

**ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA**

**CAMPUS DI CESENA**

**SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**L'ELETTROMIOGRAFIA:  
PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO  
E APPLICAZIONI IN AMBITO SPORTIVO**

Elaborato in:

Laboratorio di Strumentazione Biomedica

Relatore:

Prof. Maurizio Lannocca

Presentata da:

Gianmaria Pascucci

Correlatrice:

Ing. Anna Lisa Mangia

Sessione Seconda

Anno Accademico 2015-2016



# Sommario

<b>Introduzione.....</b>	<b>5</b>
<b>Capitolo I.....</b>	<b>7</b>
<b>Fisiologia del segnale EMG .....</b>	<b>7</b>
1.1 Il muscolo scheletrico.....	7
1.2 Il segnale contrattile .....	16
<b>Capitolo II .....</b>	<b>21</b>
<b>Lo strumento EMG .....</b>	<b>21</b>
2.1 Che cos'è l'elettromiografia.....	21
2.2 Analisi dello strumento .....	23
2.3 Il segnale EMG.....	36
<b>Capitolo III.....</b>	<b>53</b>
<b>Il segnale EMG in ambito sportivo .....</b>	<b>53</b>
3.1 Metodi di ricerca .....	54
3.2 Elettromiografia di superficie della nuotata a rana.....	54
3.3 Elettromiografia di superficie di un placcaggio a rugby .....	68
<b>Conclusioni.....</b>	<b>74</b>
<b>Bibliografia .....</b>	<b>75</b>
<b>Ringraziamenti .....</b>	<b>77</b>



# Introduzione

Il sistema muscolare scheletrico è l'insieme di organi adibiti al movimento, il quale è permesso dalla contrazione muscolare. La contrazione avviene nel momento in cui le fibre di cui è costituito il muscolo, in seguito ad uno stimolo nervoso, scorrono le une sulle altre generando una forza tale da permettere il movimento del corpo o di una sua parte (articolazione). L'elettromiografia è un esame di tipo funzionale che può analizzare il funzionamento di un muscolo (o un gruppo di muscoli) attraverso i potenziali elettrici che si sviluppano in esso durante la contrazione. Patologie del sistema muscolare o del sistema nervoso possono compromettere il comportamento fisiologico che il corpo richiede e l'elettromiografia può aiutare nella diagnosi. Oltre al campo medico l'elettromiografia può dimostrarsi utile in ambito sportivo, valutando come il sistema muscolare evolve nella sua risposta quando sottoposto a cicli di lavoro o di recupero.

Il presente Elaborato si pone come obiettivo quello di descrivere e comprendere il principio di funzionamento dell'indagine elettromiografica, analizzando lo strumento (elettromiografo, EMG) e il segnale elettromiografico, e come può essere applicata in ambito sportivo.

L'elaborato è suddiviso in tre capitoli.

Il capitolo I fornisce una breve descrizione del sistema muscolare, dal punto di vista strutturale e meccanico, e del sistema nervoso, dal punto di vista elettrico. Tali principi di fisiologia permettono di comprendere come la forza muscolare viene prodotta e come il segnale mioelettrico si propaga.

Il capitolo II è dedicato all'elettromiografo ed al segnale elettromiografico. Per quanto riguarda lo strumento sono presentati gli elementi utilizzati per la registrazione e l'elaborazione del segnale da analogico tempo-continuo a digitale tempo-discreto. Per quanto riguarda il segnale, invece, vengono esposti i metodi di acquisizione, interpretazione ed elaborazione digitale dello stesso. In un'ultima parte si confrontano alcune specifiche tecniche di elettromiografi commerciali in funzione della specifica applicazione.

Il capitolo III affronta l'utilizzo dell'elettromiografia in ambito sportivo, esponendo alcuni articoli riguardanti il nuoto e il rugby. Nel caso del nuoto è esaminato come alcuni muscoli reagiscono lavorando ad intensità diverse e tra atleti di livello agonistico differente. Invece, nel caso del rugby viene fatto un confronto su come alcuni muscoli si attivano in un soggetto sano e in un soggetto patologico. Infine, sono esposte le conclusioni in merito al presente elaborato.

# Capitolo I

## Fisiologia del segnale EMG

### 1.1 Il muscolo scheletrico

#### Le funzioni

I muscoli scheletrici appartengono alla classe dei muscoli striati e costituiscono la maggior parte della massa muscolare corporea e sono responsabili della postura, stabilità e movimento dei vari segmenti ossei (articolazioni) dello scheletro.

La forza che il muscolo produce attraverso la contrazione dipende da diversi fattori, ma uno comune è la dimensione trasversa del muscolo stesso.

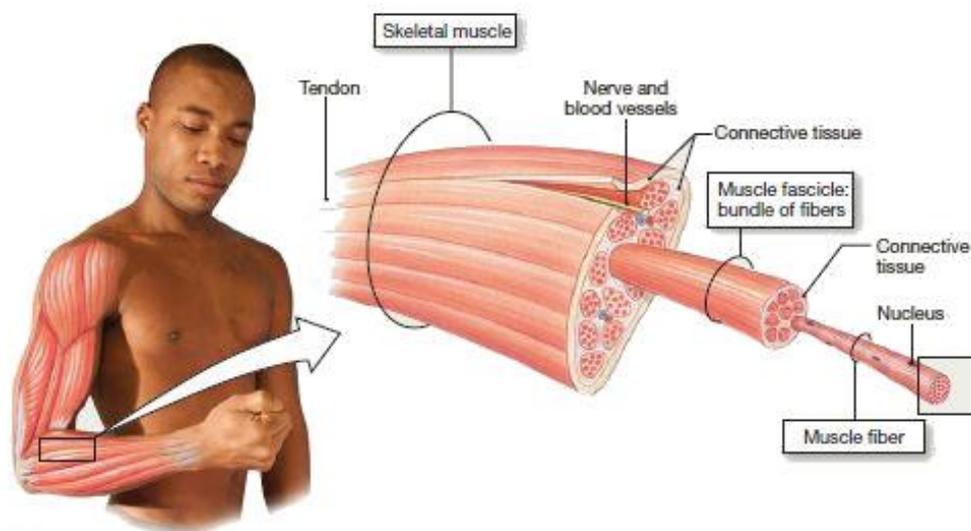
La macchina muscolare dimostra nel suo comportamento proprietà plastiche, di adattabilità e modifica della propria struttura in seguito a input esterni: un muscolo allenato ha caratteristiche ben diverse da uno non allenato, come anche ogni muscolo allenato è ben diverso a seconda degli esercizi a cui è sottoposto. Ad esempio un allenamento di forza produce ipertrofia muscolare, mentre un allenamento di core training produce un muscolo più reattivo ed in grado di stabilizzare le articolazioni ad esso collegate.

