

Il segnale EMG per il miocontrollo: parte teorica, overview generale ed applicazioni in riabilitazione robotica

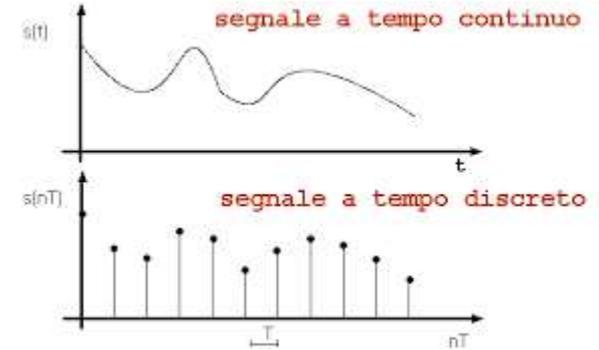
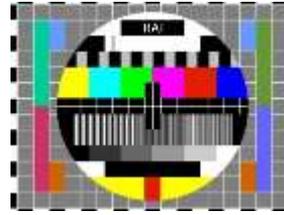
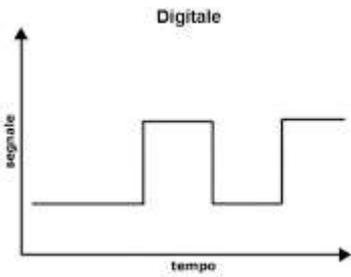
Contatti

Michele Barsotti michele.barsotti@santannapisa.it

Daniele Leonardis daniele.leonardis@santannapisa.it

Antonio Frisoli antonio.frisoli@santannapisa.it

19/12/2018



COSA È UN SEGNALE?

Segnale

- Fenomeno fisico alla cui evoluzione e alle cui caratteristiche attribuiamo un **contenuto informativo**

Segnale \Leftrightarrow Informazione

- Un **segnale** può essere definito come una funzione o una grandezza che contiene informazione, in generale riguardo allo stato o al comportamento di un sistema fisico.
- Anche se i segnali possono essere rappresentati in molti modi, l'informazione è sempre contenuta nelle variazioni di una o più grandezze.

Informazione

- Si ha informazione quando si viene a sapere qualcosa **d'interesse** che prima non si conosceva
- Informazione come:
 - aumento della conoscenza
 - diminuzione dell'incertezza
- Perché ci sia **informazione** occorre che ci sia **comunicazione**
- Un segnale è un **veicolo d'informazione**

Rumore

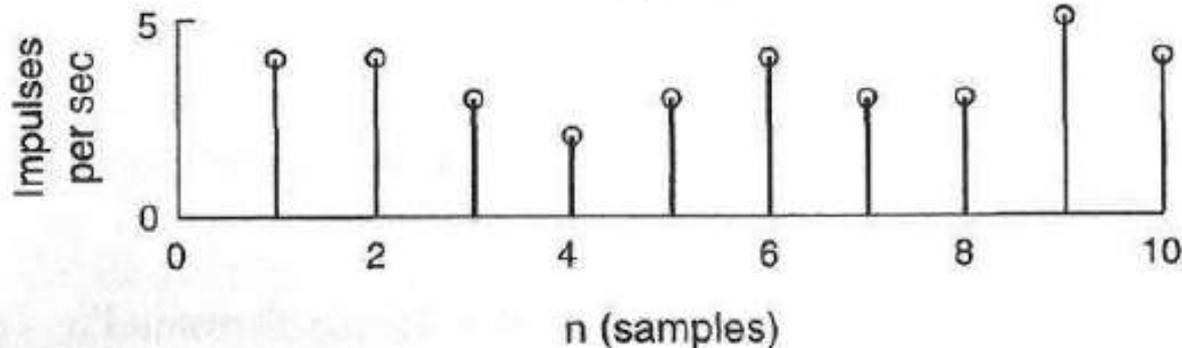
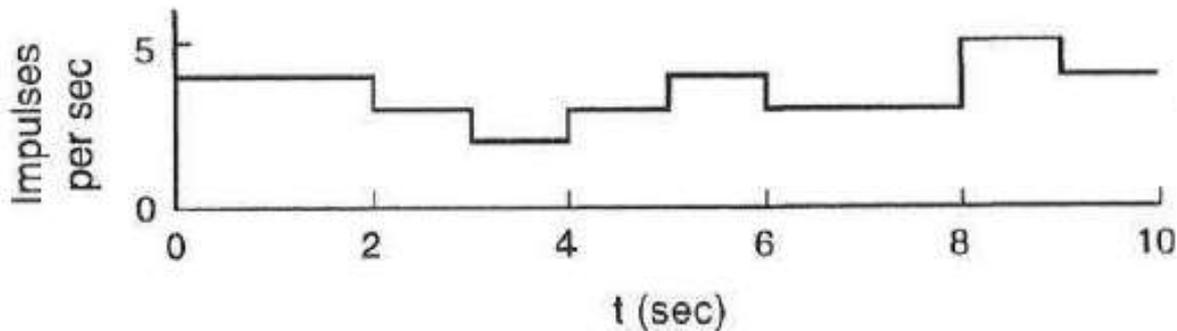
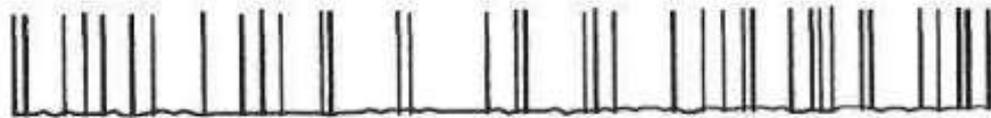
- Tutto ciò che è associato al segnale, ma **non porta Informazione**
- Disturba la ricezione del segnale e l'estrazione dell'informazione
- **Rapporto segnale/rumore (SNR)**
- L'informazione cercata determina che cosa è segnale e che cosa è rumore in un dato fenomeno
- Definizione operativa (e arbitraria)

Segnali continui e discreti

- CT – Continuous time – $x(t)$
 - Es.: pressione sanguigna, torsione ad una giuntura. Sono definiti per ogni istante (di tempo). Spesso vengono campionati per valori multipli di un incremento base
- DT – Discrete Time – $x(n)$
 - Es.: pressione sanguigna ad ogni battito, valori di temperatura corporea ogni ora, potenziali di azione di un neurone ogni secondo, ecc. L'argomento della funzione assume solo valori interi

ESEMPIO

Action potential signal



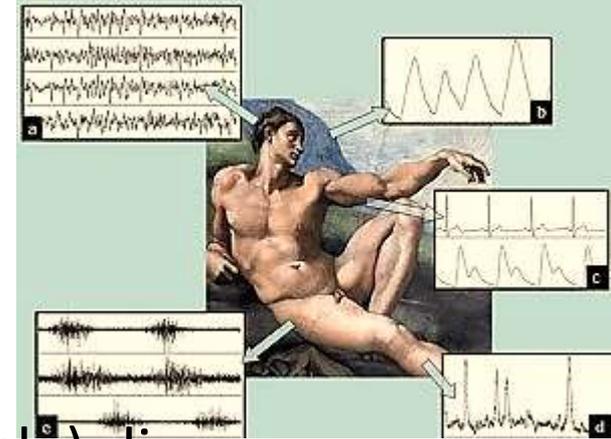
Registrazione dei potenziali di azione di un neurone nell'intervallo di tempo di 10s.

Il n. di potenziali di azione al secondo è calcolato e visualizzato nei due modi seguenti:

Segnale CT ottenuto mantenendo un valore costante (somma potenziali di azione) su ogni secondo di tempo.

Segnale DT ottenuto rappresentando il n. di potenziali di azione verificatisi nell' intervallo di 1s precedente.

SEGNALI BIOMEDICI



- **Segnale:** Rappresentazione (monodimensionale) di informazione, in funzione di una variabile indipendente (es.: tempo).
- **Informazione:** Valori reali o complessi. E' spesso una misura di una qualche forma di energia prodotta dal processo.
- Molti "segnali" biomedici non sono funzione del tempo, ma di altre grandezze: ad es., nell'elaborazione delle immagini i valori di intensità sono funzione delle coordinate spaziali x e y . I metodi che verranno presentati si applicano anche a tali segnali.
- L'analisi dei segnali e l'analisi dei sistemi forniscono gli strumenti per analizzare in modo rigoroso i fenomeni fisici.

Classificazione dei segnali biologici

Classificazione per **natura della grandezza caratterizzante**:

- Segnali elettrici
- Segnali chimici
- Segnali magnetici
- Segnali meccanici
- Segnali termici

Classificazione **per sistema biologico che li ha generati**:

- Sistema cardiovascolare
- Sistema nervoso
- Sistema endocrino
- Apparato muscolo-scheletrico

Esempi di grandezze biomediche misurabili

Attività elettrica cerebrale (EEG, MEG)

proprietà meccaniche
del timpano

ERG, EOG

pressione arteriosa

flusso sanguigno

suoni cardiaci, polmonari

attività elettrica muscolare (EMG)

radiopacità

impedenza acustica

antropometria

movimenti

livello di idratazione,
flusso sanguigno cutaneo



pressione intracranica

temperatura

pressione intraesofagea

respirazione: volume VO_2 , VCO_2 ,
pressioni pO_2 , pCO_2

gittata cardiaca

attività elettrica cardiaca (ECG)

pH ematico

concentrazioni enzimatiche

mappe di potenziali, temperatura

interazione dinamica

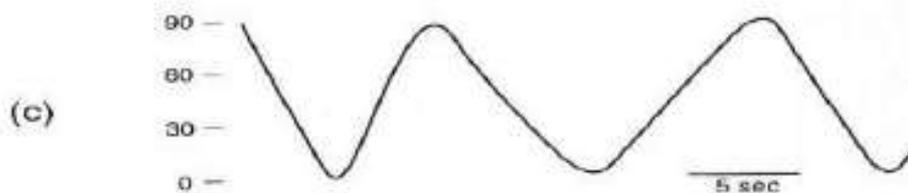
ESEMPI



← Velocità istantanea media del sangue nell'arteria cerebrale umana: shift Doppler da fascio ultrasonico.



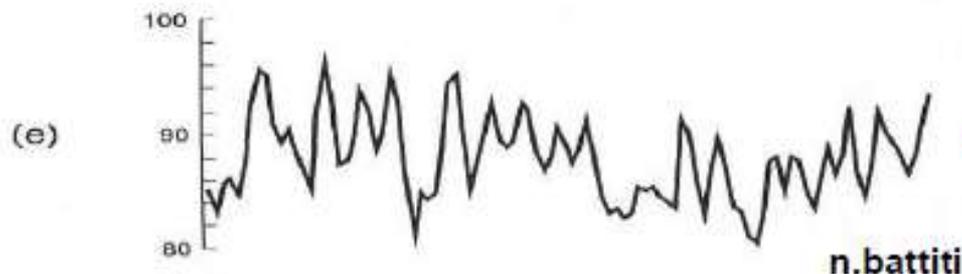
← Elettromiogramma da coppia di fili applicati sotto la lingua: contrazione e rilassamento.



← Angolo di rotazione del ginocchio ottenuto da un sensore angolare.



← Elettrocardiogramma. Ogni battito cardiaco produce una serie di onde elettriche (P, Q, R, S, T).



← Battito cardiaco istantaneo (battiti/min) per 100 battiti consecutivi.

Origine dei segnali biologici

Basali: sono segnali legati alla fisiopatologia, cioè al funzionamento normale o in presenza di malattia, dell'organismo vivente

Esempi :

- attività elettrica cerebrale (=> elettroencefalografia)
- attività elettrica cardiaca (=> elettrocardiografia)
- flussi ematici
- pressione arteriosa
- temperatura basale

Evocati: sono segnali ottenuti come risposta ad uno stimolo esterno

Esempi :

- potenziali evocati
- metabolismo del glucosio
- immagini diagnostiche(radiologia, TAC, RMN)
- gittata cardiaca (metodo della diluizione -Iniezione colorante in una vena periferica. Prelievo sangue da arteria periferica.)
- configurazione arterie coronariche (angiografia)

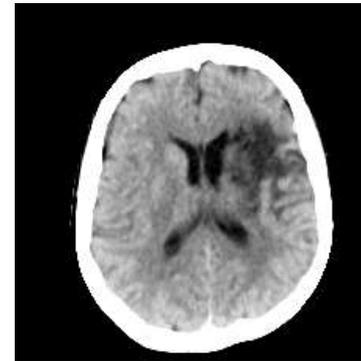
Classificazione dei segnali biologici

Classificazione per variabile indipendente:

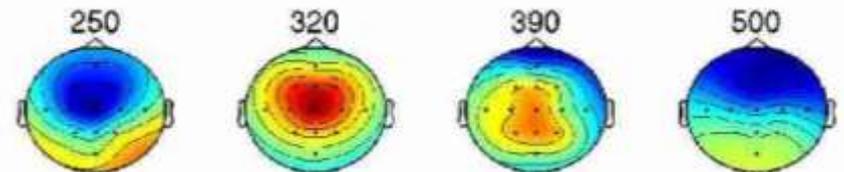
-Segnali **Temporali**: ECG, EEG, pressione sanguinea... (segnali bioelettrici)



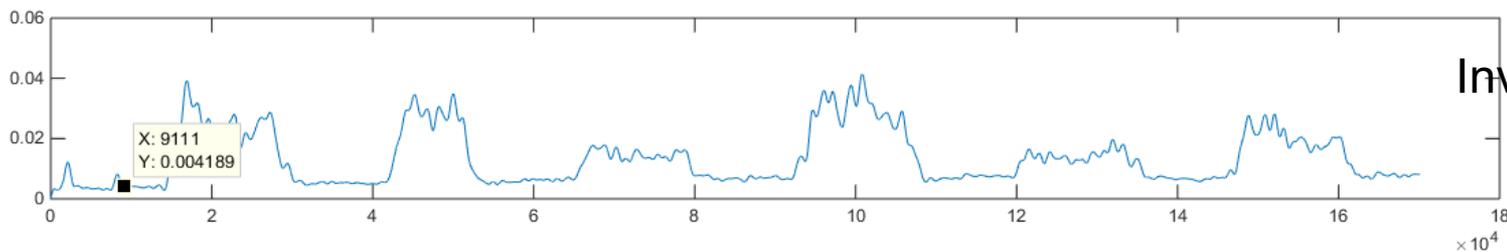
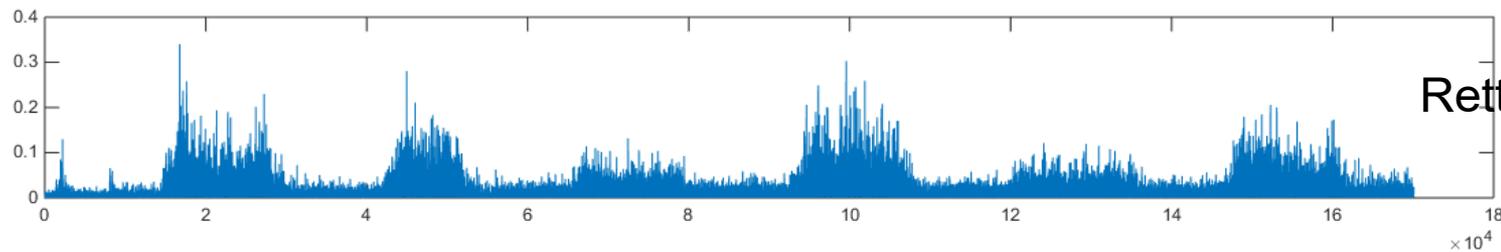
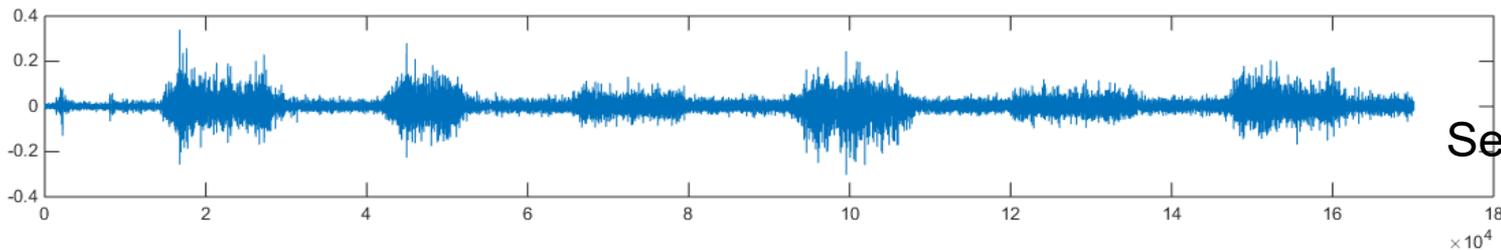
-Segnali **Spaziali**: radiografie, mappe di temperatura (bioimmagini, mappe)



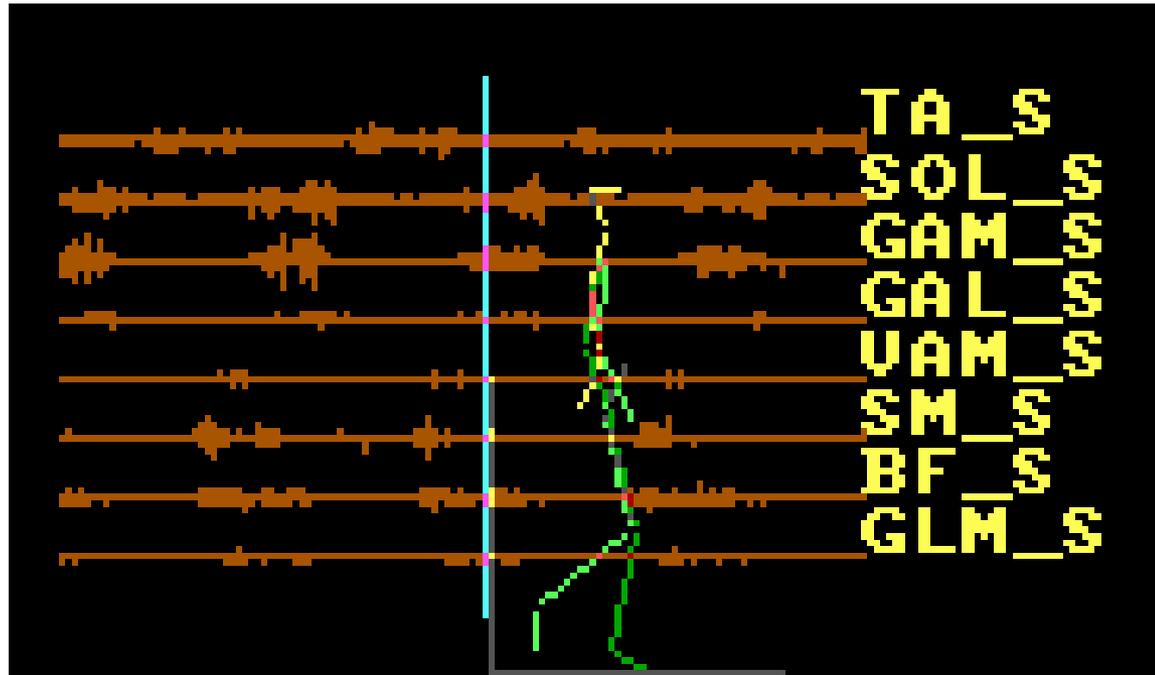
-Segnali **Spazio-temporali**: spazio e tempo concorrono come variabili indipendenti (ecocardiografia dinamica, RMN funzionali)



Come si presenta un segnale



Come si presenta un segnale



ELETTROMIOGRAFIA

ELETTROMIOGRAFIA (EMG)

“L’insieme delle tecniche di rilevazione, elaborazione ed impiego del segnale mioelettrico”

ELETTROMIOGRAFIA CON AGHI

ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE

(SEMG)

Applicazioni

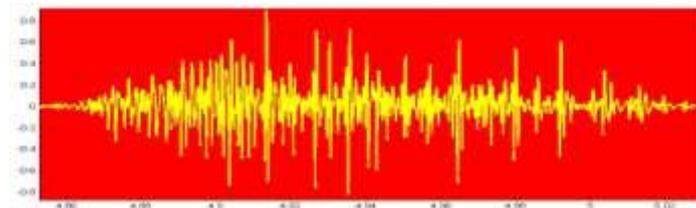
- Scopo diagnostico (neurofisiopatologia)
- Controllo di dispositivi esterni
- Studio della fatica muscolare
- Studio del controllo del movimento
- Studio delle balbuzie e dei tremori muscolari
- **Biofeedback** della contrazione muscolare

Contro:

- Difficoltà di indagine per muscoli profondi
- Impossibilità di distinzione dell’attività di singole unità motorie

Pro:

- **Tecnica non invasiva**
- Lettura simultanea dei segnali in diversi punti della superficie cutanea.
- Definizione di mappe di potenziale.



Campi di interesse

Medical Research

- Orthopedic
- Surgery
- Functional Neurology
- Gait & Posture Analysis

Rehabilitation

- Post surgery/accident
- Neurological Rehabilitation
- Physical Therapy
- Active Training Therapy

Ergonomics

- Analysis of demand
- Risk Prevention
- Ergonomics Design
- Product Certification

Sports Science

- Biomechanics
- Movement Analysis
- Athletes Strength Training
- Sports Rehabilitation



APPLICATIONS

PROSTHESIS/ROBOT CONTROL

- **DIRECT MAPPING**

<https://www.youtube.com/watch?v=qUPnnROxvY#t=0m40s>

- **PATTERN RECOGNITION**

<https://www.youtube.com/watch?v=nxPToKzuXF4#t=0m15s>

- **MOTOR LEARNING**

<https://www.youtube.com/watch?v=Qrel34jA4TQ#t=2m00s>

- **FES for Re-Walking**

<https://www.youtube.com/watch?v=w57avIXO7cw#t=1m55s>

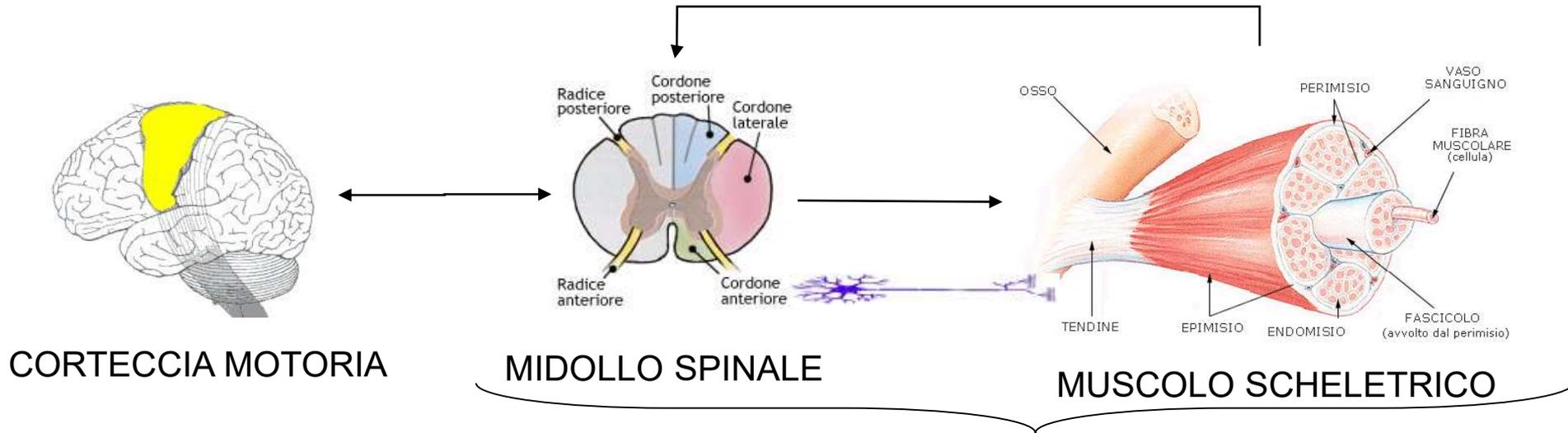
- **VARING PARAMETERS OF PROSTHESIS or EXOSKELETONS**

<https://www.youtube.com/watch?v=CDsNZJTWw0w#t=7m45s>

- **Not Myo-Controlled Mechanical Arm Multifunction :**

<https://www.youtube.com/watch?v=6pbgOmaBx34>

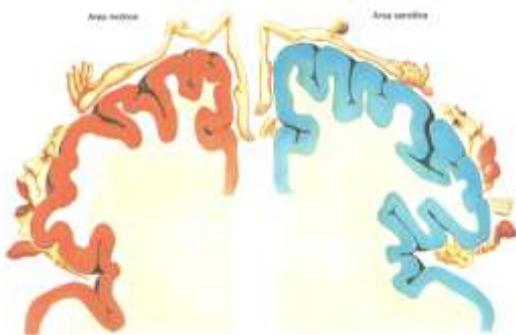
SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO: BASI FISIOLOGICHE E BIOFISICHE



CORTECCIA MOTORIA

MIDOLLO SPINALE

MUSCOLO SCHELETRICO

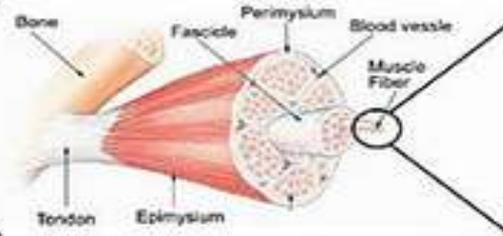


UNITÀ MOTORIA:

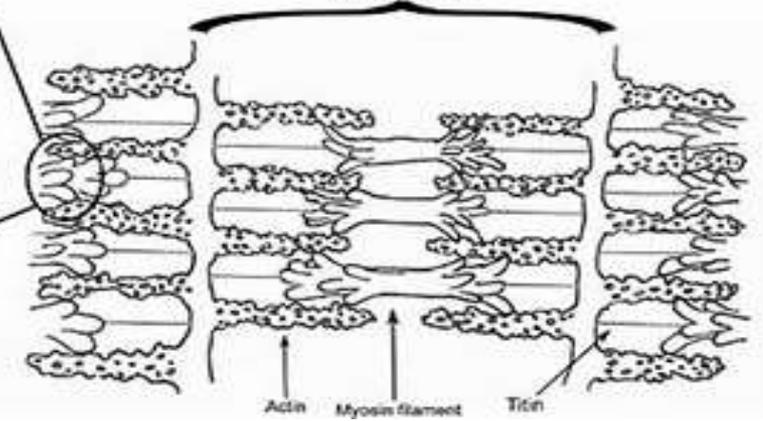
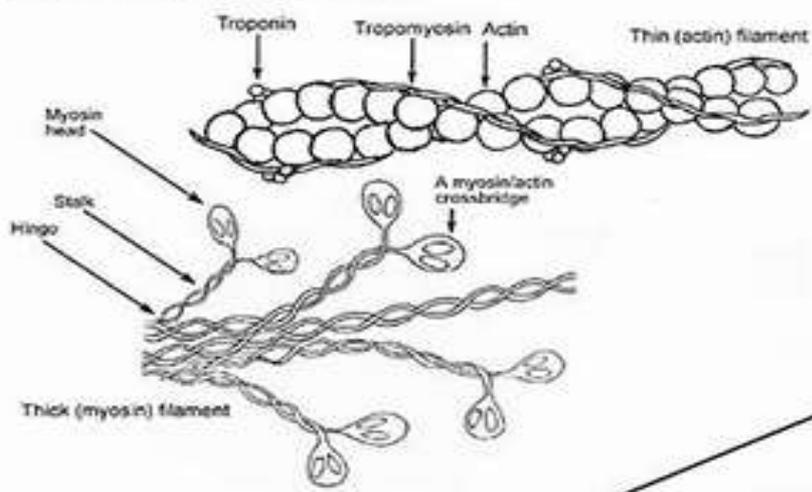
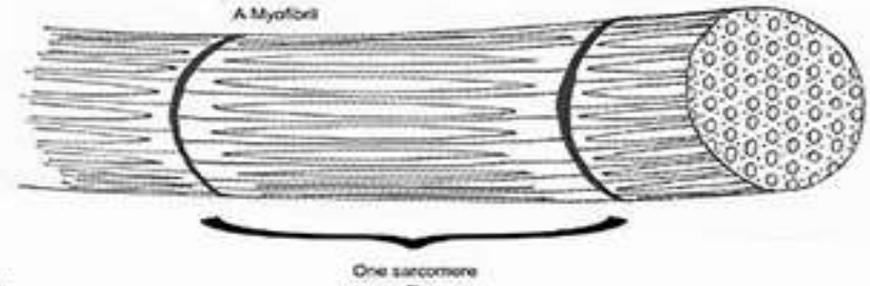
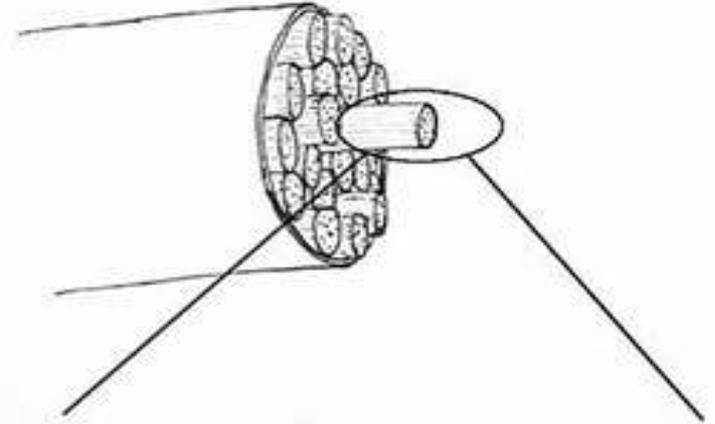
motoneurone
(corpo, dendriti, assone) + fibre muscolari
che esso innerva

Unità funzionale. Rappresenta il più piccolo gruppo di fibre muscolari che può essere utilizzato

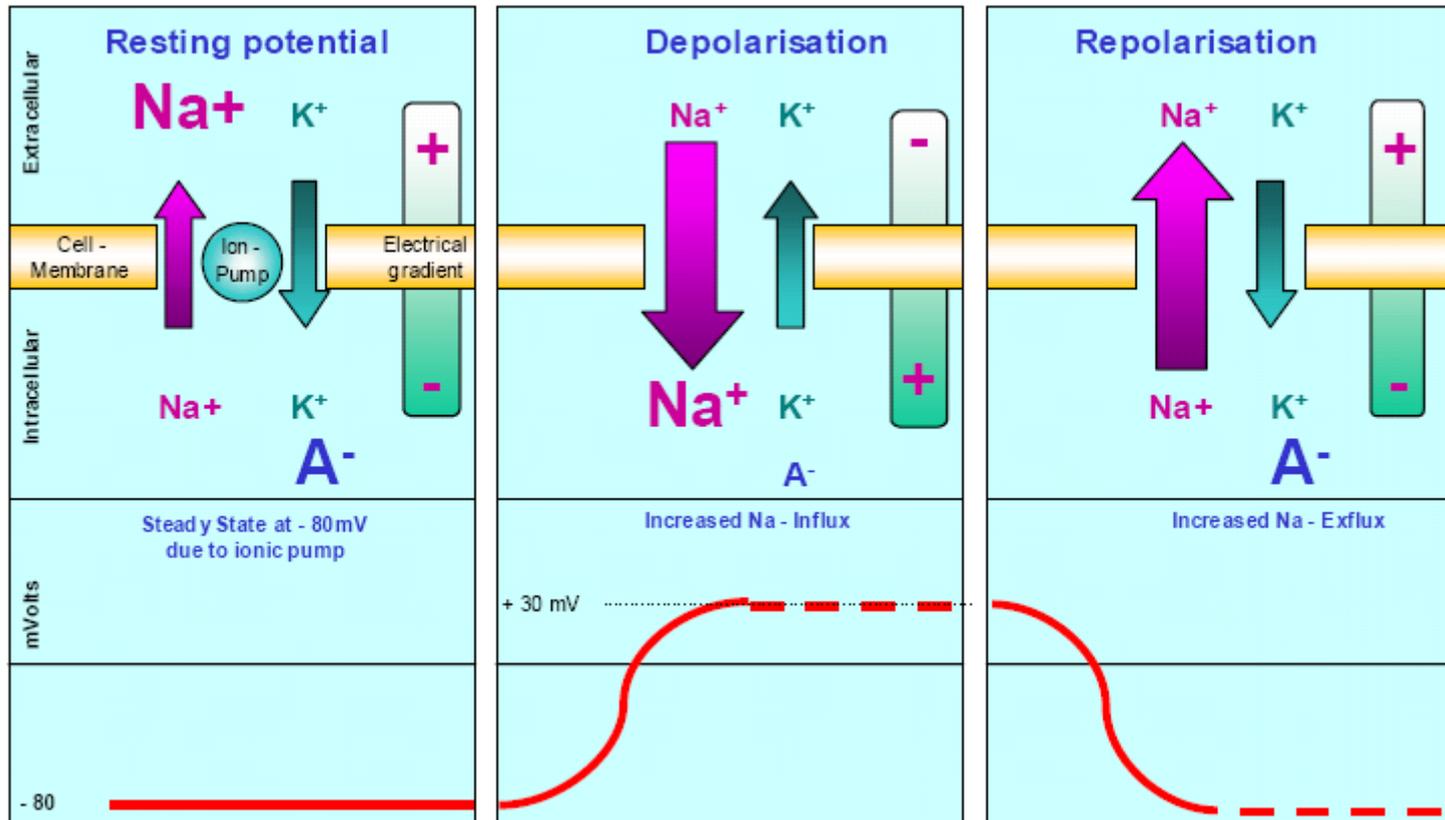
Il muscolo striato scheletrico



Muscle Fiber (single cell, multi-nuclear)



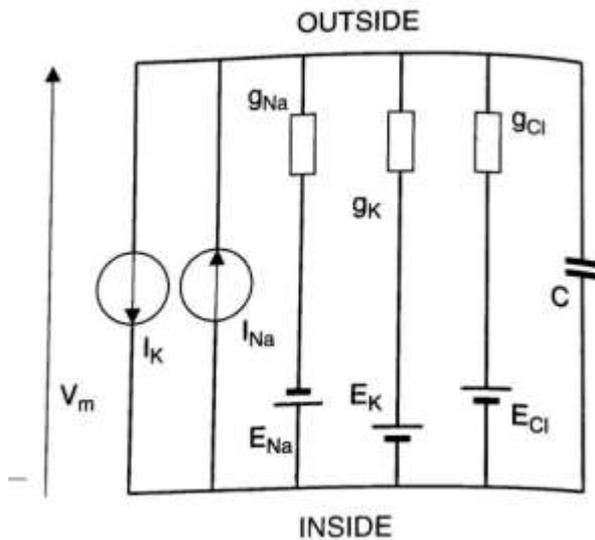
Eccitabilità delle membrane muscolari



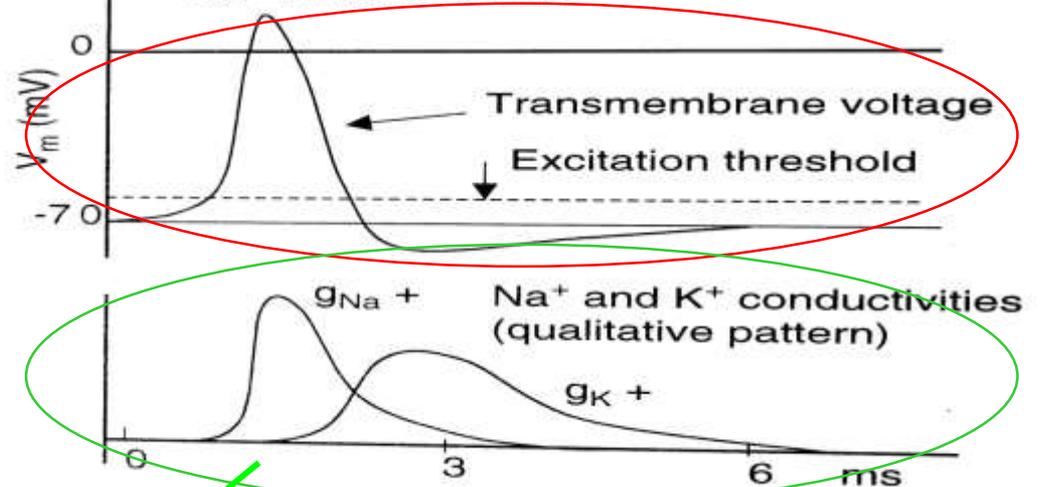
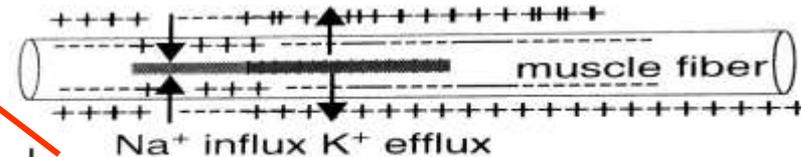
Modello della membrana semi-permeabile
Equilibrio ionico - Pompa Na^+Cl^-
Meccanismo della soglia

Eccitabilità delle membrane muscolari

POTENZIALE D'AZIONE



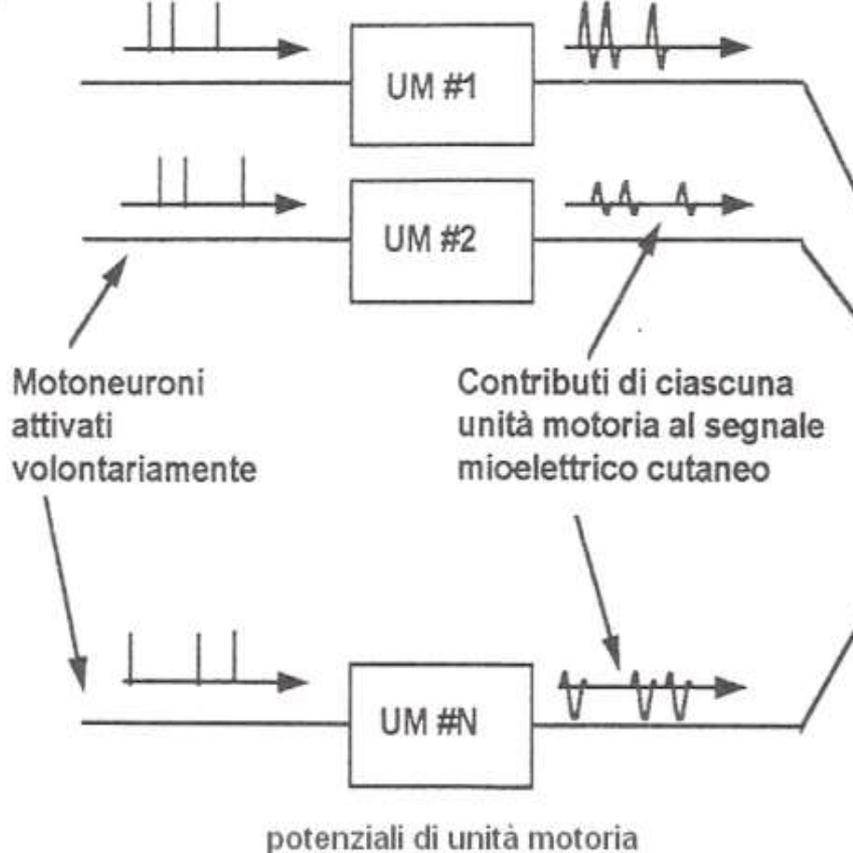
Modello di Hodgkin & Huxley



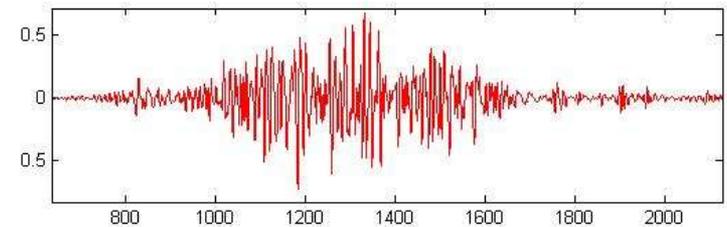
COMPORTAMENTO DINAMICO DELLA PERMEABILITÀ DELLA MEMBRANA NEI CONFRONTI DI Na+ e K+

Pattern di interferenza

impulsi a diversa
frequenza



TRACCIATO DI INTERFERENZA

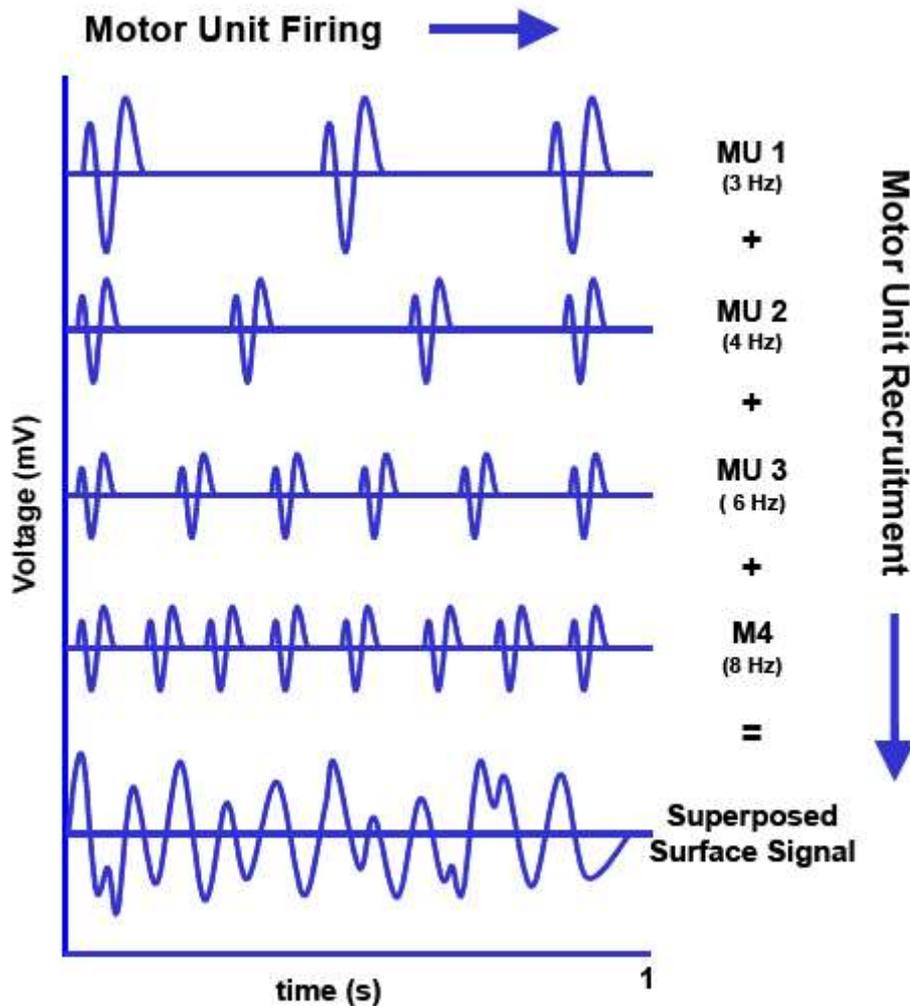


Segnale mioelettrico
cutaneo



I potenziali d'azione di tutte le unità motorie rilevabili da un elettrodo sono elettricamente sovrapposti e sono rappresentati come segnali bipolari con distribuzione simmetrica delle ampiezze positive e negative (valore medio pari a zero).

