maschi e nei soggetti sani rispetto a quelli incontinenti; 2) i soggetti incontinenti hanno una distribuzione più asimmetrica della innervazione rispetto ai sani; 3) l'ampiezza dei segnali EMG è più alta nei maschi che nelle femmine, nei giovani che negli anziani (più di 50 anni) e nei sani che negli incontinenti; 4) la frequenza media della densità spettrale di potenza dei segnali EMG è più bassa nei maschi che nelle femmine, nei soggetti giovani che nei soggetti anziani e negli individui sani che nei soggetti incontinenti.

Questi risultati rappresentano un primo passo verso la convalida della tecnica EMG di superficie multicanale come strumento diagnostico per la valutazione, la prevenzione ed il controllo dei disordini del pavimento pelvico.

La ricerca futura sarà dedicata al problema della terapia e della riabilitazione ed alla valutazione di efficacia delle tecniche per il recupero della continenza.

containing information about the subjects and the EMG measurements. More than 500 healthy and pathological subjects were tested.

Three sets of parameters were extracted from EMG signals, related to: 1) the number of detected motor unit action potentials (MUAPs) and the location of the innervation zones of the corresponding motor units, 2) the distribution of global amplitude and frequency parameters along the circumference of the probe, and 3) the distribution of single MUAP amplitude and frequency parameters.

These parameters were statistically analyzed to investigate their correlation with functional diseases and the presence of damage to the EAS. Analysis of variance (ANOVA) test provided the following indications: 1) at the maximal voluntary contraction level (MVC) the number of detected MUAPs is higher in females than in males, and is lower in incontinent subjects than in healthy subjects; 2) incontinent subjects have a more asymmetrical innervation with respect to healthy subjects; 3) amplitude of EMG signals is higher in male subjects than in female subjects, in younger subjects than in elderly subjects (more than 50 years) and in healthy subjects than in incontinent subjects; 4) the mean spectral frequency of EMG signals is lower in males than in females, in younger subjects than in elderly subjects and in healthy subjects than in incontinent subjects.

These results allow a first step in the validation of multichannel surface EMG as a diagnostic tool for the evaluation, prevention and monitoring of pelvic floor disorders. Further research will be dedicated to the issue of therapy and rehabilitation and to the evaluation of effectiveness of techniques for the recovery of continence.

Ripetibilità di parametri di segnali EMG prelevati dal muscolo sfintere anale esterno

M. Marracino, S. Martina, R. Merletti, A. Mussa, M. Mistrangelo, A. Rainoldi, S. Sandrucci

Per valutare la ripetibilità dei parametri estratti dai segnali EMG prelevati dal muscolo sfintere anale esterno (EAS), sono state ripetute misure effettuate secondo il protocollo definito all'interno del progetto OASIS. È stata realizzata una sonda anale con tre schiere da 16 elettrodi ciascuna, a tre profondità differenti. Per ogni profondità, in ordine casuale, è stato registrato un segnale EMG della durata di 10s mentre i soggetti esercitavano una contrazione volontaria massimale dell'EAS. Ogni contrazione è stata ripetuta due volte nella stessa sessione, senza estrarre la sonda, per un totale di sei misure. Ogni sessione è stata ripetuta in 3 giorni differenti, per un totale di 18 prove (3 livelli di profondità, 2 contrazioni al giorno per 3 giorni) per soggetto. Sono stati esaminati diciotto soggetti (11 maschi, 7 femmine; 44 ± 12 anni, media \pm SD). I criteri di reclutamento erano l'assenza di danni al canale anale (fistole, ragadi) e l'assenza di vene emorroidali di grado III e IV. Ogni soggetto è stato visitato (anoscopia) prima della registrazione EMG per valutare la grandezza di ciascuna vena emorroidale e la lunghezza del canale anale.

I parametri EMG relativi alla distribuzione delle zone di innervazione sono risultati avere bassa ripetibilità (alta varianza inter e intra soggetti, e basso ICC). Soltanto il baricentro della zona di innervazione, pesato rispetto al numero di MUAP, ha mostrato una buona accuratezza (errore standard della media, $SEM < 15\%$). I risultati migliori sono stati ottenuti per i parametri di frequenza e di ampiezza (ARV e MNF globale, baricentro di ARV e di MNF, ampiezza e frequenza di singolo MUAP), con $SEM < 10\%$ e, per alcuni parametri, $ICC > 65\%$.

Repeatability of parameters of EMG signals detected from the anal sphincter muscle

In order to assess the repeatability of parameters extracted from EMG signals detected from the external anal sphincter muscle (EAS), measurements were repeated according to the protocol defined within the OASIS project. An anal probe carrying three 16-electrode arrays at three different depths was used. For each array, in random order, a 10s long EMG signal was acquired while the subjects exerted a maximal voluntary contraction (trial) of the EAS. Each trial was repeated twice within the same session, without extracting the probe, for a total of six trials. Each session was repeated in 3 different days, for a total of 18 trials (3 depth levels, 2 trials per day for 3 days) per subject. Eighteen subjects were tested (11 male, 7 female; 44 ± 12 , mean \pm SD years old). Recruitment criteria were the absence of serious damage to the anal canal (fistulae, rhagades) and the absence of grade III and IV haemorrhoidal veins. Each subject was visited (anoscopy) before EMG measurement in order to evaluate the relevance of each haemorrhoidal vein and the length of the anal canal.

EMG parameters related to the innervation zone distribution were found to have low repeatability (high variance between subject and within subject, and low ICC). Only the barycentre of the innervation zone weighted with respect to the number of MUAPs showed a good accuracy (standard error of the mean, $SEM < 15\%$). The best results were obtained for the amplitude and frequency parameters (global ARV and MNF, ARV and MNF barycentre, single MUAP amplitude and frequency), with $SEM < 10\%$ and, for some parameters, $ICC > 65\%$.

Analisi di segnali EMG di superficie multicanale prelevati dal muscolo puborettale

Analysis of multichannel surface EMG signals detected from the puborectalis muscle

A. Bottin, X.L. F. Fraga, S. Martina

Il progetto europeo OASIS ha analizzato l'identificazione dell'eventuale relazione fra l'incontinenza e l'asimmetria dell'innervazione del muscolo sfintere anale esterno. Tuttavia, anche altri muscoli del pavimento pelvico, tra cui il muscolo puborettale, svolgono un ruolo fondamentale nella continenza e meritano studi approfonditi. Il muscolo puborettale è composto di due fasci che hanno origine dai tendini pubici e confluiscono insieme in posizione dorsale, formando una struttura a fionda. Una sonda flessibile per EMG di superficie a 8 contatti (vedi Figura a) è stata sviluppata per studiare questo muscolo. La sonda viene fissata sopra un guanto chirurgico sul dito indice dell'operatore ed introdotta nel canale anale, in corrispondenza del muscolo studiato e in differenti posizioni lungo la circonferenza del canale.

Venti soggetti sono stati esaminati con questa sonda. Potenziali d'azione di unità motoria (MUAP) sono stati rilevati ed identificati in posizione dorsale e nelle due posizioni laterali (vedi Figura b), ma non in posizione ventrale (dove il muscolo non è presente). In posizione dorsale, si sono identificati sia MUAP che propagano da sinistra verso destra, sia viceversa, mentre in posizione laterale è stata riscontrata una prevalenza di propagazione dalla zona ventrale verso la regione dorsale. In alcuni casi (5 soggetti su 20) si sono identificate una o più zone di innervazione in posizione laterale. I MUAP sono stati estratti per mezzo di un algoritmo di decomposizione e contati a seconda del verso di propagazione. Sono quindi state calcolate le percentuali di MUAP che propagano verso l'elettrodo 1 e verso l'elettrodo 8, rispetto al numero totale di MUAP rilevati.

Le percentuali di MUAP che propagano in

The European project OASIS focused on the relation between incontinence and the asymmetrical innervation and strength of the external anal sphincter muscle. However, other pelvic floor muscles, such as the puborectalis muscle, play a fundamental role in continence and deserve investigation.

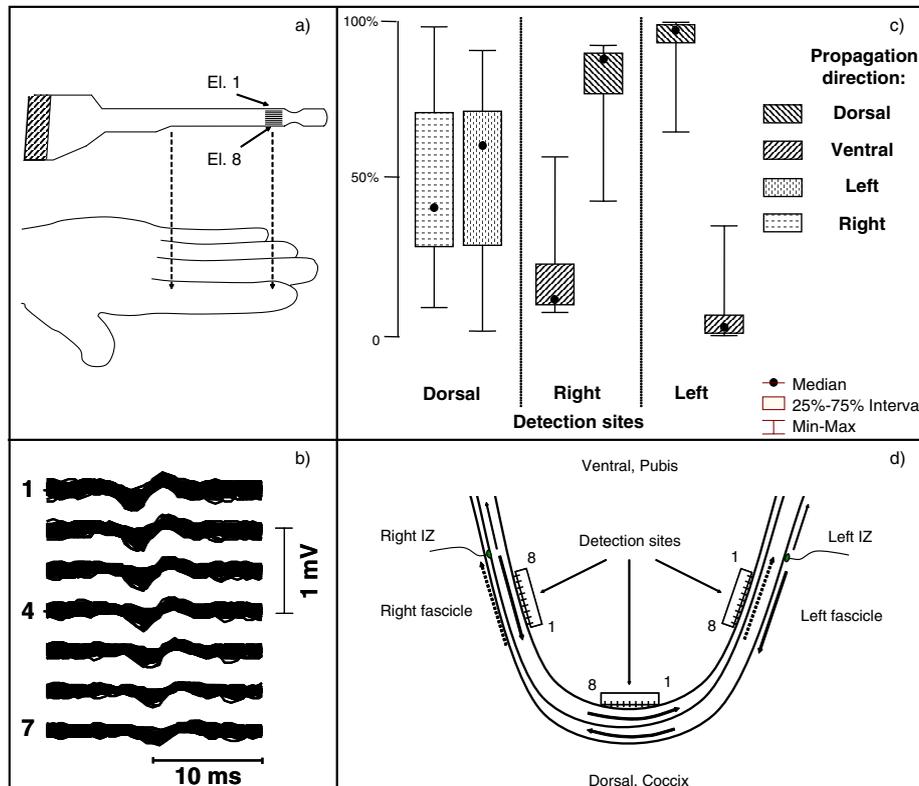
The puborectalis muscle is made up of two fascicles which start from the pubic tendons and join together in dorsal position, to form a sling.

A flexible surface EMG probe carrying 8 electrode contacts (see Figure a) was developed to study this muscle. The probe was fixed over the glove covering the index finger of the experimenter and introduced in the anal canal, in correspondence of the investigated muscle and in different locations along the circumference of the canal.

Twenty subjects were examined with this probe. Motor unit action potentials (MUAPs) could be detected and identified in dorsal and in lateral positions (see Figure b), but not in ventral position (where the muscle is not present). In dorsal position, both MUAPs propagating from the left side to the right side and vice-versa could be identified, while in lateral positions a prevalence of propagation from the ventral to the dorsal region was found. In some cases (5 subjects out of 20) one or more innervation zones could be identified in lateral positions. MUAPs were extracted by means of a decomposition algorithm, and grouped depending on the direction of propagation. The percentages of MUAPs propagating towards electrode 1 and towards electrode 8 with respect to the total number of detected MUAPs were calculated. The percentages of MUAPs propagating in each of the two directions were associated, by means of

ciascuno dei due sensi sono risultate statisticamente differenti secondo la posizione di prelievo (si faccia riferimento alla Figura c). Una possibile interpretazione anatomica dei risultati è rappresentata nella Figura d; le zone di innervazione sono situate in posizione laterale ed i fasci di fibre si uniscono dorsalmente, in alcuni casi raggiungendo il punto di prelievo controlaterale rispetto alla zona di innervazione.

a one-way ANOVA, with the detection site location as fixed factor, and were found statistically different depending on the location (see the Figure c). A possible anatomical interpretation is proposed in Figure d, where innervation zones are located in lateral position and fascicles of fibers join dorsally, in some cases reaching the controlateral detection site.



a) Sonda per il muscolo puborettale; b) Sovrapposizione di 126 MUAP identificati in posizione dorsale durante una contrazione massimale del muscolo puborettale di durata 10 s; c) Confronto statistico delle percentuali di MUAP che propagano in ciascuna direzione rispetto al numero totale di MUAP identificati, per ciascuna delle tre posizioni di prelievo; d) possibile interpretazione dei risultati ottenuti: due fasci muscolari sono innervati lateralmente e si fondono dorsalmente, con alcune fibre che raggiungono il punto di prelievo controlaterale rispetto alla zona di innervazione.
 a) Puborectalis probe; b) Superposition of 126 identified MUAPs detected in dorsal position during a 10 s maximal contraction of the puborectalis muscle; c) Statistical comparison of the percentage of MUAPs propagating in each direction with respect to the total number of detected MUAPs, for each of three detection sites; d) Possible interpretation of the results; two muscle fascicles are innervated laterally and intermingle dorsally, with some fibers reaching the controlateral detection site.

Studio del muscolo gracile prima e dopo la graciloplastica. Risultati preliminari

Study of the gracilis muscle before and after graciloplasty. Preliminary results

A. Bottin, R. M. Herman, S. Martina, M. Nowakowski

La graciloplastica dinamica consiste nel trapianto chirurgico di uno o entrambi i muscoli gracili dalla coscia intorno al retto, per generare uno sfintere "artificiale". Questo intervento è effettuato su pazienti con sfinteri assenti o estremamente danneggiati, dopo che nessuna delle altre tecniche disponibili si sia rivelata efficace o applicabile.

Al momento, la scelta del muscolo gracile da trapiantare è effettuata secondo criteri che non sono direttamente correlati con le proprietà anatomiche e fisiologiche dei muscoli. La conoscenza della posizione della zona di innervazione prossimale di ogni muscolo prima dell'intervento ridurrebbe il rischio di danneggiamento delle fibre e delle terminazioni nervose consentendo di selezionare il muscolo migliore a seconda della lunghezza delle fibre muscolari.