#### La cellula del muscolo scheletrico

Ogni muscolo è un insieme di cellule muscolari o fibre muscolari, di forma cilindrica allungata. Ogni fibra è circondata da un sottile strato di tessuto connettivo, detto *endomisio*, e sono tra di loro collegate un altro tessuto, sempre connettivale, detto *perimisio*. L'intero muscolo è infine circondato dall'*epimisio*, un tessuto molto resistente allo stiramento, ben più delle fibre stesse. L'*epimisio* è quindi quel tessuto che, in caso di danno delle fibre muscolari, va a sostituire la porzione danneggiata e collegare le parti distaccate.

Le fibre sono organizzate in una struttura gerarchica, dove ogni cellula è contenuta in una membrana, detta *sarcolemma*, e nel suo citoplasma, detto *sarcoplasma*. La principale struttura intracellulare, nonché unità contrattile, è rappresentata dalle *miofibrille*, disposte

longitudinalmente lungo il sarcoplasma e di forma cilindrica. Intorno alle miofibrille vi è presente un elemento reticolare che le avvolge, il *reticolo sarcoplasmatico* (RS). Organizzato in triadi da un tubulo trasversale (*tubulo T*) e due *cisterne terminali*, l'insieme di questi elementi è responsabile della propagazione del potenziale d'azione e della contrazione che ne segue. Le membrane dei tubuli T sono una continuazione della membrana della fibra muscolare, così il lume dei tubuli T è in comunicazione con il liquido extracellulare e ne causa la rapida propagazione del segnale, mentre le cisterne terminali contengono grandi concentrazioni di ioni calcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ), responsabili dell'avvio e dell'arresto del meccanismo di contrazione.



**Figura 1.1** Struttura del muscolo scheletrico

## Struttura e accoppiamenti delle miofibrille

Le miofibrille sono costituite da proteine: le proteine contrattili *miosina* e *actina*, le proteine regolatrici *troponina* e *tropomiosina* e le proteine strutturali *titina* e *nebulina*.

La miosina è il motore del muscolo, avendo la capacità di generare movimento, ed è costituita da due parti: la coda, parte rigida, e la testa, parte elastica che fa cardine per il movimento; un insieme di molecole di miosina costituisce un *filamento spesso*.

I filamenti spessi (500 – 1000 per fibrilla) hanno una lunghezza di 1.5-2 micron e diametro di 160 Ångstrom.

L'actina è la proteina a cui la testa della miosina si attacca per effettuare la contrazione (complesso *actomiosina*) della fibra ed un insieme costituisce il *filamento sottile* della fibra muscolare.

I filamenti sottili hanno una lunghezza di 1 micron e diametro di 55 Ångstrom.

Le proteine regolatrici permettono l'unione tra miosina e actina, nella fase di avvio della contrazione. Il calcio, liberato nel sarcoplasma, si lega alla troponina e questa, a sua volta, regola la posizione on/off della tropomiosina, che libera o chiude il sito dell'actina, cioè dove la testa della miosina si legherà.

Un insieme di filamenti spessi e sottili alternati tra loro costituisce il *sarcomero*, che rappresenta l'unità strutturale e funzionale (contrattile) della miofibrilla, sul quale si può evidenziare un alternarsi di aree di colore più chiare e più scure (bande A e I, zona H) e delle linee di demarcazione del sarcomero (linea M e disco Z). I filamenti durante la contrazione scorrono gli uni rispetto agli altri, con forze dirette verso il centro del sarcomero, i quali a cascata accorciano il sarcomero, le miofibrille e le fibre muscolari.