Generazione del segnale EMG



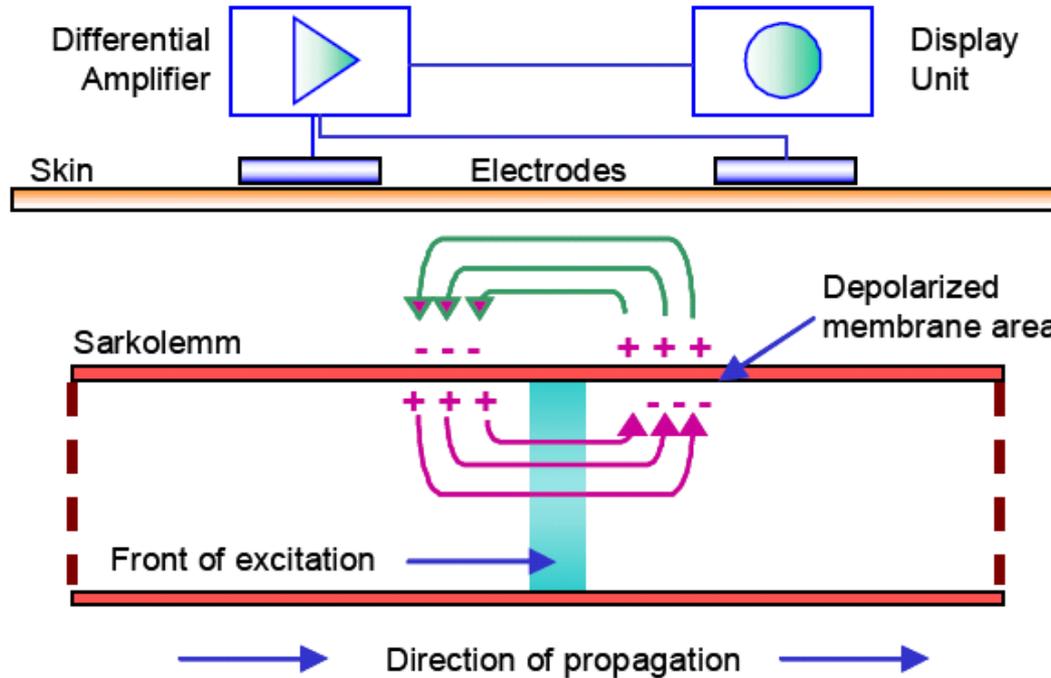
Il segnale EMG riflette direttamente le caratteristiche legate a:

- ✓ *Reclutamento dei Potenziali d'Azione delle Unità Motorie (MUAPs)*
- ✓ *Frequenza di scarica*

PARAMETRI TIPICI :

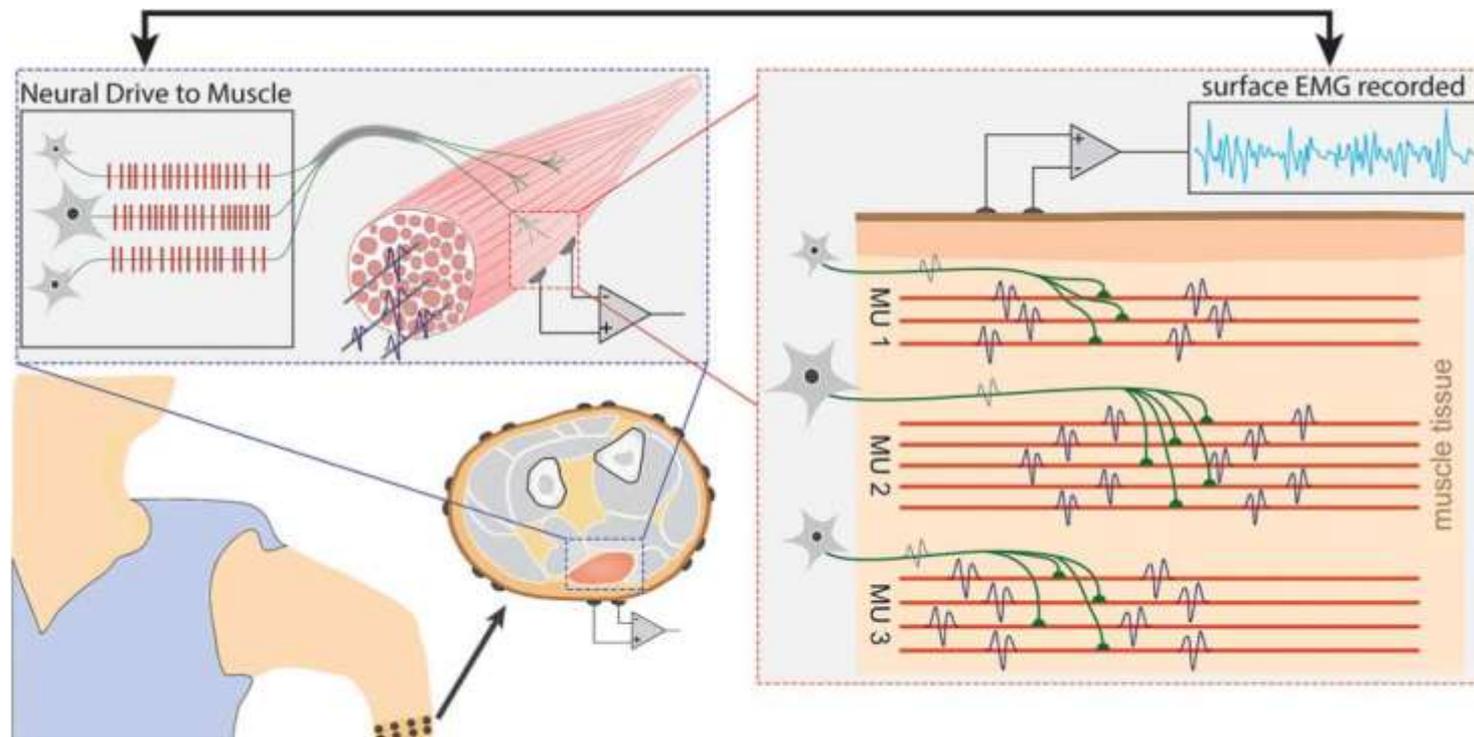
- **AMPIEZZA:** 10 μ V ~ 2mV
- **BANDA:** 10Hz ~ 500Hz

Propagazione del potenziale di azione: Onda di depolarizzazione



La zona di depolarizzazione (1-3 mm quadrati) viaggia lungo la fibra muscolare con una velocità di 2-6 m/s

Generation of Surface EMG



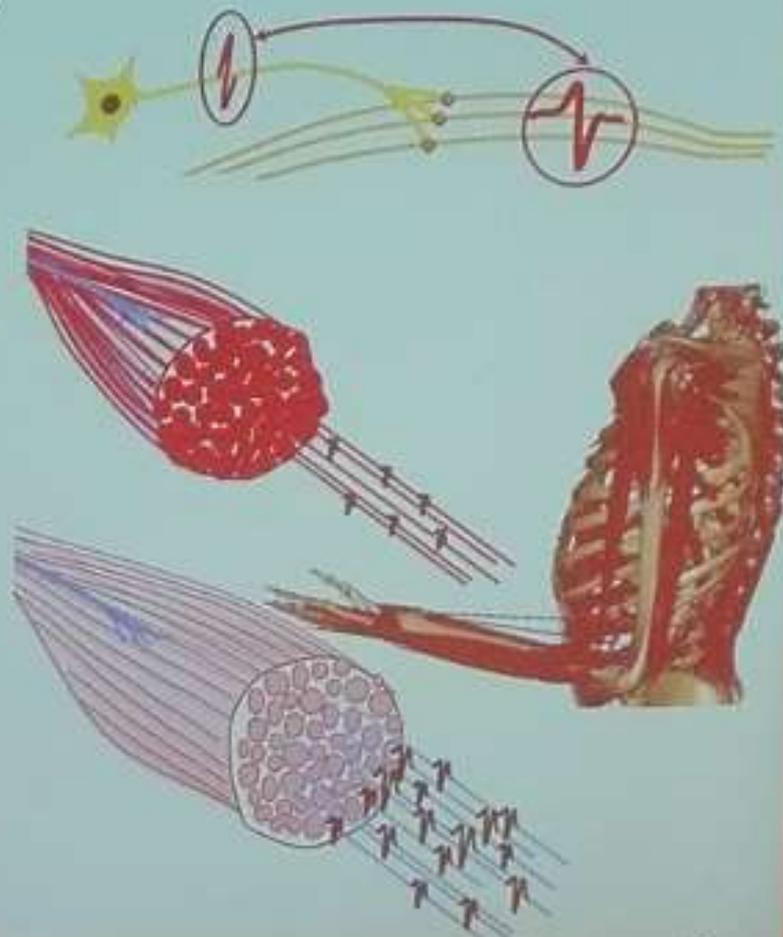
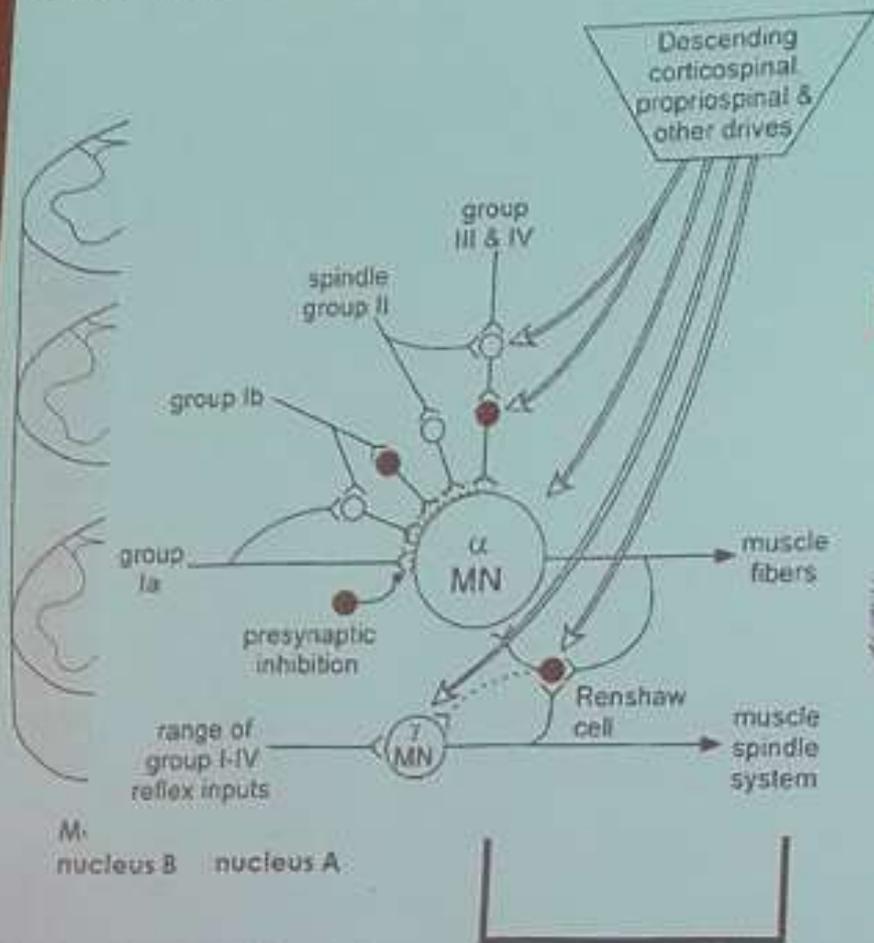
EMG signal is the consequence of the activity of **the motor neurons** that trigger the generation of **muscle fiber action potentials**.

Compound action potential of the fibers innervated by each motor neuron (motor unit action potential) is recorded at the skin surface **and the interference activity of all active motor units determines the surface EMG recording** (a schematic representation of a bipolar recording is shown).

As indicated by the arrow, **the interference surface EMG contains the original neural information**. Features extracted from the EMG are thus associated to the neural code of motion, although this association has variability due to the influence of the shapes of the motor unit action potentials on the signal characteristics

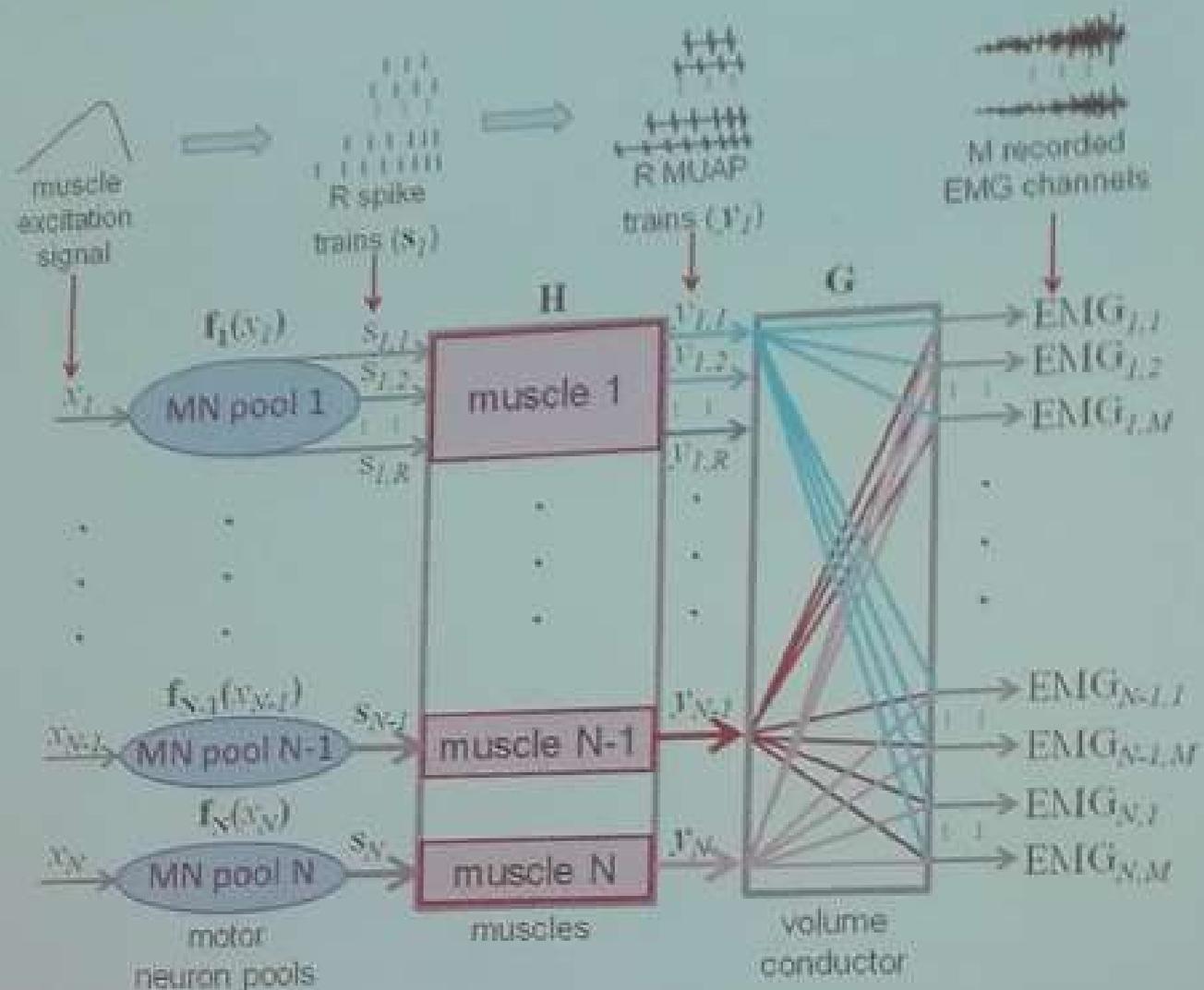
THE FINAL COMMON PATHWAY

The output from spinal motor neurons constitute the ultimate neural code for movement execution



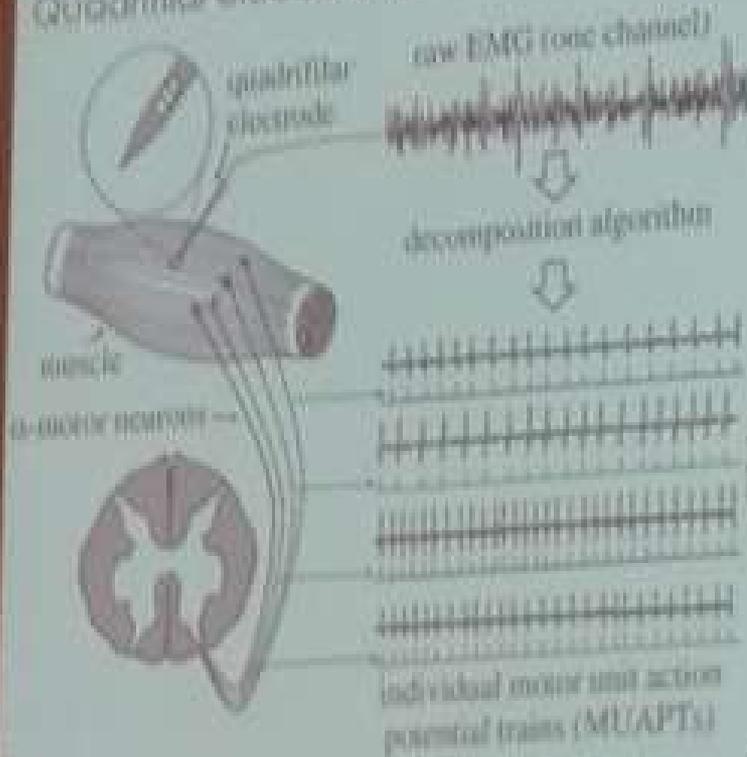
Gandevia, *Physiol Rev* 2001

CONVOLUTIVE TRANSFORMATION RELATING EMG AND NEURAL DRIVE

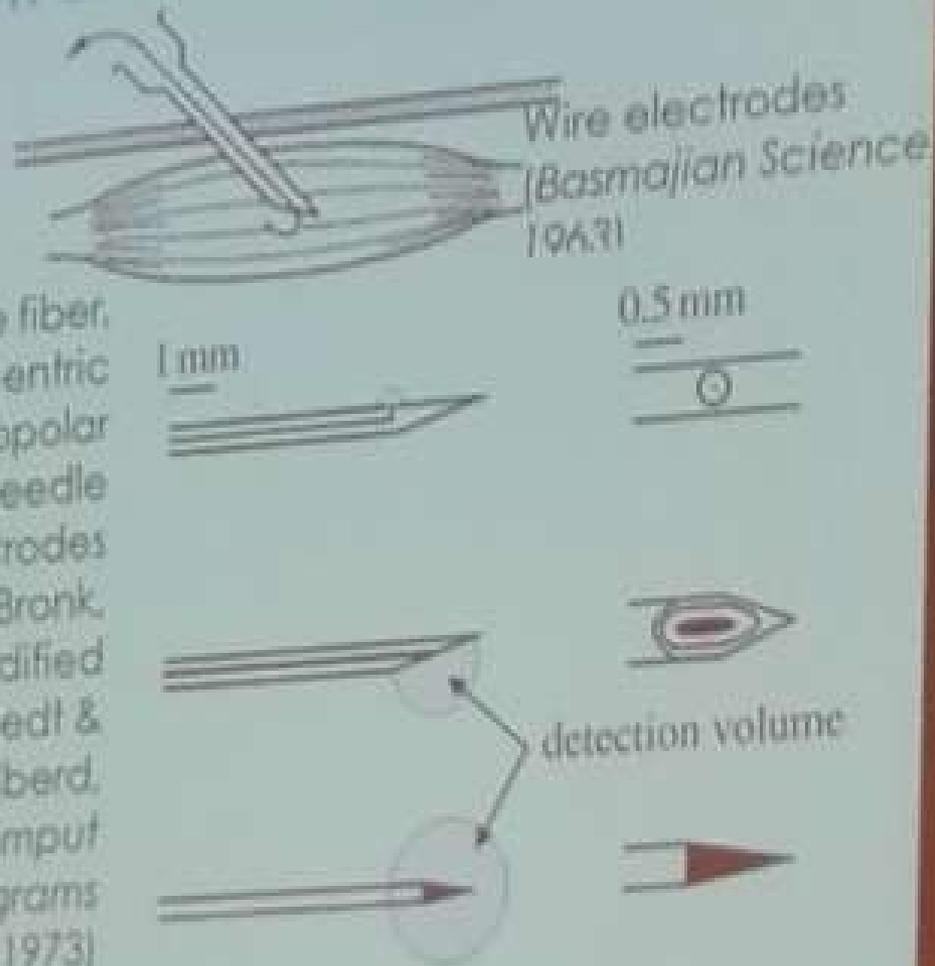


ELECTRODE TECHNOLOGY FOR MOTOR UNIT STUDIES

Quadrifilar electrode (De Luca 1972)



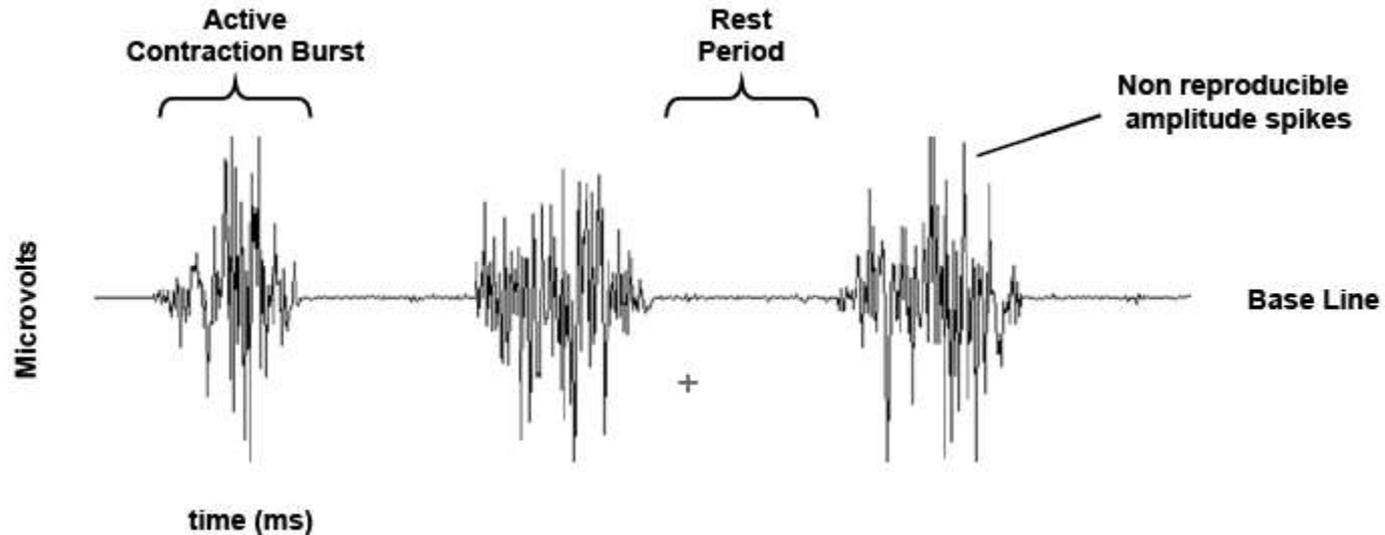
Single fiber, concentric monopolar needle electrodes (Adrian & Bronk, 1929) (modified from Ekstedt & Stålberg, Comput Programs Biomed., 1973)



SIGNAL ACQUISITION

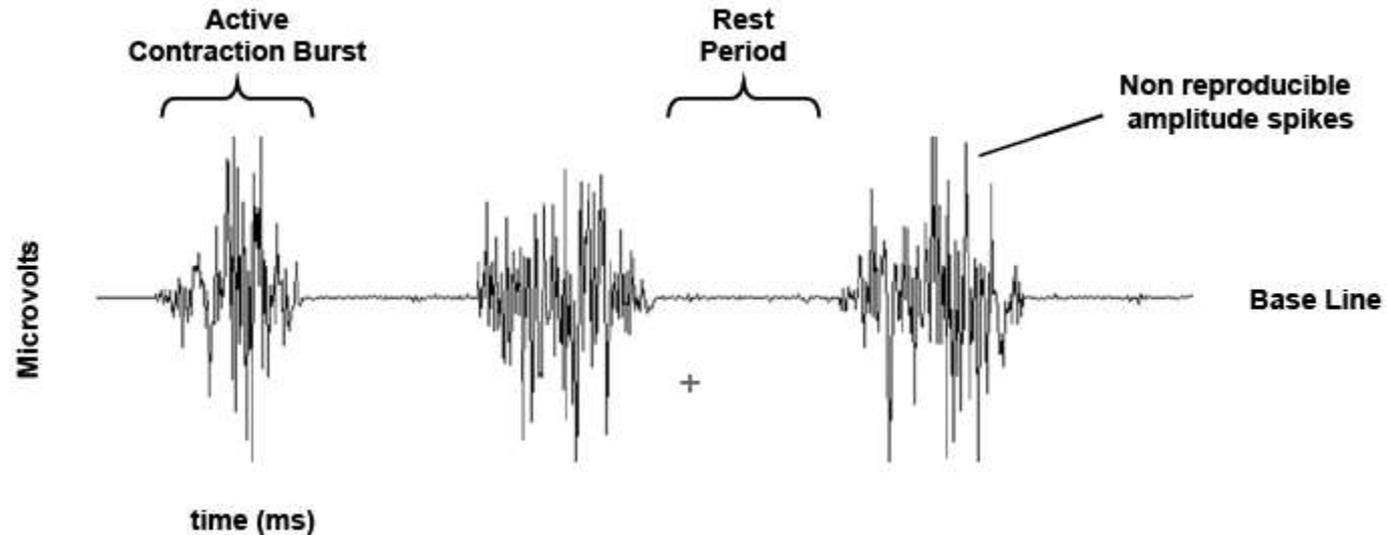
- Raw signal characteristic
- Factors influencing the goodness of the signal
 - Amplifiers
 - Electrodes (types and positioning)

“Raw” EMG



Registrazione EMG relativa a 3 differenti contrazioni del muscolo bicipite brachiale.

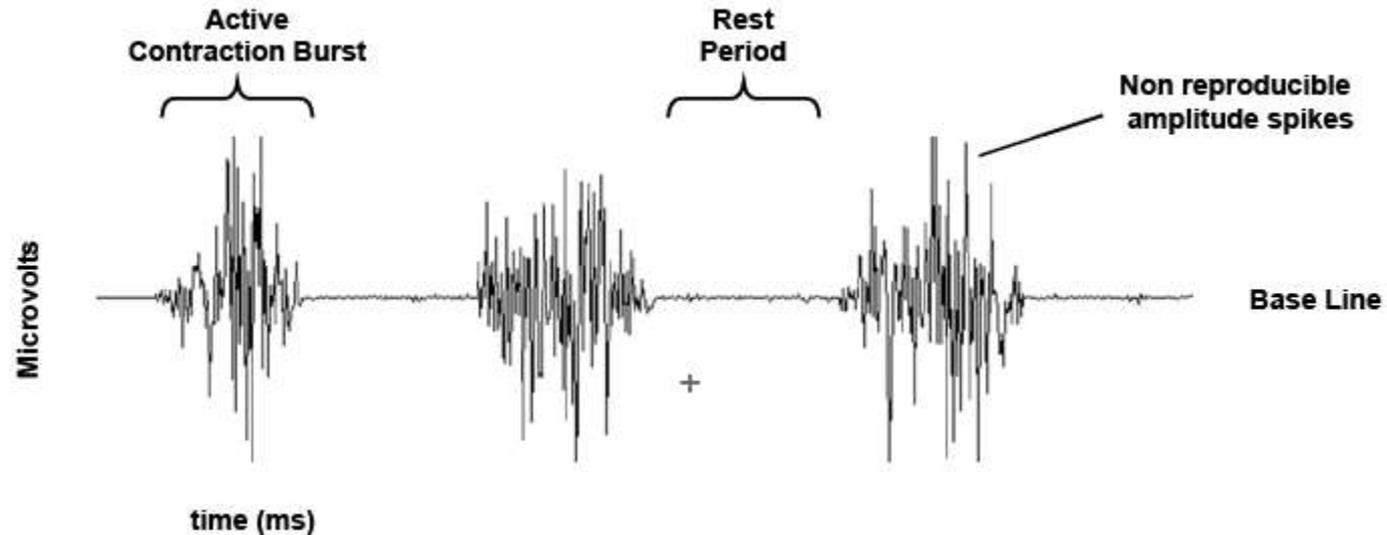
“Raw” EMG



Rumore di baseline:

- *Qualità degli amplificatori EMG*
- *Rumore circostante*
- *Qualità delle condizioni di rilevazione*

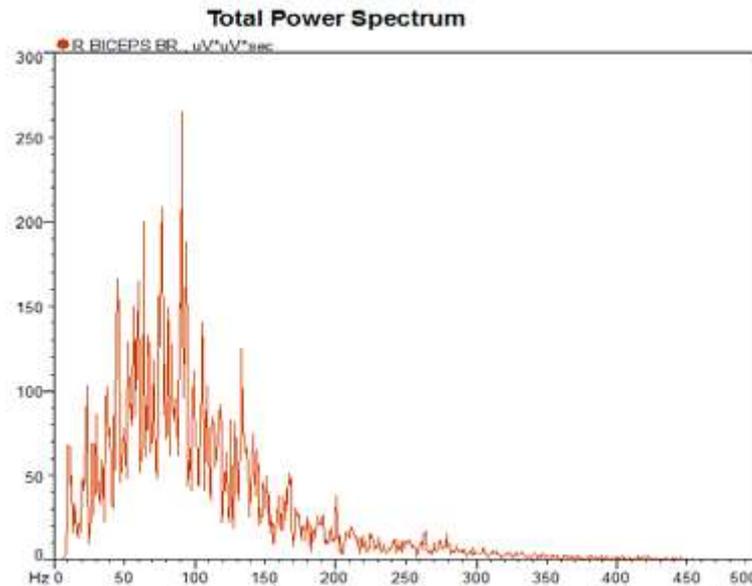
“Raw” EMG



Alcuni ordini di grandezza:

- *Rumore della baseline: 3-5 microvolt (buone condizioni)*
- *Range del segnale EMG “raw”: +/- 5000 microvolt (atleti)*
- *Frequenza del segnale EMG: 6-500 Hz*

Analisi della distribuzione in frequenza

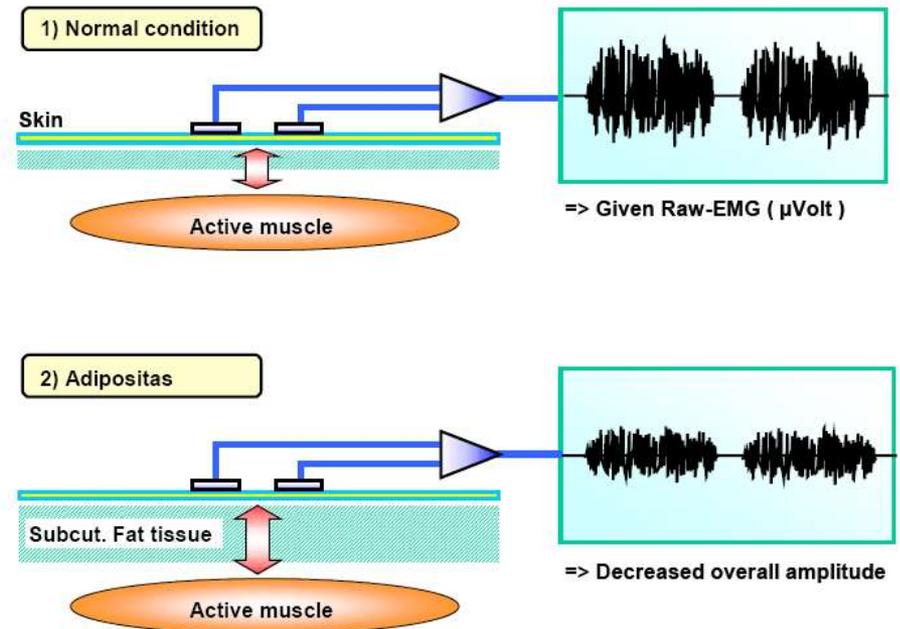


La maggior parte del contenuto in frequenza del segnale è posta tra 10 e 250 Hz

Fattori che influenzano il segnale EMG

Caratteristiche del tessuto:

- *Tipo di tessuto*
- *Spessore del tessuto*
- *Temperatura*
- *Cambiamenti fisiologici*

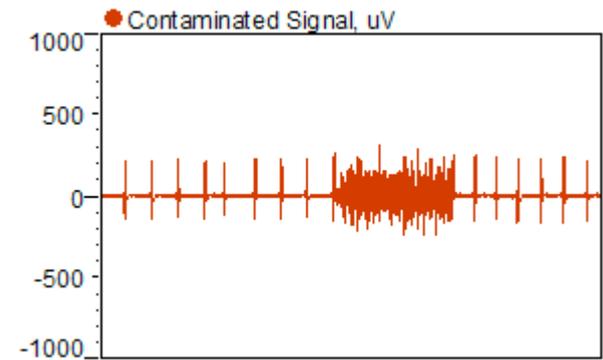


Fattori che influenzano il segnale EMG

Cross talk fisiologico:

anche i muscoli vicini possono produrre un segnale EMG rilevante.

Tipicamente il Cross Talk non supera il 10% - 15% del contenuto totale del segnale



Fattori che influenzano il segnale EMG

- Cambiamenti nella geometria tra il ventre del muscolo e il sito di aggancio degli elettrodi
- Rumore esterno
- Qualità e scelta degli elettrodi e degli amplificatori interni

Amplificatori EMG

Si utilizzano amplificatori differenziali poiché capaci di eliminare gli artefatti.

EMG pre-amplificatori installati nei cavi o posizionati sulla punta degli elettrodi

Il segnale è di solito amplificato da 500 a 1000 volte



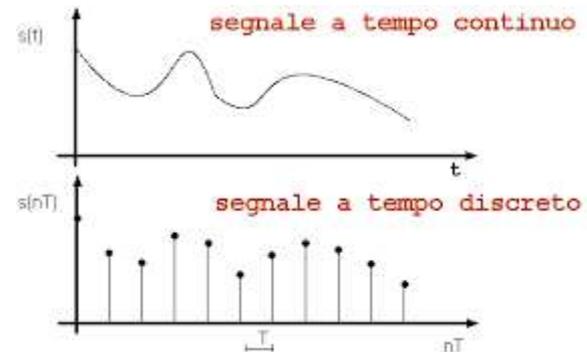
Build-in pre-amplifier



2 snaps for the electrode pair, one snap for the common ground (reference electrode)

Digitalizzazione di un segnale

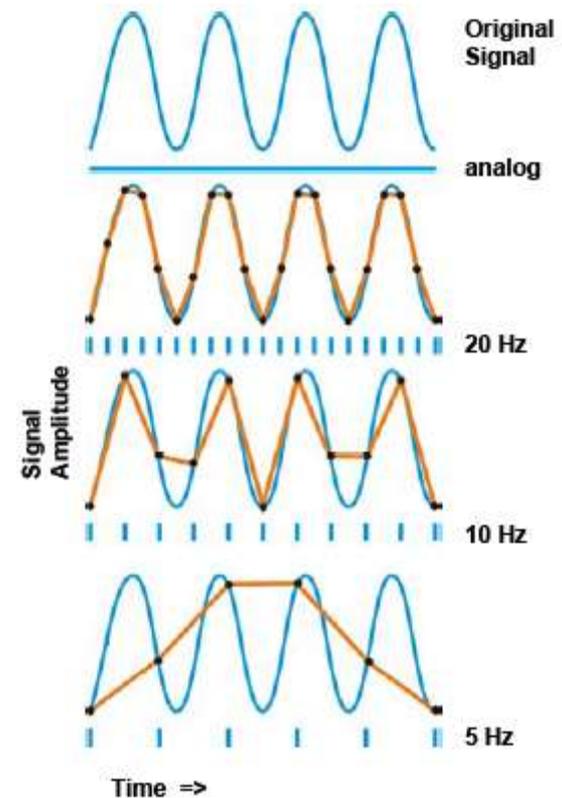
Affinché un segnale venga visualizzato e analizzato al computer deve essere convertito da analogico a digitale



Digitalizzazione di un segnale

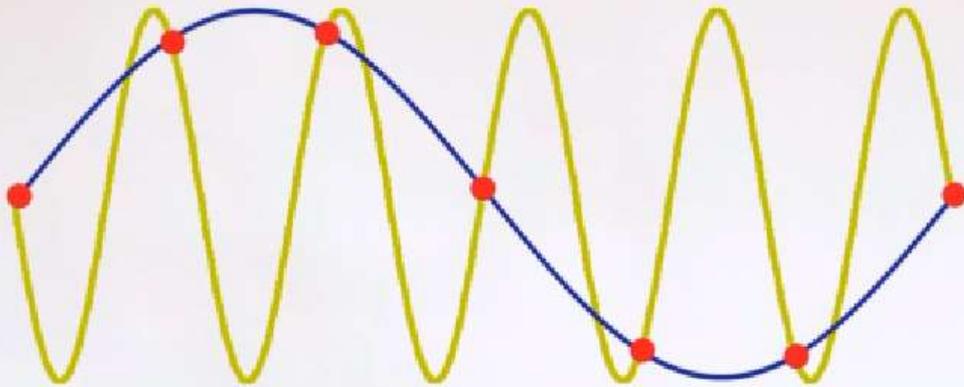
Teorema di Nyquist (o teorema del campionamento):

per poter ricostruire il segnale in maniera corretta in tutto il suo contenuto in frequenza, la frequenza di campionamento deve essere almeno doppia alla frequenza massima contenuta nel segnale.

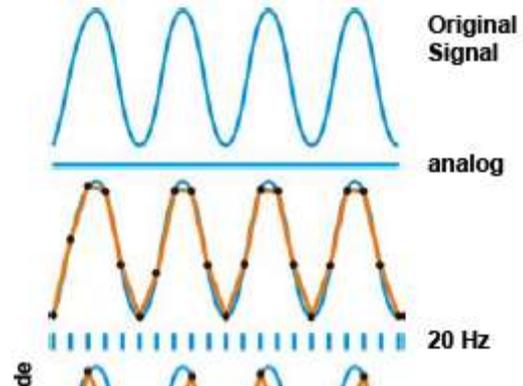


<https://www.youtube.com/watch?v=6XwgbHjRo30>

$$F_{\text{Sampling}} = 1.2 F_{\text{Signal}}$$

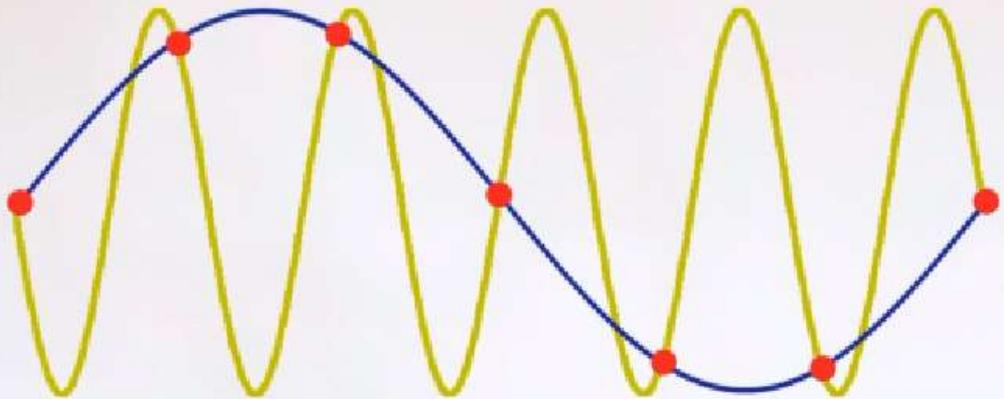


un segnale



corretta in tutto il s
frequenza, la
campionamento deve
doppia alla frequ
contenuta nel segnale.

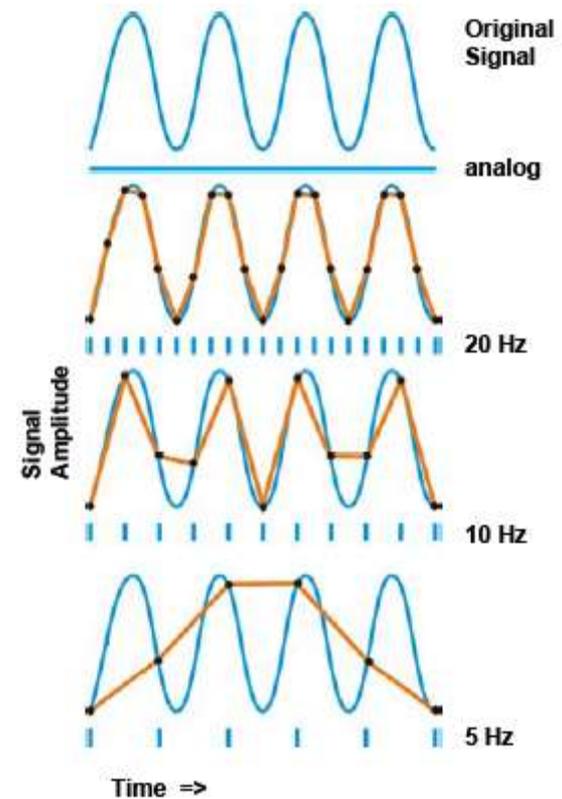
$$F_{\text{Sampling}} = 1.2 F_{\text{Signal}}$$



<https://www.youtube.com/wHjRo30>

Digitalizzazione di un segnale

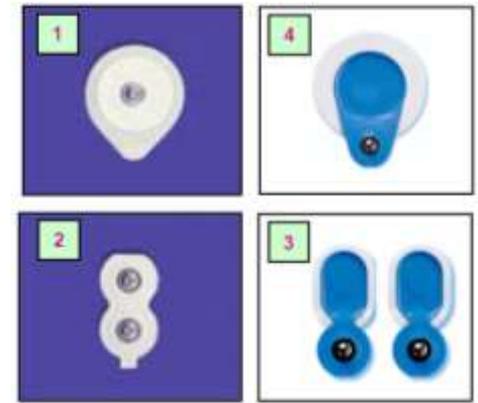
Per i segnali EMG tutto il contenuto in frequenza è compreso tra i 10 e i 250 Hz e spesso si ricorre ad amplificatori di banda fino ai 500 Hz; ciò richiede una frequenza di campionamento di almeno 1000Hz.



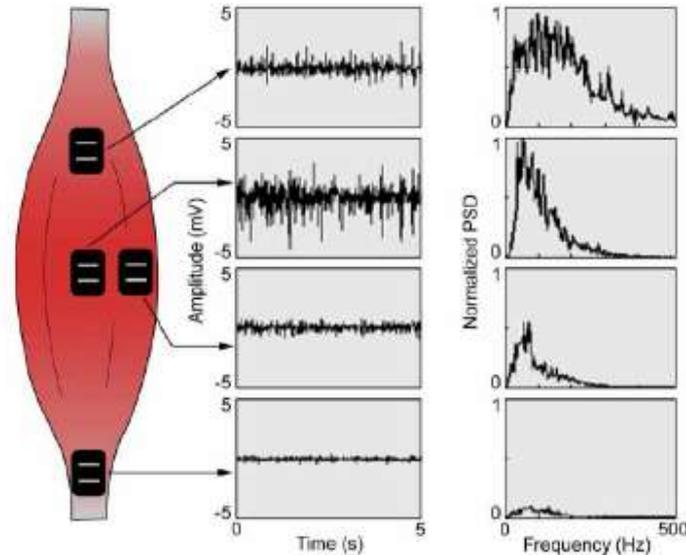
Elettrodi

Elettrodi di superficie (ex: argento/cloruro di argento) con il diametro della zona conduttiva pari a 1 cm (o meno).