Questo obiettivo può essere raggiunto facilmente per mezzo dell'EMG di superficie, usando una schiera lineare di elettrodi. Prove preliminari hanno indicato che la posizione della zona di innervazione identificata tramite EMG di superficie dista meno di 1 cm rispetto alla posizione effettiva (osservata dopo l'incisione della pelle).

Inoltre, nella graciloplastica dinamica l'intervento è seguito da un periodo di stimolazione elettrica del muscolo trapiantato, con l'obiettivo di convertire le fibre muscolari di tipo II in fibre di tipo I, resistenti alla fatica. Il monitoraggio del muscolo trapiantato per mezzo di una sonda anale per EMG di superficie consentirebbe di studiare il raggiungimento di tale obiettivo e fornirebbe uno strumento clinico non invasivo utile per valutare quantitativamente il recupero post-operatorio.

Dynamic graciloplasty consists of the surgical transplantation of one or both gracilis muscles from the thigh around the rectum, in order to create an "artificial" sphincter. This surgery is applied on subjects with absent or extremely damaged sphincters, after none of the other available techniques was proved to be successful or even feasible.

At the moment, the choice of the gracilis muscle to be transplanted is performed according to criteria which are not directly related to anatomical and physiological properties of the muscles. The knowledge of the approximate position of the most proximal innervation zone of each muscle before the operation reduces the risk of damage to the nervous fibers and terminations, and allows selecting the right or left muscle depending on the fiber length. This objective can be easily achieved by means of surface EMG, using a multichannel linear electrode array. Preliminary tests indicated that the innervation zone location identified by surface EMG is less than 1 cm away with respect to the effective position (observed after skin incision).

Moreover, in dynamic graciloplasty the surgery is followed by a period of electrical stimulation of the transplanted muscle, aimed at converting type II muscle fibers into type I, fatigue resistant, fibers. Monitoring of the transplanted muscle by means of a surface EMG anal probe would allow to investigate the achievement of such goal and would provide a non-invasive clinical tool for the follow-up of the operated patients.

Ripetibilità di variabili del segnale sEMG in contrazioni isometriche sub-massimali dei muscoli elevatori della mandibola

Reproducibility of surface EMG variables in isometric sub-maximal contractions of jaw elevator muscles

B. Becchino, P. Bracco, T. Castroflorio, D. Farina, K. Icardi, E. Merlo

Gli scopi dello studio erano 1) sviluppare un nuovo sistema di misura della forza dei muscoli masticatori in posizione di intercuspidazione e testare la riproducibilità dei risultati; 2) testare la ripetibilità dell'ampiezza e delle variabili spettrali del segnale EMG di superficie durante contrazioni a forza costante nei muscoli elevatori della mandibola e 3) studiare l'effetto della distanza interelettrodica sulla ripetibilità delle variabili EMG.

Lo studio è stato eseguito sui muscoli massetere e temporale anteriore di ambo i lati su nove soggetti sani. Un sensore di forza di compressione intraorale è stato alloggiato in uno splint costruito a partire dal modello dell'arcata dentale di ogni soggetto. Il sensore è stato utilizzato per la misura della massima forza durante contrazione volontaria in posizione di intercuspidazione e per fornire un feedback visivo al soggetto nelle contrazioni sub massimali. Sono state eseguite tre sessioni sperimentali in tre giorni. In ogni sessione è stata mantenuta per 30 s una contrazione isometrica al 80% della massima forza. Il coefficiente di correlazione intra-classe (ICC) della forza massima è risultato pari a 71.9%. ICC del valore rettificato medio e della frequenza media dello spettro del segnale EMG cresce al crescere della distanza interelettrodica, con valori superiori al 70% per distanze interelettrodiche pari a 30 mm. Si conclude che il segnale EMG di superficie misurato durante contrazioni isometriche dai muscoli elevatori della mandibola con il sistema di forza proposto mostra una riproducibilità sufficiente per applicazioni cliniche.

The aims of this study were 1) to develop of a new method for measuring masticatory force in the intercuspal position and test the repeatability results; 2) to test the reproducibility of surface EMG signal amplitude and spectral variables in constant force contractions of jaw-elevator muscles; and 3) to investigate the effect of inter-electrode distance on the reproducibility EMG variables. The study was performed on the masseter and temporalis anterior muscles of both sides of nine healthy volunteers. An intraoral compressive-force sensor was mounted in a splint built from a model of the dental arches of the subject. The sensor was used to measure maximal voluntary contraction forces in the intercuspal position and to provide a visual feedback on sub-maximal forces to the subject. Three experimental sessions were performed in three days. In each session, three isometric contractions at 80% of the maximal force were sustained by the subjects for 30 s. The intra-class correlation coefficient (ICC) of the maximal force was 71.9%. ICC of average rectified value and mean power spectral frequency of the EMG signal increased with inter-electrode distance, with values larger than 70% with 30-mm inter-electrode distance. It was concluded that surface EMG variables measured in isometric contractions of the jaw-elevator muscles with the proposed force recording system show sufficient reproducibility for clinical applications.

Differenze di variabili meccaniche, elettromiografiche e biochimiche tra atleti di resistenza e atleti di potenza

Differences of mechanical, electromyographical and biochemical variables in endurance and power-trained athletes

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

Il lavoro è stato finalizzato alla identificazione di variabili meccaniche, elettromiografiche e biochimiche utili per una differenziazione delle caratteristiche muscolari tra diverse tipologie di atleti valutati prima, durante e dopo un esercizio isocinetico affaticante. Risultati preliminari di questo protocollo erano stati illustrati nel Rapporto Annuale 2002.

Sono stati studiati tredici atleti di resistenza (AR: 24.9 ± 7.6 anni) e sette atleti di potenza (AP: 33.0 ± 6.0 anni). Sono state analizzate le seguenti variabili: forza isometrica e isocinetica, parametri EMG stimati da segnali registrati dal muscolo vasto laterale in contrazione isometrica sia volontaria sia stimolata elettricamente, risposte cortisolemica e lattacidemica.

I valori di massima forza volontaria (normalizzati per il valore di massa corporea elevata per l'esponente allometrico 0.67) isocinetica e isometrica pre-esercizio sono risultati significativamente maggiori ($p < 0.05$, test U di Mann-Whitney) nel gruppo AP (9.96 ± 1.62 Nm/kg e 18.08 ± 2.85 Nm/kg) rispetto al gruppo AR (8.97 ± 1.59 Nm/kg e 14.59 ± 2.92 Nm/kg).

L'analisi del decremento della coppia (SLOPEISK) durante quattro serie di contrazioni isocinetiche ripetute ha evidenziato una distinzione tra AP (-28.91 ± 4.06 Nm/set) e AR (-6.31 ± 4.06 Nm/set).

Non si sono osservate differenze di risposta cortisolemica, mentre il gruppo AP ha mostrato una maggiore risposta lattacidemica rispetto al gruppo AR.

Il decremento di velocità di conduzione e frequenza media tra le contrazioni volontarie pre e post-esercizio isocinetico è risultato maggiore in AP che in AR, mentre non si sono evidenziate

This work aimed to identify, among mechanical, electromyographical and biochemical variables, those providing the best characterization of muscular properties in different athletes before, during and after a fatiguing isokinetic exercise. Preliminary results about this protocol were presented in the Annual Report 2002.

Thirteen endurance athletes (EA: 24.9 ± 7.6 years) and seven power athletes (PA: 33.0 ± 6.0 years) were studied. Isometric and isokinetic torques, cortisol and lactate responses, and EMG variables estimated from signals recorded from the vastus lateralis muscle in both voluntary and electrically elicited isometric contractions were analyzed.

Isokinetic and pre-exercise isometric maximal voluntary torque values (scaled by the body mass raised to allometric exponent of 0.67) were significantly higher ($p < 0.05$ Mann-Whitney U test) in PA (9.96 ± 1.62 Nm/kg and 18.08 ± 2.85 Nm/kg) than in EA (8.97 ± 1.59 Nm/kg and 14.59 ± 2.92 Nm/kg).

The rate of torque decrease (SLOPE_{ISK}) during four sets of repeated isokinetic contractions showed a distinction between PA (-28.91 ± 4.06 Nm/set) and EA (-6.31 ± 4.06 Nm/set).

No differences were found between the cortisol responses, while PA showed higher lactate response than EA.

In voluntary contractions, the decrease of conduction velocity and mean spectral frequency due to the exercise was found higher in PA than in EA, while no differences were found for electrically elicited contractions.

Recovery times of all the studied variables were greater in PA than in EA. The correlation

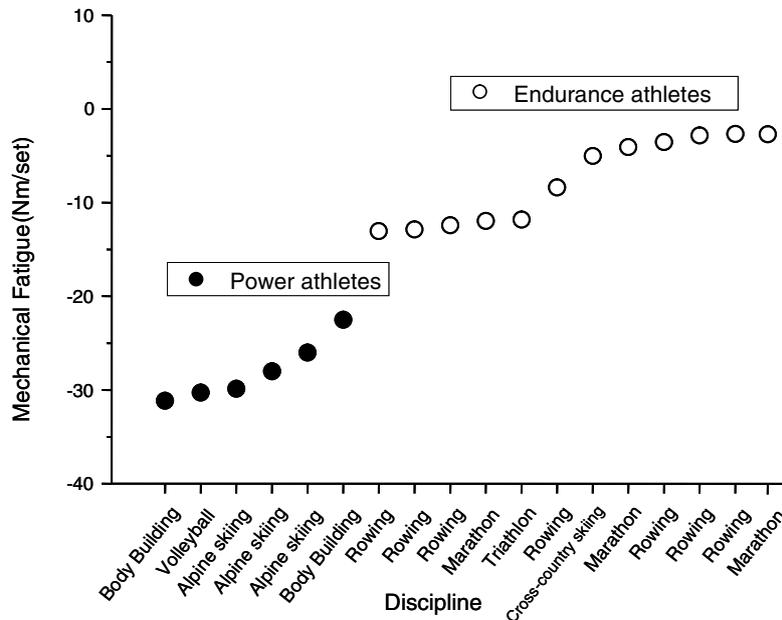
differenze per le contrazioni stimulate.

I tempi di recupero di tutte le variabili studiate sono risultati maggiori per AP che per AR. Si sono evidenziate correlazioni positive significative tra la fatica meccanica e, sia la risposta lattacidemica ($p=0.015$) sia il tasso di decremento della velocità di conduzione ($p=0.04$).

Il protocollo definito per l'analisi delle prestazioni isocinetica e isometrica ha documentato significative differenze di risposte meccanica, biochimica e EMG tra AP e AR. Esso rappresenta un avanzamento nella messa a punto di un approccio innovativo per l'analisi non invasiva delle proprietà funzionali della muscolatura scheletrica, complementare e non alternativo all'indagine biotica.

analyses showed that the higher the rate of mechanical fatigue the higher lactate production ($p=0.015$) and muscle fiber conduction velocity reduction ($p=0.04$).

The designed protocol based on isokinetic and isometric performances showed significant differences in mechanical, biochemical, and EMG responses between EA and PA. The protocol is a step toward the design of an innovative multifactorial tool for non-invasive assessment of muscular functional properties complementary, but not alternative, to the biotopic approach.



I valori di fatica meccanica (Nm/set) osservati durante l'esercizio di estensione del ginocchio in modalità isocinetica sono rappresentati in ordine crescente ed etichettati secondo il tipo di disciplina praticata dall'atleta. Si è osservata una netta distinzione tra AP con valori di $SLOPE_{ISK} < -20$ Nm/set ($N=6$) e AR con $SLOPE_{ISK}$ nel range $-15/0$ Nm/set ($N=12$). Gli atleti dediti a discipline di resistenza/potenza sono compresi nel gruppo che mostra la minore/maggiore entità di variazione della forza.

I valori di fatica meccanica (Nm/set) osservati durante l'esercizio di estensione del ginocchio in modalità isocinetica sono rappresentati in ordine crescente ed etichettati secondo il tipo di disciplina praticata dall'atleta. Si è osservata una netta distinzione tra AP con valori di $SLOPE_{ISK} < -20$ Nm/set ($N=6$) e AR con $SLOPE_{ISK}$ nel range $-15/0$ Nm/set ($N=12$). Gli atleti dediti a discipline di resistenza/potenza sono compresi nel gruppo che mostra la minore/maggiore entità di variazione della forza.

Risposta di IL-6 all'esercizio isocinetico in atleti d'élite: relazioni con la funzione cortico-surrenalica e la fatica meccanica e mioelettrica

IL-6 response to isokinetic exercise in elite athletes: relationships to adrenocortical function and to mechanical and myoelectric fatigue

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

L'esercizio stimola il rilascio muscolare di interleuchina-6 (IL-6), una citochina con attività endocrina, secreta con ritmicità circadiana con picco notturno, che ha attività di modulazione del metabolismo intermedio ed è una delle principali citochine di stimolo dell'asse ipotalamo-ipofisi-surrene (IIS) durante le risposte flogistiche. Mancano a tutt'oggi dati sul suo ruolo nella stimolazione di tale asse in rapporto all'esercizio. Obiettivi dei nostri studi erano: l'analisi della risposta di IL-6 in atleti d'élite di potenza e resistenza (AP, n=7; AR, n=13); la definizione delle relazioni tra risposta di IL-6 e l'attivazione cortico-surrenalica; la ricerca di correlazioni tra livelli di IL-6 e livelli sierici di mioglobina e lattato, scelti rispettivamente quali indici di danno e fatica muscolare; la caratterizzazione degli effetti della flogosi muscolare sulla fatica meccanica e mioelettrica; la valutazione del rapporto, se presente, tra le risposte di IL-6 nei compartimenti salivare (locale) e sierico (sistemico).