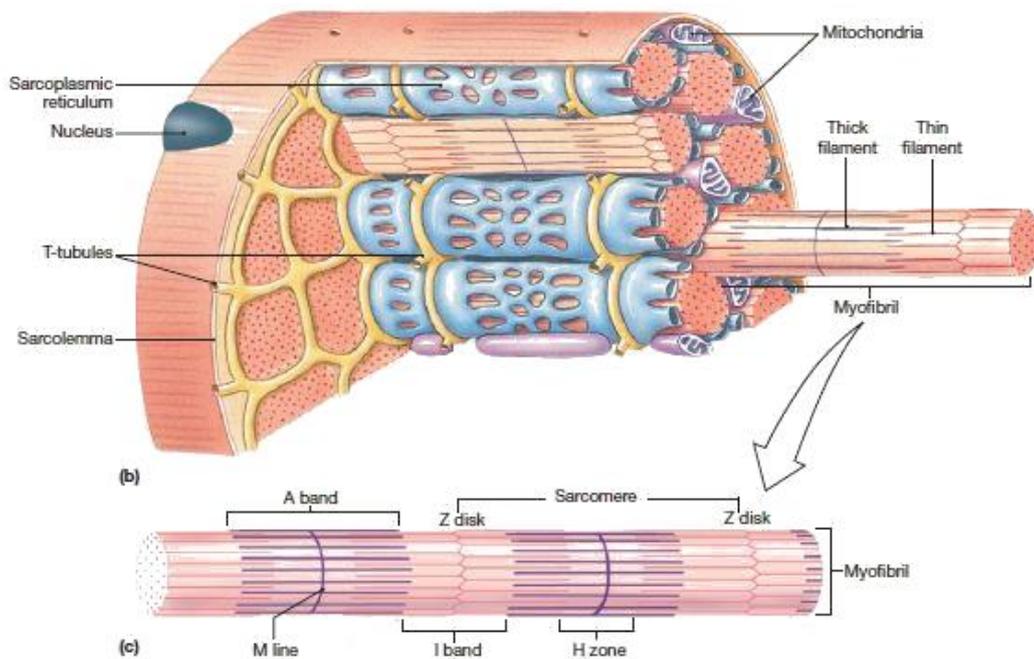


Figura 1.2 La cellula muscolare nelle sue unità strutturali

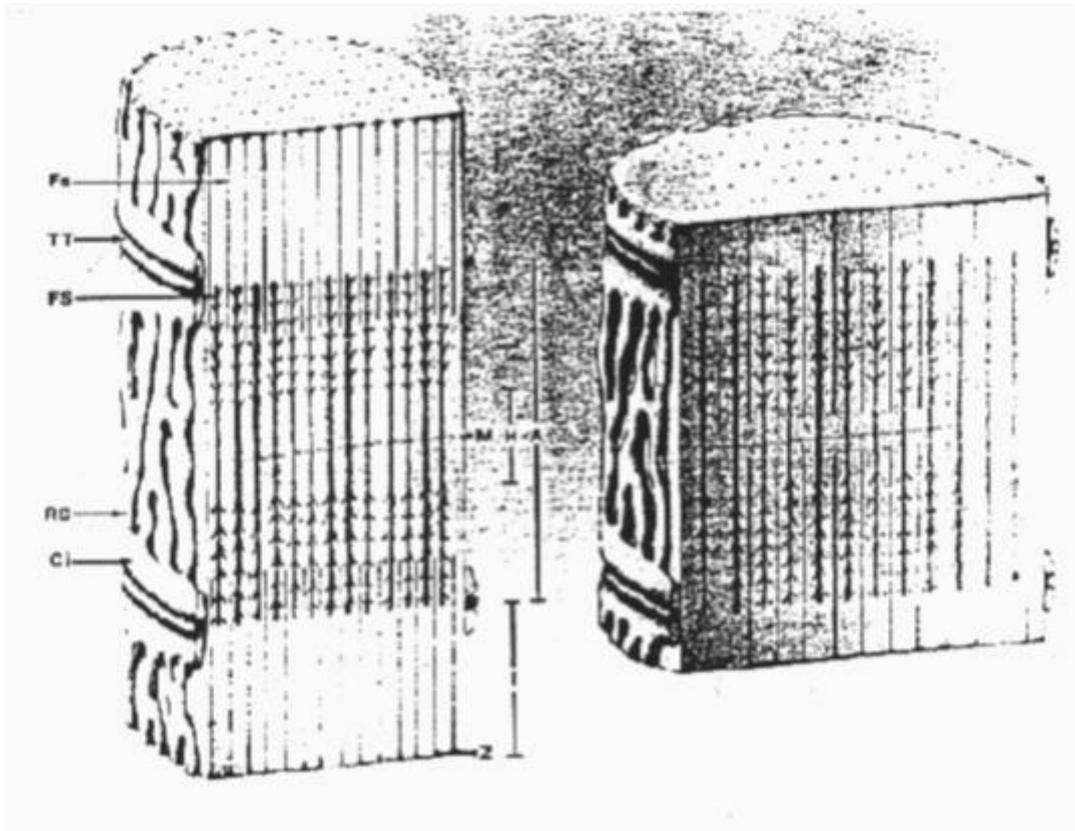


Figura 1.3 Rappresentazione di un sarcomero in fase di riposo a destra e di contrazione a sinistra

Da [1], l'energia per il processo di contrazione è ricavata dalle molecole di ATP (adenosintrifosfato), fornita per la maggior parte dai mitocondri. Il processo (ciclico) può essere descritto in 4 fasi:

1. L'ATP si lega alla miosina che, fortemente legata all'actina (stato di rigor), ne diminuisce l'affinità causandone il distacco.
2. Avviene il processo di idrolisi dell'ATP, fornendo così l'energia necessaria alla rotazione della testa della miosina e l'attacco all'actina.
3. La testa della miosina flette compiendo il *colpo di forza* (power stroke) e facendo scorrere l'actina.
4. L'ATP si è scissa in ADP (adenosindifosfato) e lascia la miosina, la quale ritorna nello stato di rigor.

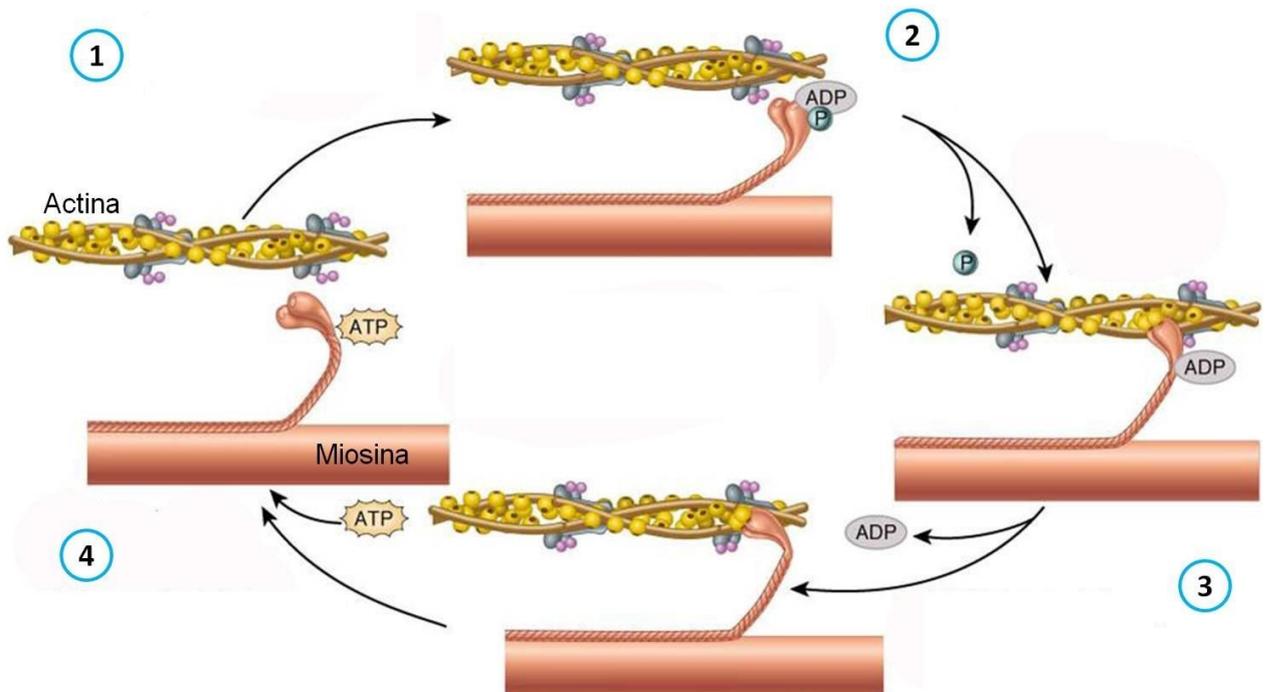


Figura 1.4 Ciclo della contrazione muscolare

## Proprietà meccaniche del muscolo

Ogni muscolo è formato da numerose fibre poste in parallelo, e ciascuna fibra è composta da numerose miofibrille, poste in parallelo e di lunghezza uguale a quella del muscolo. Ciascuna miofibrilla è formata da un certo numero di sarcomeri, di lunghezza uguale tra loro e posti in serie.