Gli elettrodi commercialmente disponibili sono a gel bagnato perché garantiscono una migliore conduzione e migliori condizioni di Impedenza degli elettrodi adesivi.



Posizionamento Elettrodi



CONFIGURAZIONE BIPOLARE

Elettrodo di riferimento: elettrodo poco interessato dall'attività muscolare (in prossimità delle ossa, della fronte, della tibia...)

Raccomandazioni generali

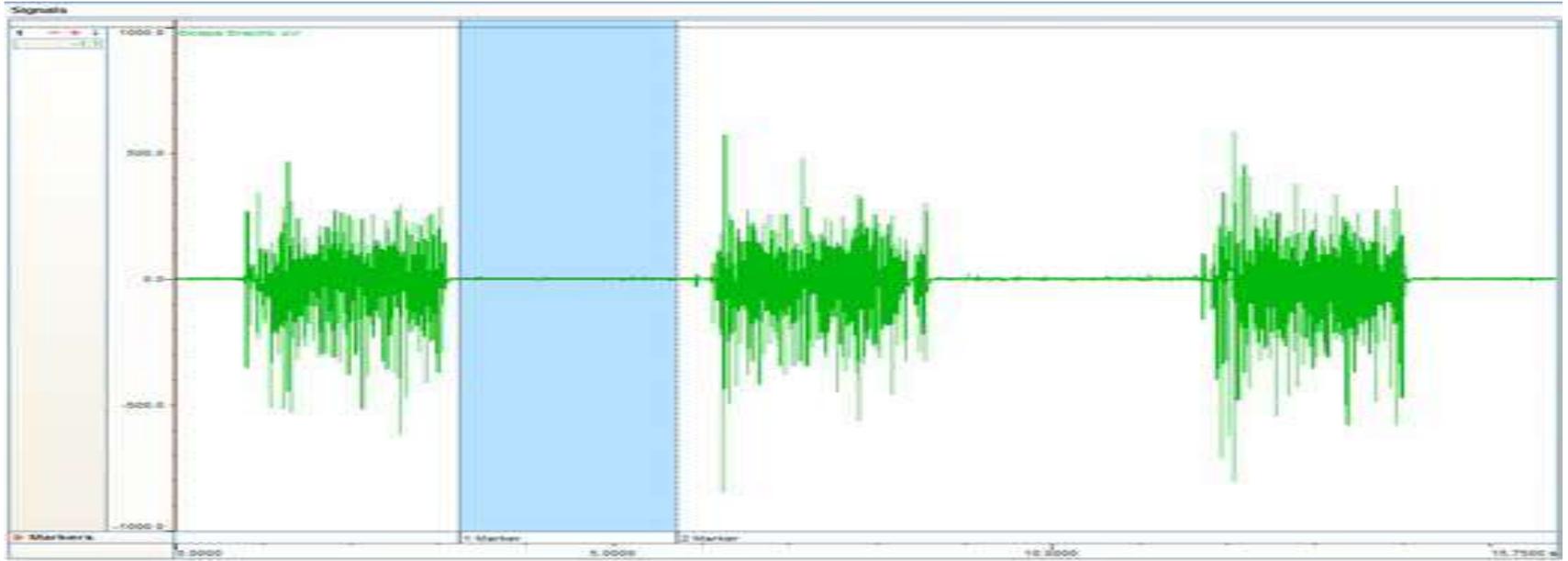
- L'uso di elettrodi piccoli aumenta le selettività delle misure
- Gli elettrodi a gel bagnato hanno il miglior valore di impedenza
- Più piccolo è l'elettrodo più alto è il valore dell'impedenza
- Più piccola è la distanza inter-elettrodo maggiore è la selettività
- La distanza raccomandata tra gli elettrodi è di 2 cm (IED)
- Le coppie di elettrodi devono essere posizionate parallelamente ai fasci muscolari
- Si consiglia di usare la porzione dominante del ventre del muscolo per una migliore selettività
- Ci si assicuri che il sito gli elettrodi rimangano fissi sulla zona di fissaggio durante il movimento e che i cavi stiano fermi
- Si possono utilizzare le mappe anatomiche per individuare i punti consigliati per il fissaggio degli elettrodi
- Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM www.seniam.org)
- Preparare la pelle per un buon contatto elettrodo-pelle

Test di impedenza



Impedance range (KOhm)	Recommendation
1 - 5	-very good condition
5 - 10	- good and recommended if feasible
10 - 30	- acceptable for easy conditions
30 - 50	- less good, attention is needed (see next chapter)
> 50	- should be avoided or requires a second cleaning run

Baseline noise

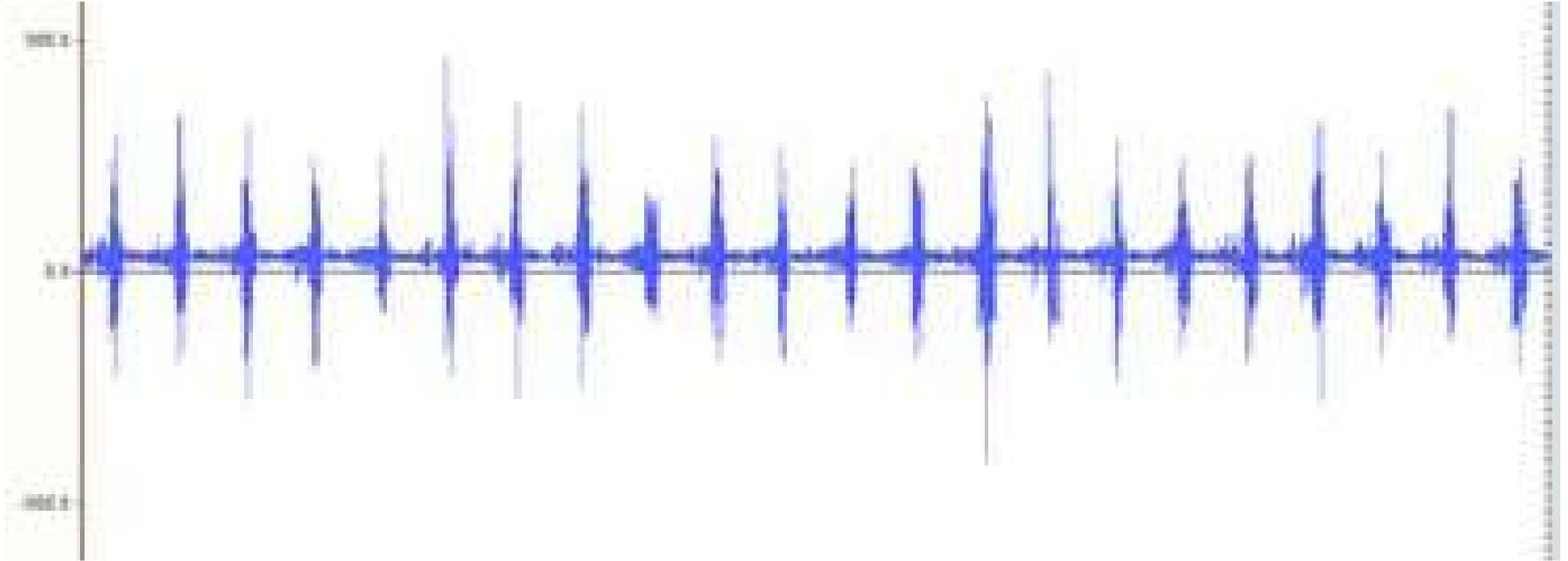


Spike di piccola ampiezza potrebbero essere visibili ma non dovrebbero superare i 10 - 15 microvolt.

Il livello medio del rumore dovrebbe collocarsi attorno a 1 - 3,5 microvolt

SIGNAL PROCESSING AND FEATURES EXTRACTION

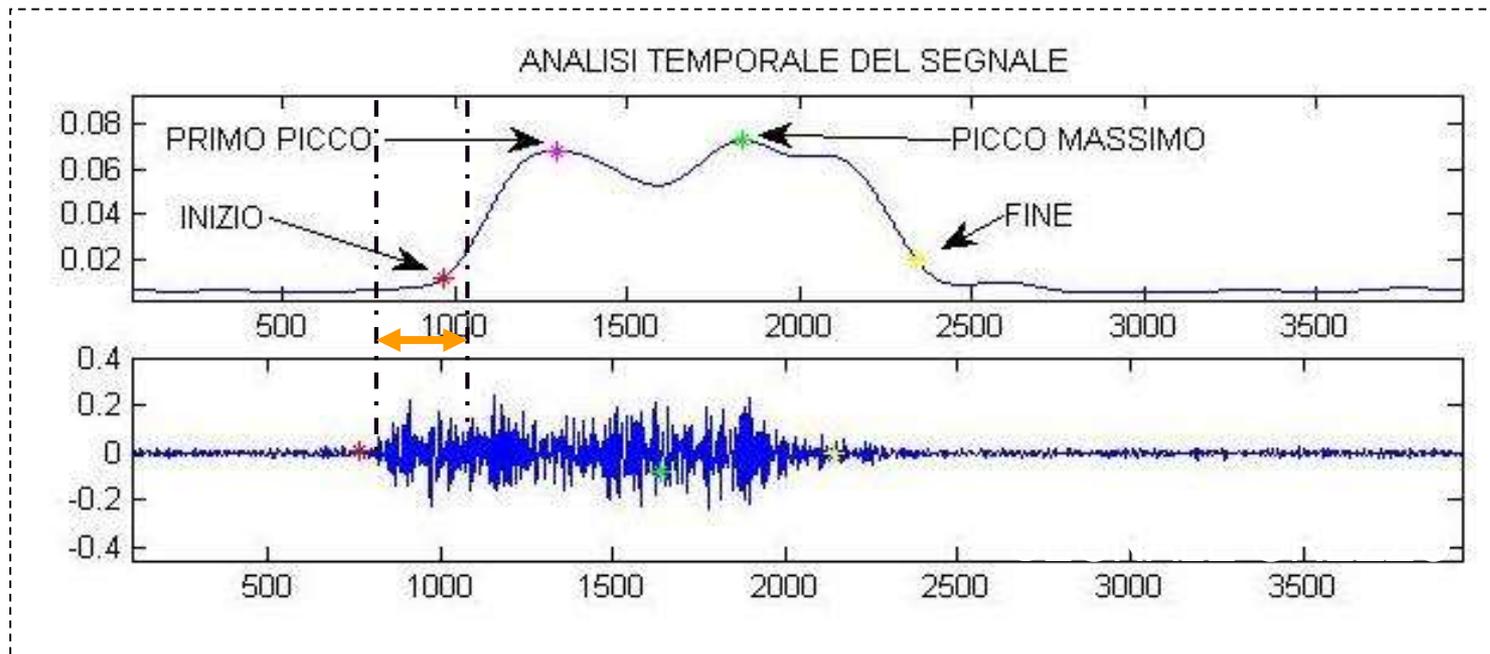
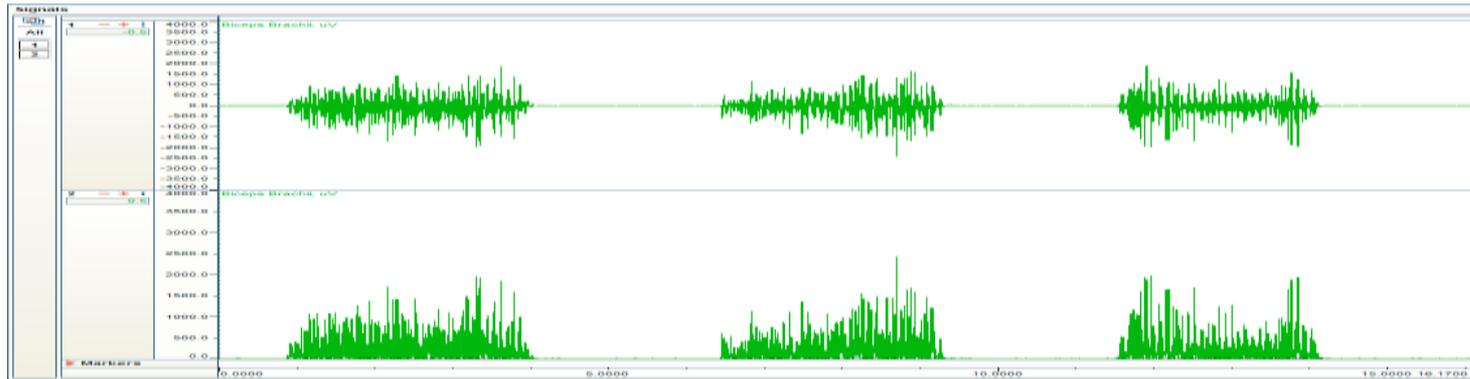
Baseline offset



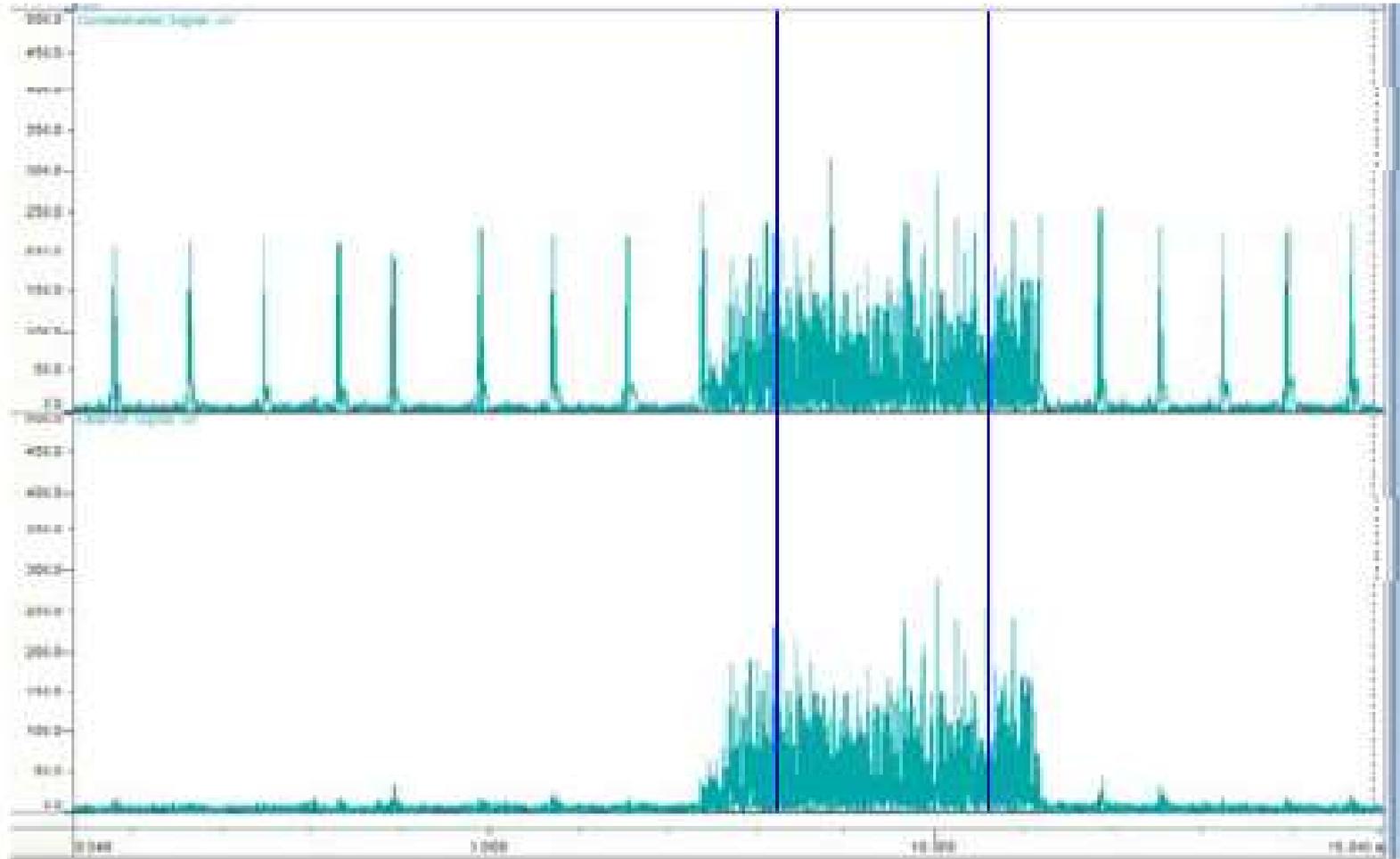
È possibile che la baseline degli EMG non corrisponda perfettamente alla linea di zero; è utile correggere ciò per una corretta identificazione dei valori che caratterizzano il tracciato

La baseline prima e dopo le contrazioni deve rimanere costantemente sulla linea di zero

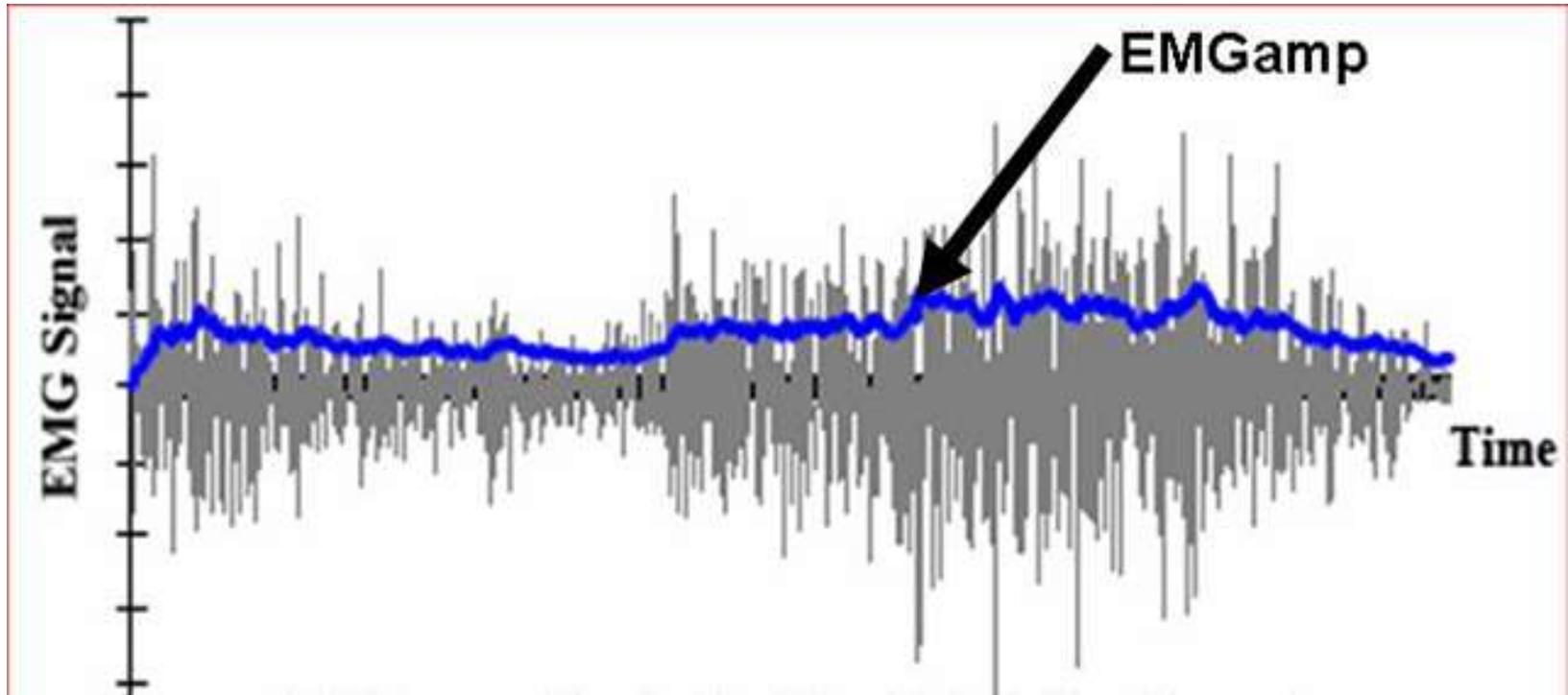
Elaborazione del segnale - Rettificazione



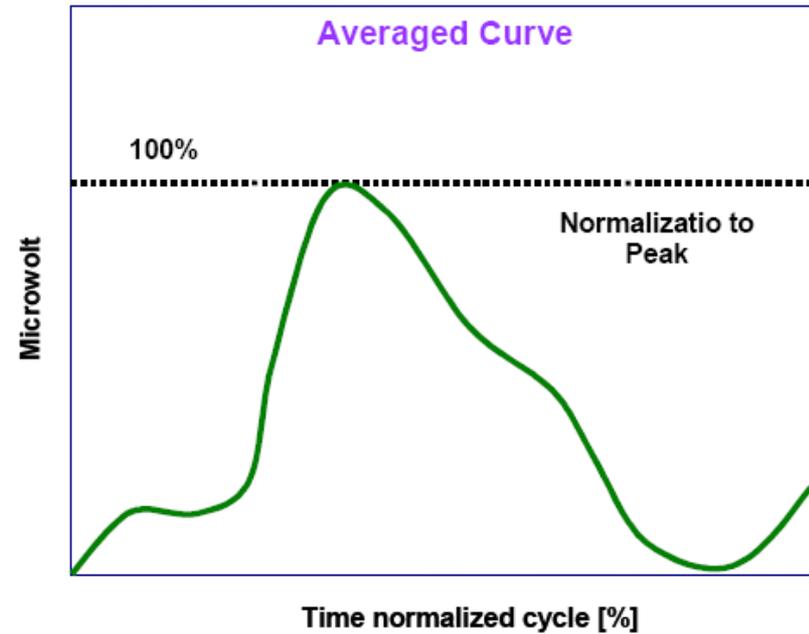
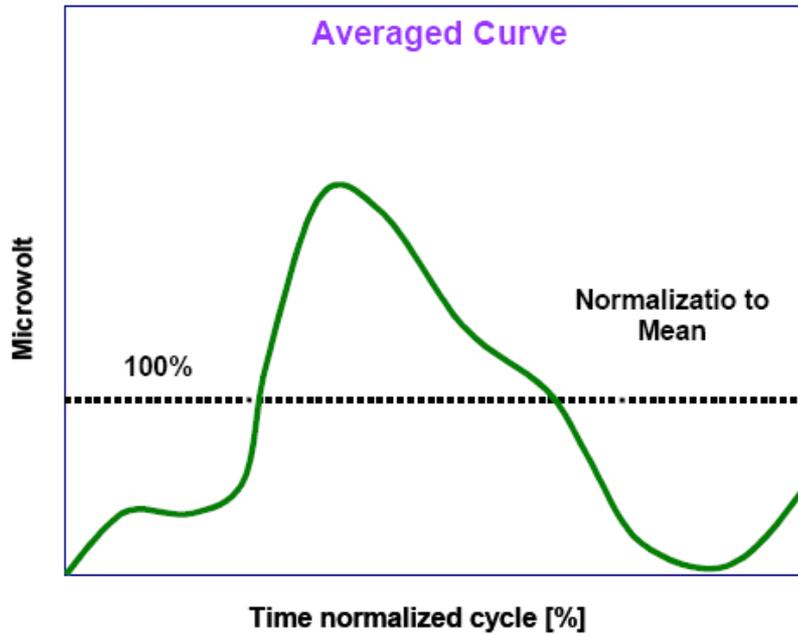
Elaborazione del segnale - Eliminazione degli artefatti



ENVELOPE



Elaborazione del segnale - Normalizzazione



Normalizzazione del segnale al valore medio o al valore di picco

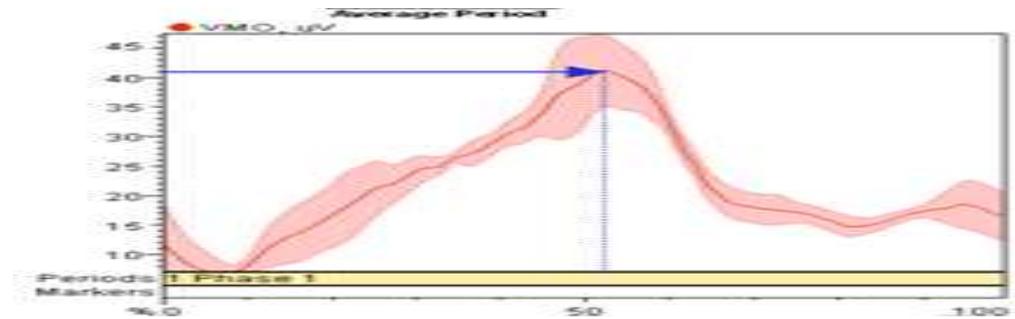
Per confrontare segnali EMG provenienti da diversi soggetti

Elaborazione del segnale - Estrazione delle Caratteristiche

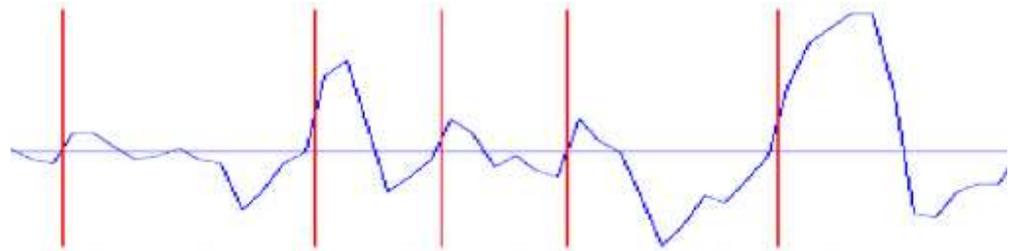
- 1 **VALORE RETTIFICATO MEDIO** media della sommatoria dei quadrati
- 2 **VALORE EFFICACE** radice della sommatoria dei quadrati
- 3 **AMPIEZZA DEL PRIMO PICCO**
- 4 **TEMPO DI SALITA**
numero di campioni che intercorrono tra l'inizio e il primo picco del segnale
- 5 **ZERO CROSSING** numero di volte che il segnale attraversa lo zero
- 6 **NUMERO CAMBIO PENDENZE** numero di volte che il segnale cambia pendenza
- 7 **LUNGHEZZA DELL'ONDA** * (*Farry et al., 1996*)
sommatoria dei valori assoluti della differenza di ampiezza tra campioni contigui
- 8 **AMPIEZZA DI WILLISON** * (*Willison, 1964*)
numero di inversioni di polarità che superino una certa soglia
- 9 **VARIANZA**
- 10 **FREQUENZA MEDIANA**
- 11 **FREQUENZA MASSIMA**

Elaborazione del segnale - Parametri di tempo e ampiezza

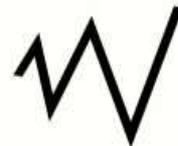
Tempo di picco



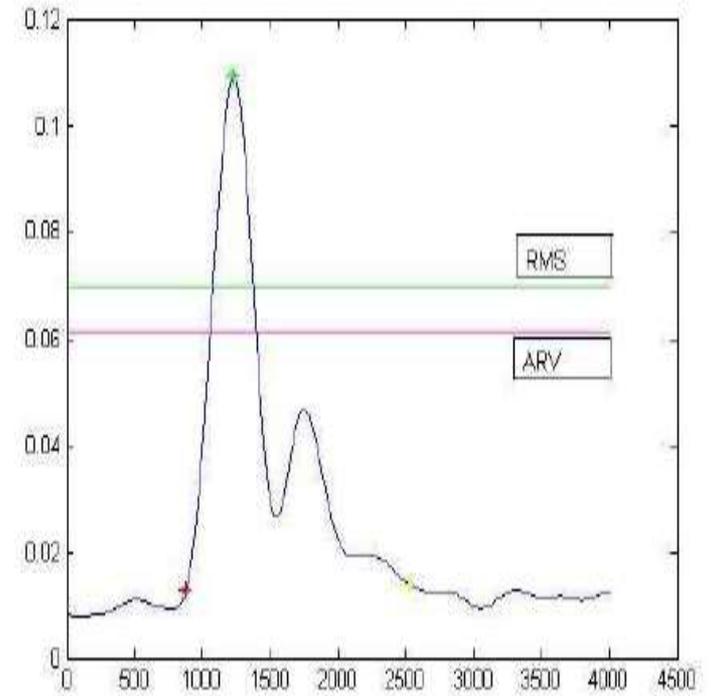
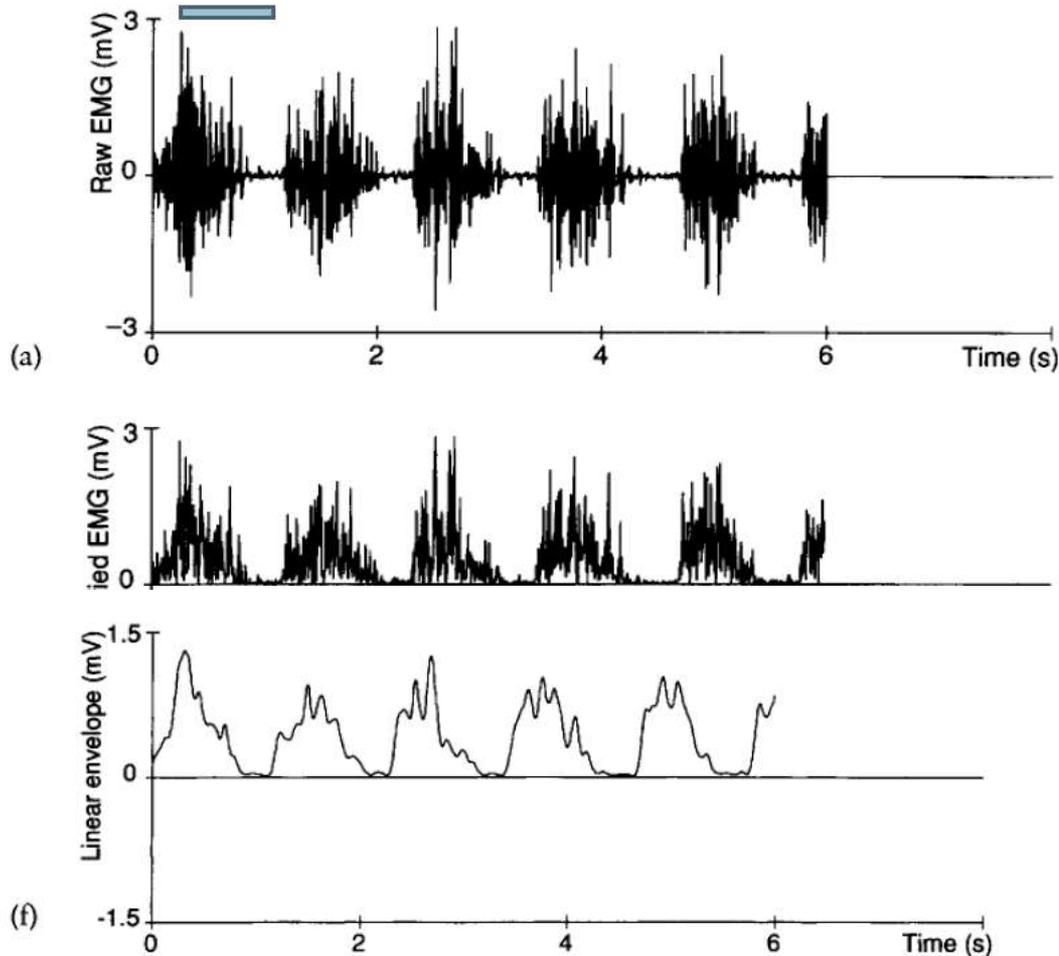
Zero crossing



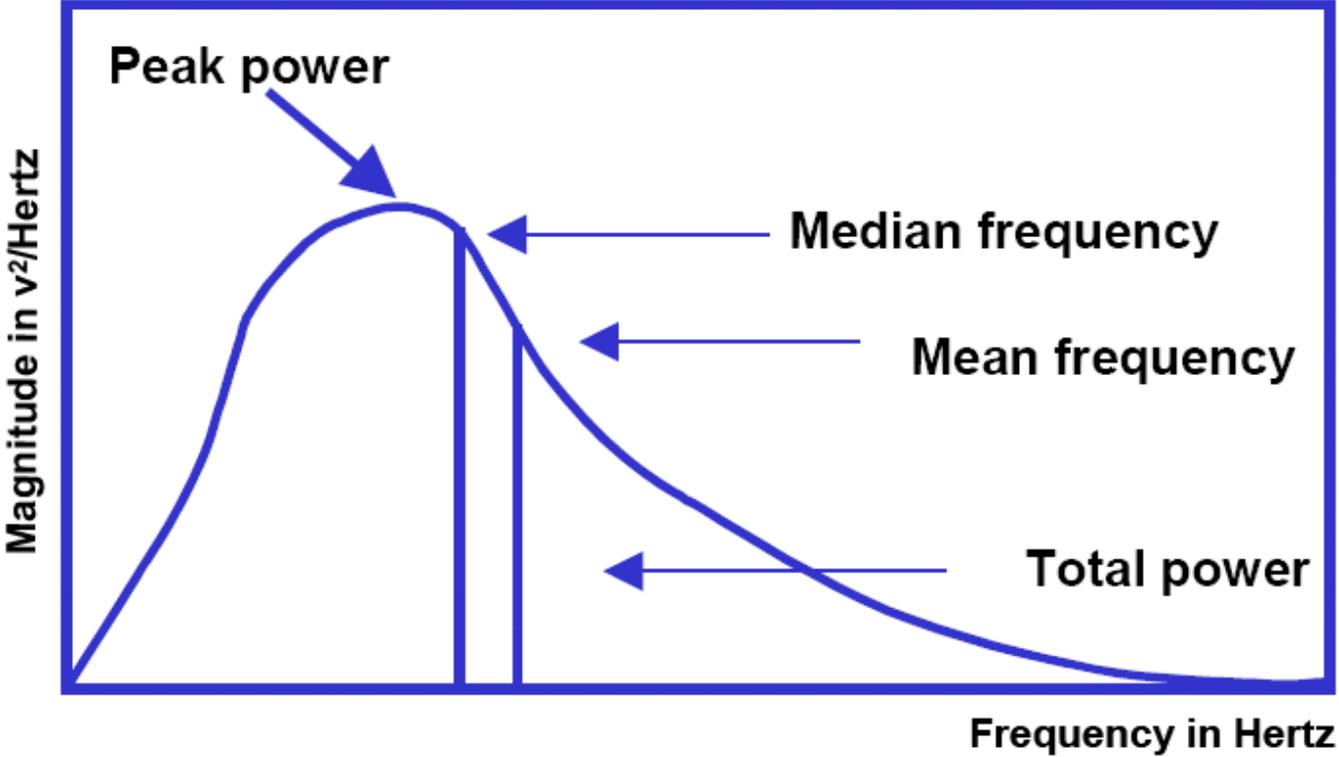
Lunghezza
d'onda



Elaborazione del segnale - Parametri di tempo e ampiezza



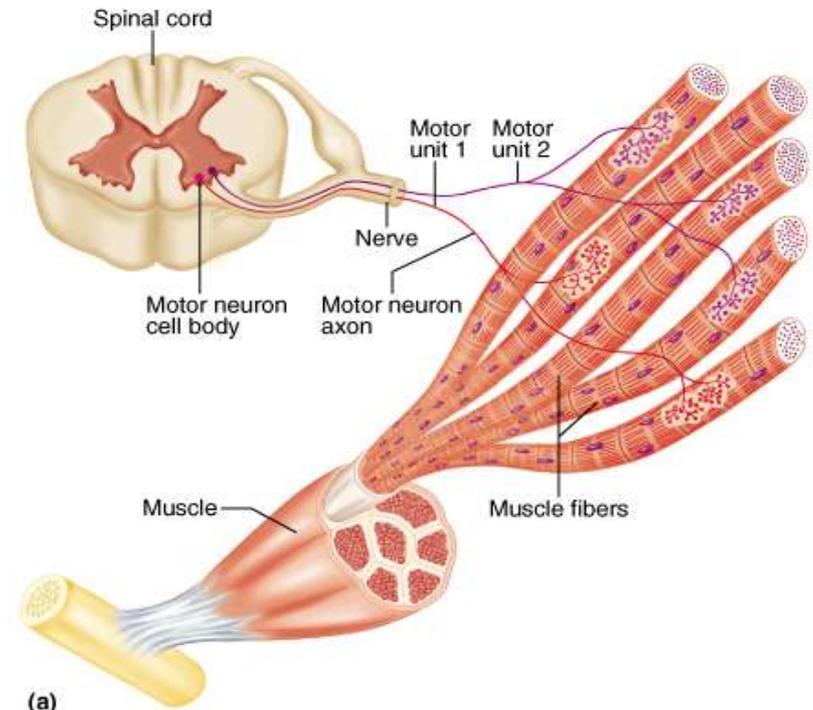
Elaborazione del segnale - Parametri di frequenza



Time [s]

FEATURES WINDOWING

- Features are usually computed from the preprocessed EMG using a **sliding window approach** (disjoint or overlapped)
- It has been demonstrated that the overlapped windowing scheme produces better classification performance than that of the disjoint windowing scheme
- this strategy leads to higher computational costs that depends also from the selected window size
- $\#samples = \frac{data\ length - window\ size}{window\ increment} + 1$
- Usually the time window is chosen between 200 ms and 250 ms,

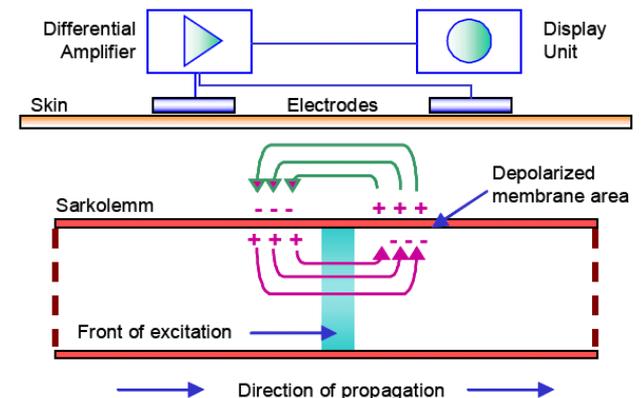


Copyright © 2001 Benjamin Cummings, an imprint of Addison Wesley Longman, Inc.

IL SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO: RIASSUNTO

ELETTROMIOGRAFIA

- L'EMG è una tecnica sperimentale per la valutazione e l'acquisizione dell'attività elettrica prodotta dai muscoli scheletrici conosciuta come attività mioelettrica.
- Il segnale EMG viene registrato attraverso amplificatori differenziali per amplificare il segnale EMG e ridurre il rumore di interferenza



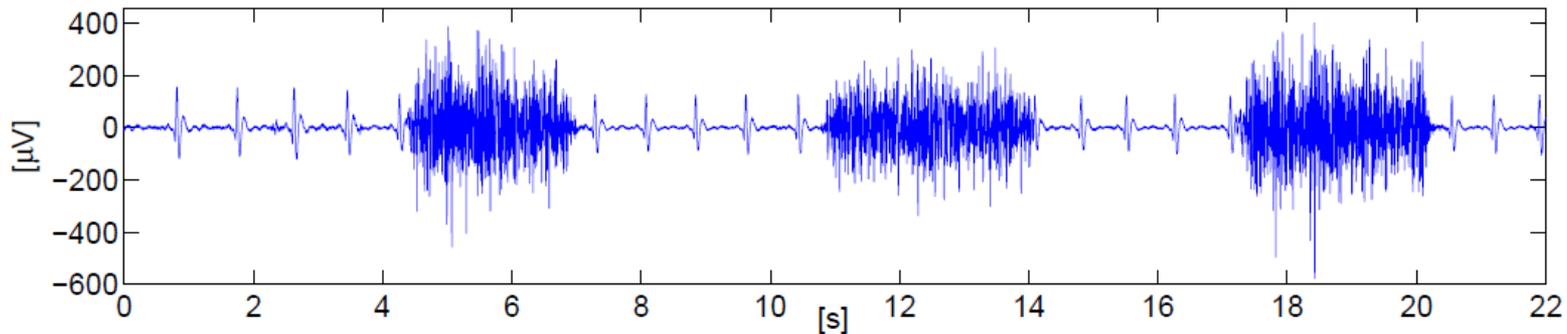
Fattori che influenzano la corretta rilevazione del segnale EMG

- Cambiamenti nella geometria tra il ventre del muscolo e il sito di aggancio degli elettrodi
- Tipo e spessore del tessuto cutaneo
- Rumore (elettromagnetico) esterno
- Temperatura e umidità
- Qualità e scelta degli elettrodi e degli amplificatori interni
- Gli elettrodi a gel bagnato hanno il miglior valore di impedenza
- Più piccola è la distanza inter-elettrodo maggiore è la selettività
- La distanza raccomandata tra gli elettrodi è di 2 cm (IED)
- Le coppie di elettrodi devono essere posizionate parallelamente ai fasci muscolari
- Si consiglia di usare la porzione dominante del ventre del muscolo per una migliore selettività
- Ci si assicuri che il sito gli elettrodi rimangano fissi sulla zona di fissaggio durante il movimento e che i cavi stiano fermi
- Preparare la pelle per un buon contatto elettrodo-pelle

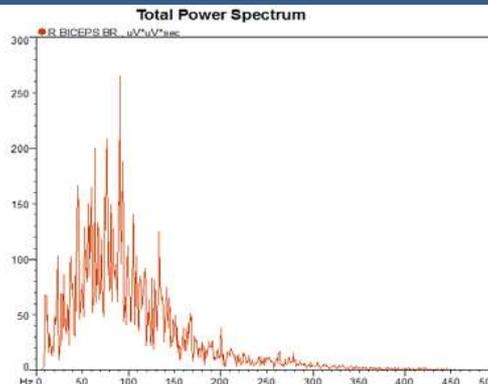
Caratteristiche segnale EMG

- Ampiezza
 - Rumore di baseline: 3-5 microVolt;
 - segnale EMG: +/- 5000 microVolt

sEMG Pettorale raw

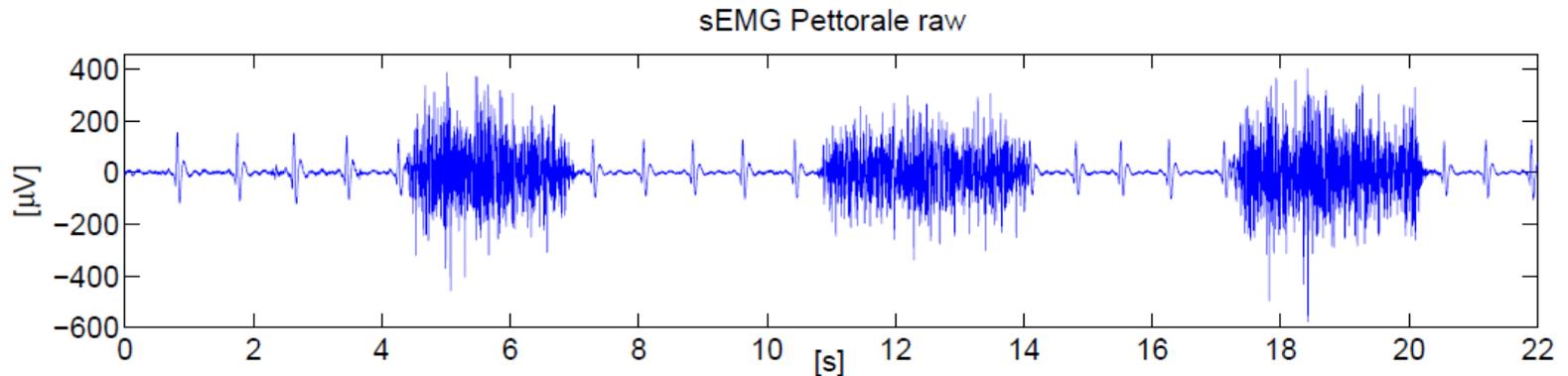


- Frequenza
 - 20 Hz – 500 Hz

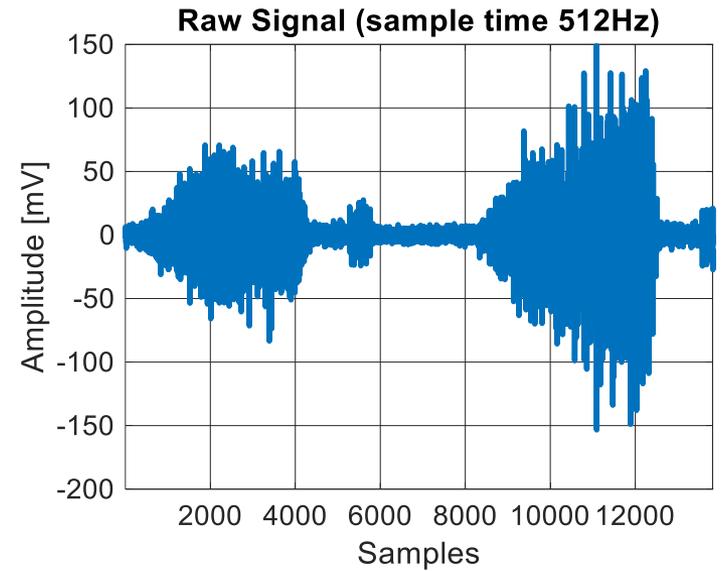
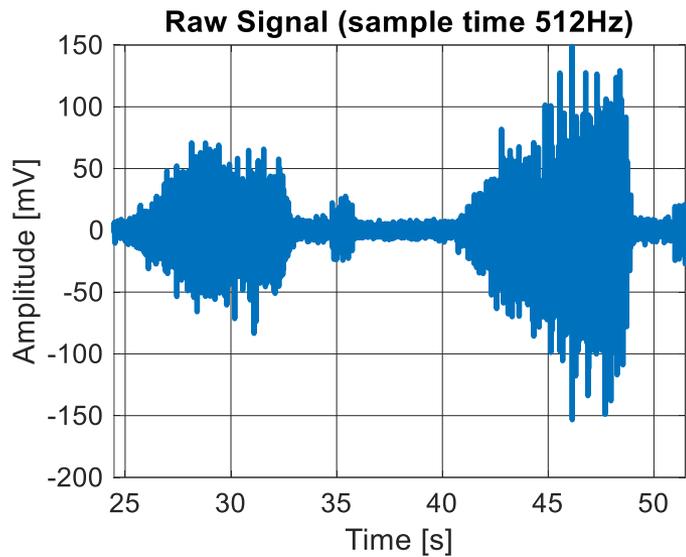


Cross talk

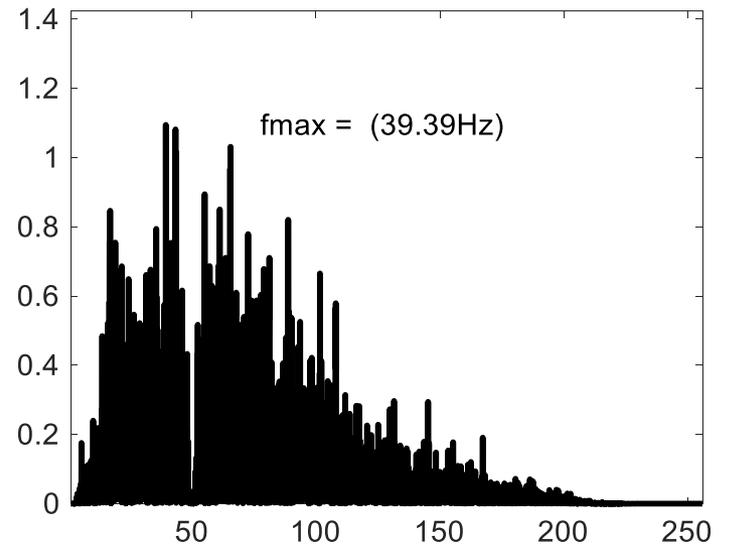
- La sovrapposizione di segnali provenienti da due muscoli che si attivano contemporaneamente.