Sono state analizzate prima e dopo un esercizio isocinetico, le seguenti variabili: forza isometrica, parametri EMG (velocità di conduzione, frequenza media, valore rettificato medio), livelli plasmatici di ACTH e livelli sierici di cortisolo, DHEA, IL-6, mioglobina, lattato.

Il valore mediano di area sotto la curva (ASC) di risposta di IL-6 ha permesso di distinguere "High Responders, HR" e "Low Responders, LR". Sei su sette AP sono risultati HR (e un AP è risultato LR), mentre nove su tredici AR sono risultati LR (e quattro AR sono risultati HR). Gli atleti HR hanno mostrato maggiori risposte di ACTH, cortisolo e lattato rispetto ai LR. Dopo normalizzazione per i livelli di ACTH, non si è mantenuta la differenza

Exercise stimulates the muscular release of the cytokine interleukin-6 (IL-6). IL-6 is an endocrine cytokine: it is secreted in a circadian fashion correlating with sleepiness; it influences intermediary metabolism; it is one of the major cytokines that stimulate the hypothalamic-pituitary-adrenal (HPA) axis during inflammatory stress. Data are lacking on its role in regulating the HPA axis during exercise. Aims of our studies were: to analyse the IL-6 response to exercise in power and endurance elite athletes (PA, n=7; EA, n=13); to evaluate the relationship between IL-6 and adrenocortical responses; to search for correlations between IL-6 levels and the corresponding levels of serum myoglobin and lactate, chosen as biomarkers of muscle damage and fatigue, respectively; to determine the effects of the muscular inflammation on mechanical and myoelectric fatigue; and to evaluate the parallelism, if any, between the salivary (local) and serum (systemic) IL-6 responses.

Isometric torque, EMG variables (conduction velocity, mean power frequency, average rectified value), ACTH, cortisol, DHEA, IL-6, myoglobin, lactate were analyzed before and after an isokinetic exercise.

The median serum IL-6 Area Under Curve distinguished "High Responders, HR" and "Low Responders, LR". Six out of seven PA resulted HR (and one PA resulted LR), while nine of thirteen EA resulted LR (and four EA resulted HR). HR showed higher ACTH, cortisol, lactate responses than LR. After normalisation for ACTH, the difference in cortisol response disappeared. The correlation analyses showed that the higher the mechanical fatigue the higher serum IL-6 and lactate responses and that the higher the

di risposta cortisolemica tra i due gruppi. Si sono evidenziate correlazioni positive significative sia tra fatica meccanica e risposte sieriche di IL-6 e lattato sia tra produzione cortisolemica e rapidità di decremento di IL-6 dopo il raggiungimento del picco, mentre non sono emerse correlazioni tra i valori di ASC di IL-6 o lattato con le variazioni di mioglobina. Non si sono evidenziate correlazioni né tra IL-6 e parametri EMG né tra livelli sierici e salivari di IL-6.

In conclusione, i nostri dati di associazione tra incremento sierico di IL-6, fatica meccanica e lattacidemia concordano con recenti e preliminari evidenze istologiche di specificità della tipologia di fibra muscolare responsabile della produzione di IL-6 indotta da esercizio. Inoltre, non è risultato evidente né un ruolo di IL-6 nell'attivazione dell'asse HPA, né un effetto della flogosi muscolare sulle manifestazioni mioelettriche di fatica. Infine, si è evidenziata una dissociazione tra le risposte sierica e salivare di IL-6, probabilmente in rapporto all'assenza di relazioni tra la produzione salivare e quella muscolare (sistemica).

cortisol production the faster the IL-6 recovery after the peak, while no relationship was evident among IL-6 and lactate AUCs and myoglobin changes. No correlations were found both between IL-6 and EMG variables and between serum and salivary IL-6.

In conclusion, our data of association between serum IL-6 increase and indices of mechanical fatigue and lactate response fit well with recent preliminary histological evidences of fiber type specificity in the exercise-related IL-6 production. Moreover, no influence of IL-6 on HPA axis activation was evident and the muscular inflammation had no detectable effects on the myoelectric manifestations of fatigue. Finally, serum and salivary IL-6 responses to exercise were found dissociated, possibly in relation to the lack of relationships between the muscular (systemic) and the salivary pathways of IL-6 production.

Correlazioni tra parametri EMG e tempo di volo durante il Jumping Test continuo

Correlations between sEMG responses and flight time during continuous Jumping Test

M. Gazzoni, M. Gollin, G. Kratter, M. Minetto, P. Paccotti, A. Rainoldi

Il lavoro qui descritto, rappresenta il primo di una serie che ha inaugurato la collaborazione scientifica tra il LISiN, il Dipartimento di Scienze Cliniche e Biologiche dell'Università di Torino e la Scuola Universitaria Interfacoltà di Scienza Motorie (SUISM) dell'Università di Torino.

Obiettivi di questo protocollo erano: 1) verificare la possibilità di registrare segnali EMG di superficie durante un Jumping Test continuo, utilizzando schiere lineari di elettrodi adesive (brevetto LISiN) e 2) determinare la correlazione tra le prestazioni meccaniche e le stime delle variabili EMG ottenute.

Al protocollo hanno partecipato dodici atleti maschi (età: 23.9 ± 3.3 anni, media \pm SD). I soggetti hanno effettuato un Jumping Test continuo della durata di 60 secondi durante il quale sono stati registrati i tempi di volo (FT) e i segnali EMG di superficie. I segnali EMG sono stati registrati utilizzando schiere di elettrodi adesive (otto canali, 10 mm di distanza interelettrodo) posizionati sul muscolo vasto laterale della gamba dominante. E' stata prestata una particolare cura nel posizionare gli elettrodi per evitare l'effetto dello spostamento della zona di innervazione dovuta all'allungamento ed accorciamento del muscolo durante l'esercizio. Un elettrogoniometro è stato posizionato sull'articolazione del ginocchio della gamba controllata per registrare l'andamento dell'angolo articolare. E' stato stimato e registrato il tempo di volo di ogni salto utilizzando l'OptoJump (Microgate, Bolzano, Italia).

Le variabili EMG sono state stimate durante la fase concentrica (CP) identificata come l'intervallo temporale (200-250ms) tra i valori minimo e massimo dell'angolo articolare del ginocchio.

Sono stati calcolati i seguenti parametri: il

The work herein described represents the first of a series formally opening the scientific collaboration between LISiN, the Department of Clinical and Biological Sciences of University of Torino, and the Interfaculty University School of Movement Science (SUISM) of the University of Torino.

The aims of this protocol were: 1) to assess the feasibility of recording surface electromyographic (sEMG) signals during continuous jumping test, adopting the technique of adhesive linear electrode arrays (LISiN Patent); and 2) to determine the correlation between mechanical performances and the estimates of sEMG variables thus obtained.

Twelve male athletes (23.9 ± 3.3 years, mean \pm SD) participated in the protocol. They performed a test of 60 s continuous jumping during which the flight time and the sEMG signals were recorded. sEMG signals were recorded using an adhesive linear electrode array (eight channels, 10 mm apart) placed on the vastus lateralis muscle of the dominant leg. Special care was taken in electrode placement to avoid the effect of the innervation zone shift due to the muscle shortening and lengthening. An electrogoniometer was placed on the contralateral knee joint to record the time course of the knee angle. Flight times for each jump were recorded and estimated with the OptoJump (Microgate, Bolzano, Italy) device.

sEMG variables were estimated during the concentric phase (CP) identified as the time interval (200-250 ms) between the minimum and the maximum knee angle values.

The following parameters were calculated: the maximum flight time (MFT, ms) as the maximum flight time value obtained during the test; the rate of change of FT (rcFT, ms/jump) as

tempo di volo massimo (MFT, ms) definito come il valore massimo dei tempi di volo registrati durante il test; il tasso di variazione di FT (rcFT, ms/salto) calcolato come la pendenza della retta di regressione dei tempi di volo misurati durante il test; il valore iniziale ed il tasso di variazione di: valore rettificato medio (ARV, μV), frequenza media dello spettro di potenza (MNF, Hz) e velocità di conduzione delle fibre muscolari (CV, m/s).

All'interno di ogni salto erano chiaramente distinguibili, combinando i segnali EMG e goniometrici, tre fasi: la fase concentrica (CP), la fase di volo e la fase eccentrica (EP). Come mostrato nella Figura, MFT correla sia con il valore iniziale di MNF (A: $r=0.84$, $p=0.001$) sia con il tasso di variazione di MNF (B: $r=0.76$, $p=0.006$). rcFT correla sia con il valore iniziale di CV (C: $r=0.81$, $p=0.005$) sia con il tasso di variazione di CV (D: $r=0.79$, $p=0.006$). Non è stata trovata nessuna correlazione tra i parametri di ARV e i parametri del Jumping Test.

I dati mostrano che: 1) è possibile registrare correttamente i segnali EMG durante un Jumping test continuo e 2) MNF e CV sono le variabili EMG che correlano con i dati meccanici. Inoltre, questi risultati forniscono un'evidenza sperimentale che le variabili del segnale EMG possono essere adottate come un ulteriore approccio alla valutazione funzionale muscolare durante il Jumping Test continuo, e che possono essere utilizzate per evidenziare le differenze tra atleti di potenza e di resistenza.

the slope of the linear regression of the FTs measured during the test; the initial value and the rate of change of: average rectified value (ARV, μV), mean frequency of the power spectrum (MNF, Hz), and muscle fiber conduction velocity (CV, m/s).

Three different phases within each jump were clearly distinguishable combining EMG and goniometer signals: the concentric (CP), the flight and the eccentric phases (EP). As described in the Figure MFT was found to correlate with both MNF initial value (A: $r=0.84$, $p=0.001$) and MNF rate of change (B: $r=0.76$, $p=0.006$). rcFT was found to correlate with both CV initial value (C: $r=0.81$, $p=0.005$) and CV rate of change (D: $r=0.79$, $p=0.006$). No correlation was found between ARV parameters and any of the jumping test parameters.

These data show that: 1) it is feasible to properly record EMG signals during continuous jumping and 2) MNF and CV are the EMG variables correlating with mechanical data. Moreover, these findings provide experimental evidence that surface EMG variables can be adopted as an additional approach to muscular functional evaluation during the continuous jumping test, and that they can be used to highlight the phenotype differences between power and endurance athletes.

Manifestazioni mioelettriche di fatica in pazienti con 'anoressia nervosa'

Myoelectric manifestations of fatigue in 'anorexia nervosa' patients

I. Caruso, M. Cereti, G. Melchiorri, A. Rainoldi

L'anoressia nervosa (AN) è una grave patologia con numerose implicazioni cliniche e sociali. E' prevalente nelle donne e la sua occorrenza è aumentata negli ultimi dieci anni. Tale patologia è caratterizzata da una grave perdita di peso caratterizzata dalla diminuzione sia di massa grassa sia di massa magra. Studi istologici hanno dimostrato un degrado della massa muscolare, una selettiva ipotrofia delle fibre muscolari e una diminuzione del diametro delle fibre IIB senza modificazione del loro numero.

L'EMG di superficie (sEMG) è una tecnica non invasiva che può essere utilizzata per studiare le caratteristiche anatomiche e fisiologiche del muscolo; sono, tuttavia, disponibili pochi studi che associno sEMG e patologie muscolari correlate ai disturbi alimentari.

In questo lavoro è stato confrontato un gruppo di otto donne anoressiche (AN: 24.9 ± 6.5 anni) con un corrispondente gruppo di donne sane (CO: 30.0 ± 6.6 anni). Sono state studiate le manifestazioni mioelettriche di fatica durante una contrazione isometrica all'80% MVC sostenuta fino ad esaurimento. E' stato fornito un feedback visivo per controllare il livello di forza generato durante l'estensione isometrica del ginocchio. Il segnale sEMG è stato registrato dal muscolo vasto laterale del lato dominante usando schiere lineari di elettrodi (otto contatti distanziati 10 mm). I valori iniziali e i tassi di cambiamento delle variabili EMG (ARV, MNF e CV) costituiscono i parametri studiati durante le contrazioni affaticanti.

I valori assoluti della coppia esercitata al ginocchio sono risultati maggiori nei CO (90.7 ± 13.1 Nm) rispetto ai AN (74.1 ± 23.6 Nm), mentre i valori relativi (normalizzati rispetto al peso corporeo) sono risultati maggiori in AN

Anorexia nervosa (AN) is a severe disease with many social and clinical implications. AN is prevalent in women and its occurrence increased in the last ten years. The disease is characterized by severe weight loss with decrease of both fat and fat-free mass. Histological studies demonstrated a degradation of muscle mass with a selective muscle fiber hypotrophy and a decrease in type IIB fast fiber diameter without modification in fiber number. Surface electromyography (sEMG) is a non invasive technique useful to study anatomical and physiological characteristics of muscle; however, few sEMG studies are available about malnutrition related muscle diseases.

In this work a population of eight anorexic female patients (AN: 24.9 ± 6.5 years) was compared with a matched group of eight healthy female subjects (CO: 30.0 ± 6.6 years).

Myoelectric manifestations of fatigue during an isometric contraction sustained to endurance at 80% of maximal voluntary contraction (MVC) were studied. Visual feedback to control the force level during isometric knee extension was provided. sEMG signals were recorded, using a linear electrode array (eight channels, 10 mm apart), from vastus lateralis muscle of the dominant side. Initial values and rate of change of the EMG variables (ARV, MNF and CV) were the parameters studied during the fatiguing contractions.

Absolute knee torque values were found greater in CO (90.7 ± 13.1 Nm) than in AN (74.1 ± 23.6 Nm) while relative values (normalized with respect to the body weight) were found greater in AN (1.86 ± 0.63 Nm/kg) than in CO (1.61 ± 0.27 Nm/kg). These

(1.86 ± 0.63 Nm/kg) rispetto a CO (1.61 ± 0.27 Nm/kg). Tali output meccanici, insieme ai tempi di endurance, non sono risultati tuttavia statisticamente differenti tra i due gruppi. Allo stesso modo, i valori iniziali e il tasso di cambiamento di ARV e i valori iniziali di MNF non sono risultati differenti tra i due gruppi.