Quando una singola miofibrilla si contrae sviluppa una tensione uguale a quella unitaria di un singolo sarcomero. Il muscolo, contraendosi in toto, produce una forza complessiva data dalla somma delle forze sviluppate da ogni singolo elemento posto in parallelo. In definitiva, la forza prodotta da un muscolo con la contrazione, è proporzionale al numero di miofibrille poste in parallelo, cioè alla sua sezione trasversa.

L'accorciamento totale è dato dalla somma degli accorciamenti dei singoli sarcomeri, pertanto è proporzionale al numero di sarcomeri posti in serie, cioè alla sua lunghezza.

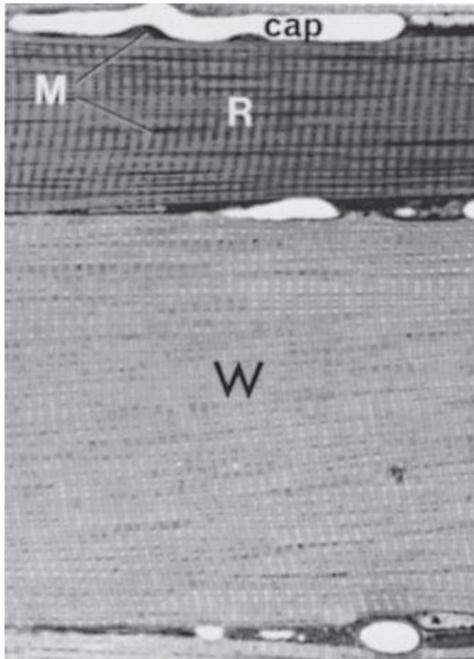
Poiché ciascun sarcomero, contraendosi, si accorcia di un'unità nel tempo 't', la velocità di accorciamento della miofibrilla, e quindi del muscolo, è uguale alla velocità di accorciamento di un sarcomero,  $l/t$ , moltiplicata per il numero di sarcomeri in serie: la velocità di accorciamento di un muscolo è proporzionale alla sua lunghezza [2].

## Tipologia delle fibre muscolari

In base alla velocità di contrazione e resistenza alla fatica le fibre muscolari si distinguono nelle seguenti categorie:

- **Tipo I** = fibre muscolari rosse a contrazione lenta e grande resistenza alla fatica; sono innervate da piccoli motoneuroni e possiedono una ricca vascolarizzazione capillare, sono utilizzate soprattutto per la postura;
- **Tipo II B** = fibre muscolari bianche a contrazione rapida e poco resistenti alla fatica; sono innervate da grossi motoneuroni e caratterizzate da una attività intensa ma per un tempo breve, sono usate per l'ortostatismo e il cammino;
- **Tipo II A** = fibre muscolari rosse a contrazione rapida, dotate di una maggiore resistenza all'affaticamento rispetto a quelle di tipo II B, sono le meno usate e servono maggiormente per il salto, i movimenti rapidi e gli sforzi intensi.

Sezione longitudinale delle fibre



Le fibre muscolari rosse (R) presentano un piccolo diametro ed un colore più scuro dato dalla presenza di mioglobina.

Le fibre bianche (W) hanno un grande diametro e sono più chiare

Sezione trasversale delle fibre

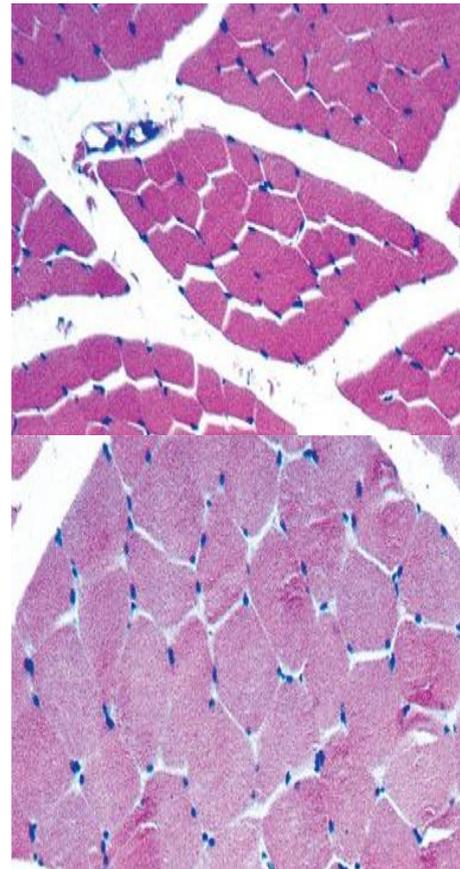


Figura 1.5 Rappresentazione delle fibre rosse e bianche

Sebbene la predominanza genetica sul rapporto tra fibre rosse e bianche, è anche vero che con l'allenamento queste possono essere parzialmente allenate e convertite. Con l'allenamento di resistenza la capacità aerobica di alcune fibre rapide può aumentare fino a farle diventare resistenti alla fatica come quelle lente, con una maggiore vascolarizzazione e un aumento del numero di mitocondri.