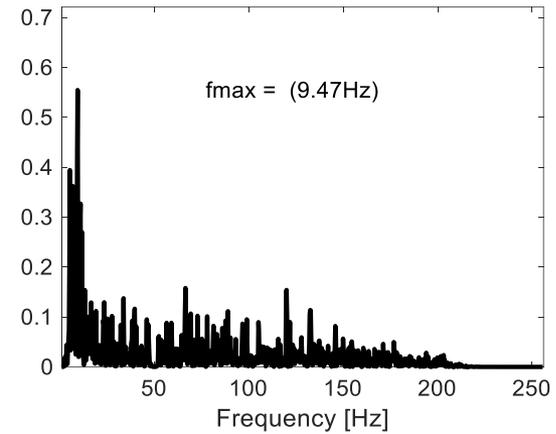
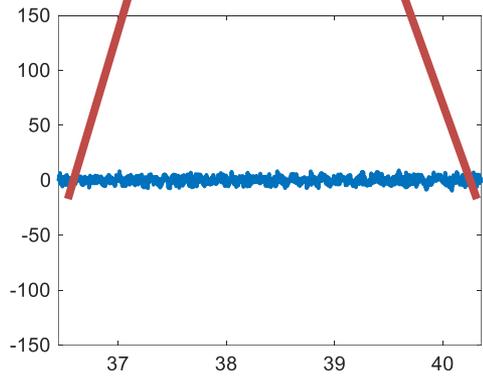
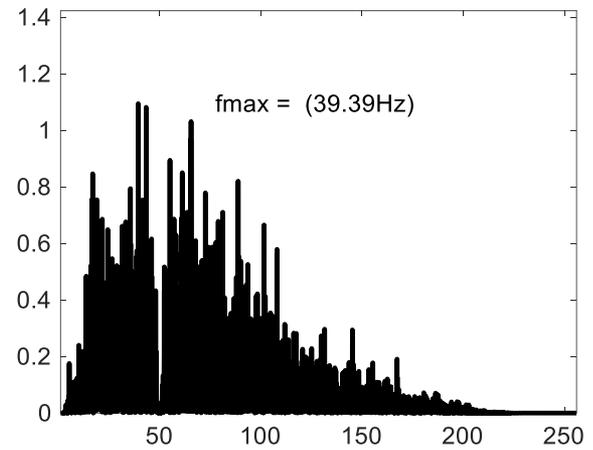
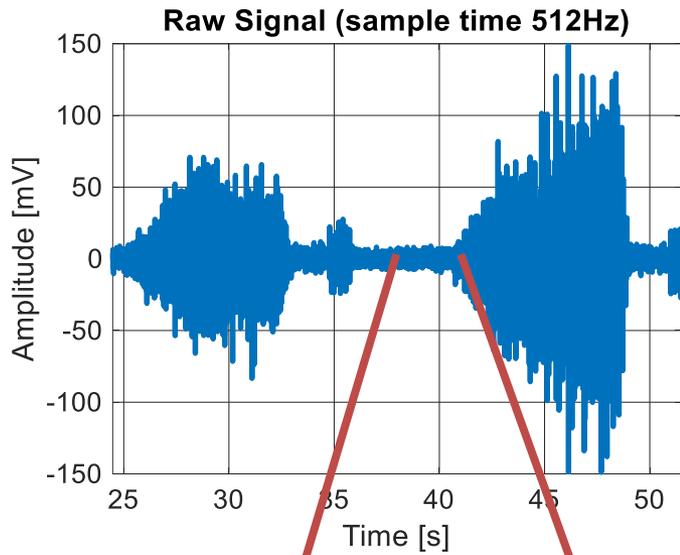


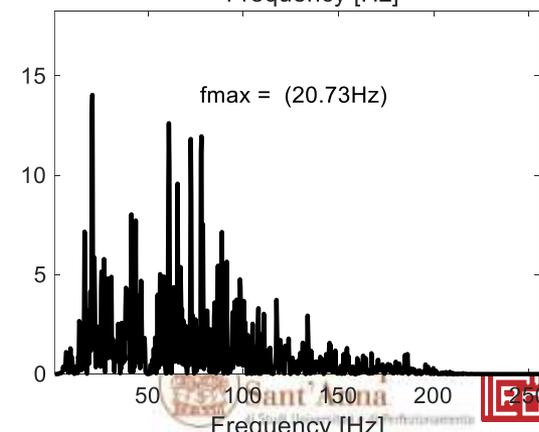
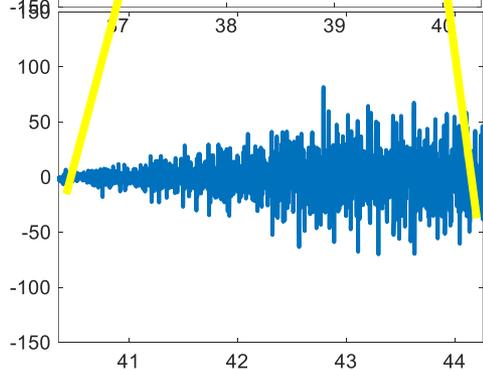
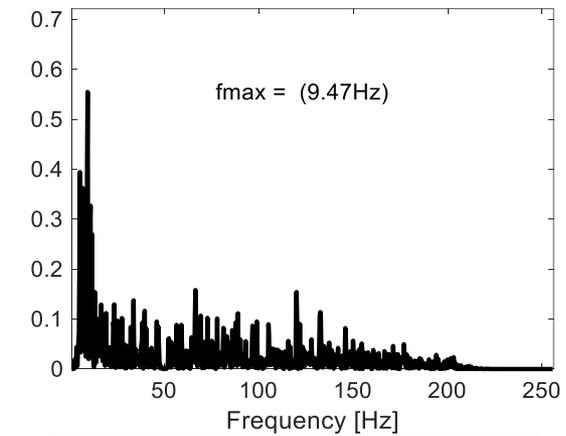
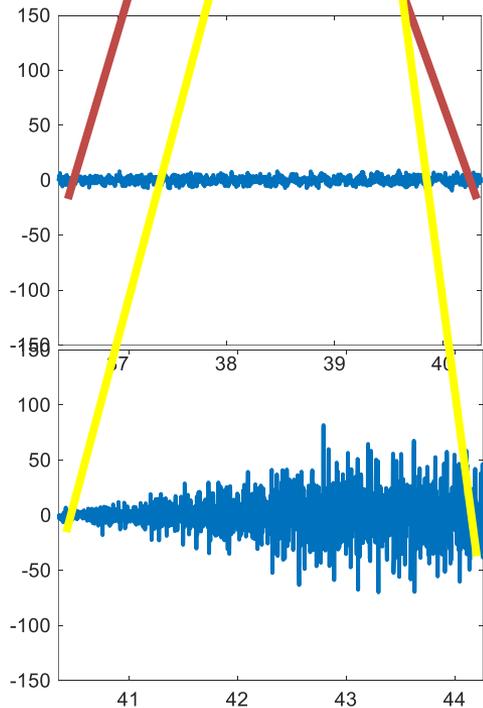
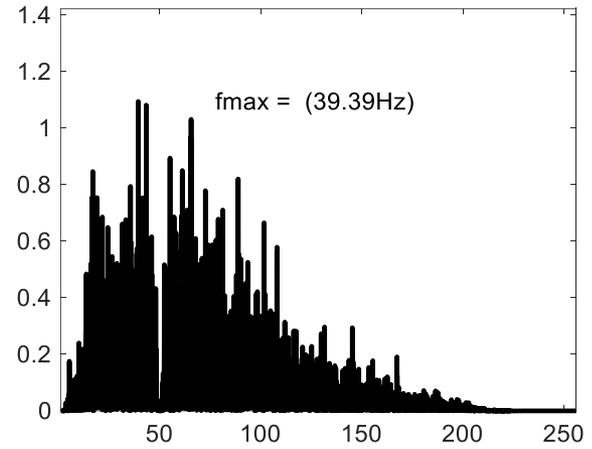
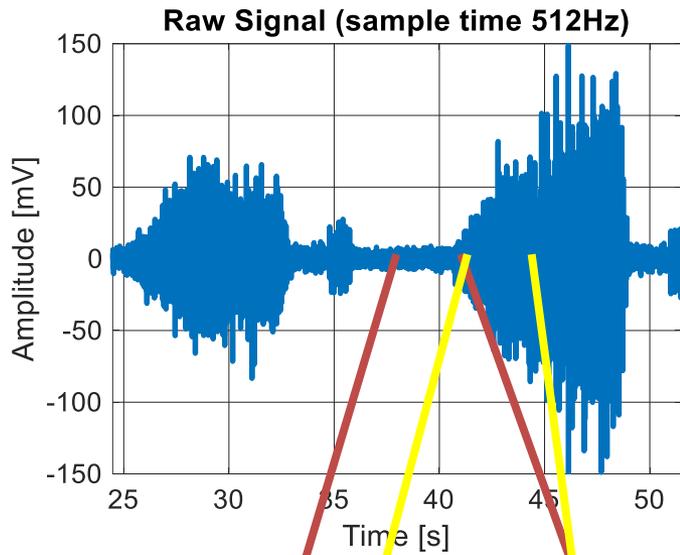
ESEMPIO PROCESSING

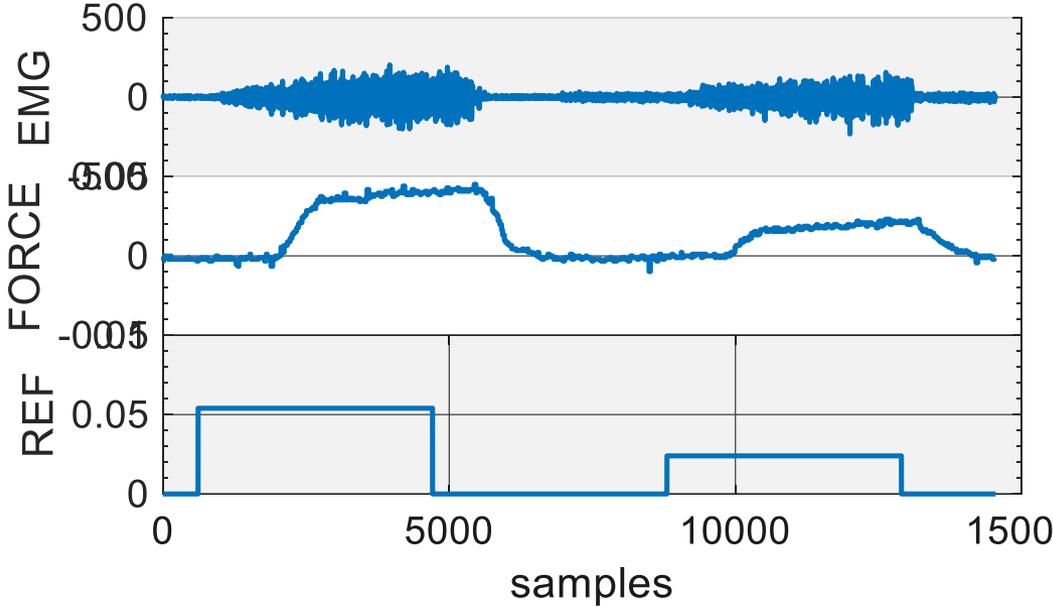


Contenuto in frequenza

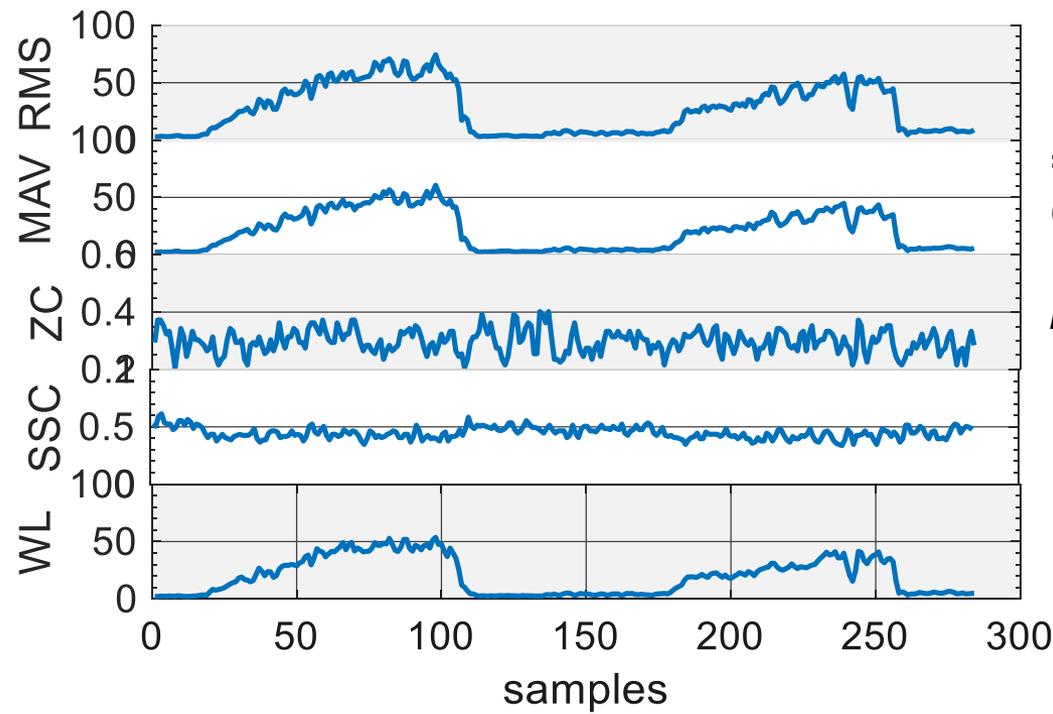








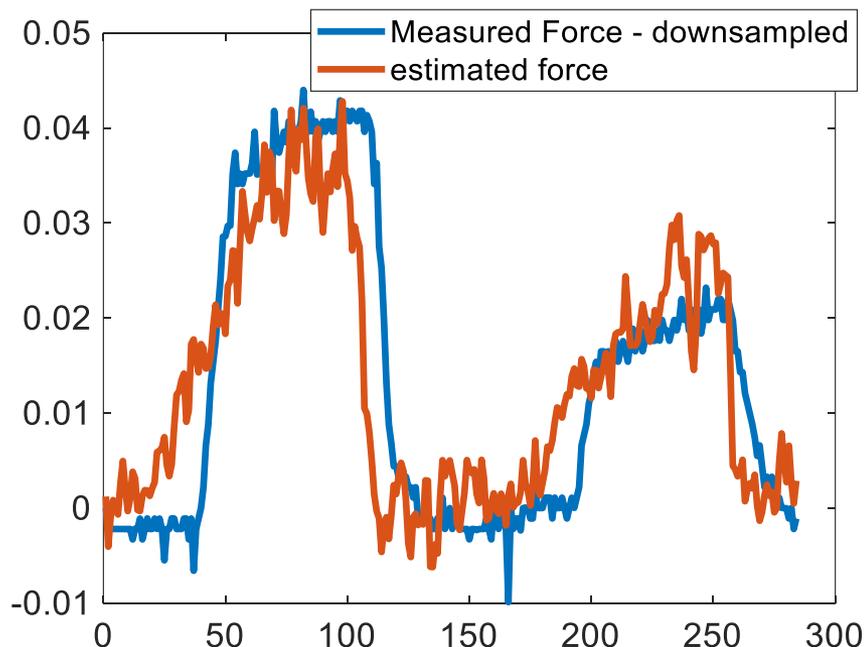
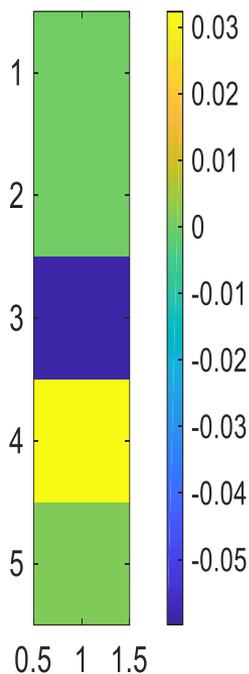
$F_s = 512 \text{ Hz}$
 Length Data = **14546** samples
 $\Rightarrow 14546 / 512 = 28\text{sec}$



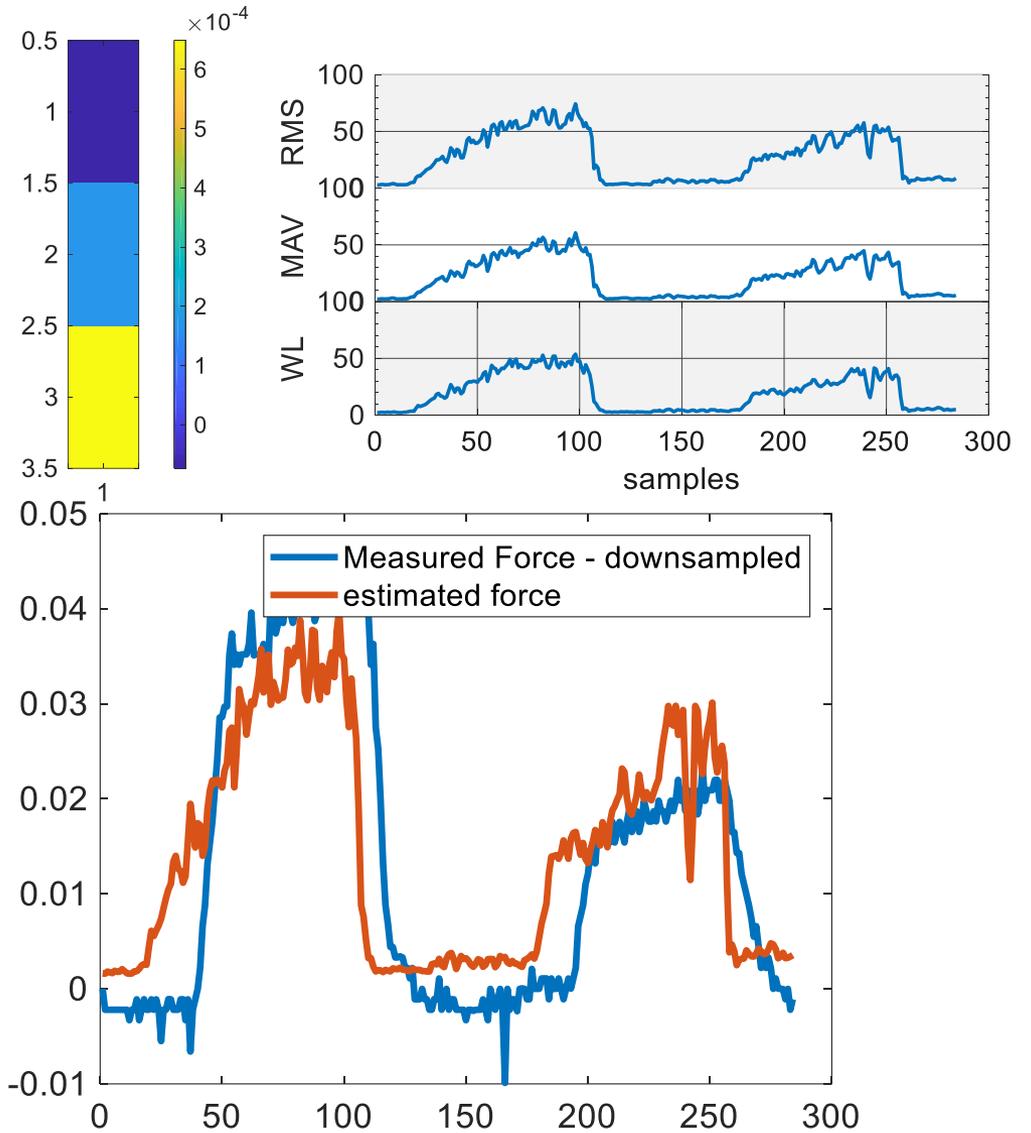
$WindowSize = 200 \text{ ms}$
 $WindowSize [\text{samples}] = 0.2 * F_s = 102$
 $Overlap = 50\% \rightarrow$
 $Window \text{ Increment} = 50\% * WindowSize$
 Length Feat = **284** samples

$$= \frac{\text{data length} - \text{window size}}{\text{window increment}} + 1$$

- Possiamo trovare un vettore di pesi \mathbf{W} tale per cui
 - $\text{FORCE} = \mathbf{W} * \text{FEAT}$;
- Occorre ricampionare le forze misurate in modo che abbiano lo stesso passo di campionamento delle features
 - $\text{FORCE}_{\text{res}} = \text{resample}(\text{FORCE})$
- A questo punto possiamo addestrare un regressore lineare con la seguente formula
 - $\mathbf{W} = (\text{FEAT} * \text{FEAT}') \setminus (\text{FEAT} * \text{FORCE}_{\text{res}}')$

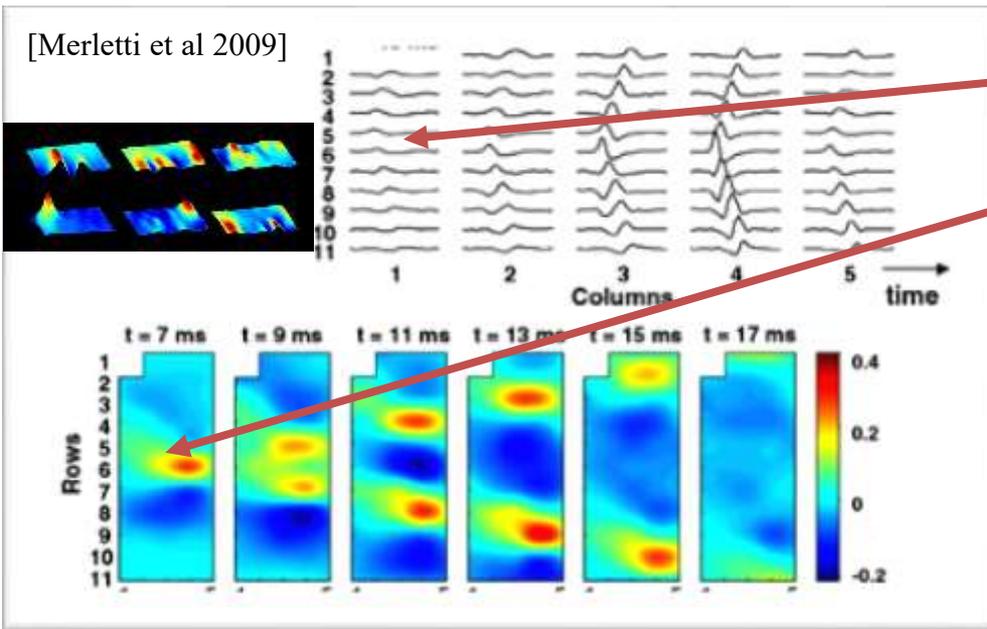


Rimozione delle features ZC e SSC

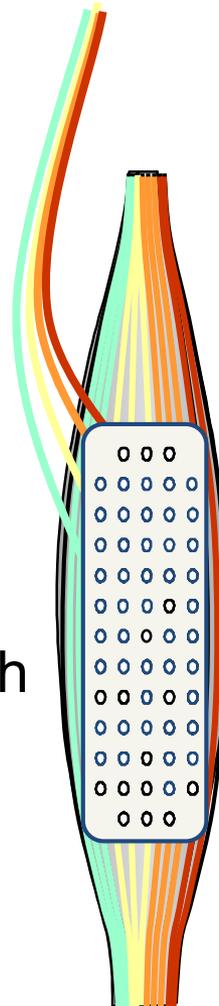
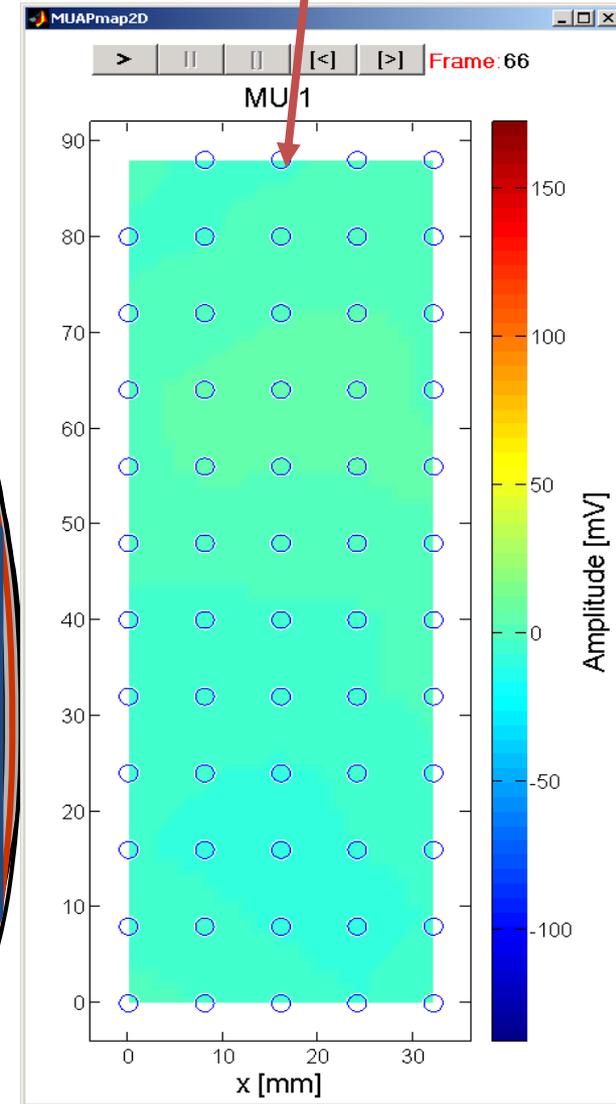


High Density EMG - Introduction

[Merletti et al 2009]



INNERVATION
POINT



The **HD-EMG** introduce a new way to visualize muscle activity and provide new information such as:

- motor point displacement,
- motor fiber conduction velocity,
- motor units identification,
- ... etc...

Un esempio di controllo di un esoscheletro per mano attraverso i segnali EMG

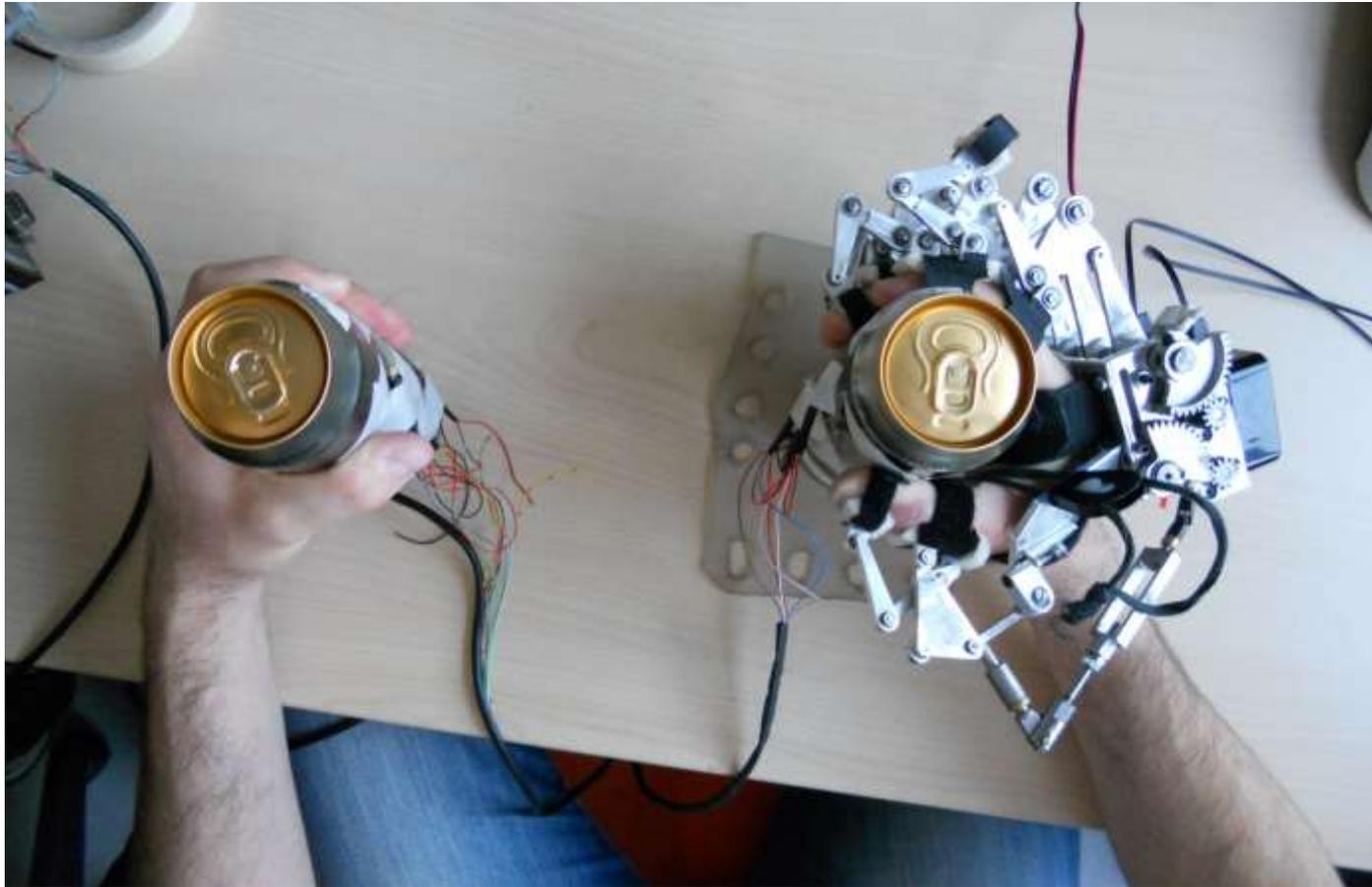
IEEE TRANSACTIONS ON HAPTICS, VOL. 8, NO. 2, APRIL-JUNE 2015

An EMG-Controlled Robotic Hand Exoskeleton for Bilateral Rehabilitation

Daniele Leonardis, Michele Barsotti, Claudio Loconsole, Massimiliano Solazzi, Marco Troncossi,
Claudio Mazzotti, Vincenzo Parenti Castelli, Caterina Procopio, Giuseppe Lamola,
Carmelo Chisari, Massimo Bergamasco, and Antonio Frisoli

OBIETTIVO

Controllo bilaterale della chiusura dell'esoscheletro per mano robotica attraverso la lettura del segnale elettromiografico



Motivations

- Rehabilitation therapies that generate synchronous activation of neurons along motor and sensory pathways might facilitate synaptic plasticity
- EMG-triggered assistance ensure the time-locked synchronization between sensory and motor information
- Since muscular activation in stroke patients often presents abnormal activity, we could exploit the muscular activity of the un-impaired limb
- . Training patients with two-handed tasks **improves the efficiency of grasping** movements on the impaired side with changes accompanied by **a reorganization of brain mappings on the affected hemisphere.**

- *Van Delden 2016; Stroke*
- *Kokotilo 2011; JN.Phys.Ter.*
- *Whitall 2011; JNNR*
- *Muellbacher 2002 - Archives Neurology*

Background

- **Bilateral** neuro-rehabilitation approach
- Symmetrical execution of a motor task with **both limbs**
- **Interlimb coordination**
- Patients can be encouraged to apply an “**as needed**” **strategy** for aid,
- subjects will receive assistance when necessary and **push the limits** of their abilities.
- Sensory feedback is replicated from the healthy hand
- It induces a more normal reorganization of brain functions

Mirror bilateral rehabilitation



Batrac,
J. Whitall et al., 2000



Nudeholz,
Stefan Hesse
et al., 2006



*Bi-Manual Haptic
Desktop*
Frisoli et al. 2010



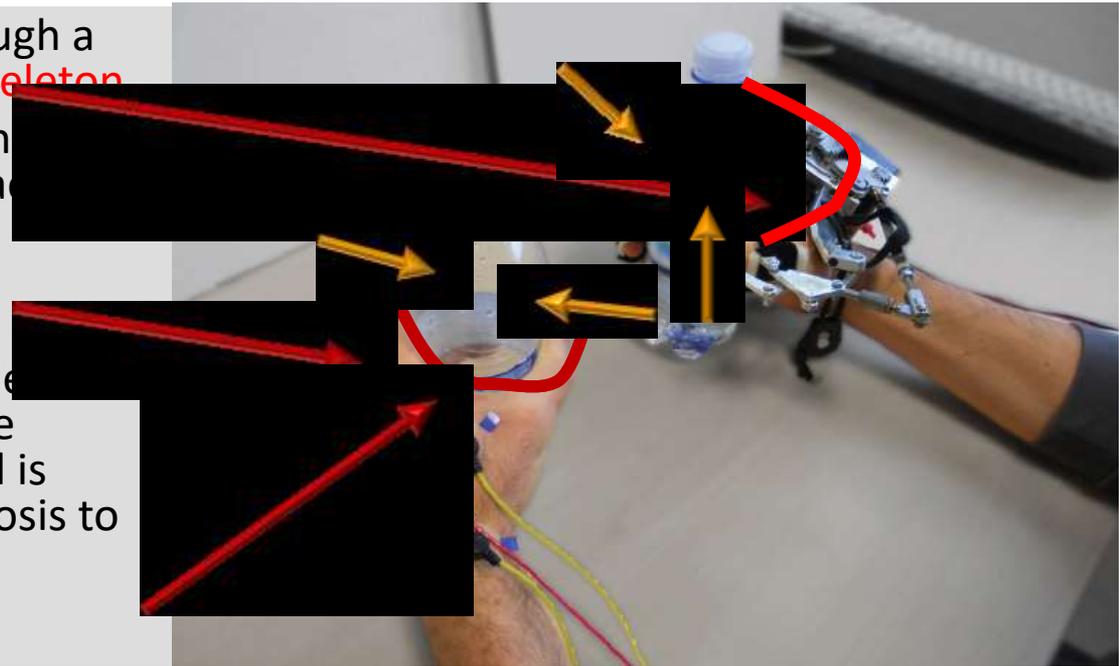
ARCMIME,
R. M. Mahoney
et al., 2003

Robotic assisted bilateral approaches for the upper limb has been proposed but not focused on the Hand.

The concept idea for grasp rehabilitation

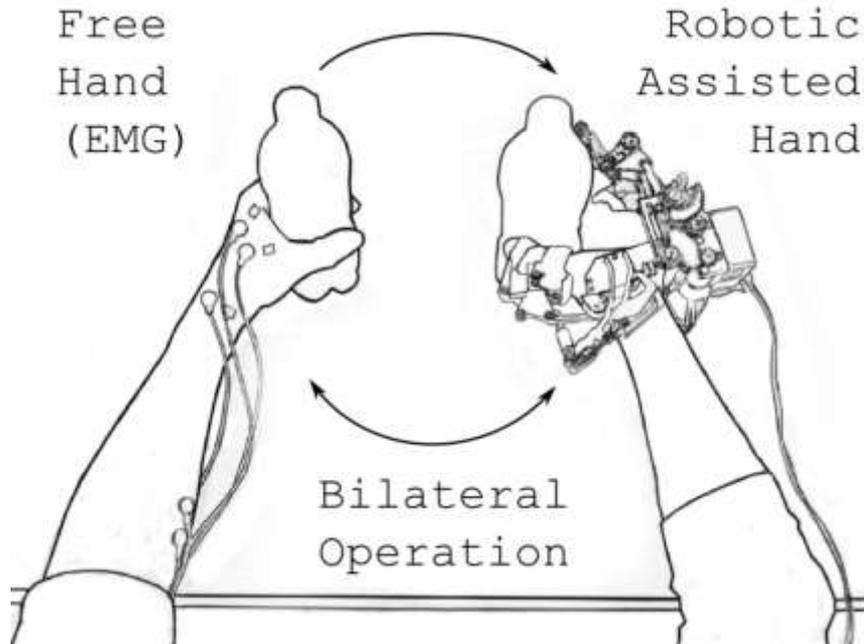
- We focus on a specific rehabilitation scenario, that is the rehabilitation of hand grasping of objects
- It is well-known how stroke patients exhibit difficulties in adjusting the proper grasping force required to lift an object

1. Guiding the impaired hand through a specifically designed **hand exoskeleton**
2. Using **EMG** from unimpaired hand as a source of information, through a recorded on the forearm of the opposed unimpaired arm.
3. The patient is allowed to control healthy forearm's muscle activities to adjust proper grasping, while the movement of the impaired hand is actively driven by the hand orthosis to **match grasping force**.