Al contrario, i tassi di cambiamento di MNF sono risultati maggiori in AN (-0.35 ± 0.16 Hz/s) rispetto a CO (-0.17 ± 0.13 Hz/s, $p=0.004$, Mann Whitney U test). Inoltre i valori iniziali e i tassi di cambiamento di CV sono risultati statisticamente differenti tra i soggetti patologici e normali (AN CV: 3.74 ± 0.86 m/s; CO CV 5.28 ± 1.07 m/s, $p=0.004$; AN tasso di cambiamento di CV: 0.006 ± 0.015 m/s²; CO tasso di cambiamento di CV: -0.006 ± 0.007 m/s², $p=0.006$). I valori di CV (sia iniziali sia i tassi di cambiamento) sono risultati in accordo con i dati biopotici (una diminuzione di fibre di tipo II) riportati in letteratura per questa patologia. In contrasto con tali evidenze il tasso di cambiamento di MNF nel gruppo AN è stato trovato maggiore che nel gruppo CO. E' pertanto ragionevole ipotizzare che le maggiori manifestazioni mioelettriche di fatica (tasso di cambiamento di MNF) osservate in AN siano causate dalla patologia che, come descritto in altri casi (per esempio la patologia di Mc Ardle), aumenta la sincronizzazione delle unità motorie causando una più rapida riduzione di MNF durante la contrazione. In conclusione, questo lavoro conferma la capacità di valutare la funzione muscolare in condizioni di grave patologia suggerendo la necessità di ulteriori studi volti a stabilire se l'EMG di superficie possa essere usato per quantificare nel tempo l'effetto dei trattamenti di ri-alimentazione e di riabilitazione.

mechanical outputs, together with the endurance time were found, however, not statistically different between the two groups. Similarly, EMG amplitude initial values and slopes and MNF initial values were found not different between the two groups.

On the contrary, MNF rate of changes were found greater in AN (-0.35 ± 0.16 Hz/s) than in CO (-0.17 ± 0.13 Hz/s, $p=0.004$, Mann Whitney U test). Moreover, CV initial values and CV rate of changes were found significantly different between pathological and healthy subjects (AN CV: 3.74 ± 0.86 m/s; CO CV 5.28 ± 1.07 m/s, $p=0.004$; AN CV rate of change: 0.006 ± 0.015 m/s²; CO CV rate of change: -0.006 ± 0.007 m/s², $p=0.006$). CV values (both initial and rate of change) were found in agreement with biopotical findings (a decrease of type II fibers) reported in the literature for this pathology. In contrast to these literature findings, MNF rate of change in the AN group was found greater than in the CO group. Thus it is reasonable to hypothesize a pathology-induced behaviour of MNF time course due to an increasing motor unit synchronization as described in the literature in other pathologies such as the Mc Ardle disease. In conclusion, this study confirms the capability of sEMG to assess muscle condition during severe malnutrition suggesting further studies aimed to assess if sEMG can be used to monitor the effect of re-feeding and rehabilitation treatments.

Valutazione EMG dei muscoli vasti durante contrazioni affaticanti

sEMG assessment of the vastii muscles during fatiguing contractions

D. Falla, P. Hodges, R. Mellor, A. Rainoldi

Il muscolo vasto mediale presenta due differenti porzioni caratterizzate da fibre con orientamenti e funzioni specifiche differenti: il vasto mediale obliquo (VMO, distale), che agisce stabilizzando la patella durante le estensioni del ginocchio e il vasto mediale lungo (VML, prossimale), che si attiva durante lo stesso movimento. VMO e VML sono divisi da una fascia connettivale e sono diversamente caratterizzati sia dal punto di vista istologico sia morfologico: la proporzione di fibre di tipo I è maggiore nel VML rispetto al VMO. Inoltre le caratteristiche istologiche e morfologiche del VMO e del vasto laterale (VL) appaiono piuttosto simili, in conseguenza della loro comune azione di stabilizzazione trasversale del ginocchio.

Nove soggetti sani (5 donne e 4 uomini) di età compresa tra 20 e 44 anni (media 31.3, SD 8.6 anni) hanno volontariamente partecipato a questo studio. I segnali mioelettrici sono stati registrati dai muscoli VML, VMO e VL usando schiere lineari di elettrodi adesive (4 contatti distanziati 10 mm) in configurazione singolo differenziale. I soggetti hanno compiuto estensioni submassimali isometriche del ginocchio della durata di 10 s al 60% MVC e al 80% MVC della durata di 60 s, utilizzando un feedback visivo dell'output di forza. Sono stati calcolati i seguenti parametri: il valore iniziale e il tasso di cambiamento del *valore rettificato medio* (ARV, μV), della *frequenza media dello spettro di potenza* (MNF, Hz), e della *velocità di conduzione muscolare* (CV, m/s).

In questo studio sono stati trovati valori iniziali di CV maggiori nel muscolo VL (5.44 ± 0.76 m/s) rispetto al VMO (4.44 ± 0.63 m/s, $p=0.001$ Wilcoxon paired test) e nel mu-

The vastus medialis muscle has two distinct divisions with different fiber orientations and specific functions: the distal vastus medialis obliquus (VMO), acts to stabilize the patella during knee extension, and the proximal vastus medialis longus (VML), acts to assist knee extension. The VMO and VML are divided by a fascial plane and are characterized by histochemical and morphometric differences: the proportion of type I fibers is higher in VML compared to the VMO. Moreover, the histochemical and morphometric characteristics of the vastus lateralis muscle (VL) and VMO show greater similarity, reflecting their common function in transverse knee stability.

Nine volunteer subjects (5 female, 4 male) aged between 20 and 44 years (mean 31.3, SD 8.6 years) participated in this study. Myoelectric signals were detected from the VML, VMO and VL muscles in single differential configuration using linear adhesive electrode arrays (4 contacts, 10 mm apart). Subjects performed sub-maximal isometric knee extension contractions at 60% MVC for 10 s and at 80% MVC for 60 s using a visual display for feedback of the force output. A five-minute rest period was given between each contraction. The following parameters were calculated: the initial value and rate of change of the average rectified value (ARV, μV), mean frequency of the power spectrum (MNF, Hz), and muscle fiber conduction velocity (CV, m/s).

The results of this study demonstrated greater initial values of CV for the VL muscle (5.44 ± 0.76 m/s) compared to VMO (4.44 ± 0.63 m/s, $p=0.001$ Wilcoxon paired test) and greater initial values of CV for the VML (5.16 ± 0.63 m/

scolo VML (5.16 ± 0.63 m/s) rispetto al VMO ($p=0.002$, Wilcoxon paired test). Sebbene i valori iniziali delle stime delle variabili EMG siano influenzati dalle caratteristiche del pool di unità motorie reclutate, essi sono anche correlati allo spessore del tessuto sottocutaneo e all'effetto di fine fibra. Poiché i muscoli VMO, VML e VL sono coperti da tessuto sottocutaneo di differente spessore, questo fattore deve essere tenuto nella giusta considerazione per la corretta interpretazione dei dati. I valori di ARV maggiori nel muscolo VMO rispetto al VML ($p=0.0002$), suggeriscono appunto che la stima di CV dal VML sia fortemente alterata dalla presenza del tessuto sottocutaneo.

Durante le contrazioni isometriche al 80% MVC, il tasso di cambiamento di MNF è risultato maggiore nel VL rispetto al VML ($p=0.01$) e al VMO ($p=0.08$). Questi risultati confermano che esiste una differenza tra i muscoli VL e VML e che essa è in accordo con le evidenze istologiche; inoltre confermano una minore affaticabilità del muscolo VML rispetto al VMO.

Poiché lo spessore del tessuto sottocutaneo può alterare i valori iniziali delle stime EMG ottenute dal muscolo VML, se ne conclude che la porzione obliqua (VMO) del muscolo vasto mediale sembra preferibile per le valutazioni funzionali basate su EMG di superficie. Inoltre, sebbene VML e VMO non possano essere considerati come due muscoli separati, le loro differenze morfologiche e funzionali suggeriscono che essi possano mostrare risposte funzionali differenti in presenza di dolore o patologia.

s) compared to VMO ($p=0.002$, Wilcoxon paired test). Although initial values of EMG variable estimates are related to the recruited motor unit pool, they are also affected by subcutaneous tissue thickness and fiber end effects. Since the VMO, VML and VL muscles are covered by subcutaneous tissue of varying thickness, this factor should be taken into account when interpreting the data. Greater initial values of ARV were identified for the VMO muscle compared to the VML ($p=0.0002$), suggesting that VML CV was strongly affected by different subcutaneous tissue thickness.

In the isometric knee extension contractions at 80% MVC, the rate of change of MNF for VL was greater than for VML ($p=0.01$) and VMO ($p=0.08$). These results confirm that a difference exists between the VL and VML muscles and is in agreement with histochemical findings. In addition, results confirm less fatigability of the VML with respect to the VMO muscle.

Given that subcutaneous tissue thickness was likely to confound EMG initial value estimates from VML, we conclude that the VMO portion of the vastus medialis muscle would be preferable for surface EMG functional evaluation. Furthermore, although VML and VMO cannot be classified as two separate muscles, their different morphological and functional characteristics suggest that these muscles could be affected differently in the presence of pain or pathology.

Identificazione di sotto-sequenze strutturali comuni in proteine

Identification of common structural sub-sequences in proteins

G. Ballocca, R. Borri, M. Gazzoni, L. Lo Conte

L'obiettivo del progetto è l'identificazione di sotto-strutture comuni a più proteine che possono essere utilizzate per la classificazione di proteine in famiglie e per l'identificazione di insiemi di residui comuni ad intere famiglie e rilevanti sia per la stabilità che per la funzionalità delle proteine stesse.

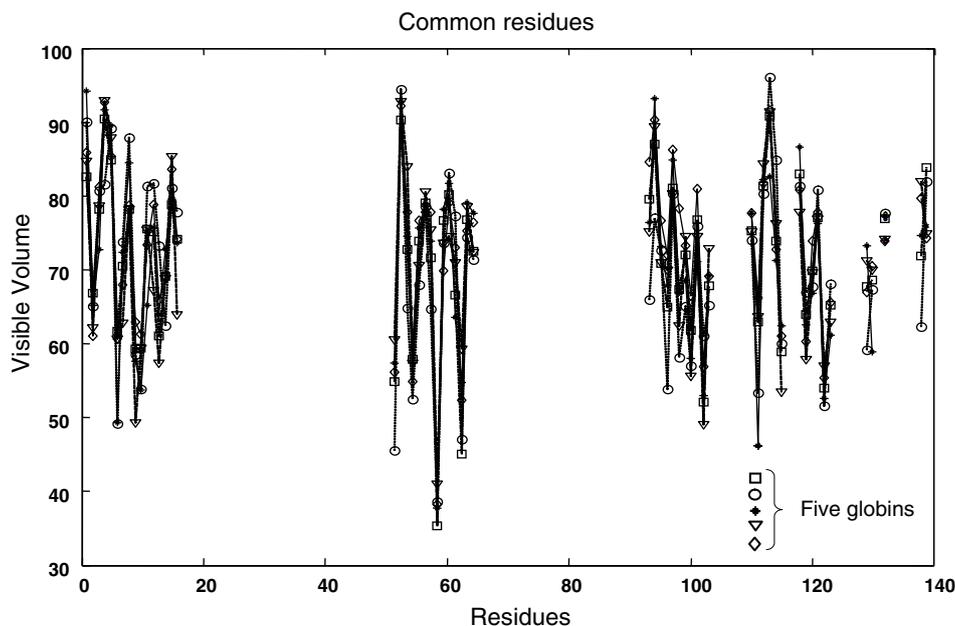
Il metodo sviluppato si basa sul Volume Visibile, un descrittore della struttura di una proteina sviluppato in precedenza, e sul principio della consistenza tra allineamenti a coppie per ottenere un allineamento strutturale globale. Il risultato finale è un allineamento multiplo di sotto-strutture comuni a più proteine come mostrato in Figura.

Il calcolo può essere facilmente eseguito in un ambiente distribuito e verrà implementato in una infrastruttura GRID, in collaborazione con CSP.

The aim of this project is the identification of common protein substructures that can be used for the classification of proteins into families and for the definition of sets of residues common to whole families and relevant for both protein stability and functionality.

The devised method is based on Visible Volume, a previously developed protein structural descriptor, and the principle of consistent pairwise alignments to produce multiple structural alignments. The end result is a multiple alignment of common protein substructures as shown in the figure.

Calculations can be easily performed in a distributed environment and will be implemented using a computational grid, in collaboration with the CSP.



Esempio di sottosequenze comuni del volume visibile identificate in un insieme di cinque globine
Example of common Visible Volume sub-sequences identified in a set of five globins.