## Modello meccanico del muscolo

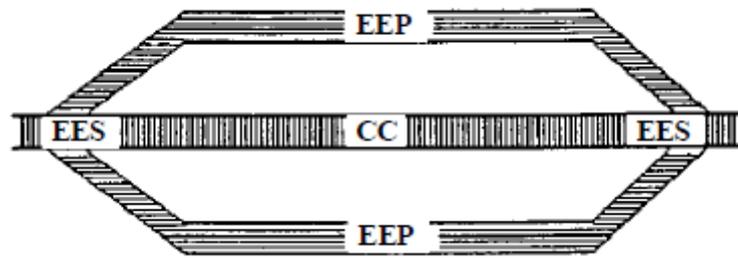


Figura 1.6 Modello meccanico del muscolo

Il modello meccanico del muscolo può essere così schematizzato:

- **CC** = componente contrattile, data dal sarcomero;
- **EEP** = elementi elastici posti attorno alla componente contrattile e quindi in parallelo costituiti dalle guaine fibrose dei fascicoli muscolari, dalle guaine delle fibre muscolari (sarcolemma) e dal connettivo tra le fibre (endomisio);
- **EES** = elementi elastici in serie, costituiti dai tendini, le linee zeta e i ponti di actomiosina.

Il muscolo rilassato, a riposo, è elastico: resiste, cioè, allo stiramento oltre la lunghezza di riposo. L'elasticità del muscolo, che dà luogo alla resistenza allo stiramento, è data dal tessuto connettivo che avvolge la componente contrattile, che, quindi, è in parallelo con essa. Quando il muscolo si contrae, prima che la tensione si possa manifestare nei tendini (EES), deve comparire nel tessuto connettivo (EEP).

Si potrebbe quindi rappresentare gli elementi contrattili del sarcomero come degli ingranaggi, mentre gli elementi elastici sono associabili a delle molle.

## Contrazione e rilassamento

I muscoli generano forza per ottenere movimento, ma possono anche generare forza senza produrre movimento. Si parla di:

- *contrazione isotonica* quando c'è generazione di forza (costante) e movimento di carico;
- *contrazione concentrica* quando un muscolo si accorcia;
- *contrazione eccentrica* quando un muscolo si estende (allunga);
- *contrazione isometrica* quando c'è generazione di forza, ma non spostamento di carichi.

Il rilassamento è, invece, un meccanismo completamente passivo, con la cessazione di produzione di forza ed il ritorno elastico delle fibre.

La forza contrattile è condizionata dal tipo di stimolo, dalla lunghezza del muscolo al momento dello stimolo e dalla velocità con cui il muscolo si contrae.

## 1.2 Il segnale contrattile

### Il tessuto nervoso

I muscoli scheletrici sono innervati da grosse fibre nervose, le cui origini sono i motoneuroni alfa, situati nelle corna anteriori del midollo spinale. Questi nervi si portano al muscolo tramite i loro prolungamenti assonali (fibra nervosa), le cui ramificazioni terminali (sinapsi) prendono ciascuna contatto con una singola fibra muscolare.

Il *neurone*, cellula nervosa elementare, è costituito da una parte centrale che costituisce il corpo cellulare, detto soma, in cui risiedono il nucleo e gli organelli. Dal soma hanno origine numerosi dendriti, i quali formano l'organo di entrata del neurone, e l'assone, il quale costituisce l'organo di uscita del neurone (e via dei neurotrasmettitori). L'assone può essere rivestito da una guaina, detta mielina, e lungo esso sono presenti i nodi di Ranvier (se l'assone è mielinizzato).

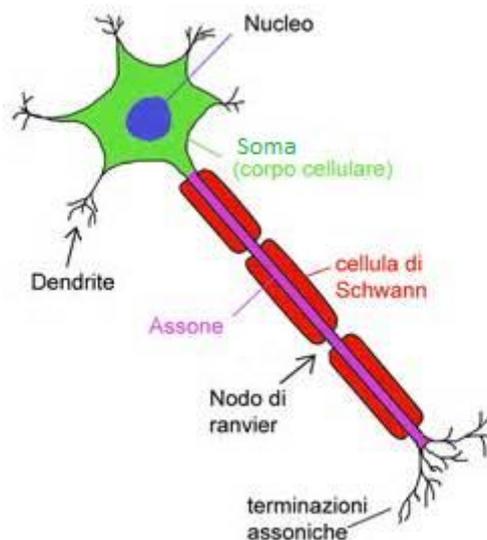


Figura 1.7 Struttura di un neurone

Due importanti caratteristiche fanno della cellula nervosa un punto importante nella trasmissione delle informazioni:

- l'*eccitabilità*, cioè la capacità di generare un potenziale d'azione qualora la si ecciti con uno stimolo di ampiezza e durata opportune (trigger);

- la *conduttività*, cioè la capacità di propagare tale potenziale per una distanza rilevante e ad una velocità praticamente costante.

Gli stimoli sono raccolti dal corpo cellulare e dai dendriti e trasmessi all'assone. I singoli neuroni sono funzionalmente connessi tra loro mediante particolari zone di contatto, dette *sinapsi*, preposte alla trasmissione dell'impulso nervoso. In ogni caso, la trasmissione dell'impulso nervoso avviene in una sola direzione, il che permette di distinguere, in una sinapsi, la componente pre e post-sinaptica. La componente pre-sinaptica si presenta espansa, costituendo il bulbo pre-sinaptico, caratterizzata dalla presenza di numerosi mitocondri e di vescicole, queste ultime contenenti il mediatore chimico, acetilcolina (ACh) per i muscoli scheletrici [2], responsabile della trasmissione dello stimolo e dell'avvio dell'accoppiamento eccitazione-contrazione delle fibre sulle placche motrici.

I potenziali per l'eccitazione delle cellule innervate al neurone devono avere un valore tale da superare la soglia di trigger, se questo valore sarà superato la cellula varierà alcune sue proprietà, tali da permettere gli eventi ad esse collegate.