Controlling Haptic Devices Through Bio-Signals

EMG Controlled Hand Exoskeleton: The Bilateral Rehabilitation Scenario



- Symmetric motor task for both hands
- Sensory feedback is replicated from the healthy to the impaired hand
- It induces a more normal reorganization of brain functions

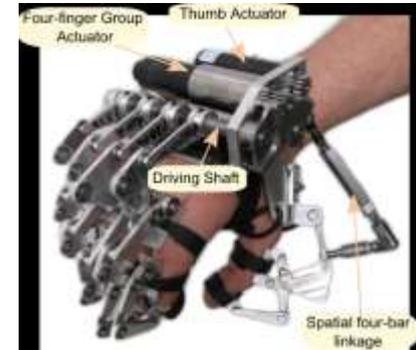
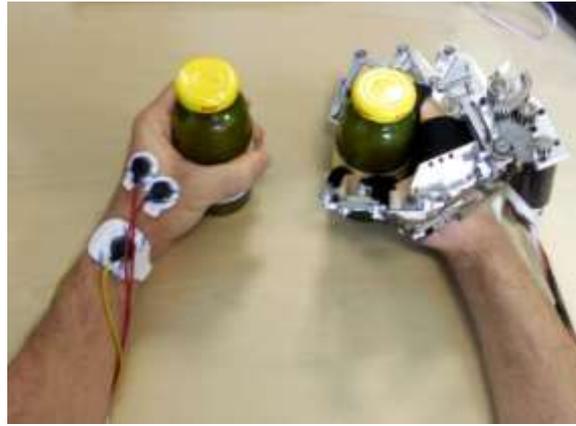
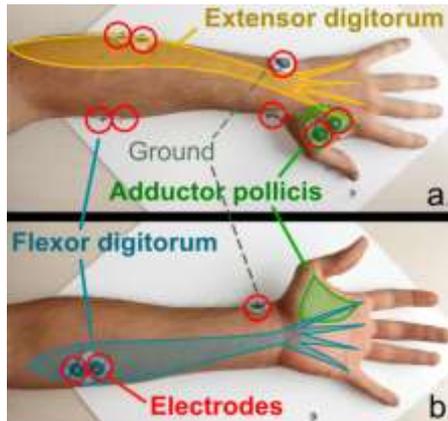


Mirror bilateral rehabilitation

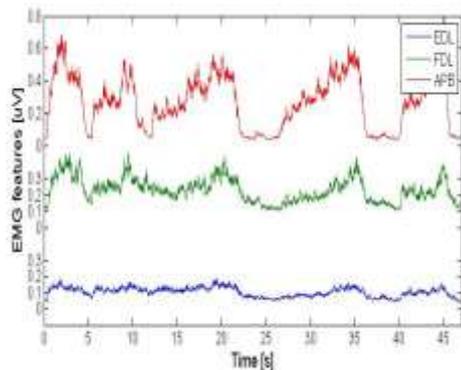


Bimanual Haptic Desktop

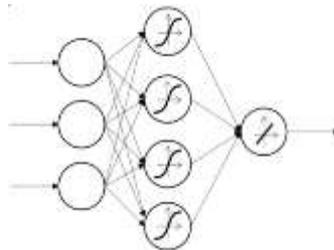
BILATERAL SYSTEM OVERVIEW



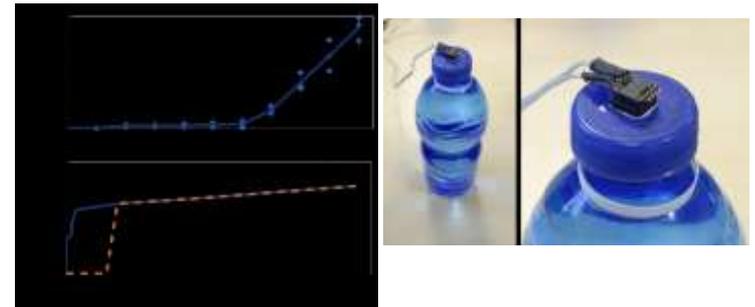
Hand Exoskeleton



EMG Acquisition



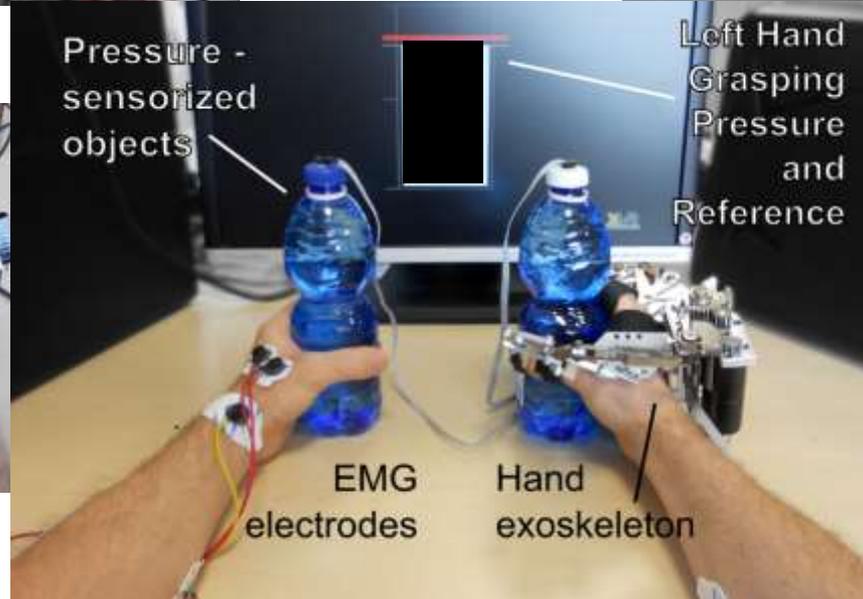
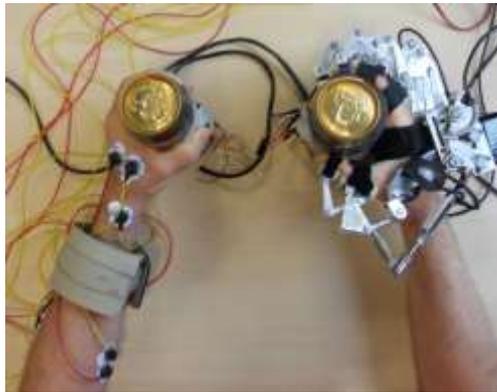
EMG processing
Neural Network
force estimation



Sensorized objects for both
training the NN and calibrating
the hand exoskeleton

- Loconsole 2013 - Hapt Sym
- Leonardis 2015 - IEEE ToH

EMG-based robotic-assisted system for bilateral reha- bilitation



- Loconsole 2013 - Hapt Symp
- Leonardis 2015 - IEEE ToH

EXPERIMENTAL PROCEDURE

❑ PARTICIPANTS:

- 2 chronic stroke patients (53 and 65 y.o., upper limb FMA 42/66 36/66)
- different level of impairment and motor outcomes (hypertonia for Patient 1, flaccidity for Patient 2)

❑ PROCEDURE:

- Aim: to evaluate the capability of the exoskeleton to assist patient grasping.
- 3 conditions:
 - “**Passive**”, in which the patient was asked to let the robot guide his impaired hand passively,
 - “**Active**”, in which the patient was asked to actively cooperate with the robot to accomplish the grasping task
 - “**Free**”, in which patient was asked to perform grasping tasks without the exoskeleton.



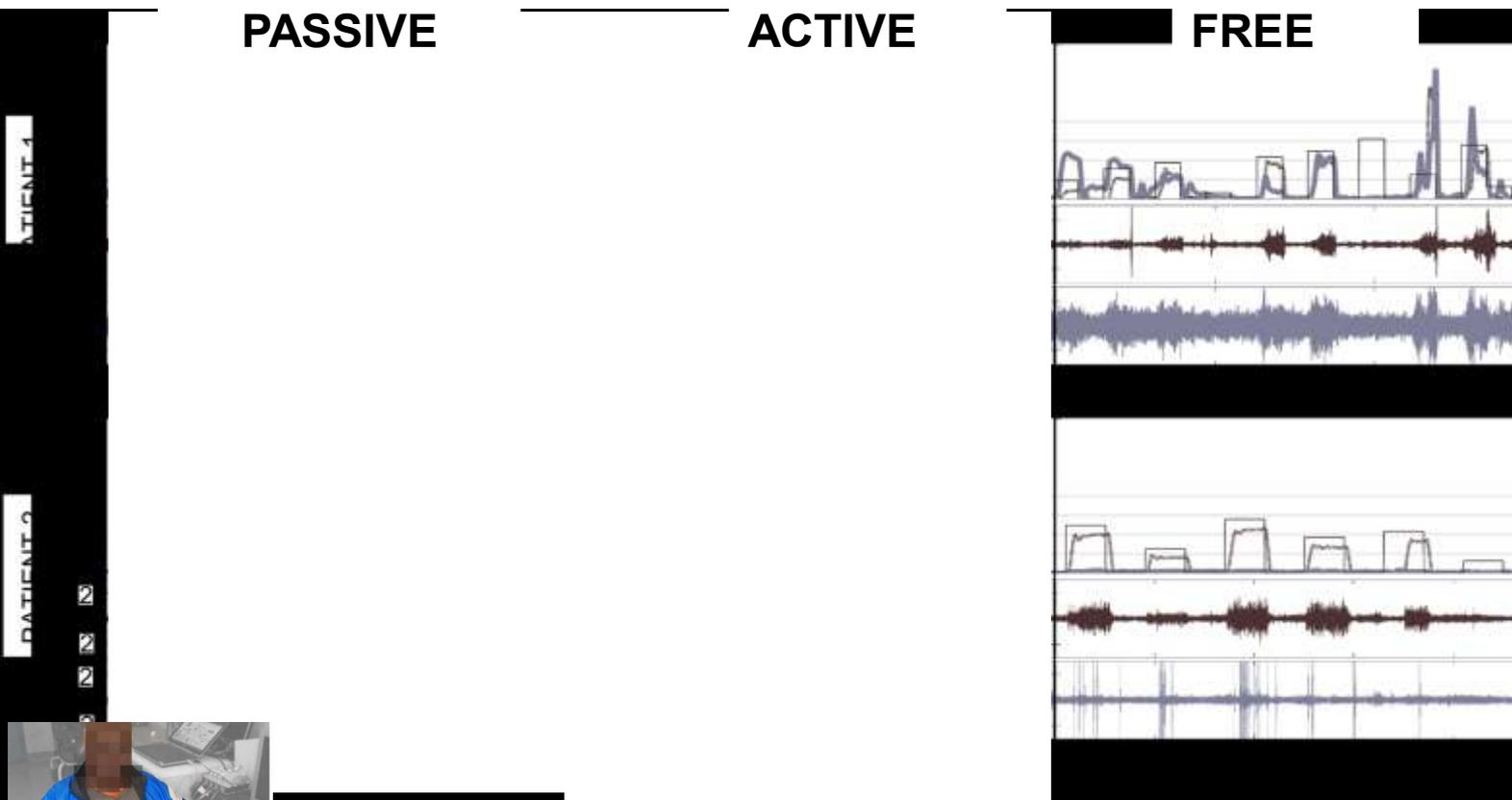
the NN estimation of the grasping pressure performed well for all the patients and conditions



PASSIVE

ACTIVE

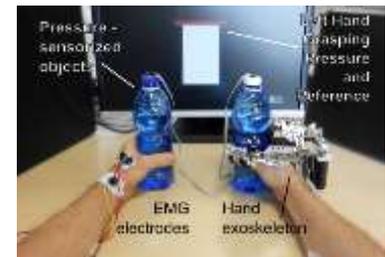
FREE



- Loconsole 2013 - Hapt Symp
- Leonardis 2015 - IEEE ToH

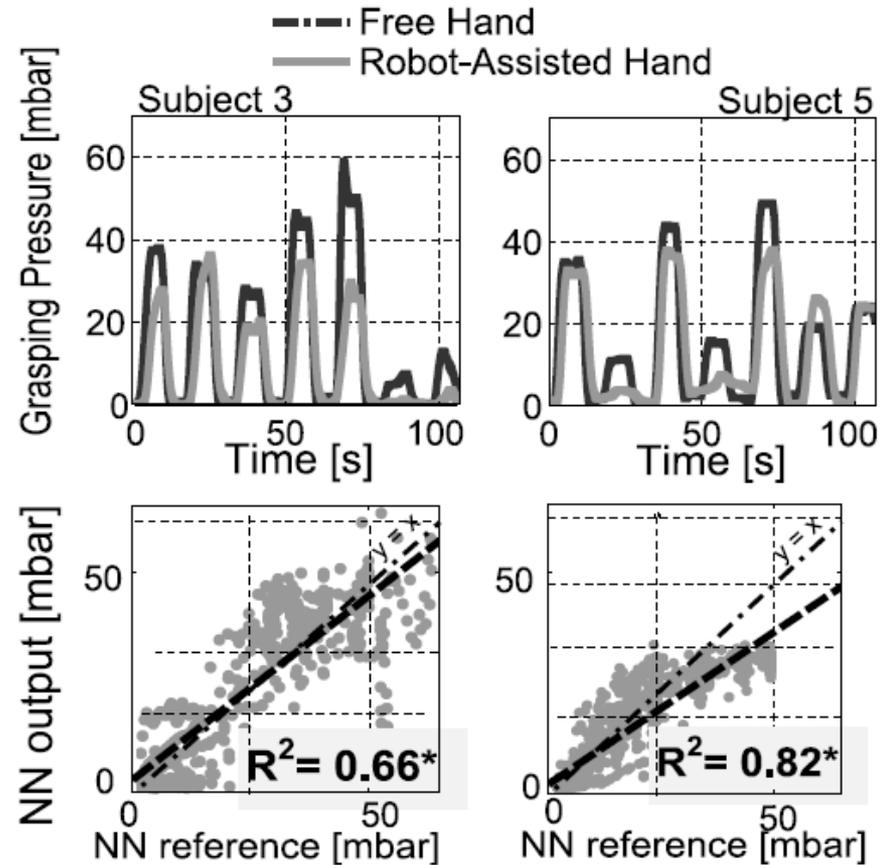
Discussion & Scientific Claims

- **The proposed system is the first robotic assisted bilateral approach for training of Hand grasping function**
- After stroke the role of uncrossed fibers in the brain-spinal cord pathway is remodulated, with a shift of the balance of limb control from the injured ipsilesional to the contralesional hemisphere
- Thus, bimanual training has been introduced as a promising approach to stroke rehabilitation
- **LIMITATION**
- **The proposed exercise could be more involving**
- **Do we really need to use the EMG from the impaired hand for estimating the grasping force when we already have it?**

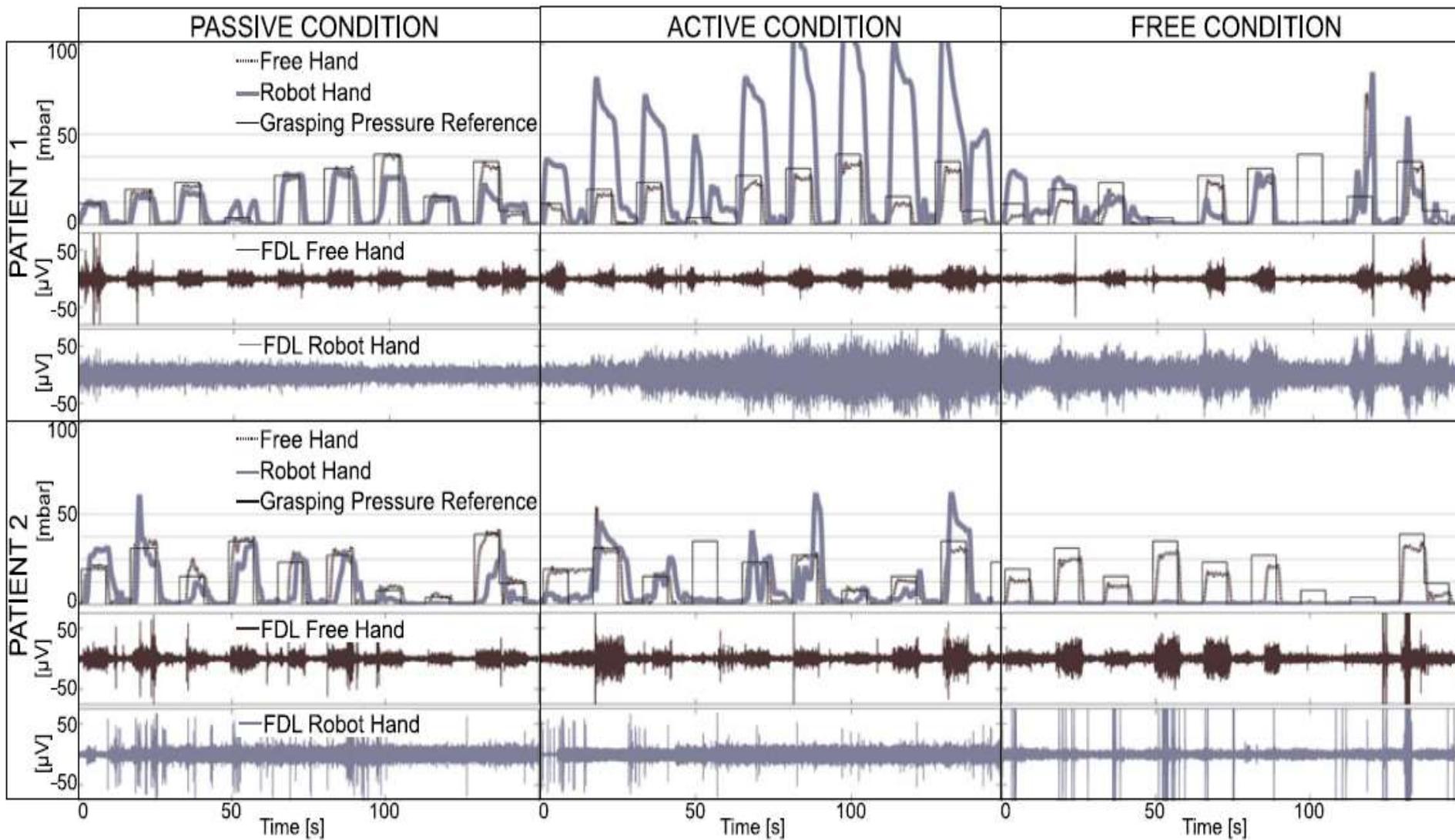


RESULTS

Subject	Hand Size		MAE [mbar]	Regression		
	ϕ [cm]	Length [cm]		R^2	Slope	Bias [mbar]
Sbj 1	22.5	19.5	11.83	0.92	1.1	3.1
Sbj 2	19	16	15.04	0.71	0.5	2.6
Sbj 3	20.5	18.5	9.65	0.66	0.8	3.9
Sbj 4	20	17	11.58	0.85	0.9	8.1
Sbj 5	21	19	6.82	0.82	0.7	3.1
Sbj 6	21	18	8.37	0.68	1.0	4.5
Ptn 1	21	19	4.13	0.87	0.8	1.7
Ptn 2	21.5	18.5	11.8	0.65	0.7	4.6



RESULT - STROKE PATIENTS

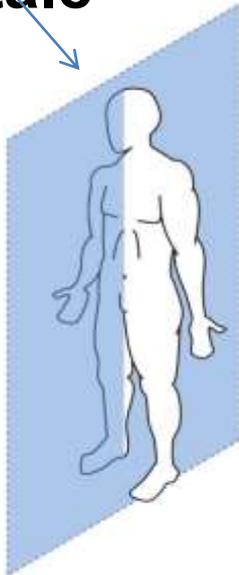


Un esempio di un modello neuro- muscolo-scheletrico di arto superiore umano

Obiettivo

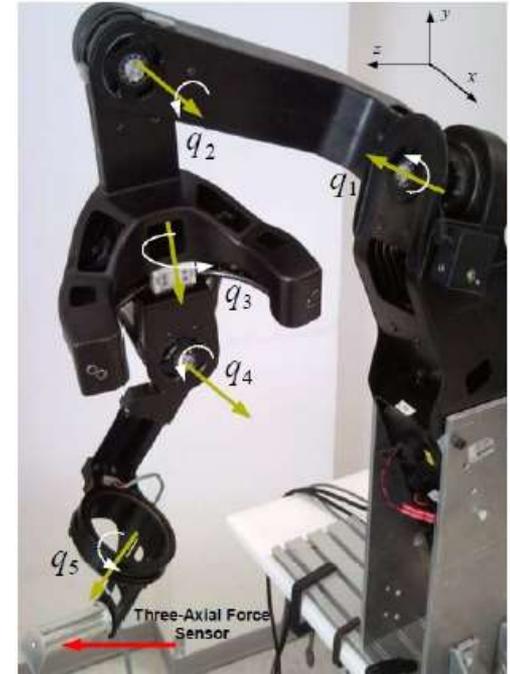
- Stima delle coppie articolari del giunto di gomito e di spalla (piano sagittale) mediante l'uso di segnali elettromiografici di superficie (sEMG) per il controllo di un esoscheletro per arto superiore

Piano
Sagittale



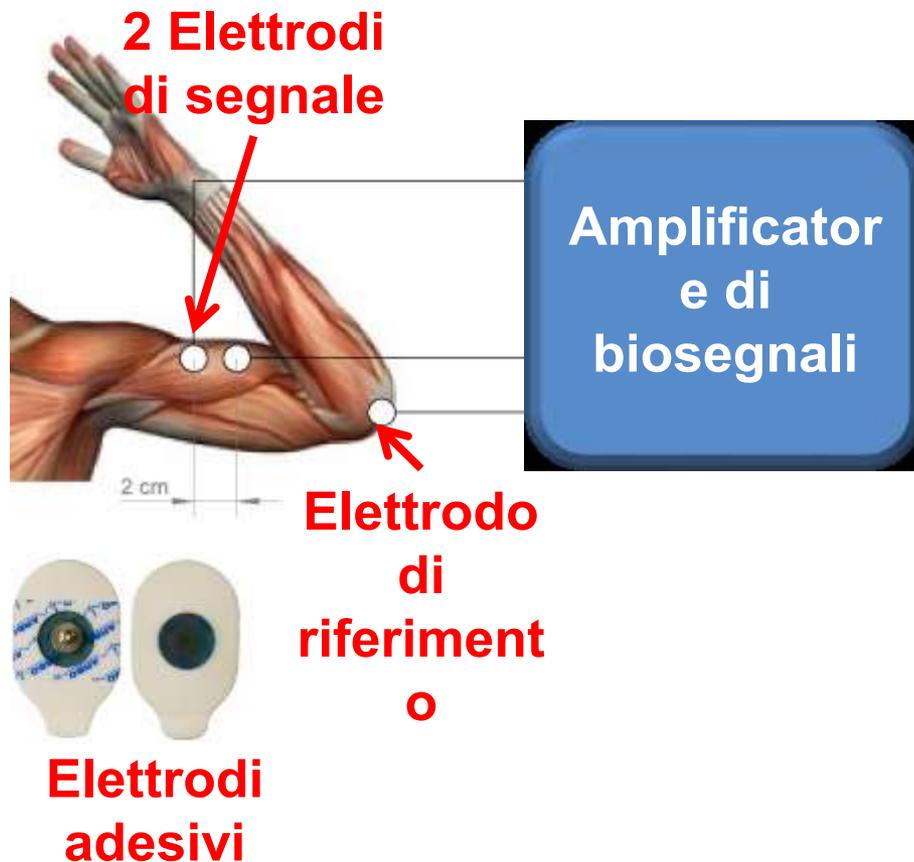
Step affrontati

- Studio della cinematica/dinamica esoscheletro Light-Exos (L-Exos) ed implementazione di tre schemi di controllo per la valutazione della trasparenza
- Studio del sistema muscolo-scheletrico dell'arto superiore umano e delle associazioni muscoli-movimenti
- Implementazione e ottimizzazione di modello neuro-muscolo-scheletrico di arto superiore



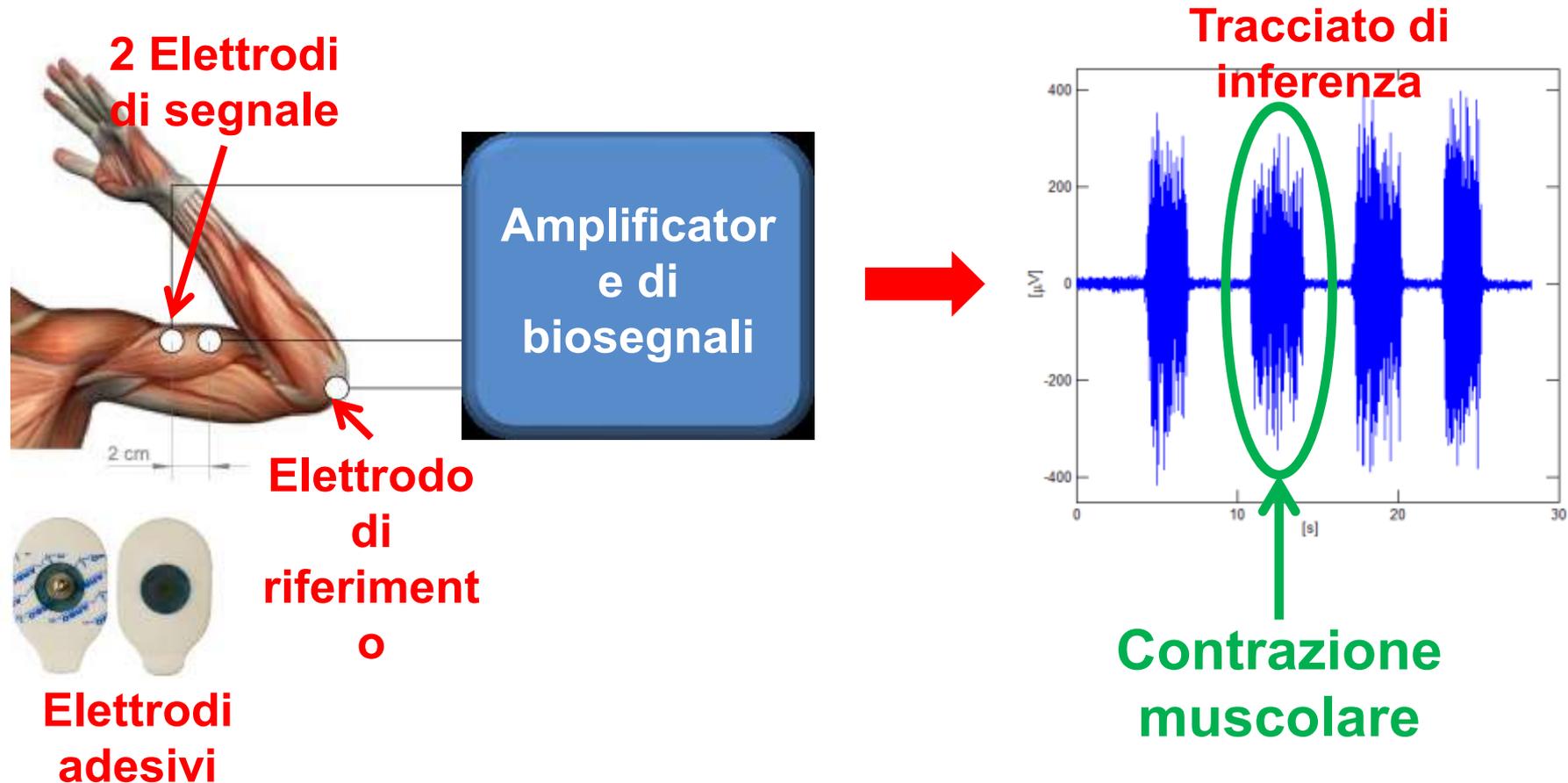
Elettromiografia di superficie

Elettromiografia di superficie: tecnica di registrazione dell'attività elettrica muscolare (grado di attivazione) non invasiva attraverso l'utilizzo di elettrodi applicati sulla cute.



Elettromiografia di superficie

Elettromiografia di superficie: tecnica di registrazione dell'attività elettrica muscolare (grado di attivazione) non invasiva attraverso l'utilizzo di elettrodi applicati sulla cute.

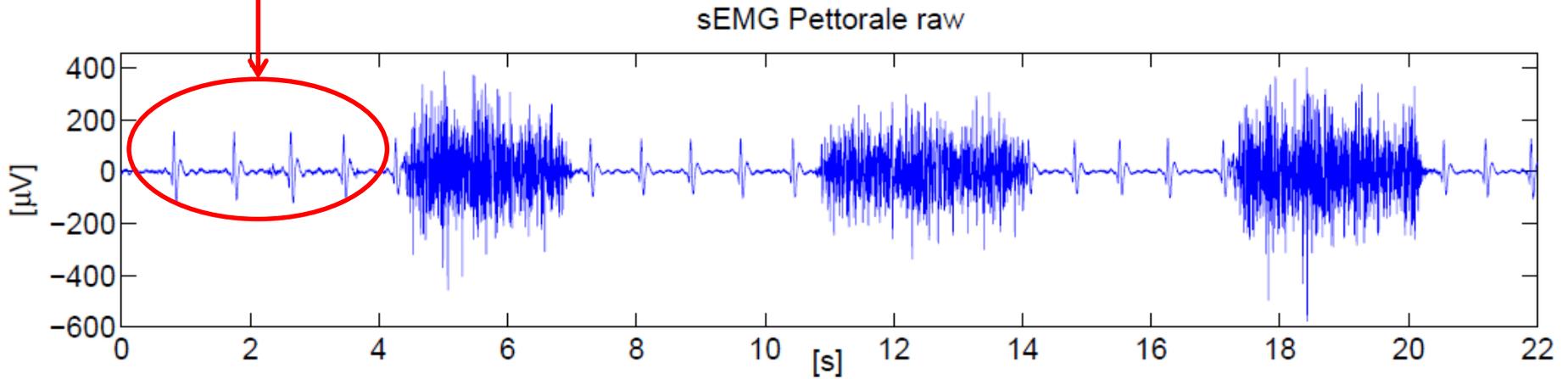


Fattori che influenzano il segnale sEMG

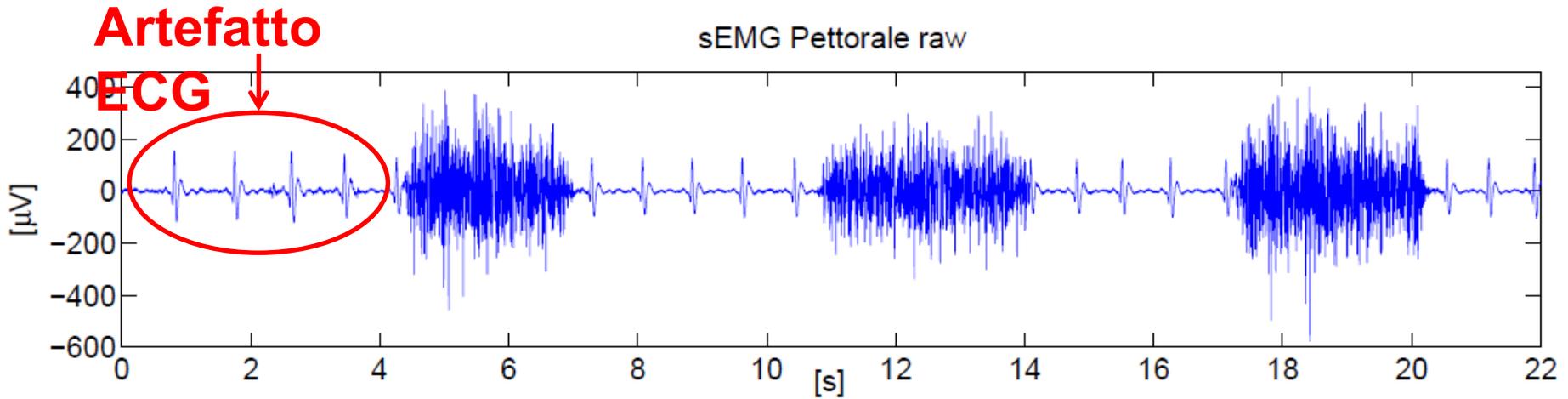
- Condizione della cute
- Elettrodi ed amplificatore di biosegnali
- Movimento dei cavi degli elettrodi
- Crosstalk fisiologico: sovrapposizione di attività muscolare derivanti da più muscoli (Artefatto dell'attività cardiaca ...)

Artefatto dell'attività cardiaca (ECG) nei segnali sEMG dei muscoli del busto

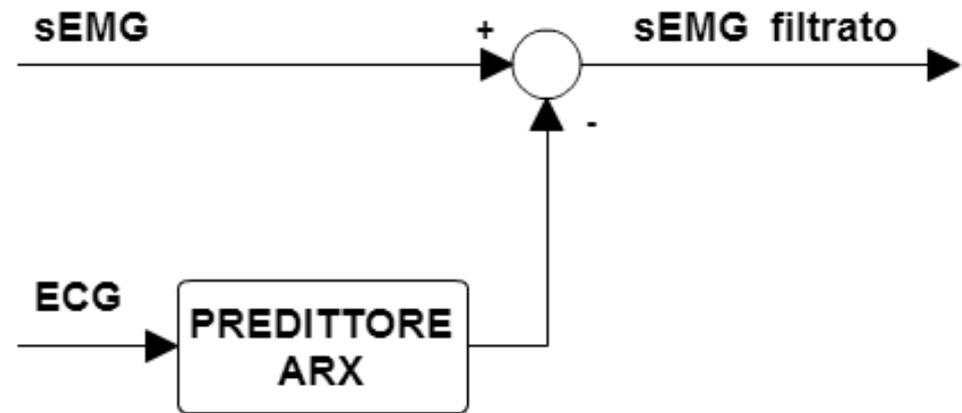
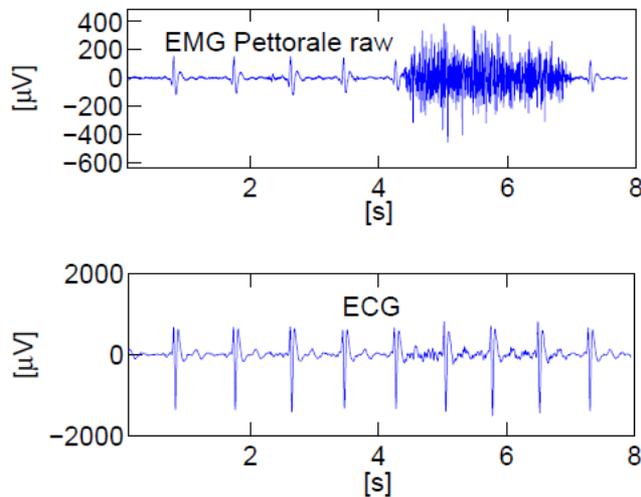
**Artefatto
ECG**



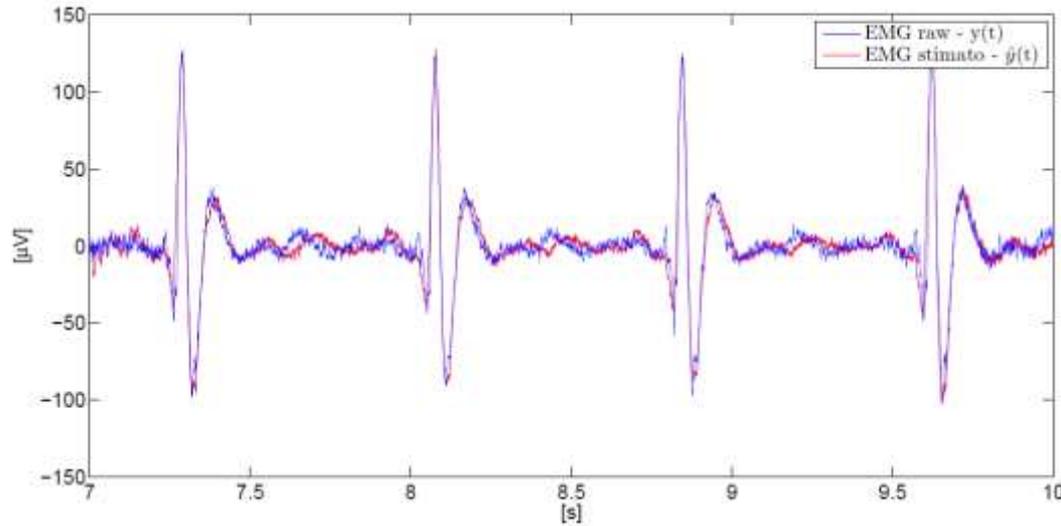
Artefatto dell'attività cardiaca (ECG) nei segnali sEMG dei muscoli del busto



SOLUZIONE PROPOSTA – PREDIZIONE DELL'ARTEFATTO (Predittore ARX)

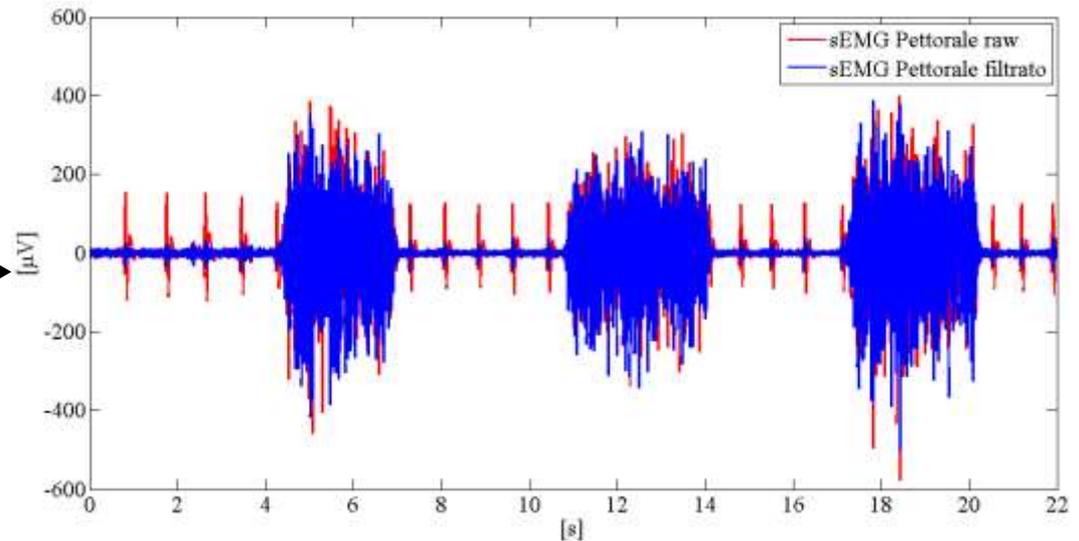


Artefatto ECG nel segnale sEMG del pettorale



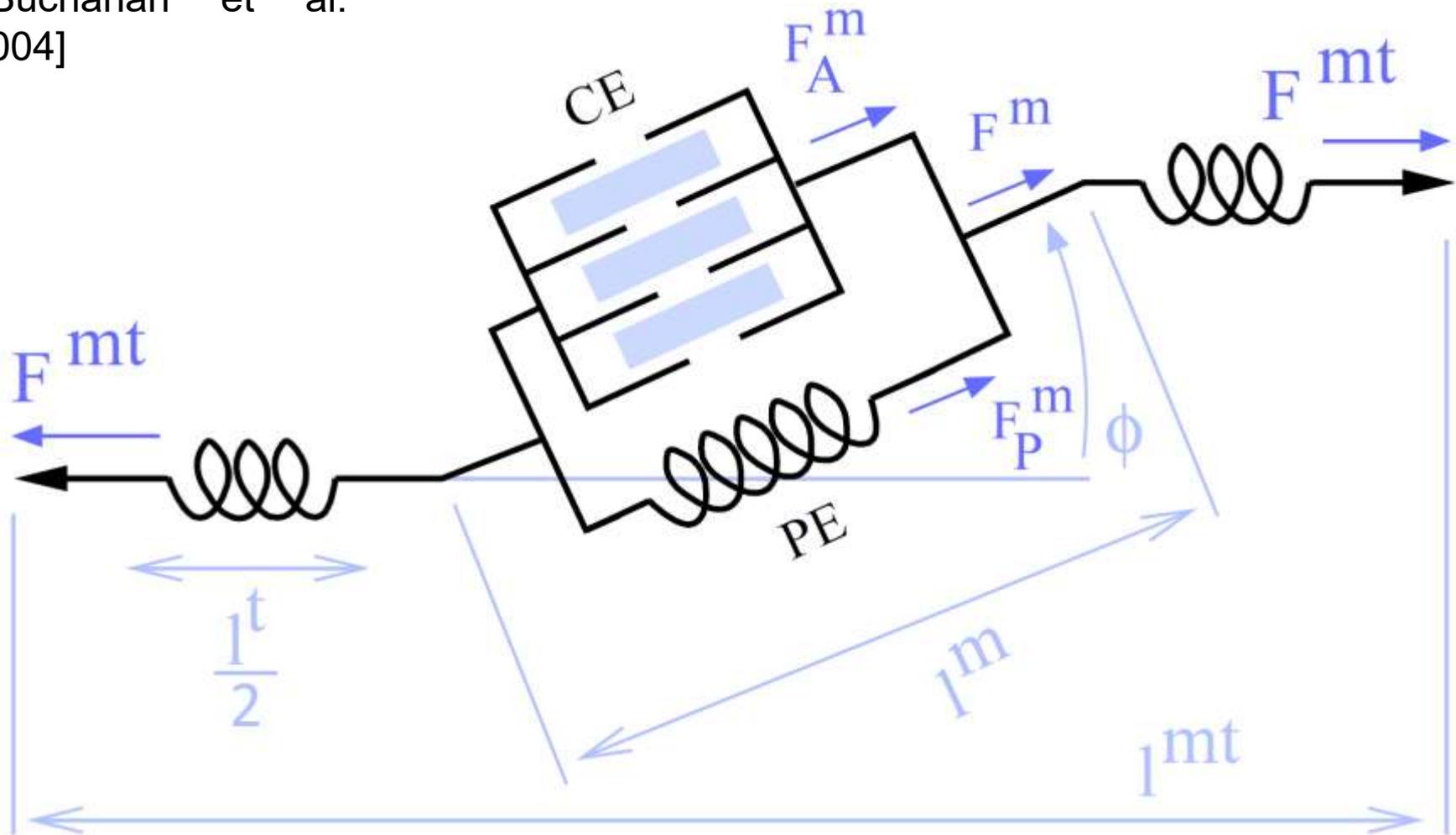
Risultato
stima
dell'artefatto

Risultato
rimozione
dell'artefatto

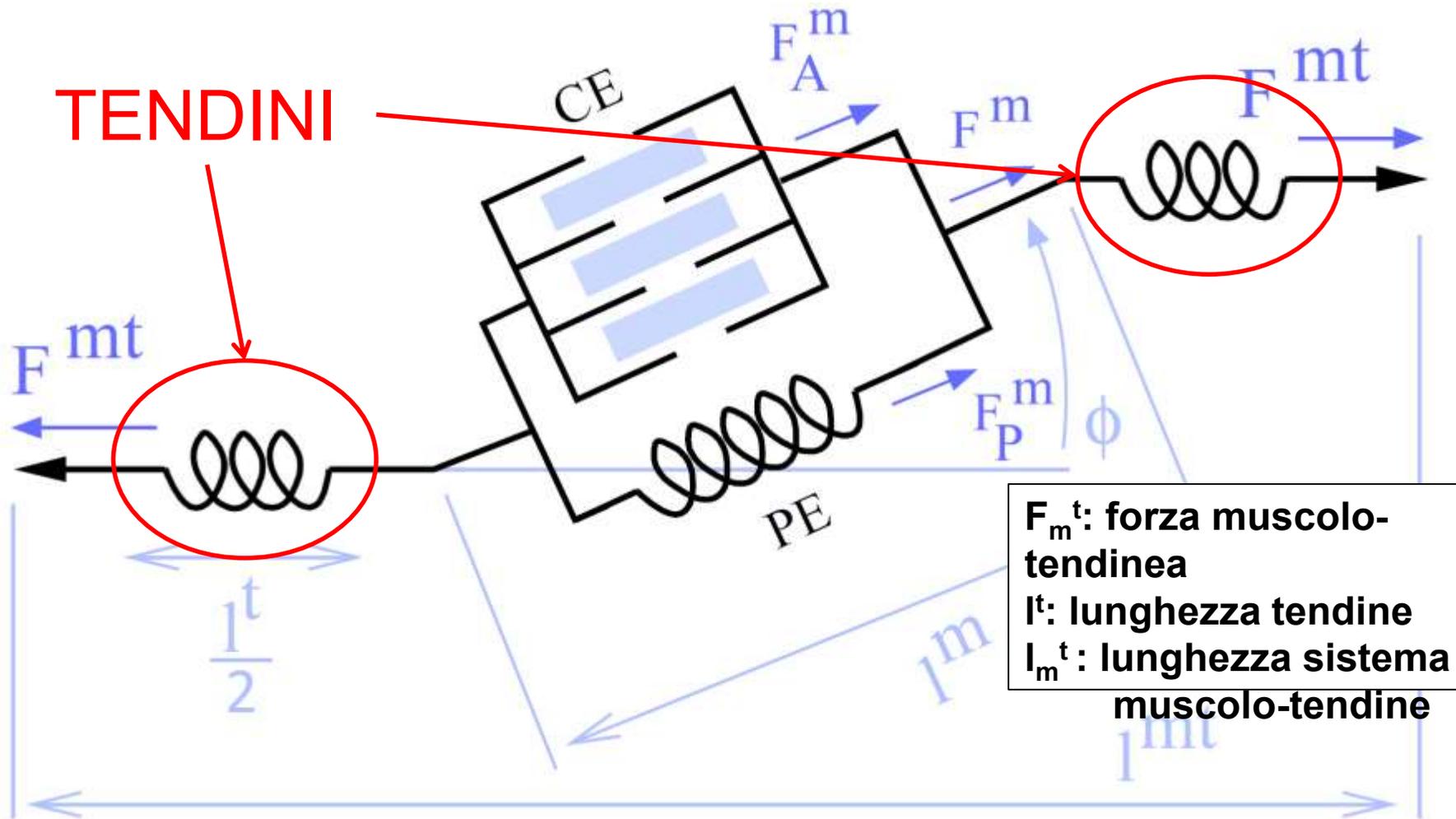


Modello muscolo-tendineo

[Buchanan et al.
2004]