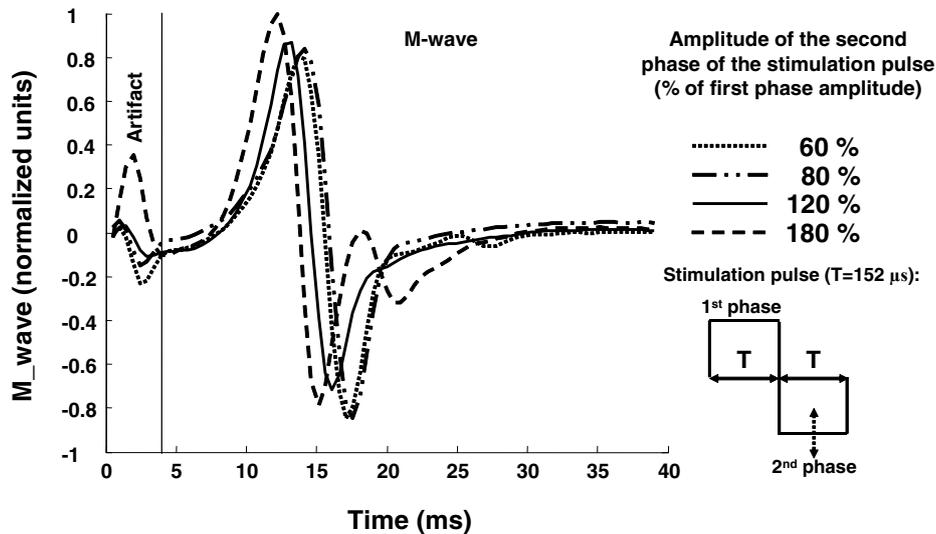
Riduzione dell'artefatto da stimolo con la tecnica della stimolazione bifasica

Stimulus artifact reduction using biphasic stimulation technique

D. Farina, F. Mandrile, M. Pozzo

Le onde-M registrate durante stimolazione elettrica transcutanea sono sempre affette da artefatto da stimolo. L'iniezione, con l'impulso di stimolazione, di una carica totale non nulla è stata proposta in letteratura come strategia per minimizzare l'ampiezza dell'artefatto da stimolo. Questo studio ha avuto lo scopo di verificare questa ipotesi. Sono stati registrati segnali EMG di superficie da otto soggetti maschi sani, utilizzando una schiera di 8 elettrodi (distanza interelettrodica 5 mm) durante contrazioni stimulate elettricamente del muscolo bicipite brachiale. È stato utilizzato uno stimolatore neuromuscolare programmabile con stadio di uscita ibrido in configurazione monopolare. Sono state selezionate ventuno forme d'onda diverse bifasiche di corrente. La forma d'onda applicata all'elettrodo di stimolazione aveva la prima fase positiva e la seconda negativa. L'ampiezza della seconda fase dello stimolo è stata fatta variare tra il 60% e il 180% dell'ampiezza della prima fase (con incrementi del 20%). La durata della seconda fase dello stimolo è stata scelta pari al 50%, 100%, o 200% della durata T della prima fase ($T=152$ ms). Si è osservata una riduzione del valor rettificato medio (ARV) dell'artefatto da stimolo quando la durata della seconda fase dell'impulso di stimolazione era pari al 100% o al 200% della durata della prima fase e per ampiezze della seconda fase maggiori dell'80% di quella della prima fase. Normalizzando tuttavia l'ARV dell'artefatto da stimolo (ARV_{norm}) rispetto all'ARV dell'onda-M corrispondente, si è osservato che esso non dipende dall'ampiezza della seconda fase dello stimolo per nessuna durata dello stimolo (ARV_{norm} ,

M-wave recordings during transcutaneous electrical stimulation present a stimulation artifact. It has been suggested that using waveforms with non-zero total injected charge may be a strategy for minimizing the artifact amplitude. The aim of this study was to investigate this hypothesis. In eight healthy male subjects, surface EMG signals were detected with a linear array of 8 electrodes (5mm inter-electrode distance) during electrically elicited contractions of the biceps brachii muscle. Stimulation was provided by a programmable neuromuscular stimulator with hybrid output stage used in a monopolar configuration. Twenty-one biphasic rectangular current waveforms were used. The waveform applied to the stimulating electrode had the first phase positive and the second negative. The amplitude of the second phase of the stimulus varied in the range 60%-180% of the amplitude of the first phase (20% increments). Its duration was 50%, 100%, or 200% of the duration T of the first phase ($T=152$ ms). Artifact average rectified value (ARV) was reduced when the second phase had a duration of 100% or 200% and an amplitude greater than the 80% of that of the first. However, artifact ARV normalized (ARV_{norm}) with respect to the elicited M-wave ARV did not depend on the amplitude of the second phase for any duration (ARV_{norm} , mean \pm SE, 9.5 ± 0.9 for 50% T , 8.8 ± 0.8 for 100% T , and 7.2 ± 0.6 for 200% T). This was due to the change in M-wave amplitude with varying the amplitude of the second stimulus phase. Thus, changing the total injected charge by modifying the second phase in biphasic stimulation does not alter only the artifact but also the elicited M-wave. It was



Esempio di onde-M registrate durante stimolazione elettrica del bicipite brachiale utilizzando forme d'onda di corrente bipolari asimmetriche. La durata della seconda fase dell'impulso di stimolazione è pari al 100% di quella della prima fase e l'ampiezza della seconda fase varia tra il 60% e il 180% di quella della prima fase. Le onde-M non cambiano finché l'ampiezza della seconda fase varia tra il 60% e l'80% di quella della prima fase. Aumentando l'ampiezza della seconda fase al 120% di quella della prima fase, l'artefatto da stimolo raggiunge un'ampiezza minima ma l'onda-M è cambiata. Incrementando ulteriormente l'ampiezza della seconda fase dello stimolo sia l'artefatto sia l'onda-M crescono in ampiezza e quest'ultima presenta una minore latenza, probabilmente attribuibile a unità motorie a velocità di conduzione maggiore attivate dalla seconda fase dello stimolo. Le differenze tra le onde-M eccitate indicano che, variando la seconda fase di un impulso bifasico, si possono attivare insieme di unità motorie diversi.

Examples of M-waves detected during stimulation of the biceps brachii muscle with biphasic asymmetric current waveforms. Duration of the second phase was equal to 100% of that of the first and the amplitude of the second phase was equal to 60%, 80%, 120 % and 180% of that of the first. M-waves do not change with the amplitude of the second phase varying from 60% to 80% of that of the first. Increasing the amplitude of the second phase at 120% of that of the first, the artifact amplitude reaches a minimum but the elicited M-wave changes. When further increasing the amplitude of the second phase of the stimulus both the artifact and the elicited M-wave increase in amplitude and it present a smaller latency, probably due to MUs with higher conduction velocity activated by the second phase of the stimulus. The differences among the elicited M-waves indicate that a different pool of MUs can be activated with increasing amplitude of the second phase.

media \pm SE, 9.5 ± 0.9 per durata 50% T, 8.8 ± 0.8 per durata 100% T, 7.2 ± 0.6 per durata 200% T). Ciò è dovuto ad un cambiamento di ampiezza dell'onda-M legato al cambiamento di ampiezza della seconda fase dello stimolo. Cambiare la carica totale iniettata modificando la seconda fase di uno stimolo bifasico, non ha solo effetto sull'ampiezza dell'artefatto ma anche sull'ampiezza dell'onda-M. La tecnica di stimolazione bifasica non è quindi efficace nel ridurre il contributo relativo dell'artefatto da stimolo in registrazioni di onde-M.

concluded that biphasic stimulation is not effective for reducing the relative weight of the artifact in M-wave recordings.

Trasferimento tecnologico dal LISiN verso piccole e medie imprese

A. Bottin

Il trasferimento tecnologico verso le aziende è stato una delle attività prioritarie condotte al LISiN nel 2004. Questa attività si è affiancata ai già esistenti settori di ricerca, nel campo del signal processing, della progettazione software/hardware e delle applicazioni cliniche.

Dal 1996 al 2001 il LISiN ha sviluppato prototipi (apparecchiature medicali non certificate, per uso di ricerca) soddisfacenti tutti i canoni di sicurezza elettrica, ma non commercializzabili. Ciò ha rappresentato un'ottima base per la ricerca scientifica, ma non ha permesso l'utilizzo di tali sistemi nella routine clinica. Tra i prototipi sviluppati si ricordano l'ASE 16 (elettromiografo a 16 canali per il prelievo di segnali EMG di superficie con schiere di elettrodi), l'ST-PRO 1 (stimolatore neuromuscolare programmabile a 8 canali), il MISO 1 (misuratore di grandezze biomeccaniche a 2 canali) (si faccia riferimento alla Figura). Con questi sistemi, utilizzati da oltre 30 prestigiosi centri di ricerca nazionali e internazionali, sono stati effettuati protocolli di misura che hanno portato a pubblicazioni scientifiche. Le aziende che hanno collaborato allo sviluppo dei prototipi sopracitati sono state fondamentalmente due. Esse hanno lavorato su commessa. Decisamente diversa è stata la sinergia che si è instaurata a partire dal gennaio 2000 con nuove aziende, che si sono avvicinate al LISiN con uno spirito di collaborazione senza prospettive di un immediato ritorno economico.

Tra le aziende collaboranti dal 2000 si ricorda la ditta OT Bioelettronica di Rivarolo Canavese (TO). Questa azienda ha seguito con il LISiN un progetto DIADI nel 2001, un progetto SINAPSI nel 2003 e coordina attualmente un progetto LAGRANGE. La OT Bioelettronica ha fornito

Technological Transfer from LISiN to small and medium enterprises

Technological transfer towards companies was one of the priority activities at LISiN in 2004. This activity was strongly tied to the already active research areas, represented by signal processing, software and hardware design, and clinical applications.

From 1996 to 2001 LISiN developed prototypes (non certified medical equipment for scientific use) complying with all the electrical safety standards, but not ready for commercialisation. This represented an excellent basis for scientific research, but did not allow the use of such systems in clinical routine. Among the developed prototypes are: ASE 16 (16 channels electromyograph for the detection of surface EMG signals with linear electrode arrays), ST-PRO 1 (8 channels programmable neuromuscular stimulator), and MISO 1 (2 channels system for the acquisition of biomechanical signals) (see the Figure). With these systems, used by more than 30 prestigious national and foreign research centers, experimental protocols leading to scientific publications were carried out. Two companies collaborated to the development of such prototypes, as commissioned work. The synergy that was established together with new companies since January 2000 was significantly different, with an approach of small and medium enterprises towards LISiN of involving collaboration without an immediate economic return of the exerted efforts.

One of the companies collaborating since 2000 is OT Bioelettronica, section of OTTINO FRANCO & C., settled in Rivarolo Canavese (TO).

This company participated, together with the LISiN, to a DIADI project in 2001, a SINAPSI project in 2003 and is currently coordinating a LAGRANGE project. Moreover, OT Bioelettronica provided support to the development of rectal

supporto allo sviluppo di sonde rettali dal 2001 al 2004 nell'ambito del progetto Europeo OASIS (On ASymmetry in Sphincters), al sistema per l'analisi del cammino OPTO-16 e al sistema commerciale certificato per la misura di grandezze biomeccaniche MISO II.

Un'altra azienda con la quale il LISiN ha lavorato e collabora tuttora è la ditta SIRIO s.r.l. di Rivoli (TO). Tale azienda ha collaborato con il LISiN dal 2000 al 2003 nell'ambito del progetto europeo NEW (Neuromuscular assessment of the Elderly Workers), all'interno del quale si è sviluppato il sistema EMG-logger (si faccia riferimento alla Figura), attualmente in fase di industrializzazione.

Una terza industria con la quale il LISiN ha effettuato trasferimento tecnologico è la Spes-Medica s.r.l. di Battipaglia (SA), che ha sviluppato gli innovativi sistemi adesivi ELSCH per la registrazione del segnale EMG di superficie, utilizzati nei protocolli di misure dinamiche nell'ambito dei progetti finanziati dall'ESA (European Space Agency).

L'utile ricavato dalla vendita è stato reinvestito dalle aziende coinvolte (OT Bioelettronica, Sirio e Spes Medica) in finanziamenti al LISiN, sotto forma di borse di studio, oppure per l'acquisto di materiali. Il trasferimento tecnologico ha portato inoltre al deposito di 4 brevetti.

Segue l'elenco delle aziende con le quali il LISiN svilupperà progetti e produrrà prototipi suscettibili di futura industrializzazione.

Bot Consulting (Torino), Cybertechnics (Brescia), Dea (Nichelino), Geas (Torino), IACER (Venezia), OT Bioelettronica di Rivarolo Canavese (TO), Rimos (Brescia), Spes-Medica di Battipaglia (SA), SIRIO di Rivoli (TO), Panatta Sport (Macerata), Photovox (Valperga Canavese), Teknikabel (Volpiano), Tecnobody (Brescia)

probes from 2001 to the 2004 within the European project OASIS (On ASymmetry in Sphincters). Among the prototypes and the commercial equipment (see Figure 1A) designed by LISiN are: the gait analysis system OPTO-16, the certified system for the measure of biomechanical signals MISO II, and the linear arrays SA for the detection of surface EMG signal.

Another company which collaborates with the LISiN is SIRIO s.r.l., settled in Rivoli (TO). Such company collaborated with LISiN from 2000 to 2003 within the European project NEW (Neuromuscular assessment in the Elderly Workers), with the development of the system called EMG-logger (see the Figure), currently in a phase of industrialization.

A third industry with which LISiN has carried out technological transfer is Spes-Medica s.r.l. of Battipaglia (SA). Such company has developed a new adhesive system for muscle monitoring ELSCH, used in dynamic experimental protocols within projects supported by ESA (European Space Agency).

The profits from the trading of equipment were reinvested by the involved companies (OTBioelettronica, Sirio and Spes Medica) as funding to LISiN, for scholarships, or raw materials and instrumentation. Finally, the technological transfer also brought to the registration of four patents.

Below is a list of the companies with which LISiN is carrying out research projects, or producing prototypes or industrializing and commercializing.

Bot Consulting (Torino), Cybertechnics (Brescia), Dea (Nichelino), Rimos (Brescia), Geas (Torino), IACER (Venezia), Panatta Sport (Macerata), Photovox (Valperga Canavese), Teknikabel (Volpiano), Tecnobody (Brescia),



Elenco dei prodotti prototipali (B) e commerciali (A) sviluppati grazie al trasferimento tecnologico presso aziende italiane.
 Overview of the commercial (B) and prototypal (A) products resulting from technological transfer to Italian companies.