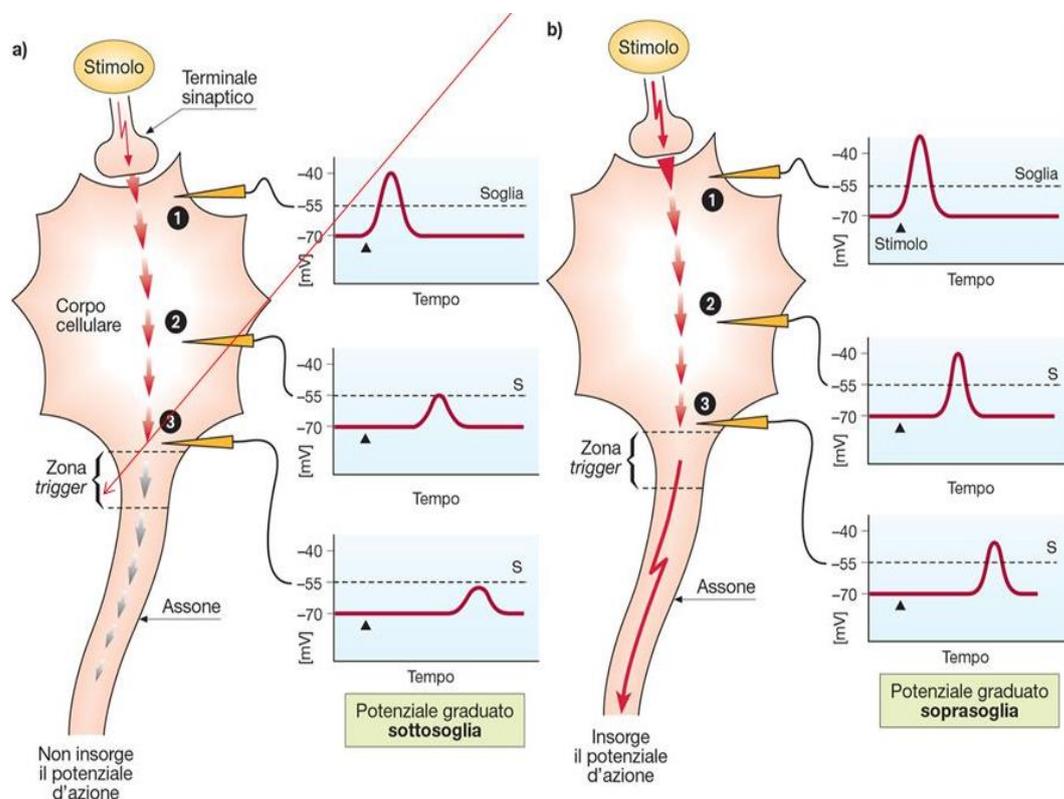


Figura 1.8 Potenziale nel neurone

## L'unità motoria

La più piccola unità funzionale adibita al processo di contrazione del muscolo (scheletrico) è l'*unità motoria*, la quale è costituita da un motoneurone somatico, che origina dal midollo spinale, e dalle fibre muscolari che questo innerva [1].

Il termine unità evidenzia il comportamento: tutte le fibre muscolari di una data unità motoria agiscono come se fossero una con il processo di innervazione. Mentre un motoneurone può innervare più fibre, una fibra può essere innervata da un solo motoneurone.

Il segnale che questo motoneurone genera è detto "potenziale d'azione" e sarà questo segnale a causare la contrazione delle fibre innervate.

Quando un singolo impulso adeguato è applicato all'interno del muscolo tutte le fibre innervate si attivano (diversamente non se ne attiva nessuna, "potenziale del tutto o del nulla"). Aumentare l'ampiezza dello stimolo non significa aumentare l'intensità della risposta delle fibre (necessitano soltanto di superare la soglia di attivazione).

A seconda di quante e quali unità motorie sono reclutate l'intensità (forza) e la durata della contrazione possono variare notevolmente.

Generalmente nei muscoli utilizzati per movimenti non precisi, come la postura o il cammino, le unità motorie sono costituite da centinaia o anche migliaia di fibre muscolari, mentre per movimenti più fini il numero di fibre coordinate per unità motoria si riduce notevolmente [1].

I motoneuroni hanno dimensioni diverse: quelli che innervano le unità motorie composte da fibre muscolari a contrazione rapida sono più grandi di quelli delle unità motorie composte da fibre muscolari a contrazione lenta. Il potenziale post-sinaptico eccitatorio ha un'intensità inversamente proporzionale alla grandezza del soma del motoneurone.

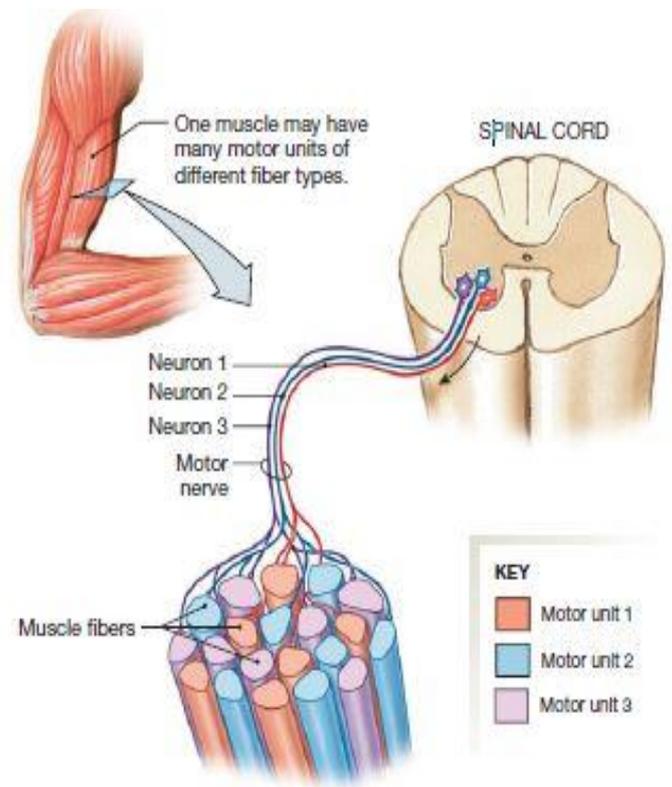


Figura 1.9 Collegamento dell'unità motoria

I motoneuroni delle UM di tipo lento raggiungono prima la soglia di eccitabilità. Dato che la tensione sviluppata da ogni singola fibra muscolare è direttamente proporzionale all'area della sua sezione trasversa, la stimolazione di una unità motoria di tipo veloce, a parità di numero di fibre muscolari, comporta lo sviluppo di una forza maggiore di quella prodotta dalle UM di tipo lento.