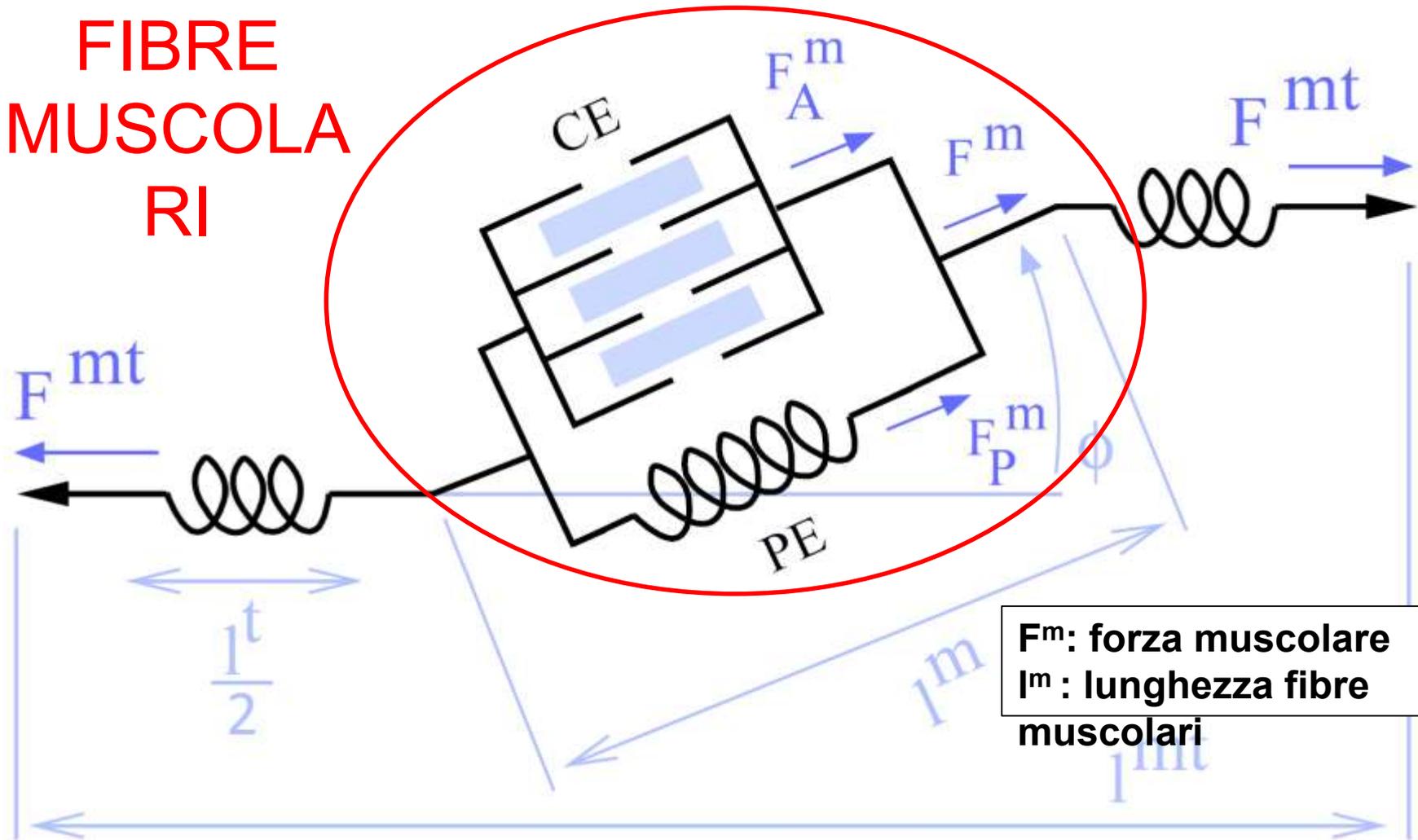


Modello muscolo-tendineo



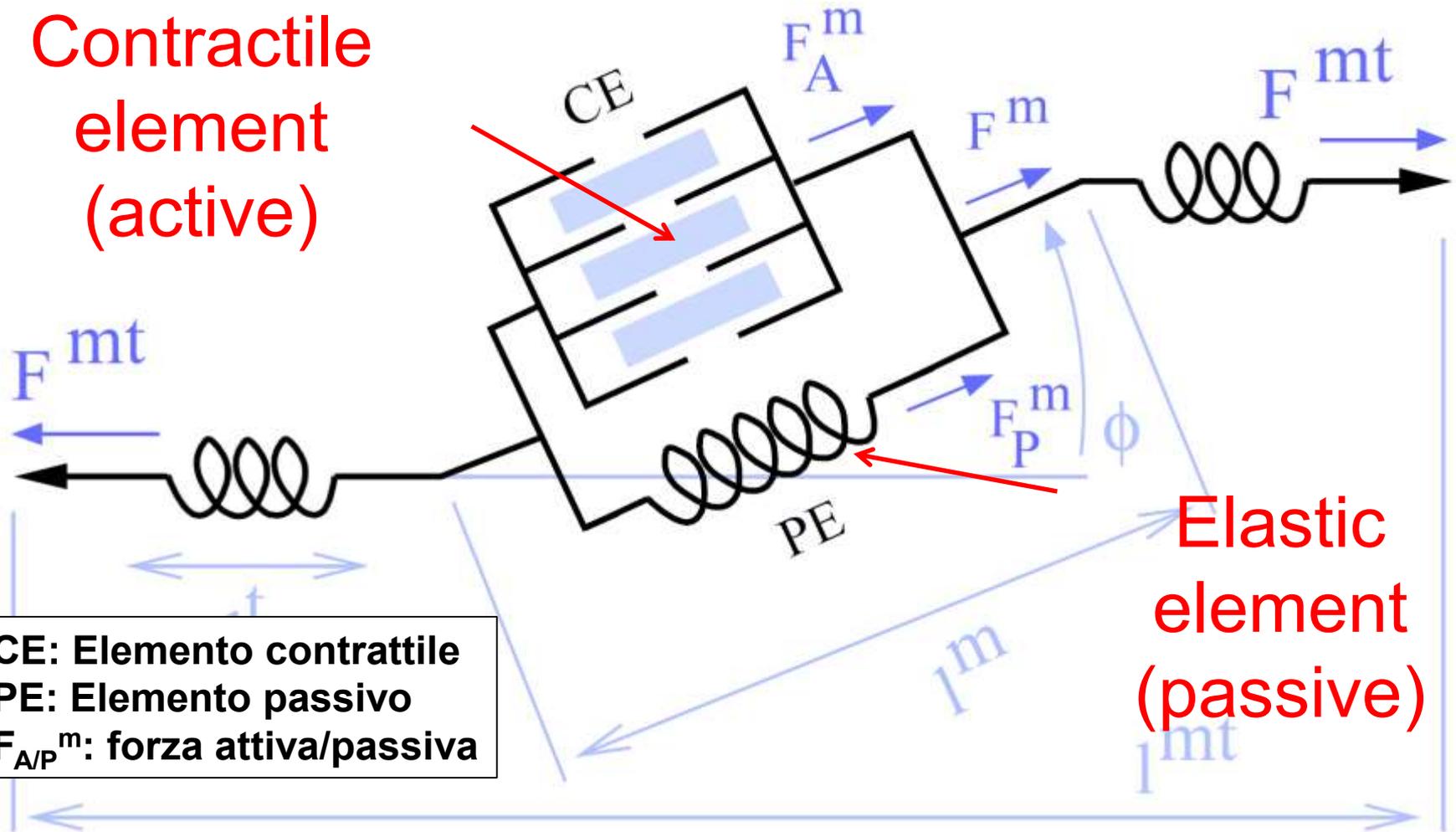
Modello muscolo-tendineo

FIBRE
MUSCOLA
RI



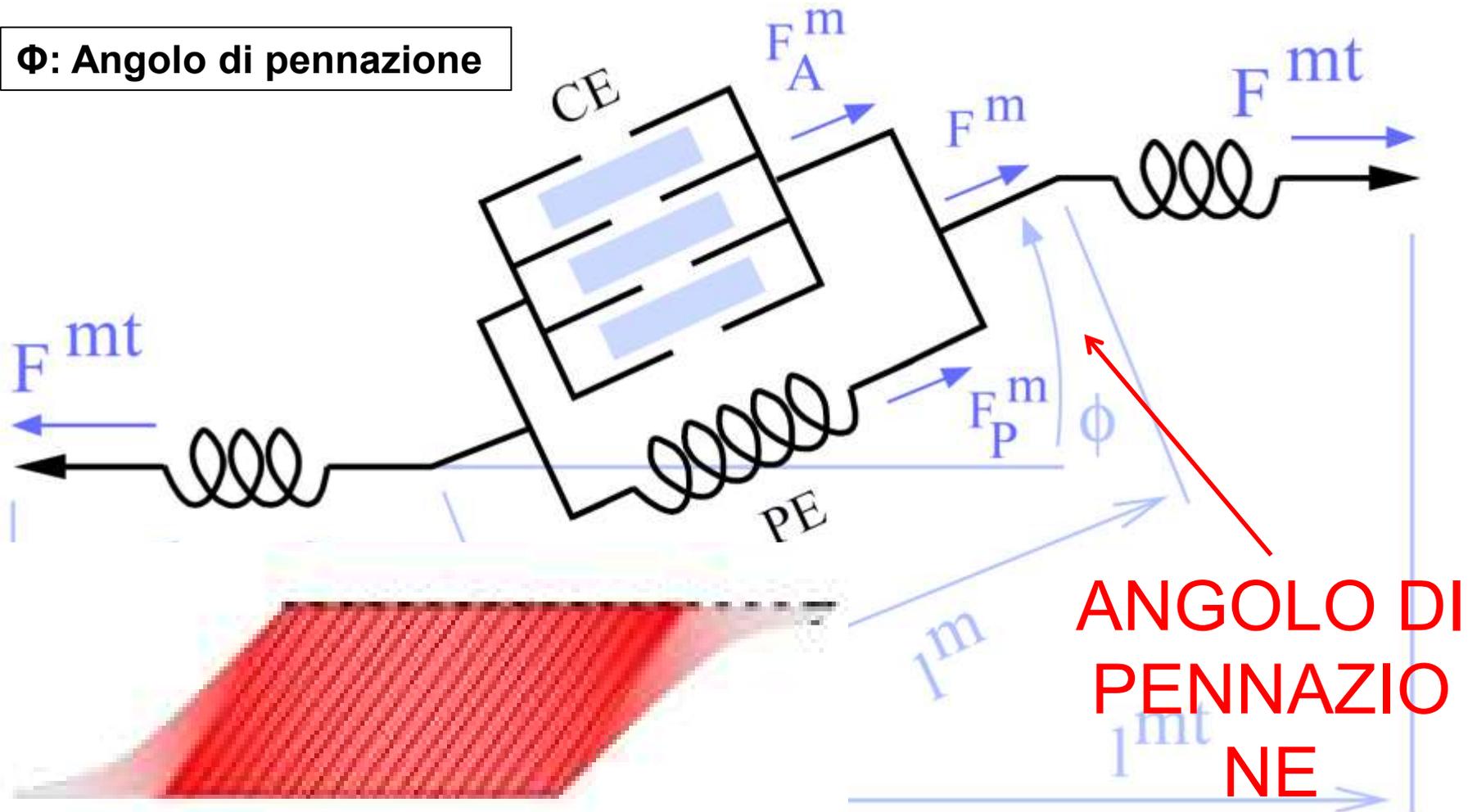
Modello muscolo-tendineo

**Contractile
element
(active)**



Modello muscolo-tendineo

Φ : Angolo di pennazione



Forza muscolare

$$F^m = F_A^m + F_P^m$$

Active Force
(contractile
element)

Passive Force
(elastic
element)

Forza muscolare

$$\tilde{l}(\theta) = \frac{l^m(\theta)}{l_o^m} \left[\frac{\text{(lunghezza muscolo)}}{\text{(lunghezza ottimale)}} \right]$$

Θ : angolo giunto articolare

$$\tilde{v} = \frac{v}{v_{MAX}} \left[\frac{\text{(velocità di contrazione)}}{\text{(velocità di contrazione massima)}} \right]$$

[Buchanan et al.
2004]

Forza muscolare

$$\tilde{l}(\theta) = \frac{l^m(\theta)}{l_o} \left[\frac{\text{(lunghezza muscolo)}}{\text{(lunghezza ottimale)}} \right]$$

Θ : joint angle

$$\tilde{v} = \frac{v}{v_{MAX}} \left[\frac{\text{(velocità di contrazione)}}{\text{(velocità di contrazione massima)}} \right]$$

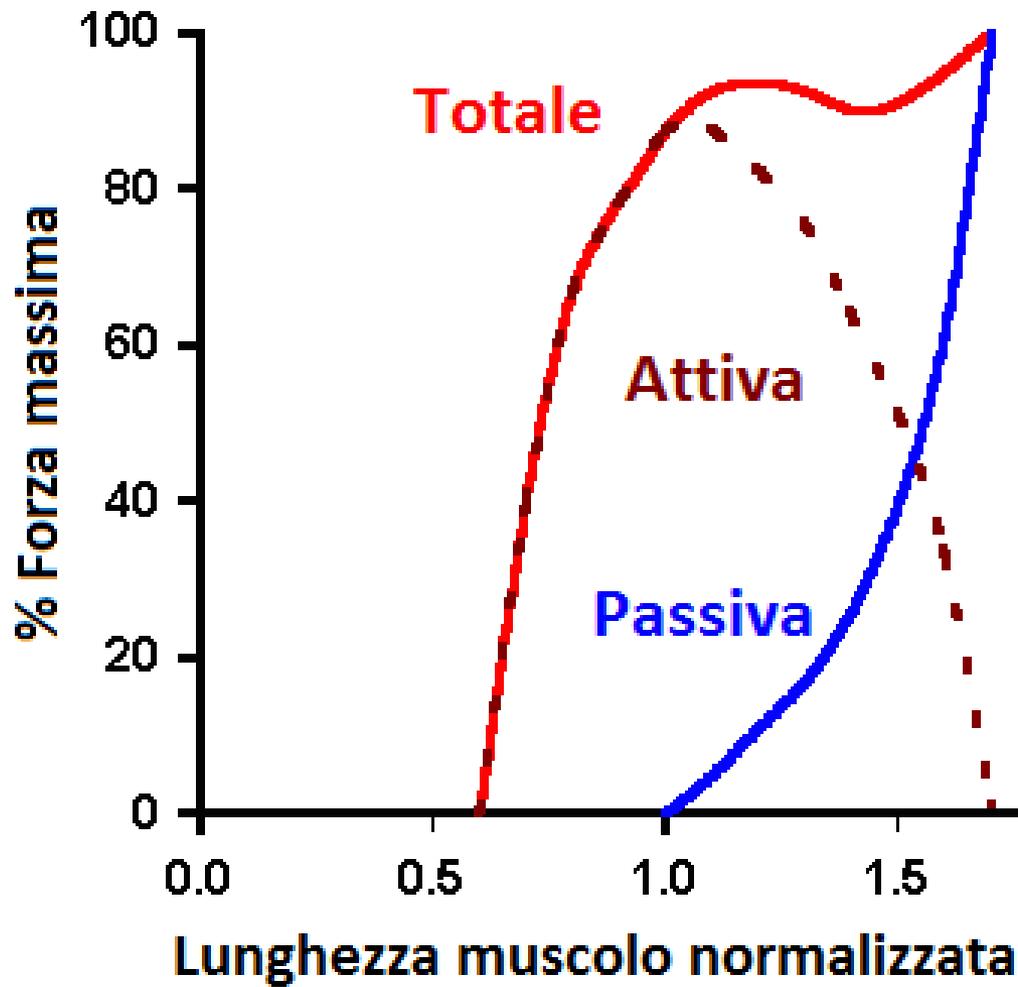
$$F_A^m = F_{MAX} \cdot \left(f_l(\tilde{l}) \cdot f_v(\tilde{v}) \cdot a(t) \right)$$

$$F_P^m = F_{MAX} \cdot f_P(\tilde{l})$$

F_{MAX} : maximum force
 f_l : Force-Lenght relationship
 f_v : Force-speed relationship
 $a(t)$: muscular activation

[Buchanan et al.
2004]

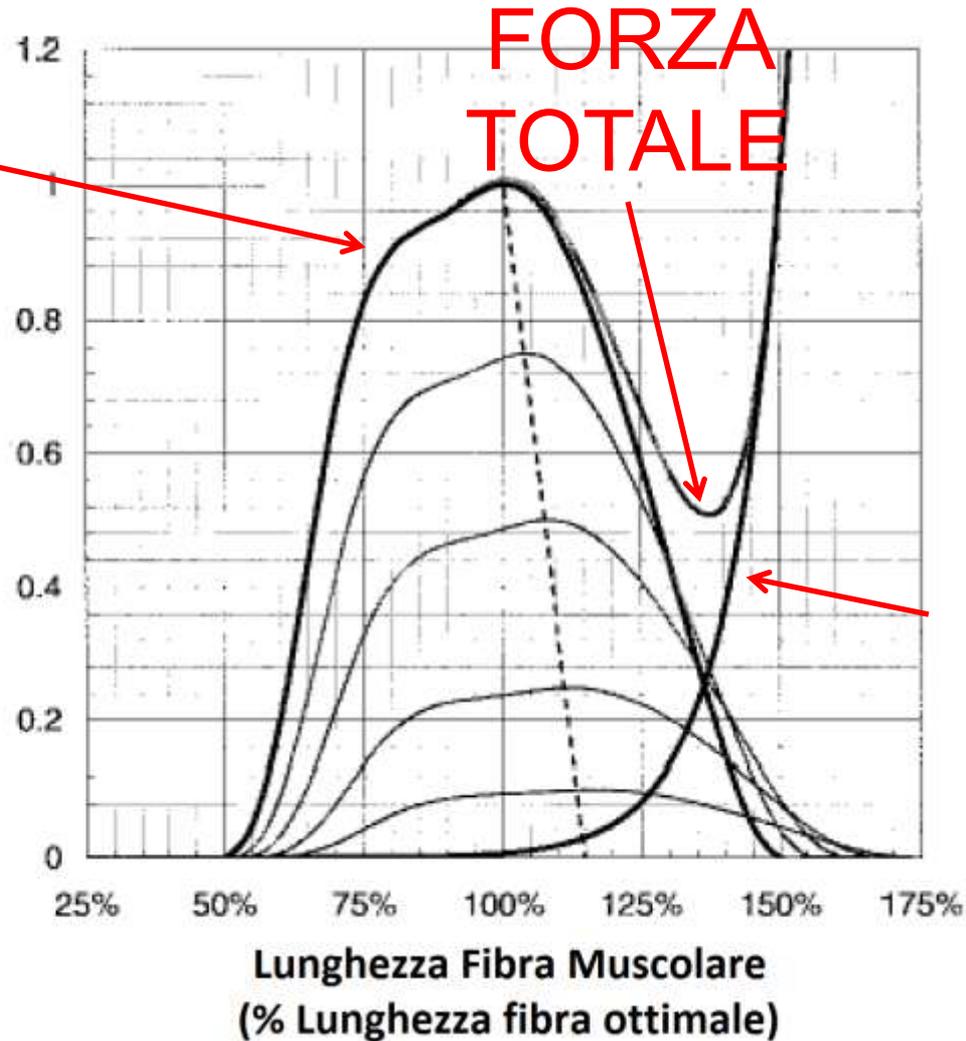
Forza-lunghezza



Forza-Lunghezza

**FORZA
ATTIVA**

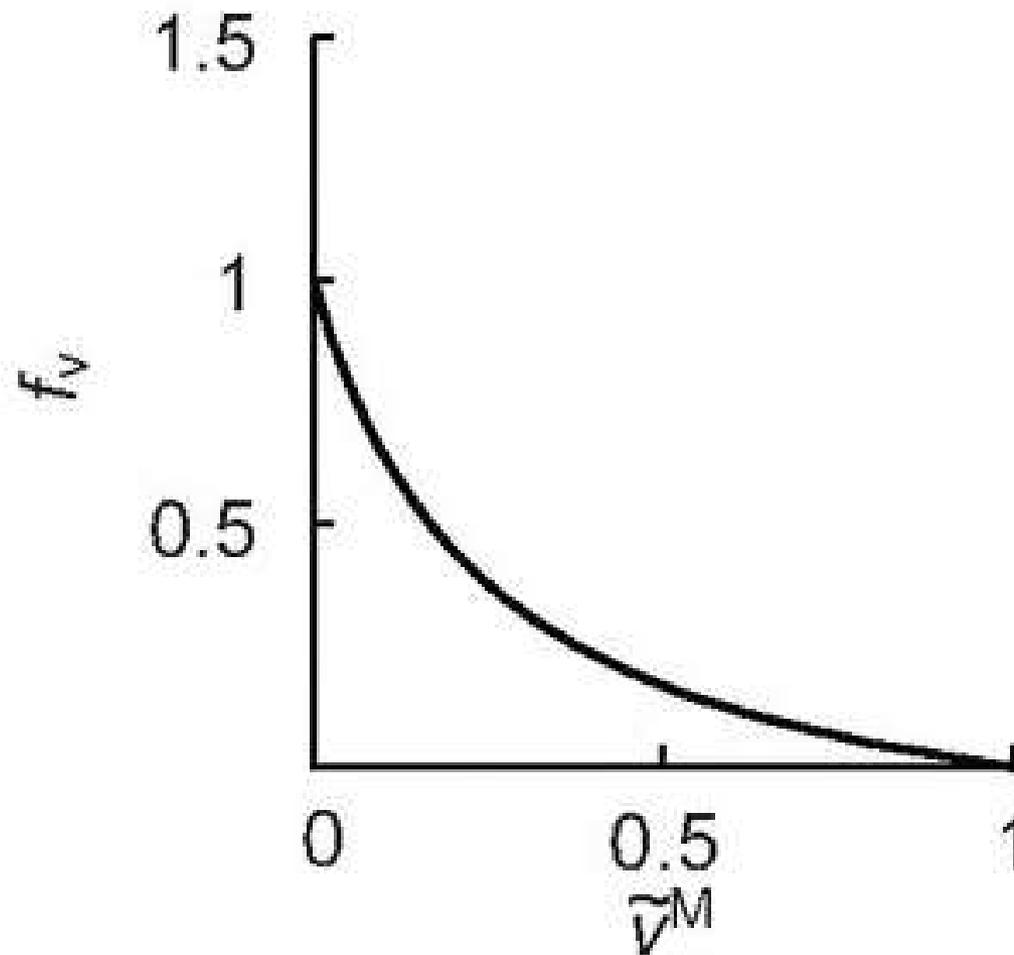
Forza
muscolare
normalizzata
(Frazione della
massima forza
isometrica)



**FORZA
TOTALE**

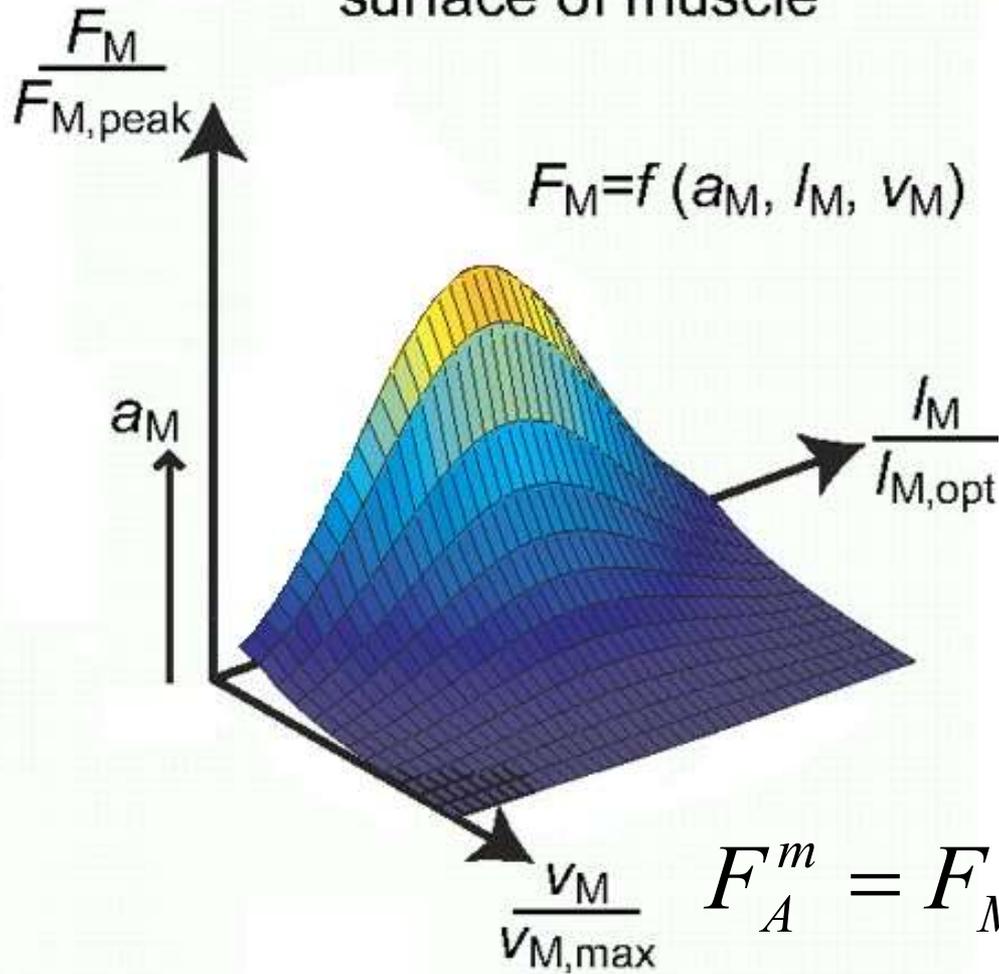
**FORZA
PASSIVA**

Forza-velocità



Forza muscolare

C Force-length-velocity surface of muscle



$$F_A^m = F_{MAX} \cdot (f_l(\tilde{l}) \cdot f_v(\tilde{v}) \cdot a(t))$$

Forza muscolo-tendinea

$$F^m = F_A^m + F_P^m$$

Muscular Force

$$F^{mt} = F^m \cos \phi$$

Muscular-Tendon
Force

$$\phi = \arcsin\left(\frac{l_o^m \sin \phi_o}{l^m}\right)$$

Pennation Angle

ϕ_o : optimal pennation angle

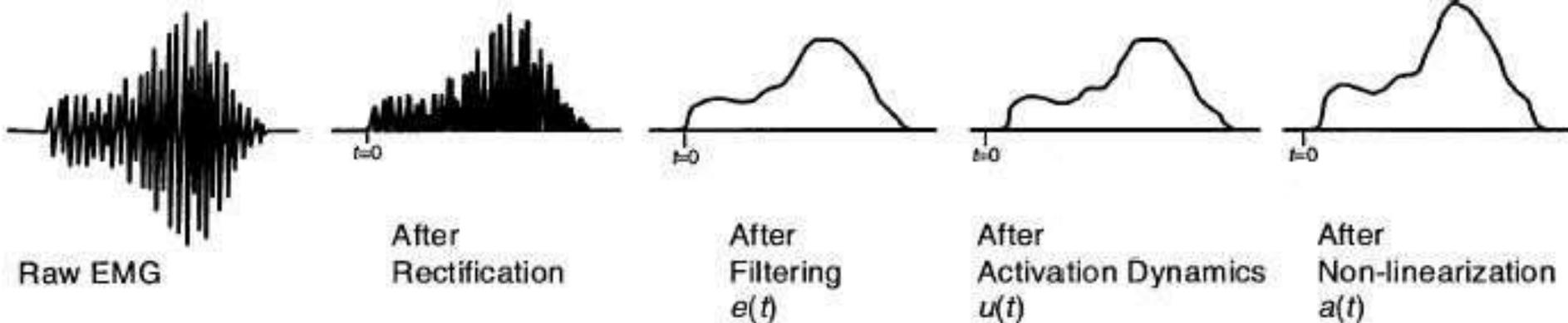
l_o^m : optimal length

l^m : actual length

Attivazione muscolare sEMG -> a(t)

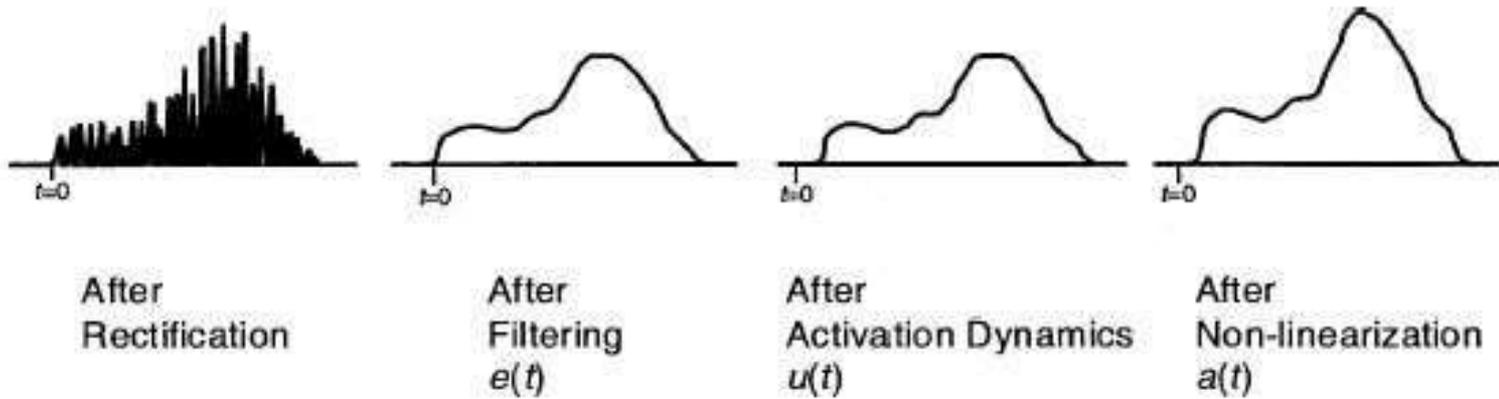
$$F_A^m = F_{MAX} \cdot \left(f_l(\tilde{l}) \cdot f_v(\tilde{v}) \cdot a(t) \right)$$

 (sEMG)



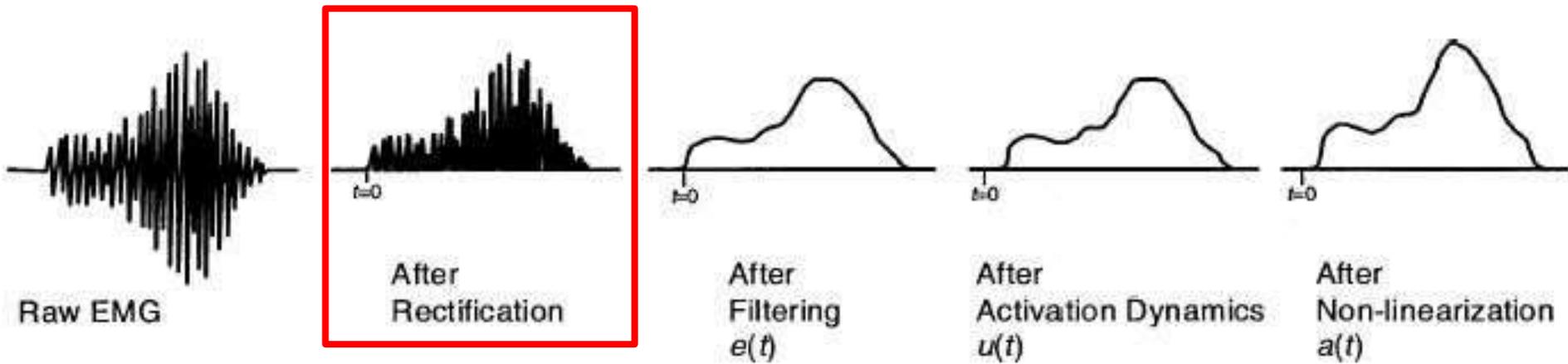
[Buchanan et al.
2004]

Attivazione muscolare sEMG $\rightarrow a(t)$



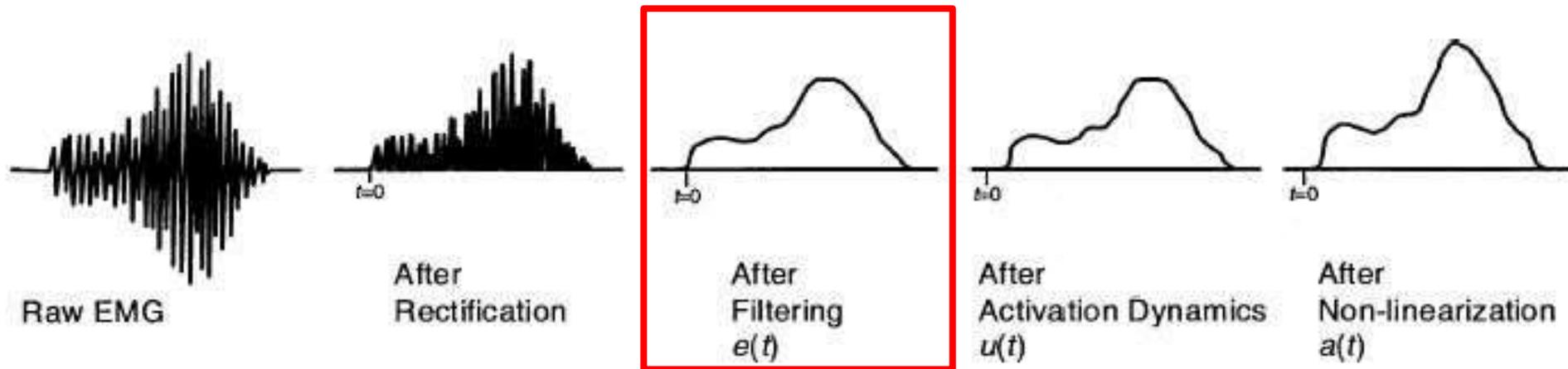
High Pass filter 20Hz
Notch filter 50 Hz

Attivazione muscolare sEMG $\rightarrow a(t)$



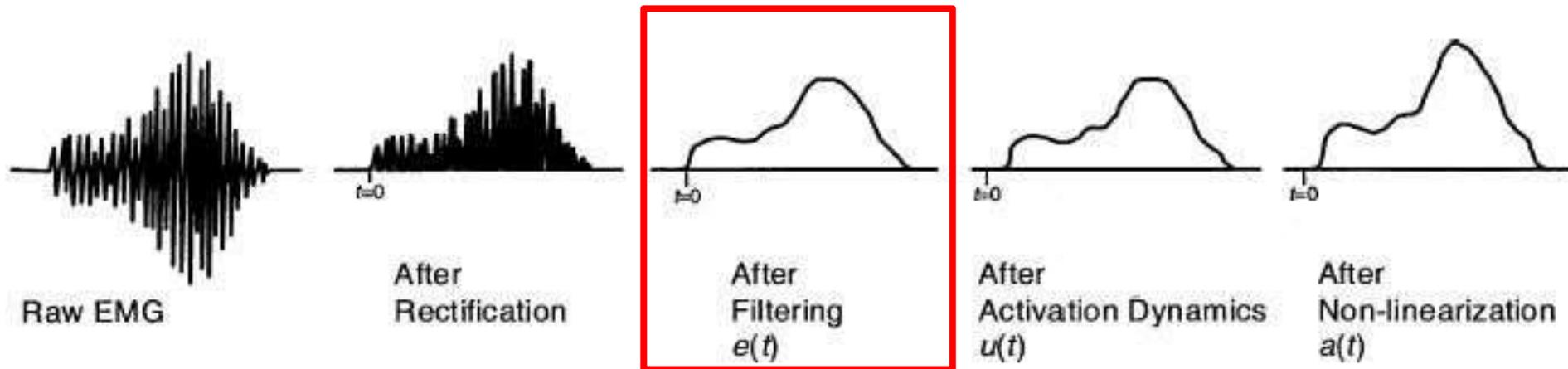
Signal rectification

Attivazione muscolare sEMG $\rightarrow a(t)$



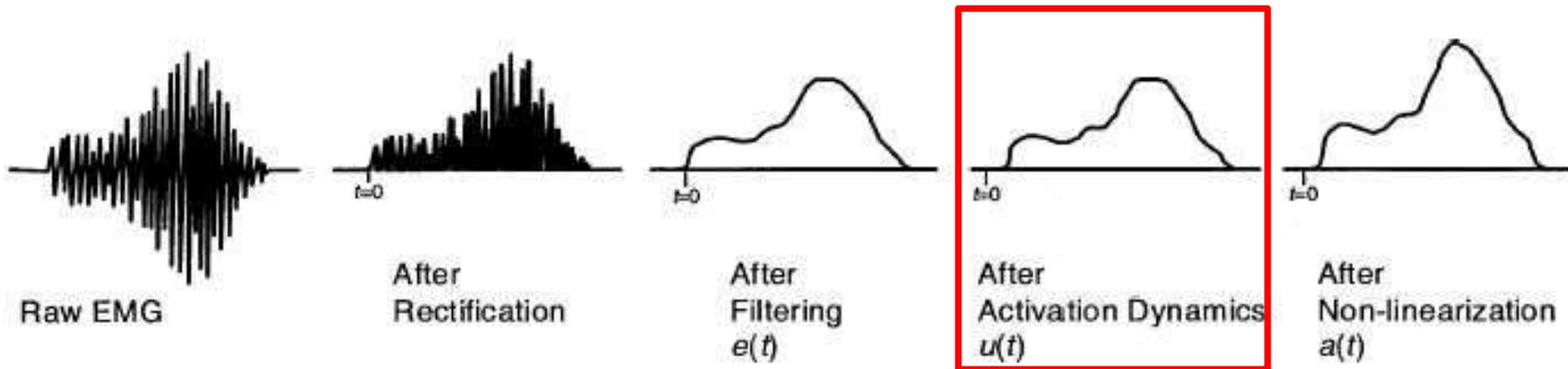
- Maximum Voluntary Contraction (MVC) normalizing
- Low pass filter 1-5 Hz

Attivazione muscolare sEMG $\rightarrow a(t)$



- **NORMALIZZAZIONE RISPETTO A MVC**
- **FILTRO PASSA BASSO 1-5 Hz**

Attivazione muscolare sEMG $\rightarrow a(t)$



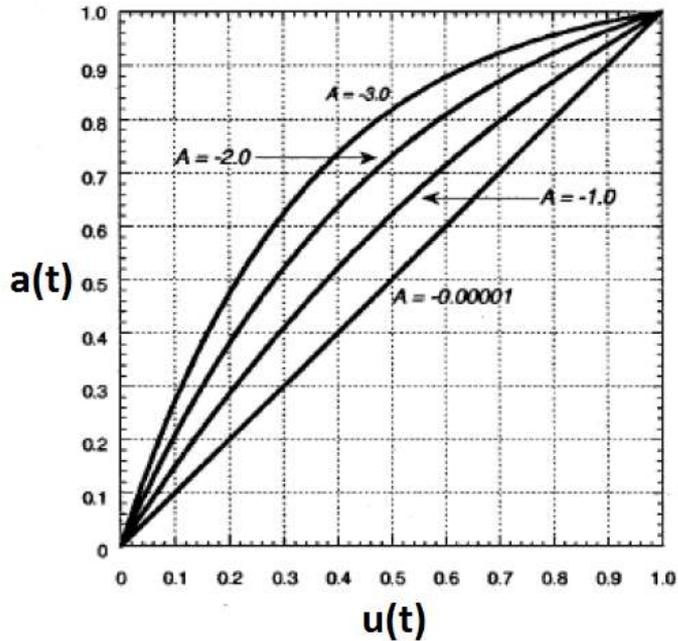
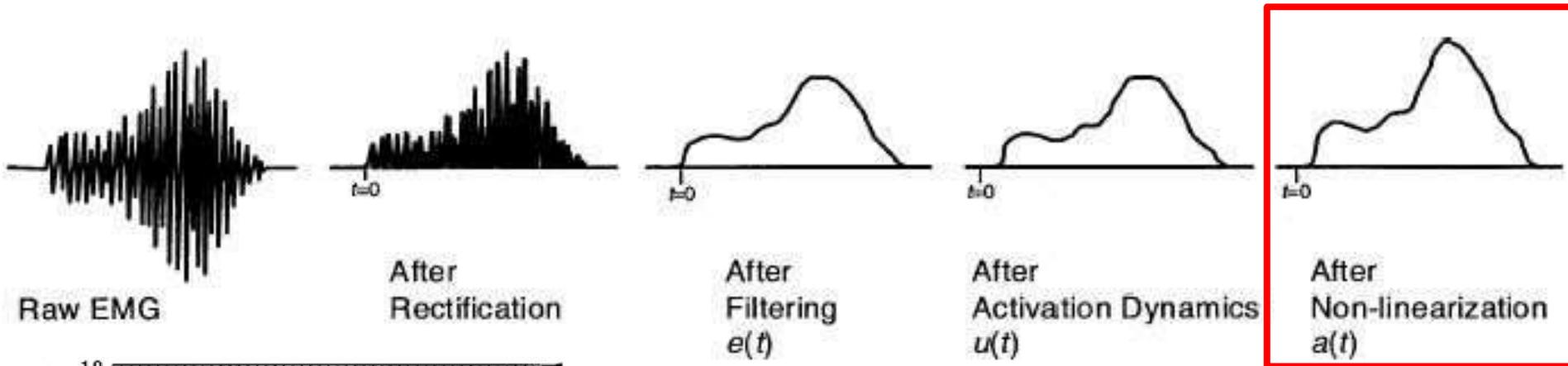
$$u(t) = \alpha e(t - d) - \beta_1 u(t - 1) - \beta_2 u(t - 2)$$

Assuming $\alpha=1$ and $\beta=0$



Attivazione neurale $u(t) = e(t - d)$

Attivazione muscolare sEMG -> a(t)