Versione commerciale di un amplificatore a due canali per variabili biomeccaniche con biofeedback visivo

Commercial version of a dual channel amplifier for biomechanical variables with visual biofeedback system

M. Bellanti, A. Bottin, E. Merlo, M. Pozzo

Nell'ambito del progetto "Sinapsi", finanziato dalla regione Piemonte, è stata effettuata, in collaborazione con la ditta OT Bioelettronica, la certificazione e l'industrializzazione di uno strumento prototipale per la misura di variabili biomeccaniche.

MISO II (si faccia riferimento alla Figura) è un sistema a due canali per l'amplificazione ed il condizionamento di segnali generati da celle di carico, torsionometri, sensori di pressione e goniometri.

MISO II dispone di un sistema integrato di feedback visivo a 50 livelli per entrambi i canali, uscite analogiche per l'acquisizione dei segnali tramite scheda di acquisizione esterna ed un'uscita digitale per la connessione ad un PC tramite interfaccia seriale RS-232.

Il sistema consente la registrazione del massimo valore di fondoscala per la visualizzazione

The certification and industrialization of a prototype for the measurement of biomechanical variable has been done in the framework of the "Sinapsi" project in collaboration with the OT Bioelettronica, sponsored by the Regional Administration of Piemonte.

MISO II (see the Figure) is a dual channel system for the amplification and conditioning of signals generated from load cells, torsionometers, pressure sensors and goniometers.

MISO II features an embedded visual feedback with 50 levels for both channel, analog outputs for the acquisition of the amplified signals by means of an external acquisition board and a digital output for the connection with a PC by RS-232 serial port. The system allows the recording of a full scale value and a relative mode function for the visualization of the variables as a percentage of a specific



MISO II, amplificatore per segnali biomeccanici a due canali.
MISO II, dual channel biomechanical amplifier.

delle variabili come percentuale di uno specifico valore precedentemente registrato. L'offset in ingresso può essere rimosso con la pressione di un pulsante. E' possibile visualizzare, su di un display grafico, la traccia del segnale in una finestra temporale di durata selezionabile per applicazioni di biofeedback.

Utilizzando il feedback visivo ed un sensore di forza o di pressione è possibile mantenere una contrazione ad un livello prestabilito oppure seguire un bersaglio predefinito, variabile nel tempo.

previously recorded value. The input offset can be removed by pushing a button. A graphical display shows the signal trace in a selectable time window for biofeedback applications.

Using the visual feedback and force or pressure sensors it is possible to maintain a contraction at a given level or track a pre-defined time variable target.

Versione commerciale di un elettromiografo a 64 canali

Commercial version of a 64 channel electromyograph

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

Lo sviluppo di matrici di elettrodi con un elevato numero di punti di prelievo e la registrazione simultanea di segnali EMG da muscoli diversi, richiede l'utilizzo di sistemi di acquisizione con un elevato numero di canali.

In collaborazione con la Microtech Eng è stato sviluppato l'elettromiografo SEA 64 (si faccia riferimento alla Figura). Il sistema dispone di 64 canali e consente di registrare segnali da differenti schiere di elettrodi o da matrici con un massimo di 64 elettrodi. Può prelevare segnali in modalità monopolare o singolo differenziale, con guadagno selezionabile in modo indipendente per ogni blocco di quattro canali.

SEA 64 può essere interfacciato con le sonde per mezzo di adattatori attivi disponibili in tre diverse configurazioni (16 canali, doppi a 8 canali, quadrupli a 4 canali). È possibile collegare fino a quattro adattatori.

SEA 64 incorpora un circuito per la rimozione delle interferenze della rete elettrica ed un sistema per la rimozione dell'artefatto da stimolo, compatibile con gli stimolatori neuromuscolari St-PRO ed St-PRO II sviluppati al LISiN, consentendo il prelievo dei segnali EMG sia durante contrazioni volontarie sia stimulate elettricamente.

Sono disponibili quattro canali ausiliari per l'acquisizione di parametri biomeccanici (forza, coppia o angoli articolari) o come ingressi generici.

I segnali sono inviati ad un PC tramite una scheda di acquisizione disponibile per PC da tavolo. È disponibile una versione preliminare del software per la visualizzazione in tempo reale, acquisizione e salvataggio dei segnali EMG.

Il sistema è derivato dall'elettromiografo EMG 16 e sfrutta l'esperienza risultante da di-

The development of grid electrodes with large number of detecting points and the simultaneous recording of EMG signals from different muscles, require acquisition systems featuring large number of channels.

In collaboration with Microtech Eng the SEA 64 electromyograph (see the Figure) has been developed. The system features 64 channels and allows to record signals from different electrodes array or from electrode grids with up to 64 detection points. It can detect monopolar and single differential signals, with a selectable gain, independently for blocks of four channels. SEA 64 is interfaced to the probes by means of active adapters, available in three different configurations (16-channels, dual 8-channels or quad 4-channels). It is possible to connect up to four active adapters.

The SEA 64 incorporates a circuit for the suppression of power line interference and a system for stimulation artifact removal, compatible with the neuromuscular stimulators St-PRO and St-PRO II developed at LISiN, allowing the detection of EMG signals either during voluntary or electrically elicited contractions.

Four additional channels are available for the acquisition of biomechanical parameters (i.e. force, torque or joint angle), or as general purpose inputs.

The signals are sent to a PC by means of an acquisition board which is available for desktop PCs. A preliminary version of a software for real-time display, acquisition and storing the EMG signals is now available.

The system is derived from the EMG 16 electromyograph and takes advantage of the knowledge resulting from many field studies and applications in experimental protocols.

FORMAZIONE PERMANENTE,

DISSEMINAZIONE DEI

RISULTATI

CONTINUING EDUCATION,

DISSEMINATION OF

RESULTS

Formazione permanente e disseminazione dei risultati: corsi, seminari, disseminazione di materiale didattico

Continuing education and dissemination of results: Courses, seminars, dissemination of teaching material

S. Lecce, R. Merletti

Un notevole impegno nella didattica e nella disseminazione scientifica, finanziato in parte dalla Comunità Europea e dalla Compagnia di San Paolo e Fondazione CRT, ha portato nel 2004 all'organizzazione di numerose iniziative. Le 45 pubblicazioni su riviste internazionali e le 42 presentazioni a congressi sono elencate nella sezione "Pubblicazioni e presentazioni a congressi". Le altre attività sono elencate in questa sezione. Nel 2004 quindici ricercatori o professori hanno visitato il LISiN nell'ambito di progetti congiunti: tre provenienti dall'Italia, uno dagli Stati Uniti, quattro dalla Spagna, quattro dalla Francia, due dalla Repubblica del Sud Africa e uno dal Portogallo.

L'attività di disseminazione ha coinvolto due scuole superiori ad indirizzo scientifico, il Liceo Scientifico Martinetti di Caluso e l'Istituto Tecnico A. Avogadro di Torino, nei quali si sono tenuti tre seminari su temi di ingegneria biomedica rivolti agli studenti dell'ultimo anno.

A major teaching and dissemination effort, partially sponsored by the European Commission and by Compagnia di San Paolo and Fondazione CRT, generated in 2004 a number of initiatives. The 45 publications on international Journals and the 42 presentations to congresses are listed in the section "Publications and presentations to congresses". Other activities are listed in this section. Fifteen researchers or professors visited LISiN within the framework of joint projects in 2004: three from Italy, one from the USA, four from Spain and four from France, two from the Republic of South Africa and one from Portugal. The dissemination activity involved two scientific high schools, the Liceo Scientifico Martinetti in Caluso and the Istituto Tecnico A. Avogadro in Torino, where three seminars on biomedical engineering have been given to last year students.

I seguenti ricercatori sono stati ospiti del LISiN e hanno lavorato su progetti congiunti:

The following researchers have been guests of LISiN and worked on shared projects:

1. Ted Clancy Dept. of Electrical and Computer Eng. and dept. of Biomedical Eng. Worcester Polytechnic Institute, Worcester - USA
2. Monica Rojas, Universitat Politècnica de Catalunya, Dept. d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial, Barcelona - Spain
3. Joan Francesc Alonso, Universitat Politècnica de Catalunya, Dept. d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial, Barcelona - Spain
4. Suretha Viljoen, Dept. Of Electrical, Electronic and Computer Eng., University of Pretoria, Pretoria, Republic of South Africa
5. Michelle Joubert, Dept. Of Electrical, Electronic and Computer Eng., University of Pretoria, Pretoria, Republic of South Africa
6. Prof Giancarlo Filligoi con 8 studenti, Dip.to INFOCOM, Facoltà di Ingegneria, Università La Sapienza, Roma
7. Marco Messia, Dip.to INFOCOM, Facoltà di Ingegneria, Università La Sapienza, Roma
8. Mario Davinelli, Ricercatore, DEIS, Università di Bologna, Bologna
9. Carolina Felix Vila-Cha, Faculdade de Engenharia da Universidade de Porto, Instituto de Engenharia Biomedica - Instituto Politécnico de Bragança, Portugal
10. Laurent Despoisse, Ecole Centrale de Nantes, Nantes, France
11. Marie Françoise Lucas, Ecole Centrale de Nantes, Nantes, France
12. Christian Doncarli, Ecole Centrale de Nantes, Nantes, France
13. Jean-Baptiste Parent, Ecole Centrale de Nantes, Nantes, France
14. Miguel Angel Mañanas, Universitat Politècnica de Catalunya, Dept. d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial, Barcelona - Spain
15. Begoña Gavilanes, Institute Basque of Physical Education, Victoria, Spain

Nel 2004 il LISiN ha organizzato o contribuito all'organizzazione dei seguenti seminari, corsi e scuole:

In 2004 LISiN offered (or contributed to) the following seminars, schools or courses:

1. EMG and Incontinence: Summary of European Community Program on Functional Asymmetry of Sphincter Innervation and Incontinence, XVI ISEK Congress - Workshop, Boston, June 18, 2004
2. International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker (NEW): Results of a Shared Cost Project, Centro Congressi Torino Incontra, Torino, February 20-21, 2004
3. Corso teorico-pratico: Valutazione funzionale del sistema neuromuscolare. Applicazioni in riabilitazione, medicina del lavoro e dello sport, October 18-19, 2004, Istituto Superiore di Sanità, Roma
4. Corso teorico-pratico: La ricerca della Comunità Europea e dell'Agenzia Spaziale Europea in elettromiografia quantitativa non invasiva: applicazioni in medicina della riabilitazione, del lavoro e dello sport, Villa Ida, November 18-20, 2004, Lanzo Torinese (To)
5. Seminario su Elettromiografia di superficie in ambito riabilitativo, Merletti R., Istituto di Medicina Fisica e Riabilitazione, Udine, October 13, 2004
6. Scuola di Bioingegneria, Bressanone, September 2004
7. Seminari a Liceo Martinetti di Caluso e ITIS A. Avogadro di Torino

PUBBLICAZIONI

SCIENTIFICHE E

PRESENTAZIONI A

CONGRESSI (DAL 2002)

SCIENTIFIC PUBLICATIONS

AND CONGRESS

PRESENTATIONS

(FROM 2002)

Libri e capitoli di libri

Books and chapters in books

1. Farina D., Filligoi G.C., Merletti R., Analisi di segnali EMG di superficie per lo studio del controllo motorio. In "Bioingegneria della postura e del movimento" Cappello A., Cappozzo A., di Prampero P.E. (Eds.), Patron Editore (Pub.): 281-306, 2003
2. Merletti R., Medicina del lavoro: valutazioni tramite EMG di superficie. In "Bioingegneria della postura e del movimento" Cappello A., Cappozzo A., di Prampero P.E. (Eds.), Patron Editore (Pub.):495-510, 2003
3. Pozzo M., Farina D., Merletti R., Electromyography: detection, processing and applications. In "Handbook of biomedical technology and devices", J.E. Moore (Ed), CRC Press, 4.1-4.66, ISBN: 0-8493-1140-3, 2003
4. Clancy E. A., Farina D., Filligoi G., Single-channel techniques for information extraction from the surface EMG signal, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 133-168, USA, ISBN 0-471-67580-6, 2004
5. Farina D., Merletti R., Disselhorst-Klug C., Multi-channel techniques for information extraction from the surface EMG, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 169-203, USA, ISBN 0-471-67580-6, 2004
6. Farina D., Merletti R., Stegeman D. F., Biophysics of the generation of EMG signals, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 81-105, USA, ISBN 0-471-67580-6, 2004
7. Merletti R., Farina D., Rainoldi A., Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In "Muscle strength", S. Kumar (Ed), CRC Press, 393-419, ISBN 0-4153-6953-3, 2004

8. Merletti R., Hermens H. J., Detection and conditioning of the surface EMG signal, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 107-131, USA, ISBN 0-471-67580-6, 2004
9. Merletti R., Rainoldi A., Farina D., Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 233-258, USA, ISBN 0-471-67580-6, 2004
10. Moritani T., Stegeman D., Merletti R., Basic physiology and biophysics of EMG signal generation, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 1-25, USA, ISBN 0-471-67580-6, 2004
11. Rainoldi A., Casale R., Hodges P., Jull G., Applications in rehabilitation medicine and related fields. In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 403-433, USA, ISBN 0-471-67580-6, 2004
12. Stashuk D. W., Farina D., Søgaard K., Decomposition of intramuscular EMG signals, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 47-80, USA, ISBN 0-471-67580-6, 2004
13. Stegeman D. F., Merletti R., Hermens H. J., EMG modeling and simulation, In "Electromyography. Physiology, engineering and non invasive applications", R. Merletti and P. Parker (Eds), J. Wiley/IEEE Press Publication, 205-231, USA, ISBN 0-471-67580-6, 2004
14. Merletti R., Mesin L., Separazione di sorgenti, in *Metodi avanzati di elaborazione dei segnali biomedici*, Ed. S. Cerutti-C. Marchesi, Patron Editore, Quarto inferiore, Bologna 2004
15. Merletti R., Marchetti M., Contardo V., Veronica M., Applicazioni dell'EMG di superficie in riabilitazione sportiva, cap. 4.7 del testo "La Spalla e lo Sport", Masson, in press