Il punto di innesto o terminazione della fibra nervosa motrice è detto *placca motrice* o *sinapsi neuromuscolare*. La placca motrice è composta da due componenti: una pertinente alla cellula muscolare, l'altra alla fibra nervosa. La componente muscolare risulta di piccole invaginazioni del sarcolemma, dette fessure sinaptiche secondarie. La componente spettante alla fibra nervosa è costituita dalla porzione terminale dell'assone e ramificata nelle fessure sinaptiche primarie.

## **Eccitabilità della membrana muscolare**

L'eccitabilità delle fibre muscolari attraverso il controllo neurale rappresenta un fattore importante nella fisiologia muscolare. Il modello utilizzato per spiegare questo fenomeno è il modello di membrana semi-permeabile, il quale descrive le proprietà elettriche del sarcolemma [3].

L'equilibrio ionico mantenuto nelle fasi non attive fra interno ed esterno della cellula muscolare causa un potenziale di membrana detto "potenziale di riposo".

Questo potenziale andrà quindi ad essere perturbato da due fattori: i gradienti di concentrazione dei diversi ioni passanti attraverso la membrana e la permeabilità della membrana a quegli ioni. Un cambio di permeabilità della membrana determinerà una variazione del potenziale. Gli ioni di interesse al potenziale di membrana sono  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Cl}^-$  e  $\text{K}^+$ . I primi tre sono più concentrati nel liquido extracellulare rispetto al liquido intracellulare e la cellula a riposo è scarsamente permeabile ad essi.

La differenza di potenziale viene mantenuta dai processi fisiologici (pompa ionica) che risulta in una carica negativa intracellulare e una positiva e positiva extracellulare.

Quando il neurotrasmettitore acetilcolina arriva alle placche motrici, questo causa una variazione della permeabilità della membrana agli ioni  $\text{Na}^+$ .

Durante il potenziale d'azione entrano ioni  $\text{Na}^+$  e la cellula si depolarizza. Nella successiva ripolarizzazione, tramite la pompa  $\text{Na}^+/\text{K}^+$ , in contemporanea 3 ioni  $\text{Na}^+$

vengono portati fuori dalla cellula e 2 ioni  $K^+$  sono riportati internamente alla cellula, in modo da ristabilire l'equilibrio che determina il potenziale di riposo.

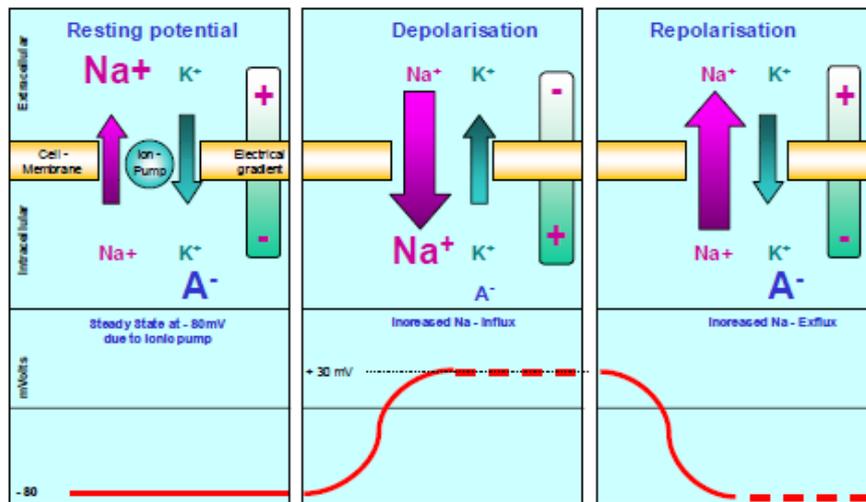


Figura 1.10 Rappresentazione schematica del meccanismo di depolarizzazione/ripolarizzazione

## Il potenziale d'azione

Partendo dal potenziale di riposo, che nelle cellule muscolari è tra -80 e -90 mV, un potenziale d'azione varia la permeabilità di membrana e si passa rapidamente ad un potenziale positivo di circa +30 mV. Il segnale elettrico è rapidamente ristabilito (ripolarizzato) e seguito da un'iperpolarizzazione (il potenziale di membrana è più negativo del potenziale di riposo). Dalle placche motrici il potenziale si propaga nel muscolo e nelle sue fibre.

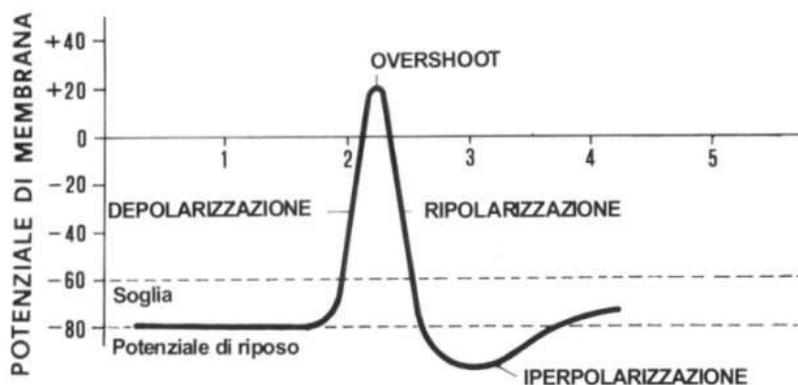


Figura 1.11 Potenziale d'azione delle cellule muscolari. In ascissa il tempo in millisecondi e in ordinata il potenziale di membrana in millivolt

# Capitolo II

## Lo strumento EMG

### 2.1 Che cos'è l'elettromiografia

#### Definizione

Per elettromiografia (EMG) si fa riferimento ad una tecnica diagnostica, di tipo funzionale, di registrazione e analisi del segnale mioelettrico, ovvero del biopotenziale elettrico che concerne l'attività muscolare durante la contrazione.

#### Cenni storici

I primissimi cenni all'esistenza di una relazione tra attività elettrica e contrazione muscolare si trovano nei lavori di F. Redi nel 1666, ma solo due secoli più tardi, nel 1844, C. Matteucci ne diede una spiegazione e una prova.

A cinque anni di distanza, nel 1849, risale la prima registrazione di un segnale elettromiografico realizzata dal francese Emil du Bois-Raymond, sebbene solo dal 1890 da Marey fu effettivamente introdotto il termine elettromiografia.