Attivazione muscolare

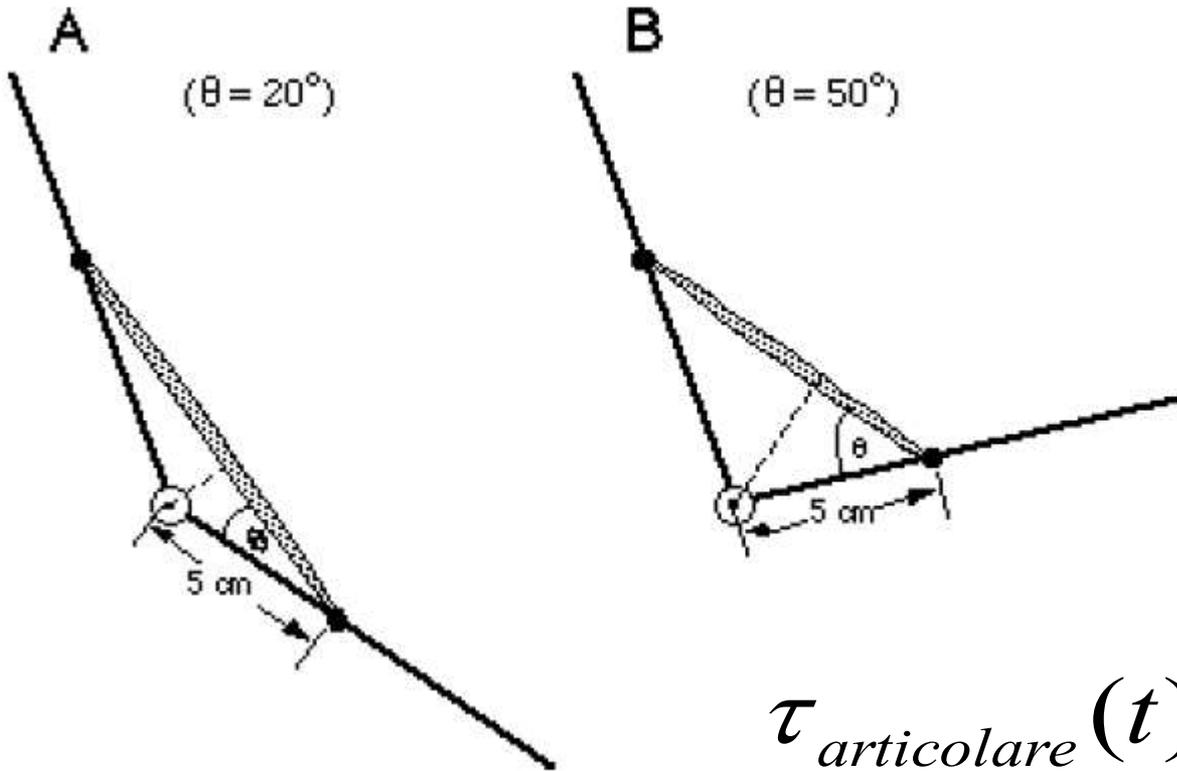
$$a(t) = \frac{e^{Au(t)} - 1}{e^A - 1}$$

con $-3 \leq A < 0$

[Lloyd & Besier, 2003; Lloyd & Buchanan, 1996]

Attivazione muscolare sEMG -> a(t)

$$\tau_i(t) = F_i^{mt} \cdot r(\theta)_i \quad r_i : \text{moment arm}$$



$$\tau_{articolare}(t) = \sum_{i=1}^{\#musc} \tau_i(t)$$

EXPERIMENTAL PROCEDURE

NEUROMUSKULOSKELETAL MODEL

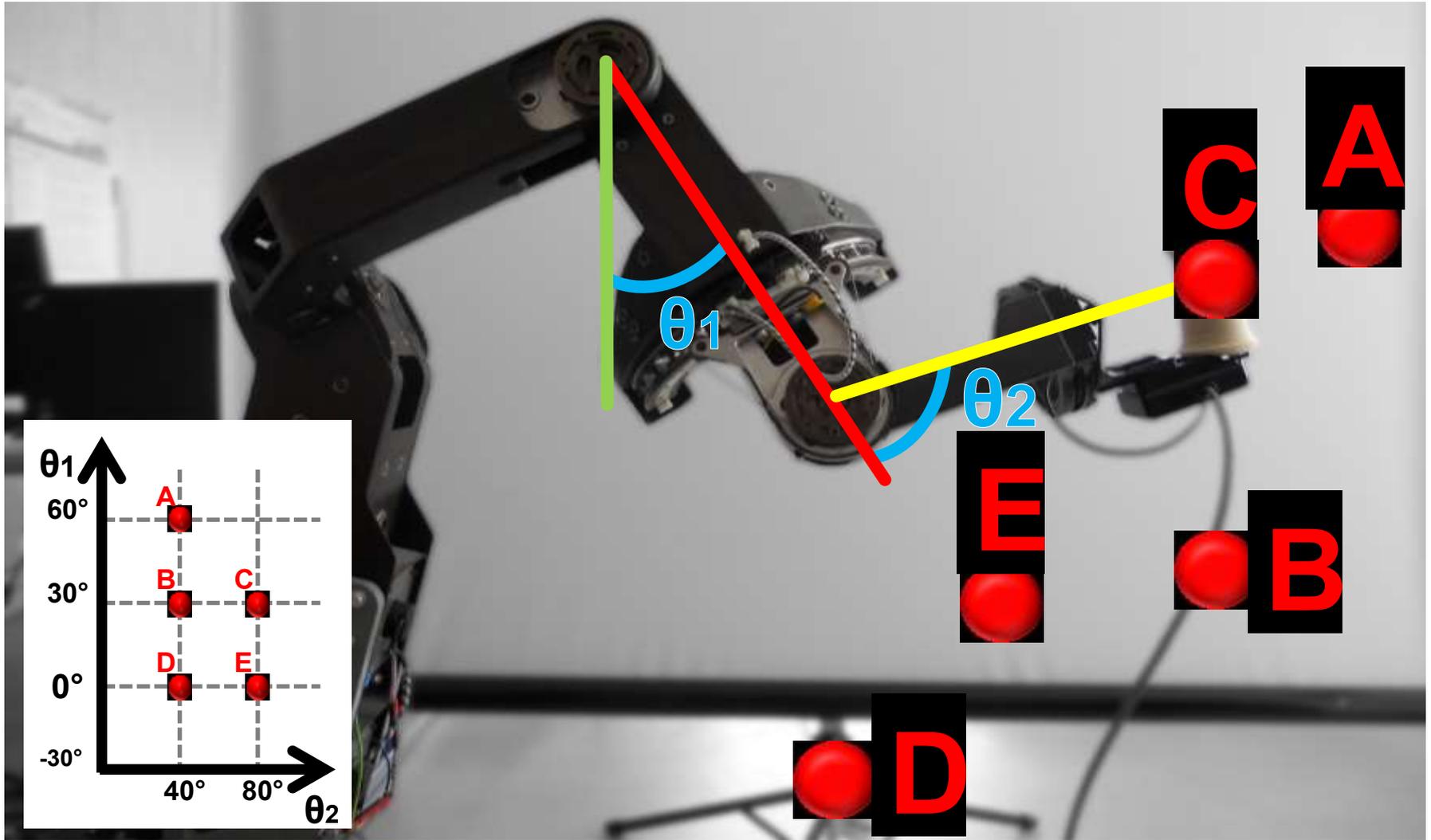
Protocollo di acquisizione

- Procedura di acquisizione:
 - il soggetto indossa l'esoscheletro
 - seguendo le indicazioni a video esegue contrazioni in condizioni isometriche in cinque punti differenti del workspace dell'esoscheletro (piano sagittale)
- Registrazione dei segnali sEMG in condizione di Massima Volontaria Contrazione (MVC)

Setup fase di acquisizione



Procedura di registrazione automatica

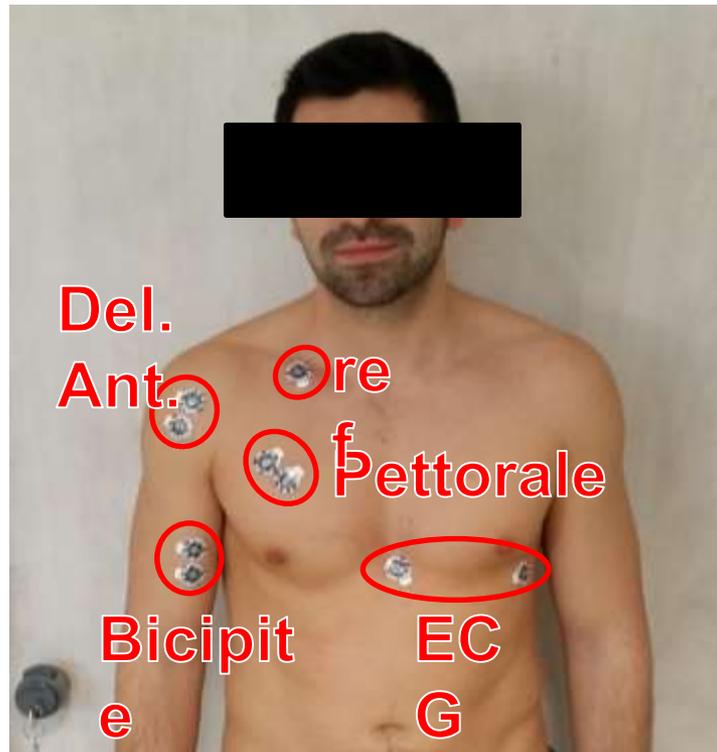


Procedura di registrazione automatica



Dati registrati

- Posa esoscheletro e coppie esercitate dal soggetto sull'esoscheletro
- Segnali sEMG dei muscoli interessati



Parametri modello

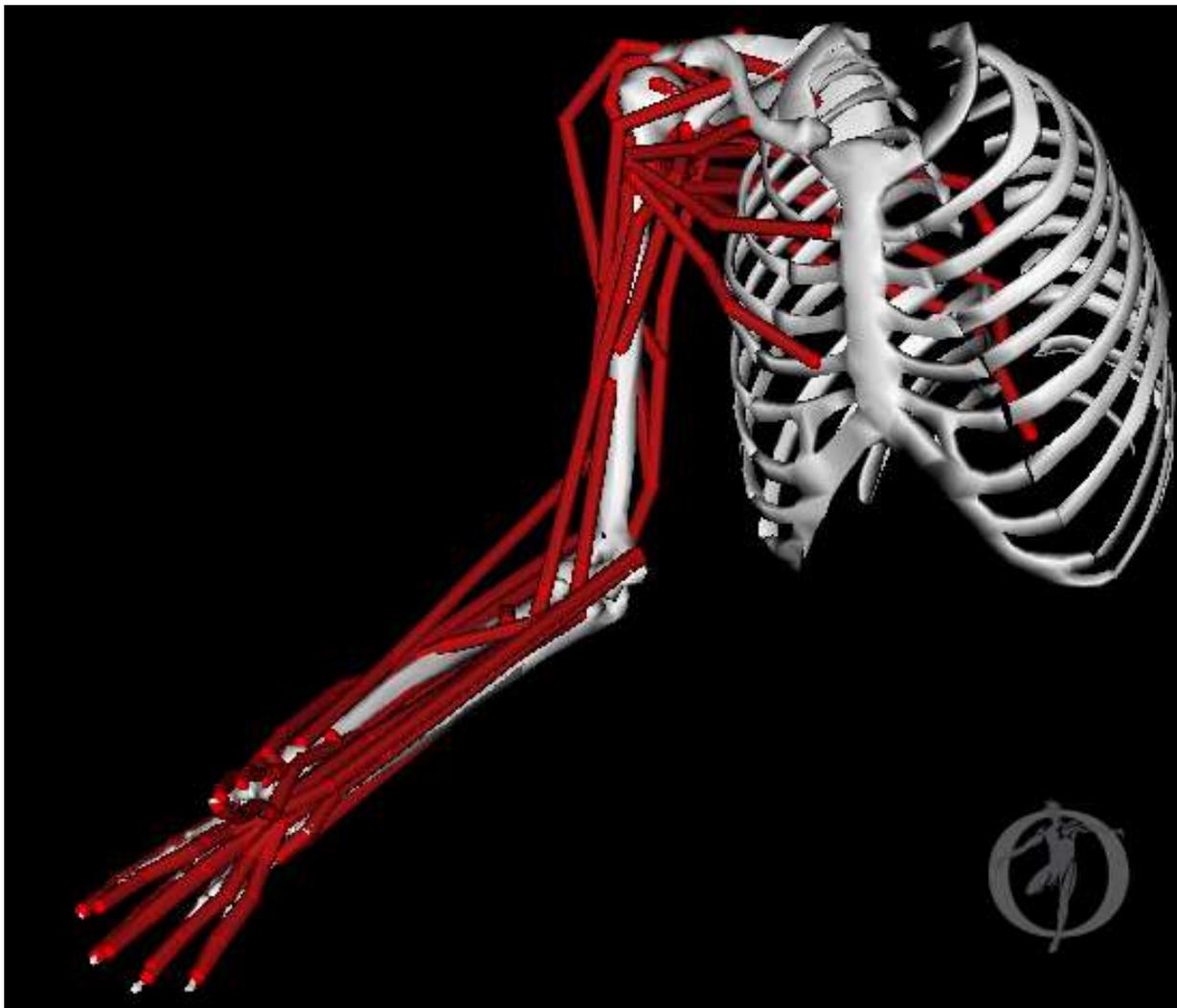
Forza muscolo-tendinea

$$F^{mt}(t) = f(\text{sEMG}^m(t), F^{MAX}, l^m(\theta(t)), l_o^m, v(t), \phi)$$

Coppia articolare

$$\tau_i(t) = F_i^{mt} \cdot r(\theta)_i$$


Modello arto superiore OpenSim



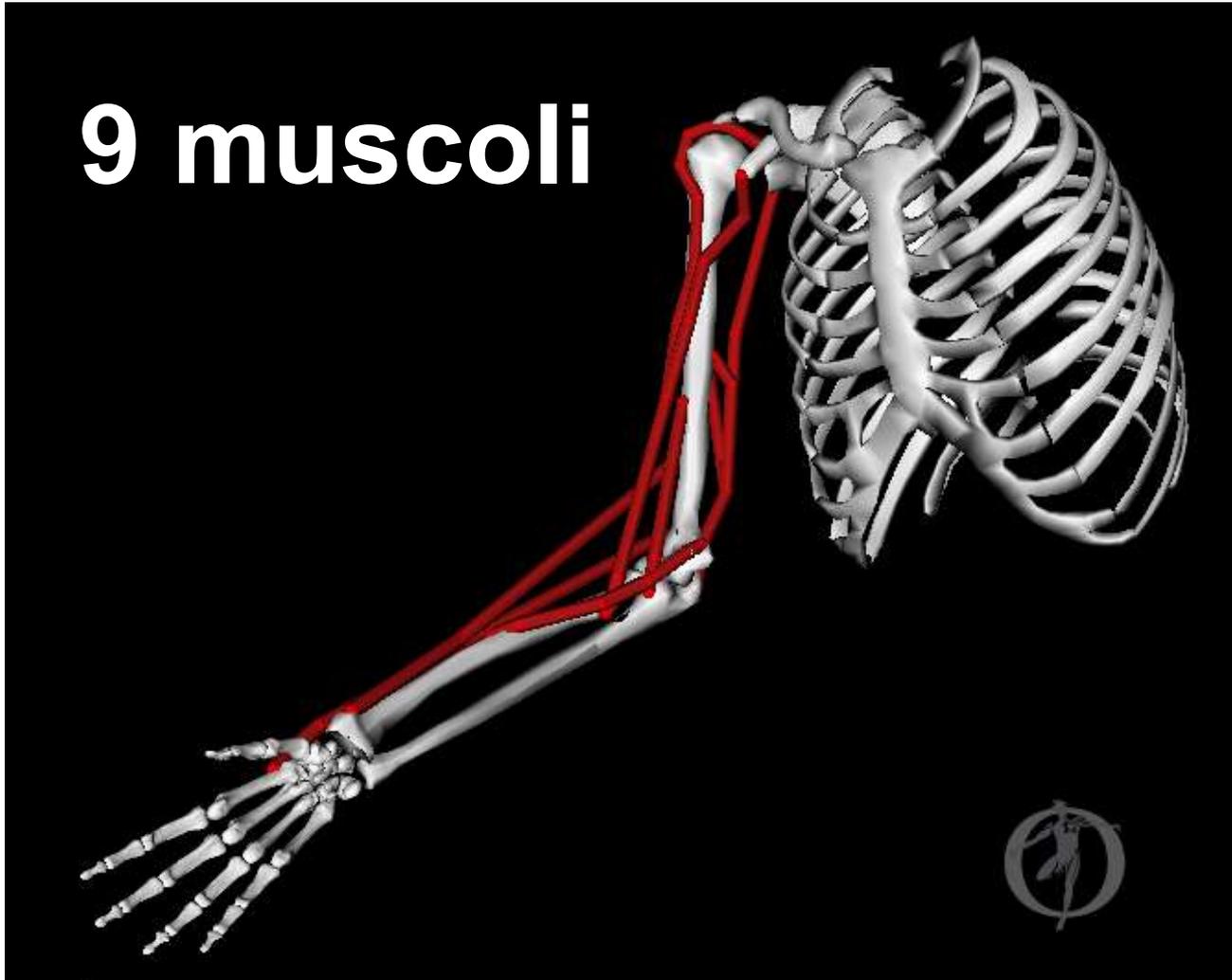
ARTICOLAZIONI (15 gdl):

- Spalla
- Gomito
- Avambraccio
- Polso
- Mano

50 MUSCOLI

Articolazione di gomito-modello OpenSim

9 muscoli

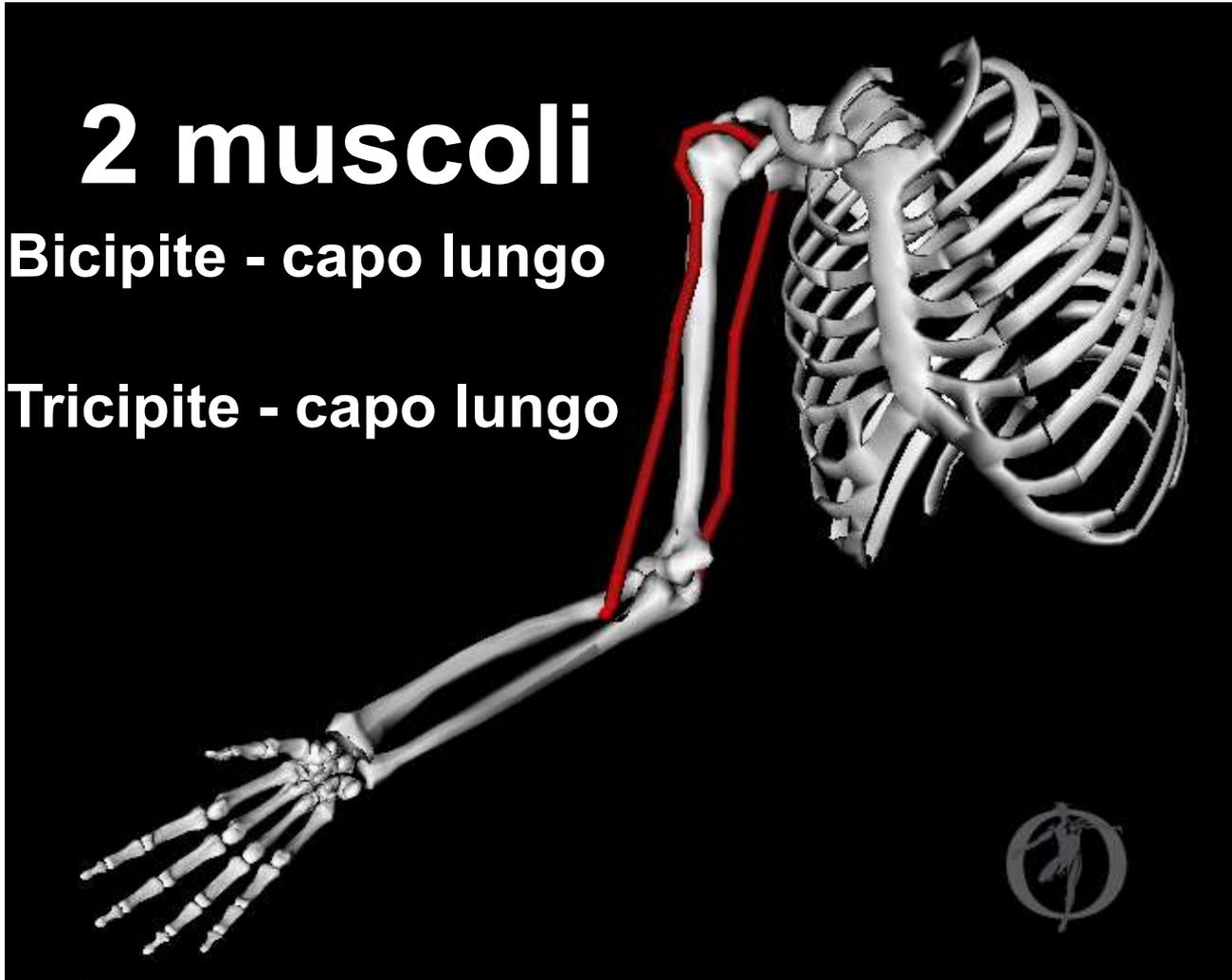


Articolazione di gomito implementata

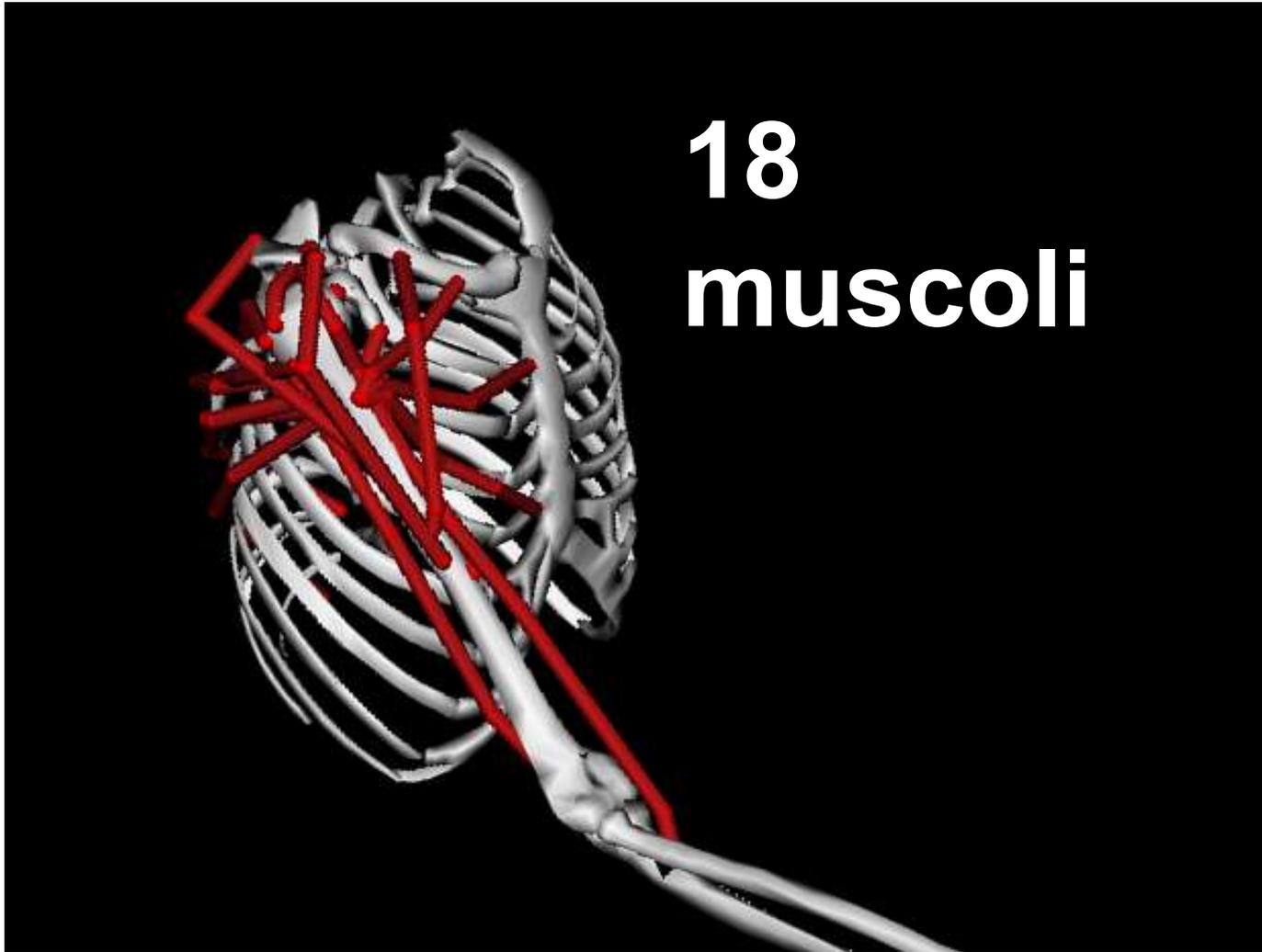
2 muscoli

Bicipite - capo lungo

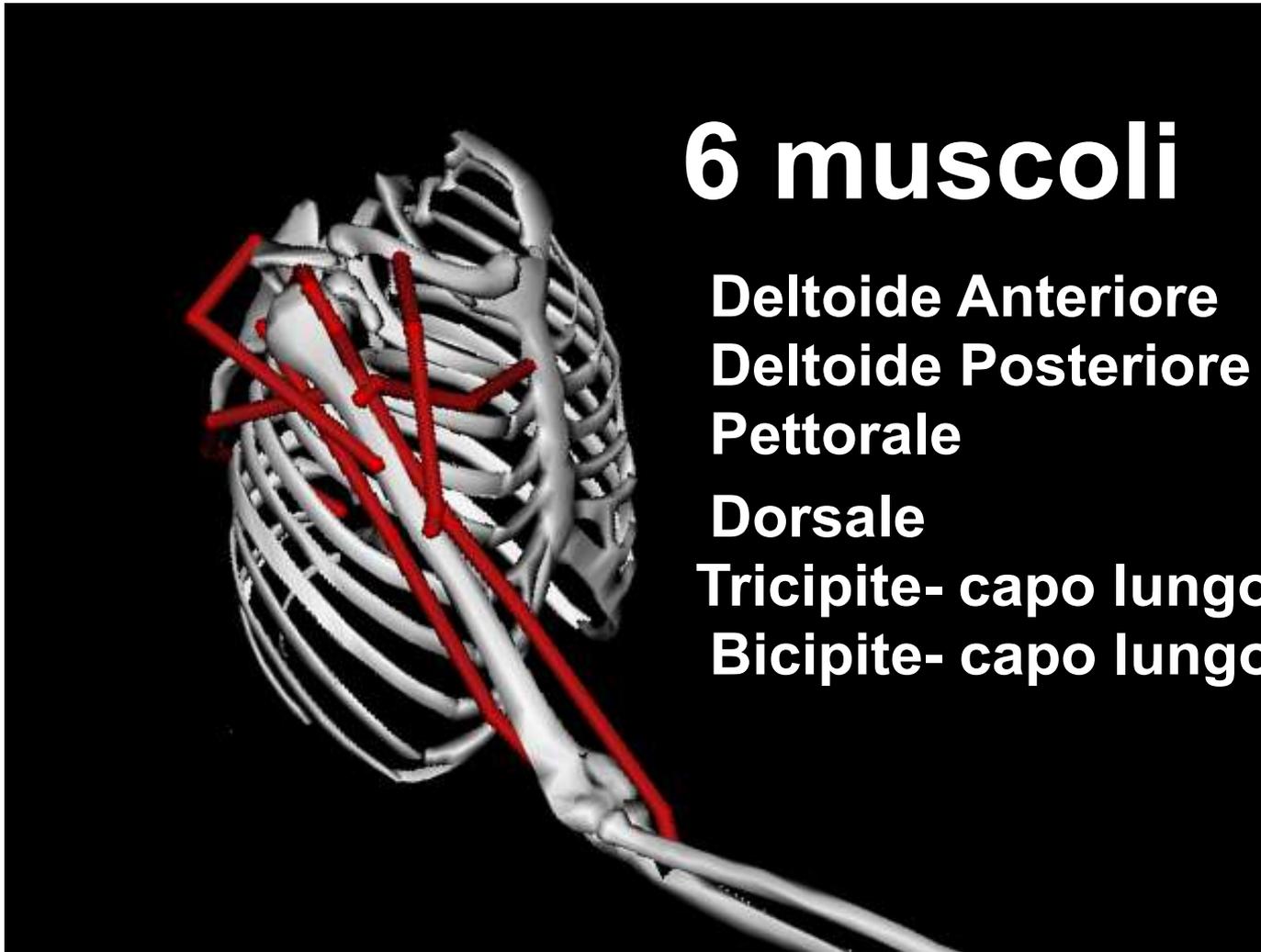
Tricipite - capo lungo



Articolazione di Spalla-modello OpenSim



Articolazione di spalla implementata



Problematiche – Ottimizzazione modello

Issues:

- Reduced number of muscles
- The parameters' variability depend on:
 - Subject anatomy
 - Muscle anatomy
- EMG signal depends on:
 - Electrodes positioning
 - Skin conditions...

Parameters need to be optimized



ALGORITMO GENETICO MONO-OBIETTIVO

$$F_{articolare}^{obiettivo} = \sum_t \left| \left(\tau_{articolare}^{misurata}(t) + \tau_{articolare}^g(t) \right) - \tau_{articolare}^{Hill}(t) \right|$$

MODEL VALIDATION

COMPARING ACTUALS AND ESTIMATED JOINT
TORQUES

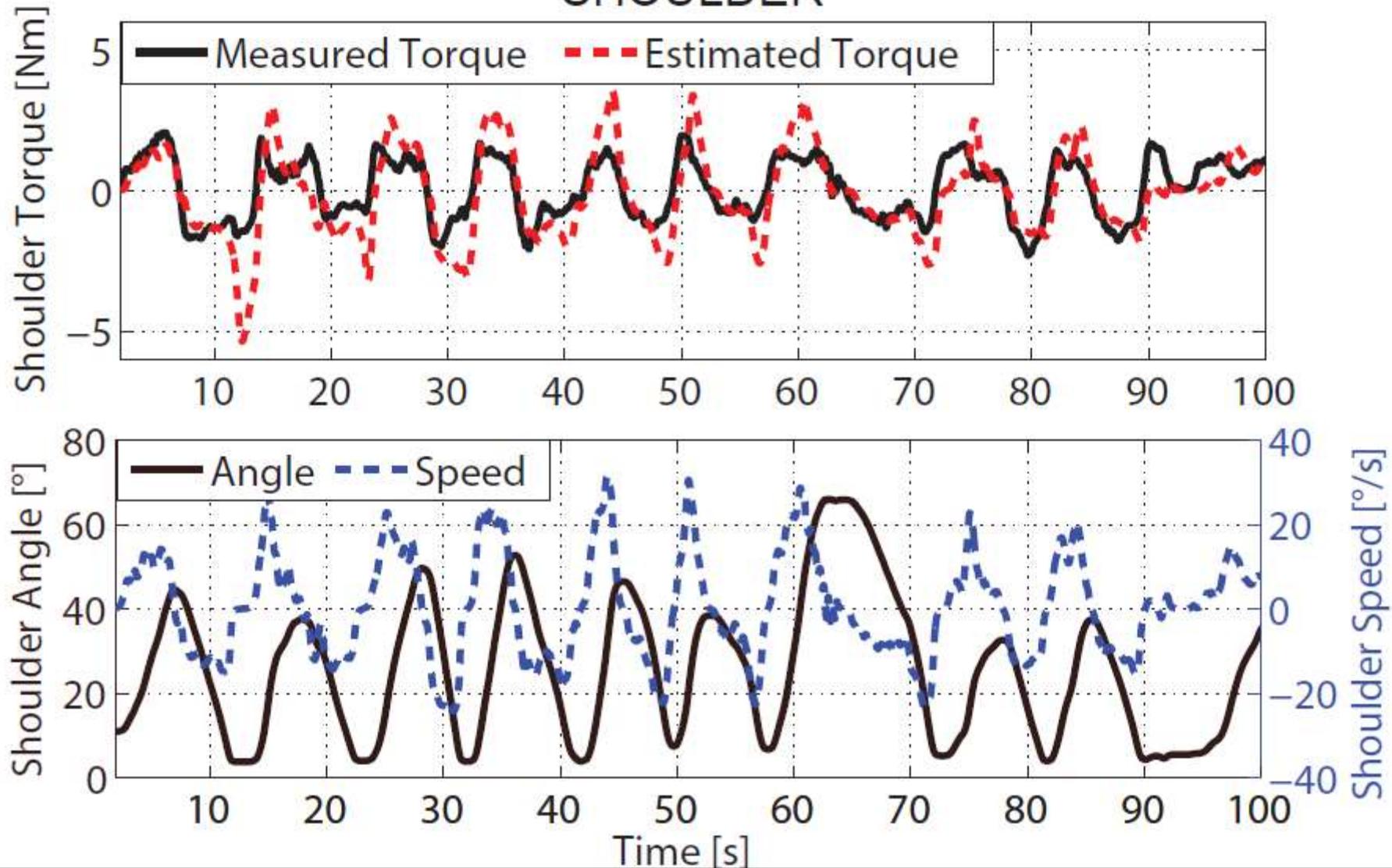
Coppia
articolare
stimata dal
modello (T^{Hill})



Coppia
articolare
misurata
(T^{misurata})

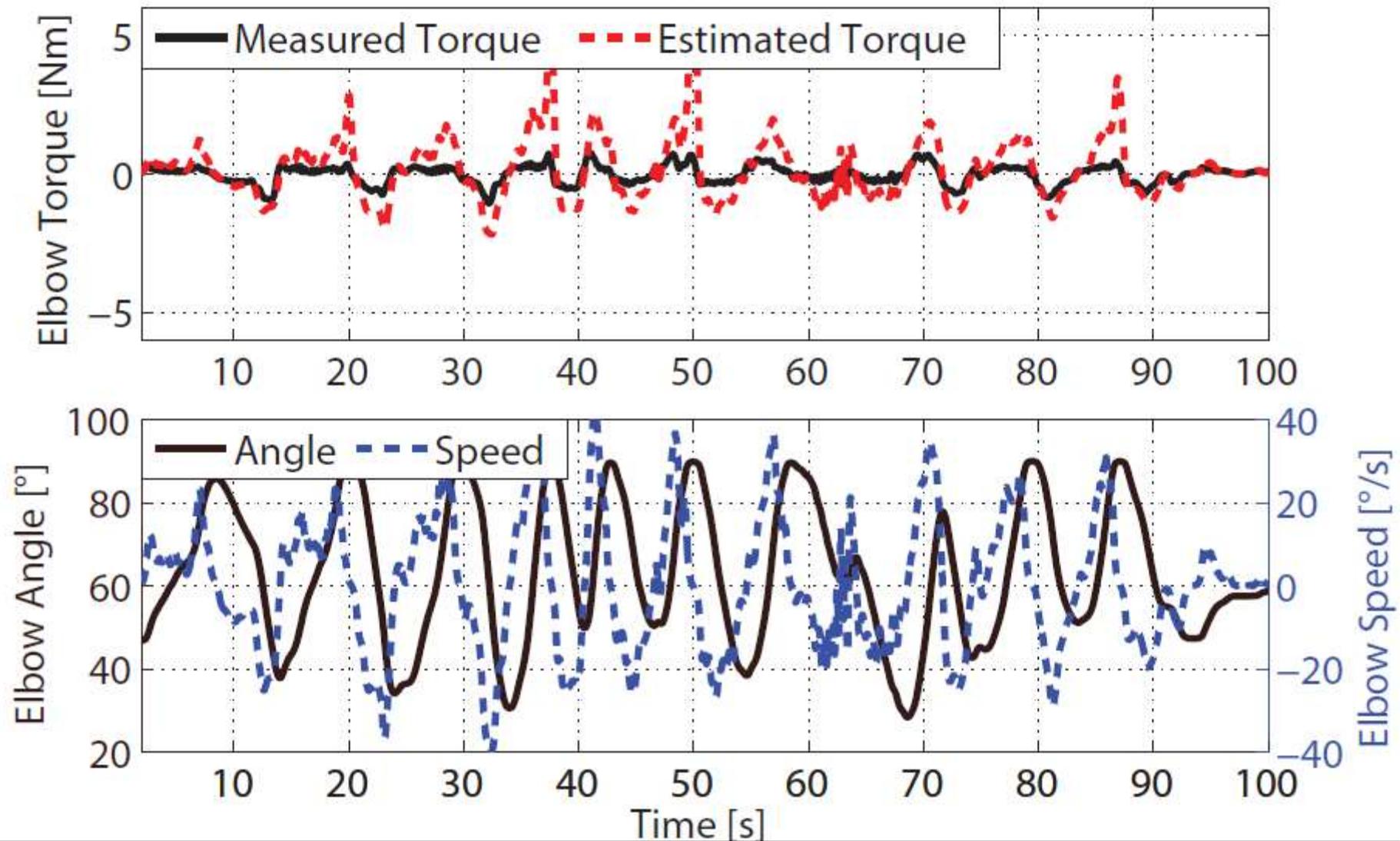
RESULTS

SHOULDER



RESULTS

ELBOW



Sviluppi futuri – Possibili applicazioni

1. Valutazione del modello:

1. in condizioni non isometriche
2. nell'intero workspace dell'esoscheletro

2. Stima delle tensioni del distretto muscolare lesionato durante la riabilitazione post-intervento alla Cuffia dei Rotatori

Lesione Cuffia
dei Rotatori



Intervento
chirurgico



INTRODUZIONE ALLE SINERGIE MUSCOLARI

SINERGIE MUSCOLARI

DEFINIZIONE

Sono delle combinazioni lineari di forze o movimenti articolari durante l'esecuzione del movimento

PERCHE' ?

- I segnali EMG registrati durante il movimento sono di difficile interpretazione.
- Data la ridondanza del sistema musculo-scheletrico, lo stesso compito puo essere eseguito da una varietà di patterns muscolari.
- Questa variabilità non è necessariamente indice di disfunzioni: (eg, nel controllo posturale i patterns EMG variano a seguito di una serie di fattori come l'attenzione, configurazione del corpo, situazione emotiva...).

SINERGIE MUSCOLARI: PERCHE'?

PROGRAMMAZIONE MOTORIA COME PROBLEMA MALPOSTO

Considerando il movimento del braccio dal punto A al punto B dello spazio:

- Infinite possibili traiettorie della mano
- Combinazioni multiple dei movimenti delle articolazioni di spalla, gomito e polso per ogni traiettoria
- Combinazioni multiple di attivazioni muscolari che generano la stessa coppia (movimento) articolare

In sostanza selezionare un movimento appropriato per raggiungere un obiettivo è un compito estremamente complesso

- Alta dimensionalità dello spazio delle soluzioni
- Natura dinamica e non-lineare del link tra l'attività muscolare e il movimento

SINERGIE MUSCOLARI: PERCHE'?

PROGRAMMAZIONE MOTORIA COME PROBLEMA MALPOSTO

PROBLEMA DINAMICO INVERSO

Dinamica Diretta: calcolare le traiettorie $X(t)$ dalla forza $F(t)$

Dinamica Inversa: calcolare le forze $F(t)$ dalle traiettorie $X(t)$

- La trasformazione da movimenti pianificati dell'arto a un set di comandi motori implica la soluzione del problema dinamico inverso

Il cervello fa questo calcolo di dinamica inversa per ogni movimento pianificato?

SINERGIE MUSCOLARI: PERCHE'?

COSA SONO LE **PRIMITIVE MOTORIE**

Primitive Motorie: possono essere pensate come i blocchi fondamentali (o i moduli discreti) che possono essere combinati (in maniera lineare o non-) per generare un vasto repertorio di movimenti.

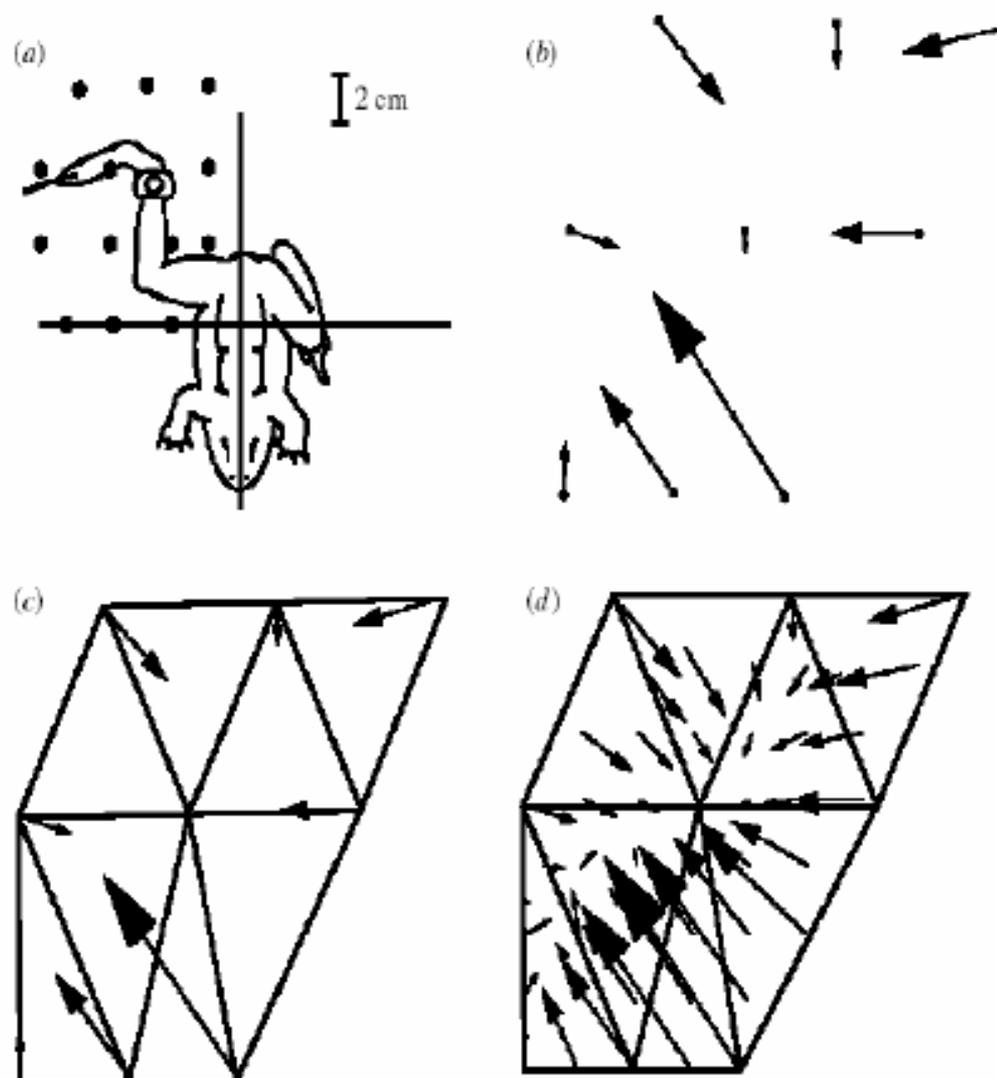
POSSIBILI CANDIDATI

- Campi di forza
- Sinergie muscolari

nota: l'idea delle primitive motorie è basata sull'ipotesi che l'uscita motoria abbia una organizzazione modulare

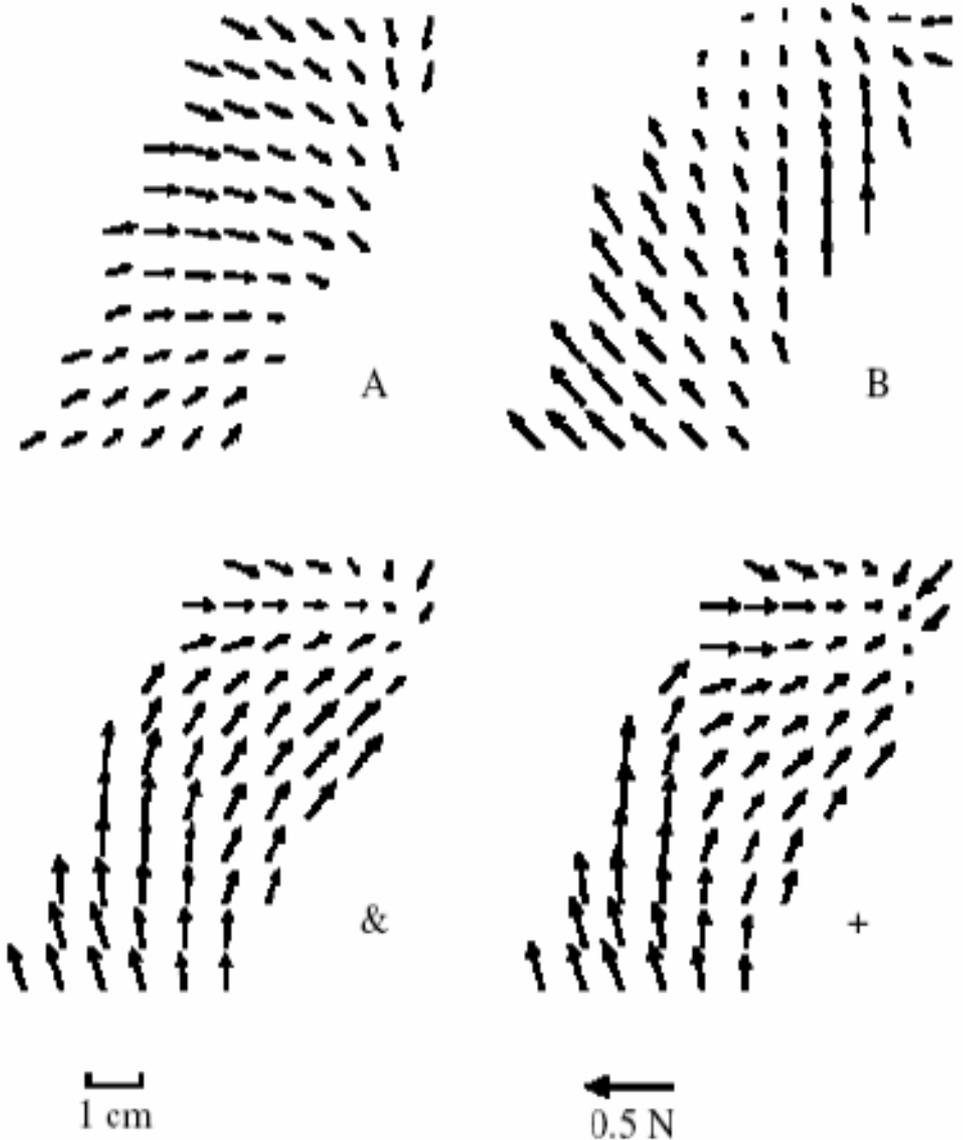
Force fields as motor primitives

- Electrical stimulation of lumbar spinal cord of frog imposes a specific balance of muscle activation
- Mechanical responses of activated muscles measured by attaching the limb to a force transducer
- Direction and amplitude of contracting force measured at different points in the limbs workspace
- Evoked contractions direct the limb to an equilibrium point in space
- Collection of measured forces correspond to a well structured spatial pattern – *a vector field*



Vector summation and emergence of motor primitives

- Force-fields follow the principle of vectorial addition
- Movement and posture can be explained based on a combination of few basic elements (motor-primitives)
- These active force-fields stored in spinal cord can be combined through superposition to generate a vast range of movements.