Pubblicazioni su riviste internazionali

Publications on international journals

1. 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
2. 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
3. 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

4. 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
5. 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
6. Farina D., Cescon C., Merletti R., Influence of anatomical, physical and detection system parameters on surface EMG, *Biol. Cybern.*, 86: 445-456, 2002
7. 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
8. 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
9. 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
10. 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
11. 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
12. 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
13. 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*, 2: 235-237, 2002
14. 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
15. 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*, 84: 513-517, 2003
16. Falla D., Rainoldi A., Merletti R., Jull G. Myoelectric manifestations of sternocleidomastoid and anterior scalene muscle fatigue in chronic neck pain patients *Clinical Neurophysiology*, 114: 488-495, 2003

17. Falla D., Jull G., Dall'Alba P., Rainoldi A., Merletti R., An electromyographic analysis of the deep cervical flexor muscles in performance of craniocervical flexion, *Physical Therapy*, 83, 10: 899-906, 2003
18. 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.*, 50, 3: 354-364, 2003
19. Farina D., Gazzoni M., Merletti R., Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects, *J. of Electromyography and Kinesiology*, 13: 319-332, 2003
20. Farina D., Kallenberg L.A.C., Merletti R., Hermens H., Effect of side dominance on myoelectric manifestations of muscle fatigue in the human upper trapezius muscle, *Eur. Journ. Appl. Physiol.*, 90: 480-488, 2003
21. Farina D., Merletti R., A novel approach of estimating muscle fiber conduction velocity by spatial and temporal filtering of surface EMG signals, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 50, 12: 1340-1351, 2003
22. 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.*, 41: 338-345, 2003
23. Merletti R., Farina D., Gazzoni M., The linear electrode array: a useful tool with many applications, *J. of Electromyography and Kinesiology*, 13: 37-47, 2003
24. Merlo A., Farina D., Merletti R., A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 50, 3: 316-323, 2003
25. 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.*, (50), 4: 459-468, 2003
26. Mandrile F., Farina D., Pozzo M., Merletti R., Stimulation artifact in surface EMG signal: effect of the stimulation waveform, detection system, and current amplitude using hybrid stimulation technique, *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* (11), 4: 407-15, 2003
27. 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.*, 41: 338-345, 2003
28. Casale R., Farina D., Merletti R., Rainoldi A., Myoelectric manifestations of fatigue during a twelve day exposure to hypobaric hypoxia, *Muscle Nerve*, 30: 618-625, 2004
29. Cescon C., Farina D., Gobbo M., Merletti R., Orizio C., Effect of accelerometer location on mechanomyogram variables during voluntary, constant force contractions in three human muscles, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 121-128, 2004

30. Cescon C., Gazzoni M., Gobbo M., Orizio C., Farina D., Non-invasive assessment of single motor unit mechanomyographic response and twitch force by spike triggered averaging, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42(4):496-501, 2004
31. Chandonia J. M., Walker N.S., Lo Conte L., Koehl P., Levitt M., Brenner S.E., The ASTRAL compendium in 2004, *Nucleic Acids Res.*, 1;32: 189-92, 2004
32. Enck P, Franz H., Azpiroz F., Fernandez Fraga X., Hinninghofen H., Kaske-Bretag K., Bottin A., Martina S., Merletti R., Innervation Zones of the External Anal Sphincter in Healthy Male and Female Subjects (Preliminary Results), *Digestion*, 69:123-130, 2004
33. Falla D., Jull G., Edwards S., Koh K., Rainoldi A., Neuromuscular efficiency of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles in patients with chronic neck pain, *Disability and Rehabilitation*, 26, (12):712-717, 2004
34. Falla D., Jull G., Rainoldi A., Merletti R., Neck flexor muscle fatigue is side specific in patients with unilateral neck pain, *Eur. J. Pain*, 8(1):71-77, 2004
35. Falla D., Rainoldi A., Jull G., Stavrou G., Tsao H., Lack of correlation between sternocleidomastoid and scalene muscle fatigability and duration of symptoms in chronic neck pain patients, *Neurophysiologie clinique*, 34, 159-165, 2004
36. Falla D., Rainoldi A., Merletti R., Jull G., Spatio-temporal evaluation of neck muscle activation during postural perturbations, *J. Electrom. Kinesiol.*, 14, (4): 463-474, 2004
37. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Graven-Nielsen T., The effect of experimental muscle pain on motor unit firing rate and conduction velocity, *J. Neurophysiol.*, 91: 1250-9, 2004
38. Farina D., Blanchietti A., Pozzo M., Merletti R., M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous stimulation, *J. Appl. Physiol.*, 97, (2):545-555, 2004
39. Farina D., Févotte C., Doncarli C., Merletti R., Blind separation of linear instantaneous mixtures of non-stationary surface myoelectric signals, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51, 9: 1555-1567, 2004
40. Farina D., Gazzoni M., Camelia F., Low-threshold motor unit membrane properties vary with contraction intensity during sustained activation with surface EMG visual feedback, *J. Appl. Physiol.*, 96: 1505-1515, 2004
41. Farina D., Merletti R., Enoka R.M., The extraction of neural strategies from the surface EMG, *J. Appl. Physiol.*, 96: 1486-1495, 2004
42. Farina D., Merletti R., Estimation of average muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings, *J. Neurosci. Meth.*, 134: 199-208, 2004

43. Farina D., Merletti R., Indino B., Graven-Nielsen T., Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. Reflections on crosstalk interpretation, quantification and reduction, *Methods of Information in Medicine*, 43: 30-35, 2004
44. Farina D., Merletti R., Methods for estimating muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals, *Med. Biol. Eng. Comp.*, 42: 432-445, 2004
45. Farina D., Mesin L., Martina S., Advances in surface electromyographic signal simulation with analytical and numerical descriptions of the volume conductor, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 114-120, 2004
46. Farina D., Mesin L., Martina S., Merletti R., A surface EMG generation model with multi-layer cylindrical description of the volume conductor, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51: 415-426, 2004
47. Farina D., Mesin L., Martina S., Merletti R., Comparison of spatial filter selectivity in surface myoelectric signal detection – Influence of the volume conductor model, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 114-120, 2004
48. Farina D., Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Merletti R., Assessment of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51, (8):1383-1393, 2004
49. Farina D., Zagari D., Gazzoni M., Merletti R., Repeatability of muscle fiber conduction velocity estimates using multi-channel surface EMG techniques, *Muscle Nerve*, 29: 282-291, 2004
50. Gazzoni M., Farina D., Merletti R., A new method for the extraction and classification of single motor unit action potentials from surface EMG signals, *J. Neurosci. Meth.*, 136: 165-177, 2004
51. Merletti R., Benvenuti F., Doncarli C., Disselhorst-Klug C., Ferrabone R., Hermens J.H., Kadefors R., Laübli T., Orizio C., Sjøgaard G., Zazula D., The European Project “Neuromuscular assessment in the elderly worker” (NEW): achievements in electromyogram in signal acquisition, modelling, and processing, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 429-431, 2004
52. Merletti R., Bottin A., Cescon C., Farina D., Gazzoni M., Martina S., Mesin L., Pozzo M., Rainoldi A., Enck P., Multi-channel surface EMG for the non-invasive assessment of the anal sphincter muscle, *Digestion*, 69:112-122, 2004
53. Mesin L., Farina D., Simulation of surface EMG signals generated by muscle tissues with inhomogeneity due to fiber pinnation, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51, 9: 1521-1529, 2004
54. Pozzo M., Bottin A., Ferrabone R., Merletti R., Sixty-four channel wearable acquisition system for long term surface EMG recording with electrode arrays, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42, (4):455-466, 2004

55. Pozzo M., Merlo E., Farina D., Antonutto G., Merletti R., di Prampero P.E., Muscle fiber conduction velocity estimated from surface EMG signals during explosive dynamic contractions, *Muscle Nerve*, 29: 823-833, 2004
56. Rainoldi A., Cescon C., Bottin A., Casale R., Caruso I., Surface EMG alterations induced by underwater recording, *J Electrom Kinesiol*, 14, (3):325-331, 2004
57. Rainoldi A., Melchiorri G., Caruso I., A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles, *J Neurosci Methods*, 134, (1): 37-43, 2004
58. Schulte E., Farina D., Merletti R., Rau G., Disselhorst-Klug C., Influence of muscle fiber shortening on estimates of conduction velocity and spectral frequencies from surface electromyographic signals, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42: 477-486, 2004
59. Castorflorio T., Farina D., Bottin A., Piancino M.G., Bracco P., Merletti R., Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance, *J Oral Rehabilitation*, in press
60. Falla D., Jull G., Stavrou G., Tsao H., Rainoldi A., Correlation between fatigability of the sternocleidomastoid and anterior muscles and duration of symptoms in chronic neck pain patients, *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, in press
61. Farina D., Gazzoni M., Camelia F., Conduction Velocity of Low-Threshold Motor Units during Ischemic Contractions Performed with Surface EMG Feedback., *J Appl Physiol.*, in press
62. Farina D., Zennaro D., Pozzo M., Merletti R., Laubli T., Single motor unit and spectral surface EMG analysis during low-force, sustained contractions of the upper trapezius muscle, *Eur J Appl Physiol.*, in press
68. Gazzoni M., Camelia F., Farina D., Conduction velocity of quiescent muscle fibers decreases during sustained contraction, *J Neurophysiol*, in press
69. Keenan K.G., Farina D., Maluf K.S., Merletti R., Enoka R.M., Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram, *J. Appl Physiol*, in press
70. Lanzetta M., Pozzo M., Bottin A., Merletti R., Farina D., Reinnervation of motor units in intrinsic muscles of a transplanted hand, *Neuroscience letters*, in press
71. Merlo E., Pozzo M., Antonutto G., di Prampero P.E., Merletti R., Farina D., Time-frequency analysis and estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during explosive dynamic contractions, *J Neurosci Methods*, in press
72. Minetto M., Rainoldi A., Gazzoni M., Differential responses of serum and salivary interleukin-6 to acute strenuous exercise, *Eur J Appl Physiol.*, in press

73. Rainoldi A., Gazzoni M., Minetto M., Dadone C., Merletti R., Ganzit G.P., Angeli A., Paccotti P., Mechanical, electromyographical and biochemical variables after a fatiguing task in endurance and power-trained athletes, *Muscle Nerve*, in press

Presentazioni a congressi internazionali e nazionali

Presentations at national and international congresses

1. 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*
2. 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: 246-247*
3. 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: 299-300*
4. 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: 297-298*
5. 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*
6. 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: 124-125*
7. 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: 188-189*
8. 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: 36-37*
9. 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: 63-66*

10. 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*
11. 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*
12. 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: 215-216*
13. 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: 61-62*
14. 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: 23-24*
15. 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: 5-8*
16. 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: 116-117*
17. 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: 121-124, 2002*
18. Minetto M., Paccotti P., Ventura M., Dovio A., Ganzit G.P., Rainoldi A., Gazzoni M., Merletti R., Angeli 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 200: 106*
19. Nannucci L., Merlo A., Merletti R., Rainoldi A., Bergamo R., Melchiorri G., Lucchetti D., Caruso I., Falla 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: 353-354*

20. 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: 321-322
21. 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: 264-265
22. 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: 126-127
23. 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: 171-172
24. Campanini I., Ballotta A., Merlo A., Montecchi M.G., Irali P., Degola P., Farina D., Vezzosi G., Merletti R., Analysis of the properties of muscles with hypertone by multi-channel surface EMG, *Proceedings IV SIAMOC Congress*, 2003
25. Falla D., Jull G., Dall'Alba P., Rainoldi A., Merletti R., An electromyographic analysis of the deep cervical flexor muscles in performance of crania-cervical flexion, *New Zealand Manipulative Physiotherapists Association Bi-annual Scientific Conference – Back to Clinical Relevance*, Auckland, New Zealand, August 9-10th, 2003
26. Falla D, Edwards S, Koh K, Jull G, Rainoldi A. Neuromuscular efficiency of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles in patients with chronic neck pain, *2nd World Congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine*; Prague, Czech Republic, May 18-22, 2003
27. Farina D., Lebrun F., Fevotte C., Doncarli C., Merletti R., Blind source separation of linear mixtures of non-stationary surface EMG signals, *9^o Colloque GRETSI sur le Traitement du Signal et des Images*, Paris, France, 2003
28. Farina D., Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Merletti R., Techniques for the assessment of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions, *Proceedings IV SIAMOC Congress*, 2003
29. Gazzoni M., Farina D., Pozzo M., Merletti R., Detection of changes in motor unit recruitment during a repetitive dynamic task of the upper limb, *Proceedings IV SIAMOC Congress*, 2003
30. Gerretsen R., Cescon C., Farina D., Wijkstra H., Heesakkers J., Detection of innervation zones and innervation zone distribution In the urethral sphincter through circumferential surface EMG, *Proc. of the 33rd Annual meeting of the International Continence Society*, Firenze, Italy 5-9 October 2003

31. Keenan K.G., Farina D., Maluf K.S., Merletti R., Enoka R.M., Age-associated changes in motor unit properties reduce signal cancellation in the simulated electromyogram (Abstract). *Soc Neurosci Abstr*, 2003
32. Merletti R., Farina D., Gazzoni M., Investigation of low back muscle fatigue by surface EMG: preliminary results from the EU project "Neuromuscular assessment in the elderly worker, 2nd International Conference Low Back Pain: prevention, investigation and treatment concepts, Friedrich Schiller University of Jena, December 2003
33. Merletti R., Melchiorri G., Rainoldi A., Bottin A., Farina D., Gazzoni M., Pozzo M., Advanced EMG technologies for non invasive assessment of muscles, invited lecture at the *VIIIth IOC Olympic World Congress on Sport Sciences*, Physical, Nutritional and Psychological care of the Athlete in the 21st century, Atene, 7-11 October 2003
34. Pozzo M., Merlo E., Farina D., Antonutto G., Merletti R., di Prampero P.E., Muscle fiber conduction velocity estimated from surface EMG signals during isometric and explosive contractions of the lower limb, *Proceedings IV SIAMOC Congress*, 2003
35. Zennaro D., Farina D., Pozzo M., Läubli T., Assessment of single motor unit control and conduction properties in the upper trapezius muscle during prolonged computer work. *27th International Conference on Occupational Health*, Iguassu Falls, Brazil, 23-28 February 2003
36. Zennaro D., Farina D., Pozzo M., Merletti R., Läubli T., Single motor unit control and conduction properties in the trapezius muscle during prolonged computer work, *Proc. of the XVII International Annual Occupational Ergonomics and Safety Conference*, 2003, 7-9 May, Munich, Germany
37. Bertolina M.V., Clancy E.A., Farina D., Merletti R., Observations and Analysis of Long-Duration, Constant-Posture, Force-Varying, Fatiguing EMG, *Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast Bioengineering Conference*, IEEE: 73-74, 2004
38. Bracco P., Becchino B., Castroflorio T., Farina D., Merlo E., Ripetibilità delle variabili di ampiezza e frequenza del segnale mioelettrico nei muscoli massetere superficiale e temporale anteriore, 11° Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria, Roma, 21-24 Aprile, 2004: 180.
39. Bracco P., Castroflorio T., Farina D., Piancino M.G., Merletti R., Caratterizzazione non invasiva dell'anatomia delle unità motorie dei muscoli massetere, fasci superficiale e profondo e temporale anteriore, 11° Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria, Roma, 21-24 Aprile, 2004: 180.
40. Bracco P., Icardi K., Castroflorio T., Farina D., Merlo E., Manifestazioni mioelettriche di fatica nei muscoli massetere e temporale anteriore e potenzialità di recupero dopo fatica: uno studio pilota, 11° Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria, Roma, 21-24 Aprile, 2004: 179.

41. Bracco P., Piacino M.G., Castroflorio T., Talpone F., Farina D., Coordination of right and left Masseter during mastication of a soft and a hard bolus in subjects with normal occlusion. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, February 20-21, Torino, Italy, ISBN 88-7992-191-6, 2004
42. Bracco P., Piacino MG., Castroflorio T., Margarino V., Margarino M., Cerutti P., Farina D., Surface EMG of the Masseter and anterior temporalis in complete denture wearers during chewing. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, February 20-21, Torino, Italy, ISBN 88-7992-191-6, 2004
43. Castroflorio T., Farina D., Bottin A., Piacino M.G., Bracco P., Merletti R., Non-invasive assessment of jaw elevator muscle anatomy and implications on the sensitivity of amplitude and spectral surface EMG variables to different electrode locations. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, February 20-21, Torino, Italy, ISBN 88-7992-191-6, 2004
44. Cescon C., Gobbo M., Gazzoni M., Farina D., Orizio C., Single motor unit contribution to surface mechanomyogram investigated in two hand muscles, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 41
45. Cescon C., Pozzo M., Venturi S., Merletti R., Bonfiglioli R., Violante F.S., Neuromuscular assessment of fatigue of low back muscles in elderly nurses. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, February 20-21, Torino, Italy, ISBN 88-7992-191-6, 2004
46. Falla D., Jull G, Rainoldi A., Merletti R., Dall'Alba P, A novel electromyographic technique for the assessment of the deep cervical flexor muscles, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 84
47. Falla D., Jull G., Stavrou G., Tsao H., Rainoldi A., Correlation between fatigability of the sternocleidomastoid and anterior muscles and duration of symptoms in chronic neck pain patients, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 165
48. Falla D., Rainoldi A., Merletti R., Jull G., Spatio-temporal evaluation of neck muscle activation during postural perturbations, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 126
49. Farina D., Arendt-Nielsen L., Merletti R., Graven-Nielsen T., Low-Threshold Motor Unit Twitch Force and Conduction Velocity Following Sub-Maximal Fatiguing Contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0:162
50. Farina D., Gazzoni M., Camelia F., Merletti R., Muscle fiber membrane properties of sub-threshold motor units vary during sustained contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 163

51. Farina D., Mesin L., Merletti R., Advances in surface EMG modeling: theory and applications, Eur. J. Physiol. (Pflügers Archiv.), 447 (Suppl. 1), S159, 2004
52. Farina D., Pozzo M., Merlo E., Bottin A., Merletti R., Assessment of Muscle Fiber Conduction Velocity from Surface EMG Signals in Dynamic Contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 90
53. Farina D., Schulte E., Advanced issues in surface EMG: decomposition, single motor unit analysis, two dimensional arrays. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, February 20-21, Torino, Italy, ISBN 88-7992-191-6, 2004
54. Graßme R., Farina D., Merletti R., Scholle H.C., Signs of muscular fatigue in the cross covariance functions of surface EMG signals, Proc. Fifth International Scientific Conference on Prevention of Work related Musculoskeletal Disorders, July 11-15, 2004, in press
55. Graßme R., Stegeman D.F., Farina D., Schumann N.P., Anders C., Arnold D., Blok J.H., Scholle H.C., Evaluation of surface-EMG-maps with filtered cross covariance functions and intramuscular coordination, Eur. J. Physiol. (Pflügers Archiv.), 447 (Suppl. 1), S159, 2004
56. Holobar A., Zazula D., Farina D., Gazzoni M., Merletti R., Decomposition of surface EMG signals detected by two-dimensional arrays of electrodes, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 156
57. Keenan K.G., Farina D., Merletti R., Enoka R.M., M-Wave Size is Influenced by the Range of Conduction Velocities and the Timing of Motor Unit Action Potentials, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 174
58. Lanzetta M., Farina D., Pozzo M., Bottin A., Merletti R., Motor Unit Reinnervation and Control Properties in Intrinsic Muscles of a Transplanted Hand, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 190
59. Mandrile F., Assumma F., Farina D., Englehart K., Parker P.A., Merletti R., A Novel Adaptive Filtering Approach for Removing Stimulation Artifact from M-waves, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 77
60. Mandrile F., Farina D., Influence of stimulus duration and amplitude on motor unit activation with transcutaneous electrical stimulation, Proc. Quantitative EMG Congress, Nijmegen, The Netherlands, 2004
61. Mandrile F., Farina D., Pozzo M., Merletti R., The Biphasic Waveform Compensation Technique is not Effective for Reducing the Stimulation Artifact in EMG Recordings, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 255

62. Mandrile F., Farina D., Pozzo M., Merletti R.: Stimulation Current Waveform Shape has no Influence on Motor Unit Activation during Transcutaneous Electrical Stimulation?, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 254
63. Merletti R., Benvenuti F, Applications of NEW results in sport, space and rehabilitation medicine. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, February 20-21, Torino, Italy, ISBN 88-7992-191-6, 2004
64. Merletti R., EMG di superficie: valutazione della fatica muscolare, 2° Congresso dell'Accademia Interdisciplinare di posturologia- A.I.P. ONLUS Posturologia: aspetti clinici, strumentali, ergonomici e medico-legali, Firenze, 10 Luglio 2004
65. Merletti R., Farina D., Elettromiografia di superficie: possibilità e limiti, Congresso Internazionale Progressi in fisiopatologia orale: dalla ricerca alla clinica, Torino, 9-11 Dicembre 2004
66. Merletti R., Farina D., Gazzoni M., Rainoldi A., Surface EMG: a window to look into the muscle and the brain, VIII Quantitative EMG conference, Nijmegen, The Netherlands, June 7-11, 2004
67. Merletti R., Farina D., What information is contained in the surface EMG and how can it be extracted? In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, February 20-21, Torino, Italy, ISBN 88-7992-191-6, 2004
68. Merletti R., Surface EMG recording from sphincter muscle, International Symposium Urinary and faecal Incontinence: an interdisciplinary approach, Tübingen, 3-5 March 2004
69. Mesin L. Farina D., Merletti R., Effect of Local In-Homogeneities in the Subcutaneous Tissue on Muscle Fiber Conduction Velocity Estimates Assessed with a Novel Analytical Surface EMG Model, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 79.
70. Minetto M., Paccotti P., Angeli A., Ganzit G.P., Dadone C., Gazzoni M., Merletti R., Rainoldi A., Mechanical, electromyographical and biochemical variables after a fatiguing task in endurance and power-trained athletes. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, February 20-21, Torino, Italy, ISBN 88-7992-191-6, 2004
71. Minetto M., Paccotti P., Ventura M., Rainoldi A., Gazzoni M., Merletti R, Dovio A., Angeli A., Relationship between exercise-related Interleukin-6 production, mechanical and myoelectric manifestations of fatigue, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 273
72. Pozzo M, Merlo E, Farina D, Antonutto G., Merletti R, di Prampero PE, Assessment of Muscle Fiber Conduction Velocity During Explosive Contractions in Humans. XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 144

73. Pozzo M., Bottin A., Gazzoni M., Ferrabone R., Sardo U., A portable multichannel EMG acquisition system for long term recording. In: Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular Assessment in the Elderly Worker, February 20-21, Torino, Italy, ISBN 88-7992-191-6, 2004
74. Pozzo M., Merlo E., A Bottin, Detoma E., A Novel Multichannel Programmable Neuromuscular Stimulator. XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 255
75. R. Merletti, EMG non invasivo e sue applicazioni: dimostrazione, XXIV Corso teorico-pratico di cultura in elettromiografia e neurofisiologia clinica, Lido degli Estensi (Fe), 2-12 Settembre 2004
76. Rainoldi A., G. Melchiorri, M. Gazzoni, I. Caruso, EMG Variables and Fiber Type Distribution in Elite Athletes, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 79
77. Rainoldi A., M. Gazzoni, A. Lantermo, R. Merletti, Surface Emg Signal Alterations in Carpal Tunnel Syndrome Patients. A Pilot Study, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 199
78. Rainoldi A., M. Gazzoni, G. Melchiorri, I. Caruso, An On-line Fatigue Monitor During Electrically Elicited Contractions, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 175
79. Schulte E., Farina D., Merletti R., Rau G., Disselhorst-Klug C., Influence fiber shortening on estimates of conduction velocity and spectral frequencies from surface electromyographic signals, XV ISEK Congress, Boston, MA, June 18-21, 2004, ISBN 0-87270-136-0: 6

Pubblicazioni su riviste nazionali

Publications on national journals

1. 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*, 37: 58-61, 2002
2. Merletti R., Pozzo M., Zennaro D., Valutazione neuromuscolare del lavoratore anziano: il Progetto NEW, *La Medicina del Lavoro*, 93, n.6, 2002

Altre Pubblicazioni

Other publications

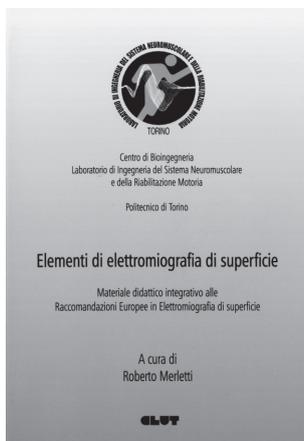
1. Rainoldi A., R. Merletti, Clinical applications of the surface electromyography. An experience of interaction between basic and applied research, Bollettino della comunità scientifica in Australasia, Ambasciata d'Italia, Camberra, Ufficio dell'Addetto Scientifico, Dicembre 2003

Libri pubblicati dal 1997 al 2004

Books published from 1997 to 2004



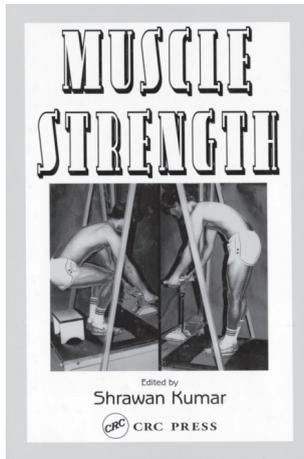
SENIAM- Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie, Edited by Roberto Merletti, C.L.U.T. -1999
ISBN 90-75452-14-4



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

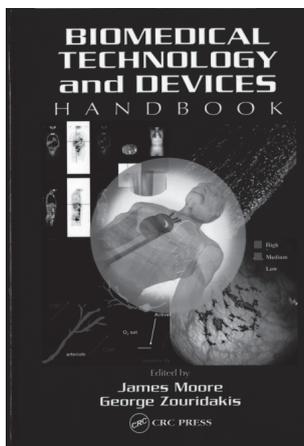


Proceedings of the International Symposium on Neuromuscular assessment in the Elderly Worker (NEW), C.L.U.T.-2004
ISBN 88-7992-191-6



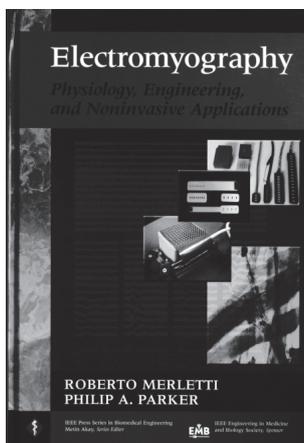
Merletti R., Farina D., Rainoldi A., Myoelectric manifestations of muscle fatigue
Chapter 18

Muscle strength, S. Kumar (Ed), CRC Press, 393-419, 2004
ISBN 0-4153-6953-3



Pozzo M., Farina D., Merletti R., Electromyography: detection, processing
and applications
Chapter 4

Handbook of biomedical technology and devices, J.E. Moore (Ed), CRC
Press, 4.1-4.66, 2003
ISBN: 0-8493-1140-3



Electromyography Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications.
Edited by Roberto Merletti and Philip Parker, IEEE PRESS-2004

ISBN 0-471-67580-6