Muscle synergies as motor primitives

Muscle Synergies – can be defined as the *coherent activations, in space or time, of a group of muscles*

Muscle synergies have been proposed as the building blocks or primitives that can be used to generate motor behavior

- Term came into use due to studies on the organization of spinal cord
- According to this hypothesis, supraspinal and afferent signals flexibly combine a few muscle synergies to generate a variety of movements



SINERGIE MUSCOLARI: cosa sono?

- Le sinergie muscolari rappresentano una libreria di sotto-moduli motori che il sistema nervoso può combinare per produrre movimenti naturali e complessi.
- Una sinergia muscolare definisce un rapporto tra le co-attivazioni necessarie per coordinare i segmenti del corpo al fine di eseguire un compito
- **pattern di co-attivazioni muscolari reclutate da un singolo comando neurale**
- Più sinergie possono essere reclutate simultaneamente (ed in differenti proporzioni) al fine di raggiungere un vasto range di possibili movimenti.

SINERGIE MUSCOLARI: concetto generale

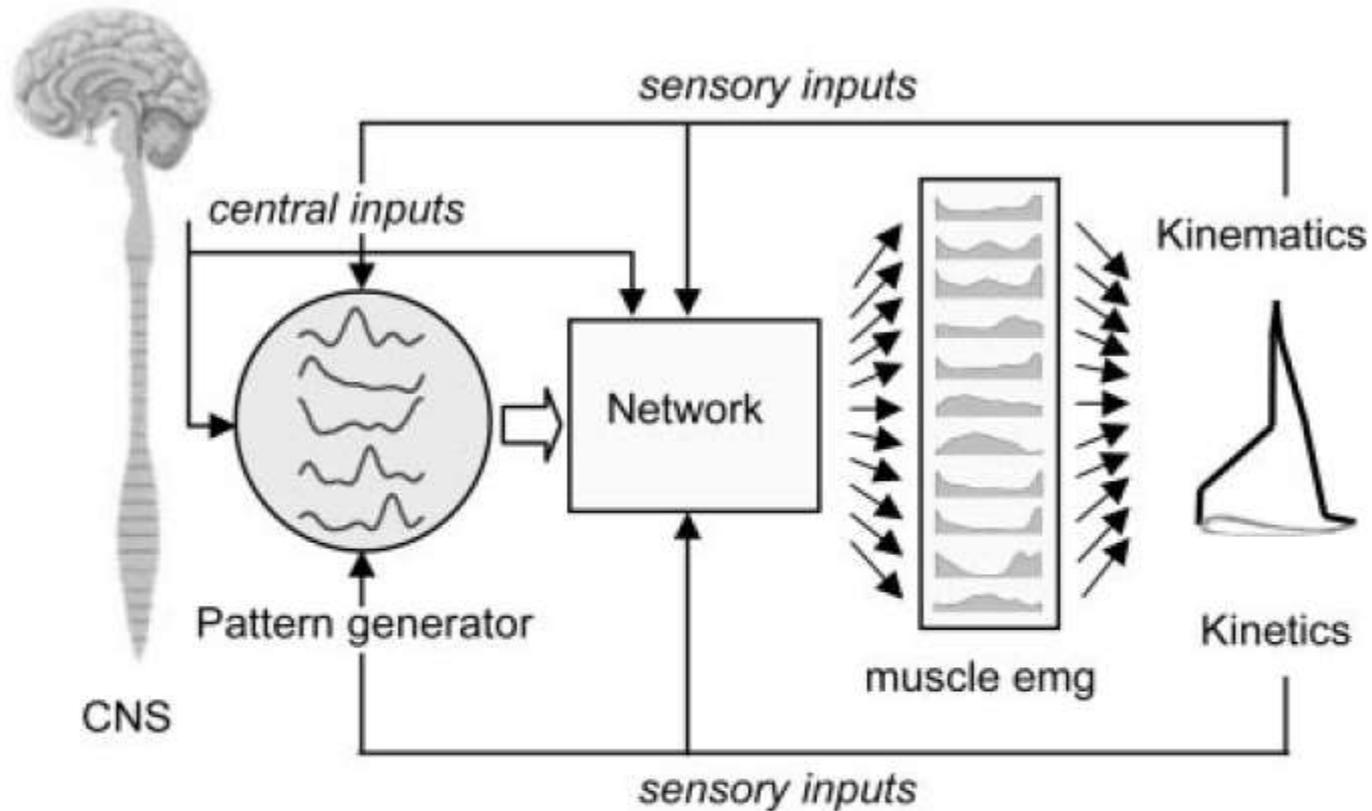
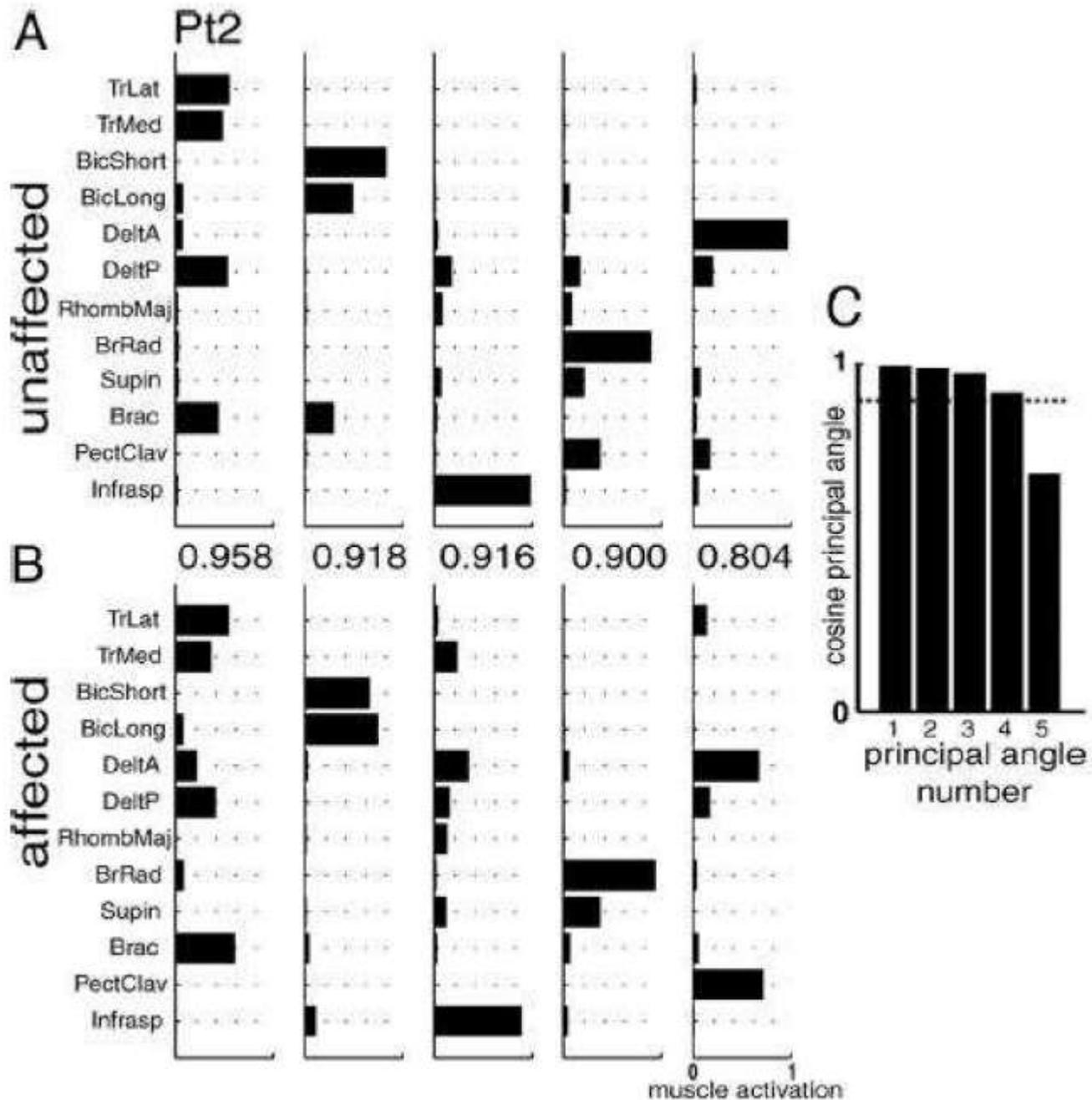


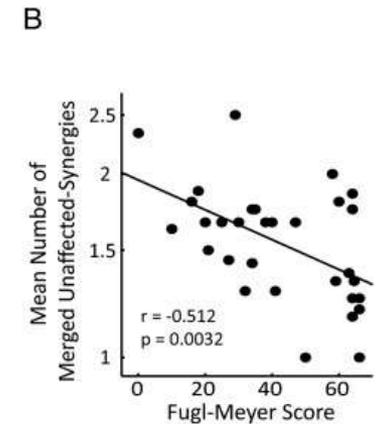
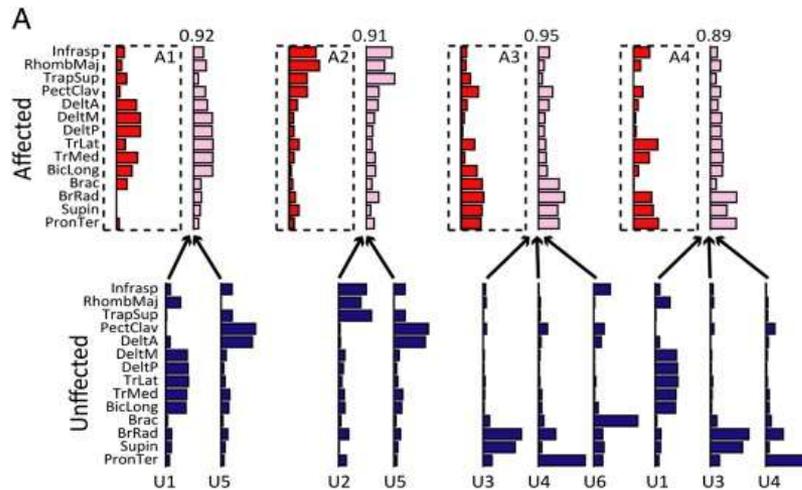
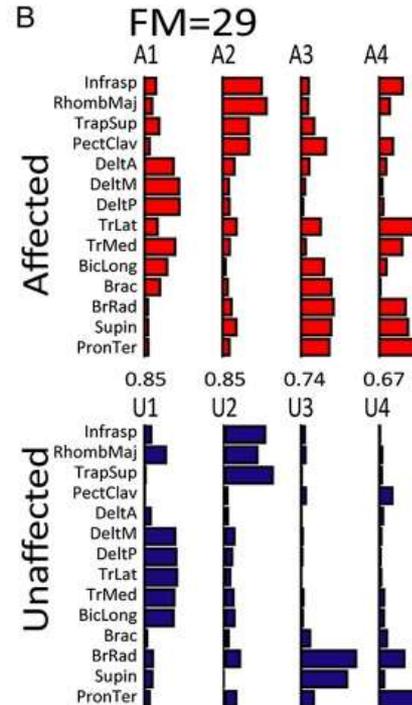
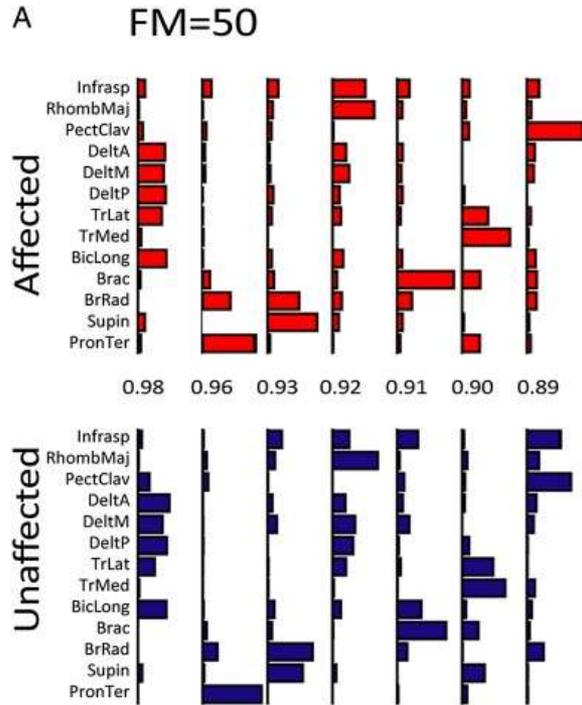
FIG. 6. Hypothetical scheme for limb control in locomotion. Basic temporal components are expressed by pattern generators under the influence of descending and afferent inputs. Components are distributed with adjustable synaptic weights (including the weighting coefficients of Fig. 3) by an inter-neuronal network to different pools of α -motoneurons across several spinal segments.

SINERGIE MUSCOLARI in stroke



SINERGIE MUSCOLARI in stroke

□ Cheung2009 - PNAS



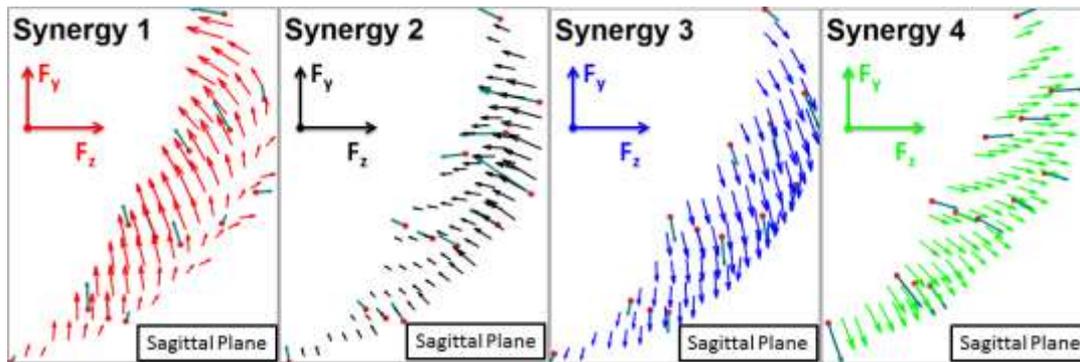
Human Upper Limb Muscle Synergies

Isometric Hand Force Estimation by using Muscle Synergies

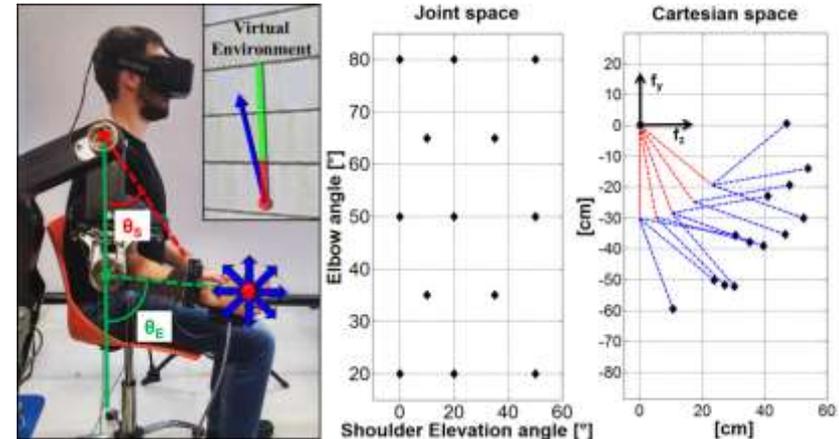
Comparison between 3 methods

- 1) $\mathbf{F} = \mathbf{H}_p \mathbf{m}$ Very preliminary results showed that
- 2) $\mathbf{F} = \mathbf{H}_p \mathbf{W} \mathbf{W}^+ \mathbf{m}$ the [method 3 is better on the validation set](#)
- 3) $\mathbf{F} = \hat{\mathbf{H}}_p \mathbf{c}$ ←

Isometric Hand Force



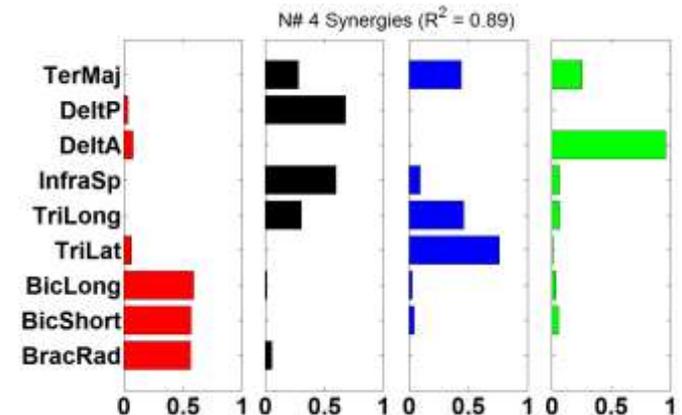
Acquisition Setup



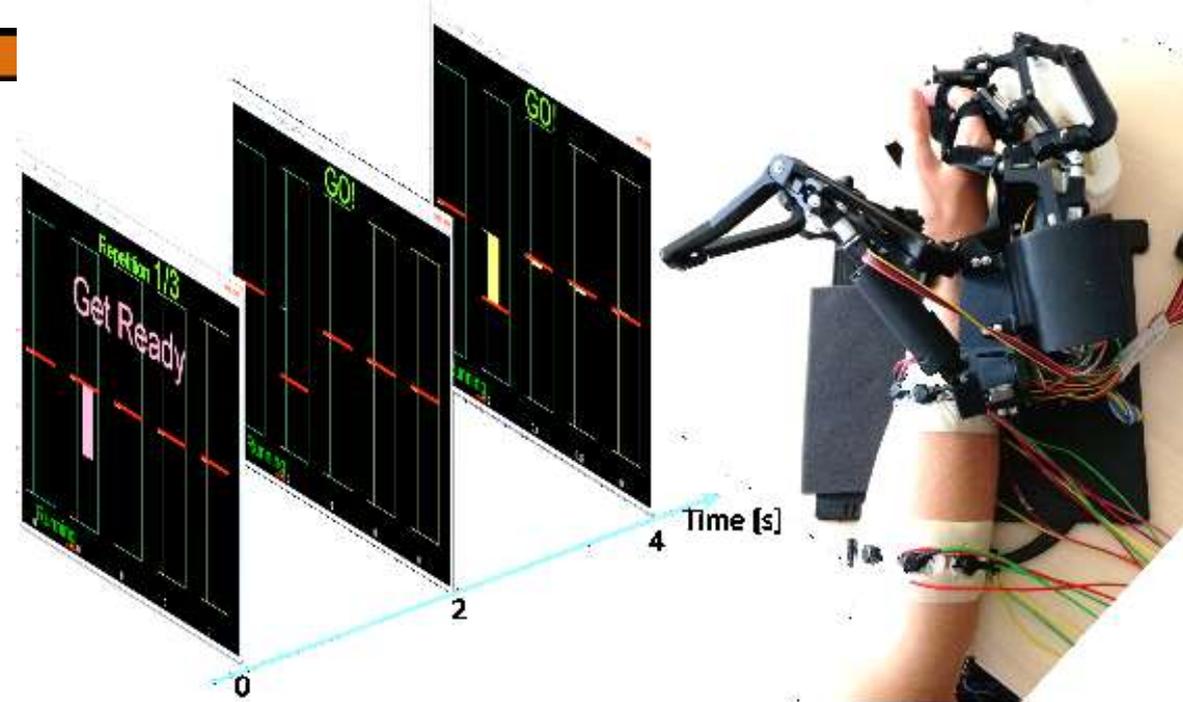
Synergy Matrix

Muscle Activations

→ $\mathbf{m} = \mathbf{W} \mathbf{c}$ ← Synergy Activations



**Evaluation of a pose-shared synergy-based isometric model for hand force estimation: towards myocontrol" D. Buongiorno, A.D'Avella et al. ICNR 2016, Springer (Accepted)

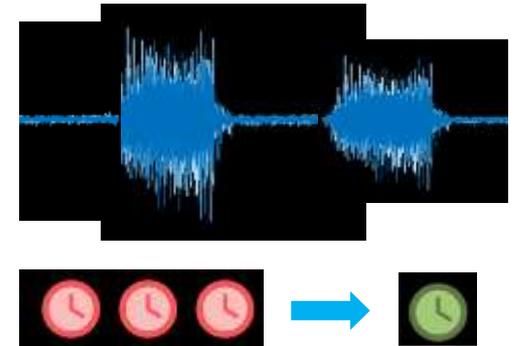


SYNERGY-BASED MULTI-FINGERS FORCES RECONSTRUCTION AND DISCRIMINATION FROM FOREARM EMG

Introduction

Objectives:

- Estimate simultaneous and proportional force exerted by the fingers using forearm electromyograph (EMG).
- Reduce the time needed to train a model. (Minimal training data)



Challenges:

- Use **only individual finger** gestures as training data (reduce calibration time).
- Avoid ‘**false activations**’ (i.e. move unintended fingers).
- Overcome the crosstalk between forearm muscles.

Experiment Protocol



Example of EMG acquisition

- **Data acquisition:** Subjects are asked to perform different finger gestures while wearing EMG electrodes.
- **EMG feature:**
 - Bayesian envelope

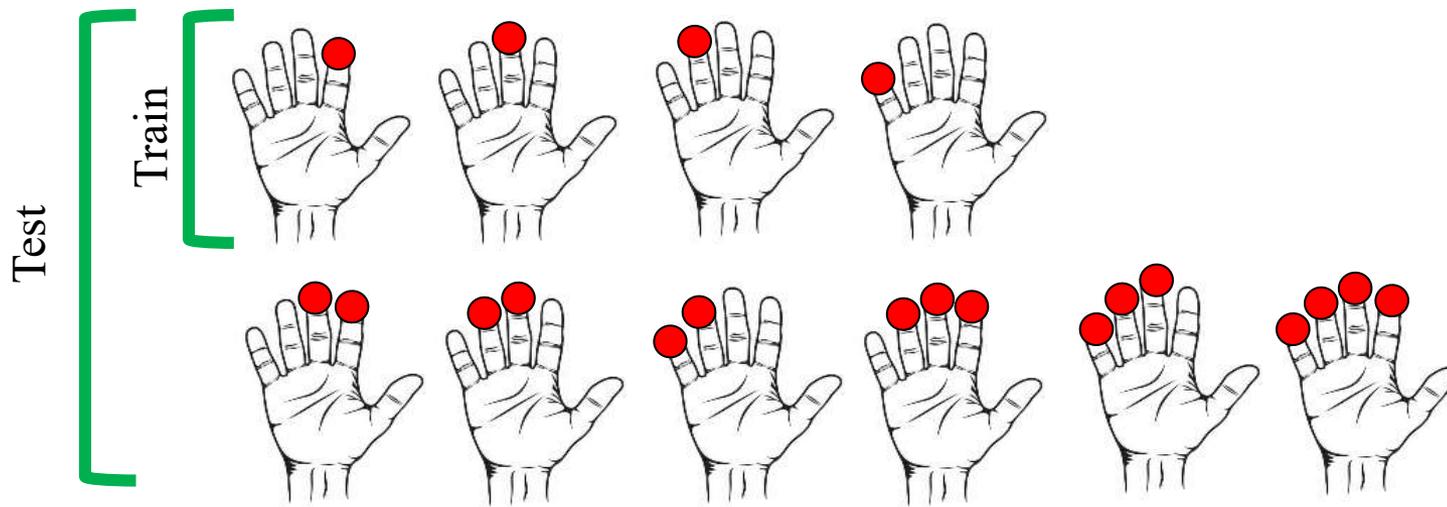


Experiment Protocol



Example of EMG acquisition

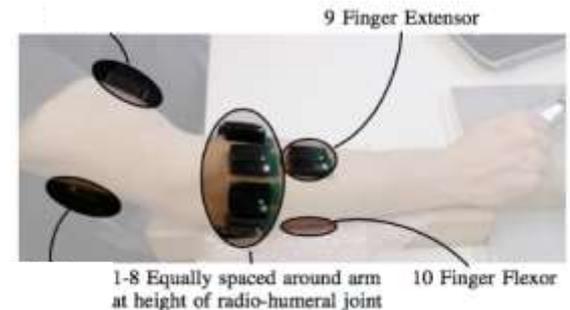
- **Data acquisition:** Subjects are asked to perform different finger gestures while wearing EMG electrodes.
- **EMG feature:**
 - Bayesian envelope



Experiment Datasets

NinaPro Database:

- Available online
- 40 Subjects
- 10 Electrodes
 - 4 single
 - 2 combined
- 6 repetitions



➤ A. Gijsberts et al. 2014

Self acquired data:

- Hand Exoskeleton
- 2 Subjects
- 14 Electrodes
 - 4 single finger
 - 6 combined
- 3 repetitions



Experimental Methods

- Linear regression

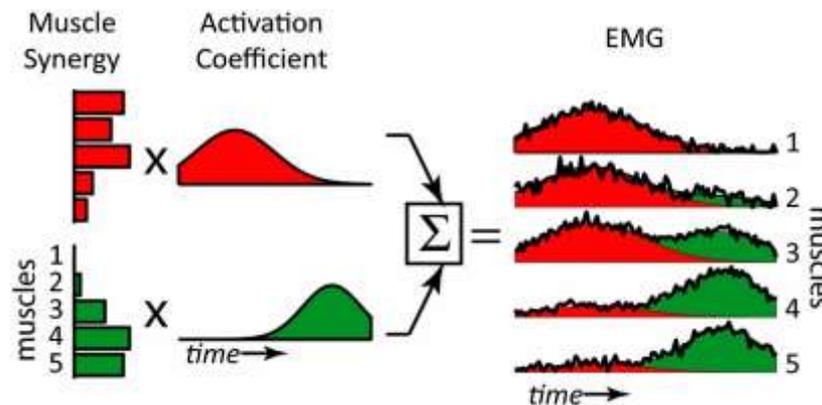
$$F = \beta * EMG$$

- Synergy control^[1]



$$EMG_i = W_i * H_i(t)$$

Blind Source Separation



Experimental Methods

- Linear regression

$$F = \beta * EMG$$

- Synergy control^[1]



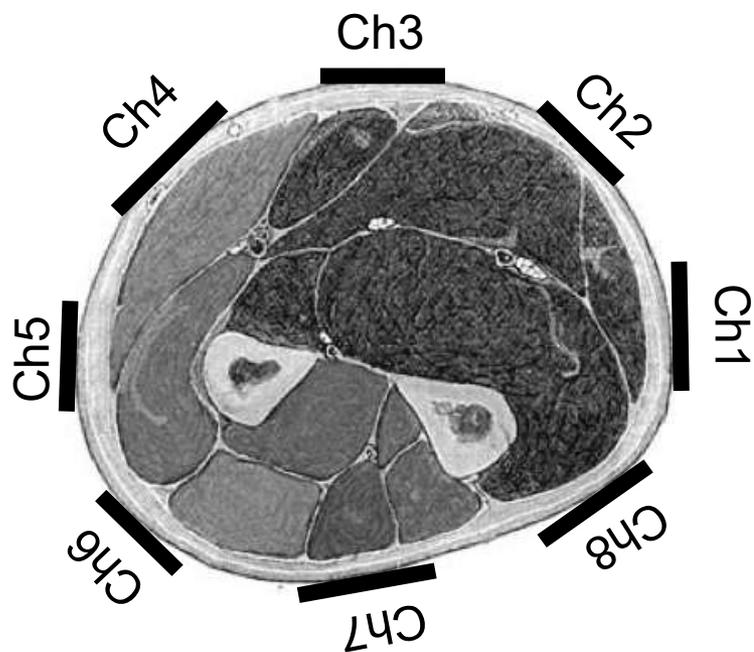
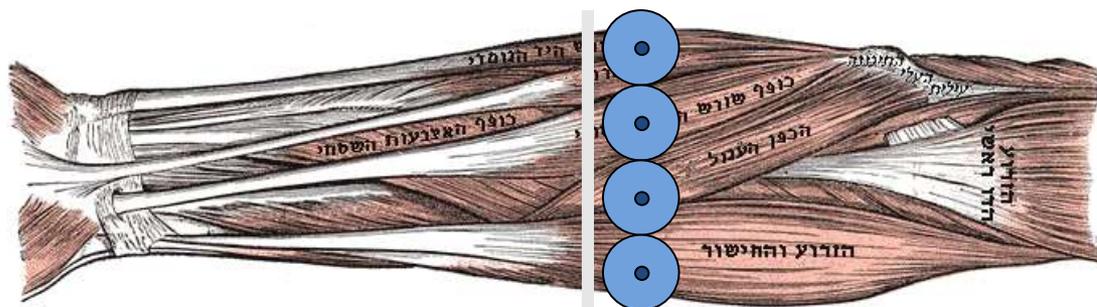
$$EMG_i = W_i * H(t)$$

Blind Source Separation

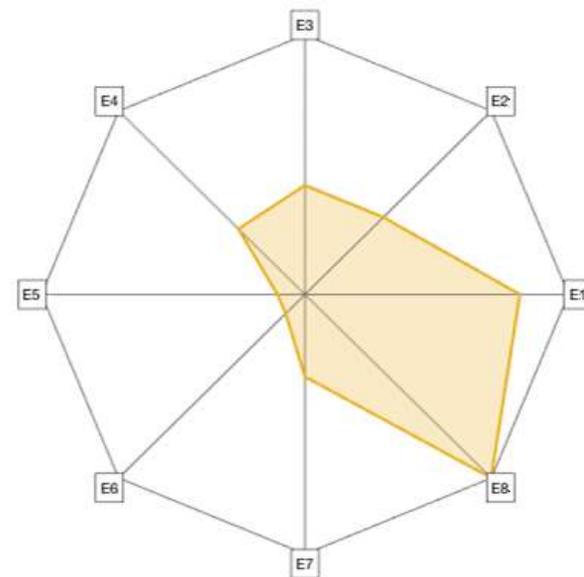
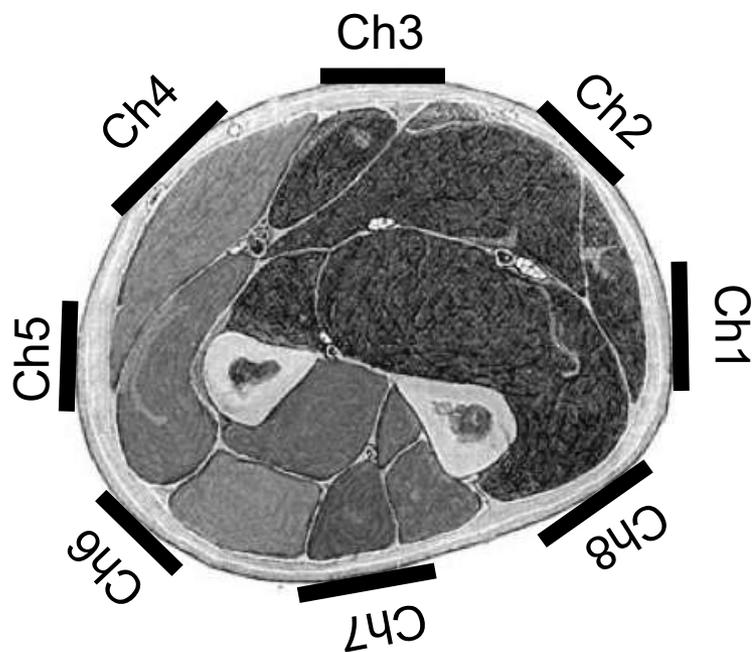
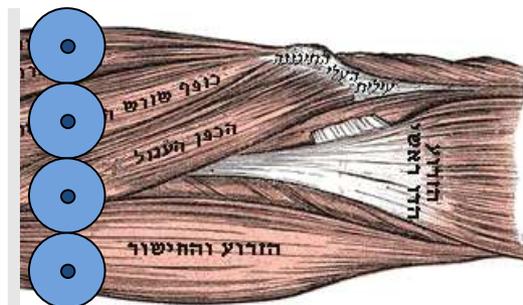
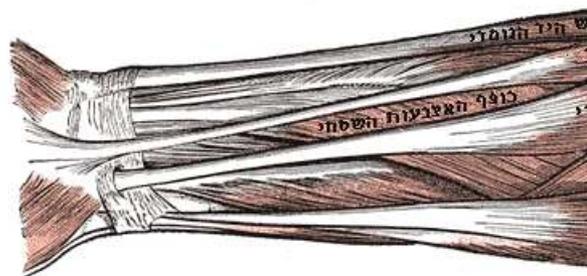
- Synergy control + Finger-Synergy-Discrimination (FSD)



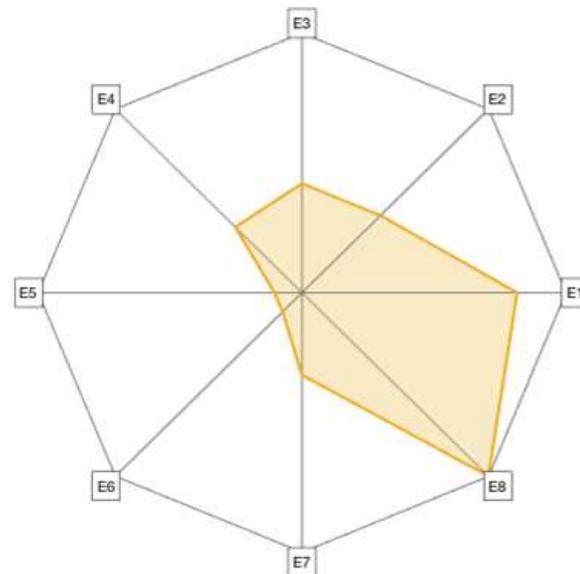
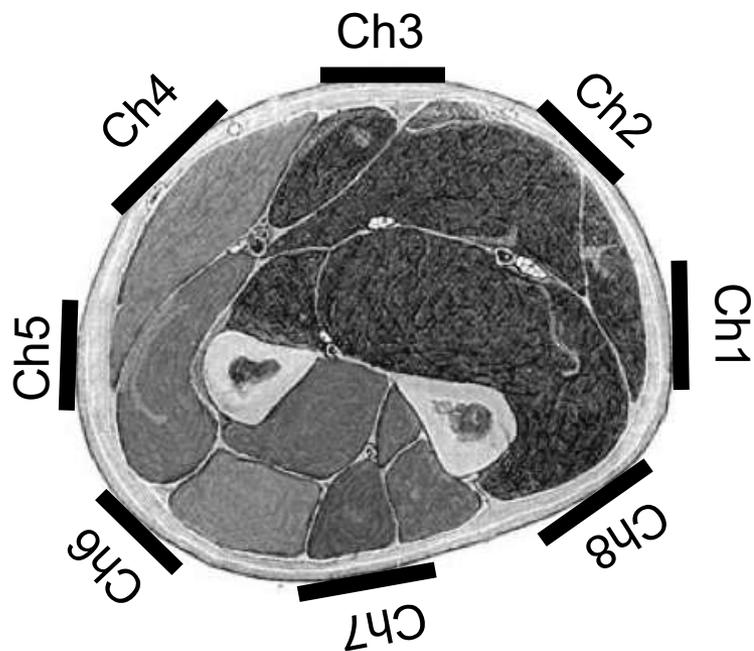
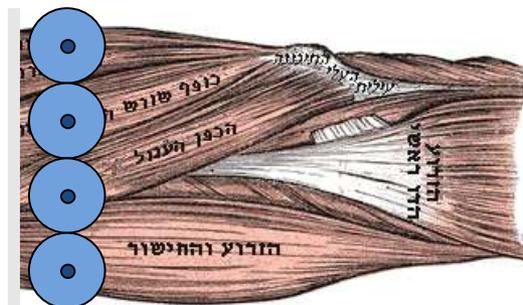
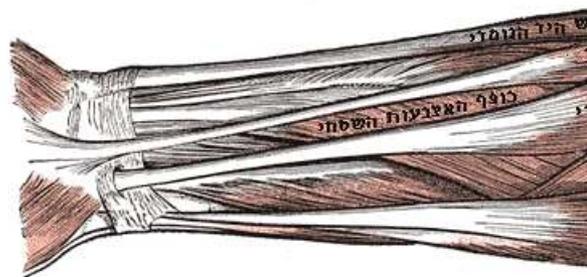
Finger synergies: a physiological interpretation



Finger synergies: a physiological interpretation



Finger synergies: a physiological interpretation

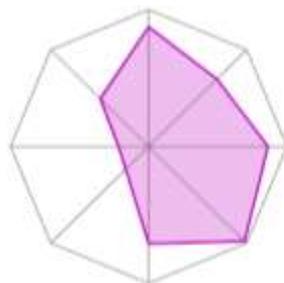


Finger synergies: a physiological interpretation

Averaged synergies of 40 subjects (NinaPro database)



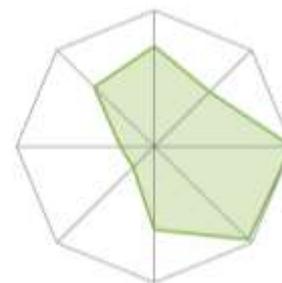
Index



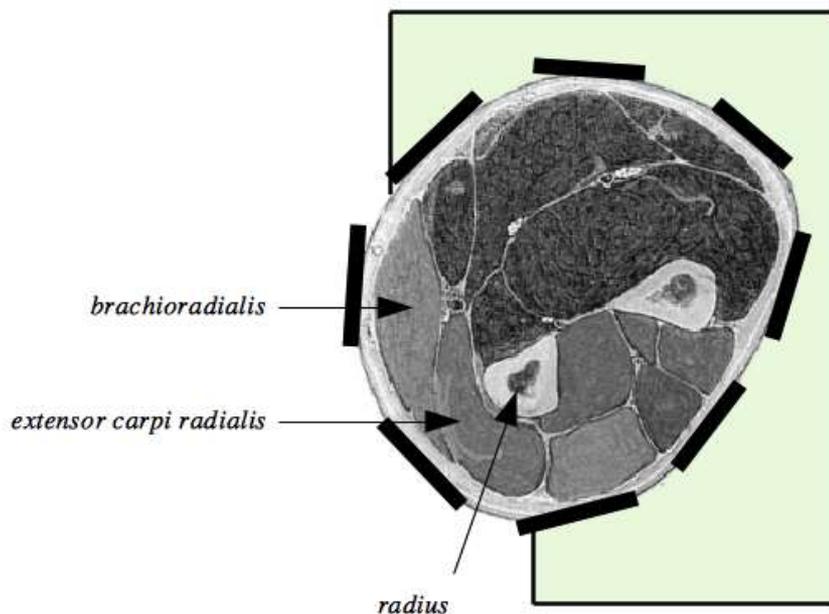
Middle



Ring



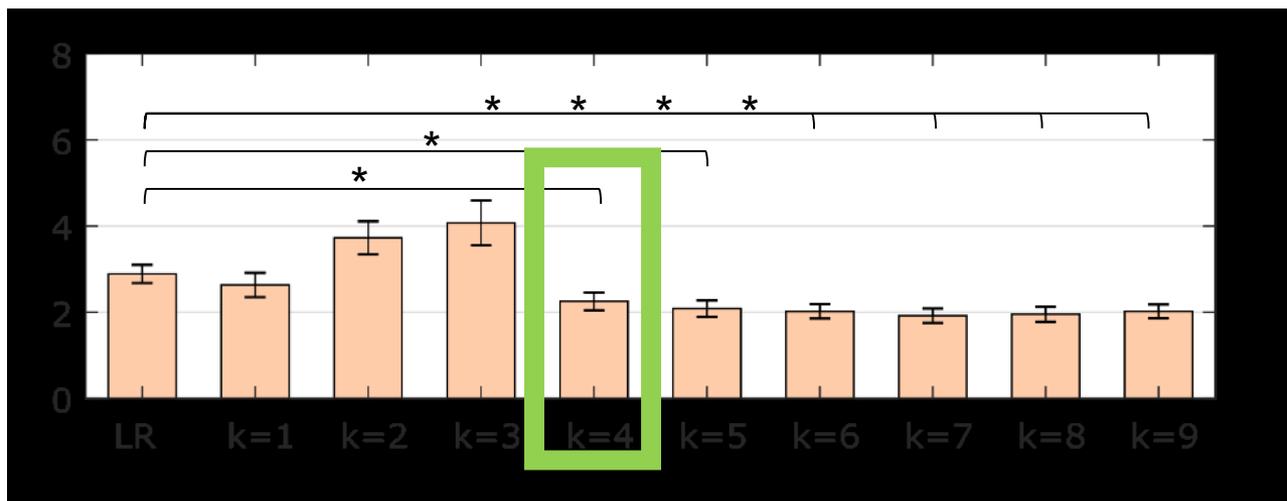
Little Finger



Results: Optimal number of Synergies

x_i Force measured \hat{x}_i Force estimated

$$RMSE(X, \hat{X}) = \sqrt{\frac{\sum_i (x_i - \hat{x}_i)^2}{n}}$$



thank you!

email:

**m.barsotti@santannapisa.it,
d.leonardis@santannapisa.it
a.frisoli@santannapisa.it**