Gasser ed Erianger, nel 1922, mediante l'impiego di uno dei primi tubi a raggi catodici, riuscirono per la prima volta a visualizzare su uno schermo oscillografico il segnale EMG. A questi studiosi venne assegnato, nel 1944, il premio Nobel per le interpretazioni che essi diedero a tale attività elettrica.

I miglioramenti più significativi di rilevazione del segnale sono stati a cavallo tra gli anni '30 e '50, grazie alla crescita dell'elettronica, che offrì strumenti sempre più affidabili. Ciò permise a neurologi, chinesologi e ortopedici di fare un uso sempre più ampio e frequente dell'elettromiografia. I primi usi clinici dell'elettromiografia di superficie per il trattamento delle patologie risale agli anni '60.

Con gli elettrodi ad ago e cutanei (di argento - cloruro di argento, poiché elettricamente stabili e poco rumorosi) si sviluppò, da un lato, lo studio sulla morfologia dei cosiddetti "*potenziali d'azione di unità motoria*" per una diagnosi di patologia neuro muscolare e, dall'altro, quello relativo al cammino e in generale all'attività globale del muscolo.

Negli ultimi 25 anni le tecniche di prelievo, registrazione ed elaborazione del segnale EMG hanno avuto uno sviluppo notevole, per tutta una vasta gamma di applicazioni, quali l'area diagnostica, terapeutica e riabilitativa.

### **Prime distinzioni**

A seconda di come il segnale è registrato, in generale, si parla di elettromiografia di superficie (sEMG) o elettromiografia "ad ago" (detta anche elettro-neurografia, ENG). La sEMG prevede il prelievo del segnale tramite degli elettrodi posti sulla pelle (elettrodi superficiali), mentre l'EMG ad ago prevede l'utilizzo di aghi sottocutanei posti in diretto contatto con il muscolo di interesse (l'ago sarà tanto più lungo quanto più il muscolo è profondo). I potenziali registrati andranno quindi ad evidenziare un gruppo di unità motorie (nervi) e la loro velocità di conduzione con gli elettrodi superficiali, mentre con gli elettrodi ad ago si potrà analizzare una singola unità motoria (l'EMG permette di "guardare" direttamente nel muscolo).

### **Usi principali dell'EMG**

Considerare l'indagine elettromiografica come strumento di confronto ha permesso il suo utilizzo in molteplici campi:

- *Ricerca medica*, per ortopedia, chirurgia (analisi pre-chirurgica), neurologia (deficit periferico di forza o sensibilità);
- *Riabilitazione*, post-operatoria, post-incidente, fisioterapia;
- *Ergonomia*, prevenzione del rischio (risposta dei muscoli), design ergonomico;
- *Sport*, biomeccanica, analisi del movimento, allenamento degli atleti (performance muscolare, tecniche e regimi di allenamento), riabilitazione sportiva [3].

## 2.2 Analisi dello strumento

### Schema a blocchi

Un possibile schema a blocchi riassuntivo di un elettromiografo può essere rappresentato come in figura 2.1.

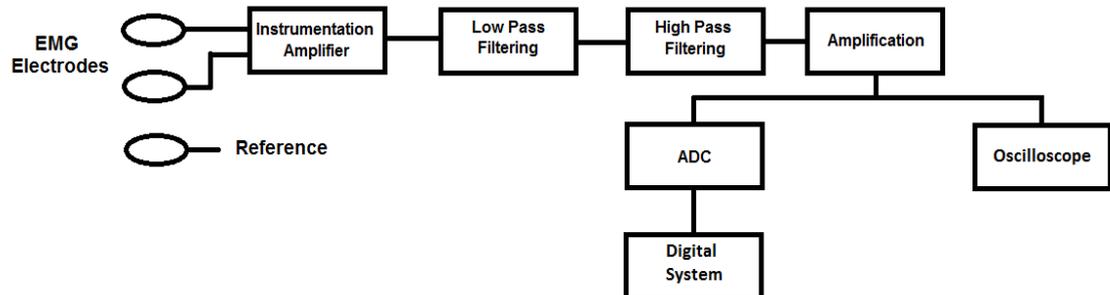


Figura 2.1 Schema a blocchi di un elettromiografo

Più in generale il soggetto dello studio rappresenta la sorgente del segnale; gli elettrodi sono i sensori; filtri, amplificatori e sistemi di conversione A/D appartengono al blocco di manipolazione del segnale; l'oscilloscopio o sistemi digitali quali PC o microcontrollori costituiscono il blocco di visualizzazione.

### Gli elettrodi

A seconda dell'indagine che si vuole fare vengono utilizzati differenti tipi di elettrodi: gli elettrodi di superficie per muscoli superficiali, a diretto contatto con la pelle e non invasivi; per muscoli più profondi sono necessari elettrodi ad ago, per permettere il diretto contatto col gruppo muscolare d'interesse e quindi effettuare un'indagine invasiva.

Gli elettrodi di superficie più comunemente utilizzati sono quelli di tipo Ag-AgCl, in gel, adesivi e usa e getta. Presentano tipicamente una forma circolare a singolo bottone (figura 2.2, 1) o duali (figura 2.2,2), a seconda della distanza a cui si vogliono posizionare. L'area conduttiva, costituita dal disco argentato ricoperto di AgCl, deve essere di circa 1 cm o minore.

Possono essere ulteriormente divisi in elettrodi passivi ed attivi: gli elettrodi passivi necessitano di un circuito di amplificazione esterna; mentre gli elettrodi attivi (figura 2.3) hanno già integrato il circuito di pre-amplificazione, i quali già permettono di

ridurre il rumore in ingresso, come tensioni parassite dovute ad accoppiamenti capacitivi o al movimento degli elettrodi.



**Figura 2.2 Elettrodi passivi. 1) Elettrodo singolo 2) elettrodo duale, con elettrodi a distanza fissa (tra 1.5 e 2 cm)**



**Figura 2.3 Elettrodi attivi**

Gli elettrodi ad ago sono costituiti da fili sottili, resistenti e flessibili, tipicamente in leghe di platino, argento, nichel e cromo. A seconda del muscolo che si vuole analizzare avranno una punta più o meno lunga (da 25 a 70 mm) e spessa (diametro medio che varia tra 0,30 e 0,45 mm).

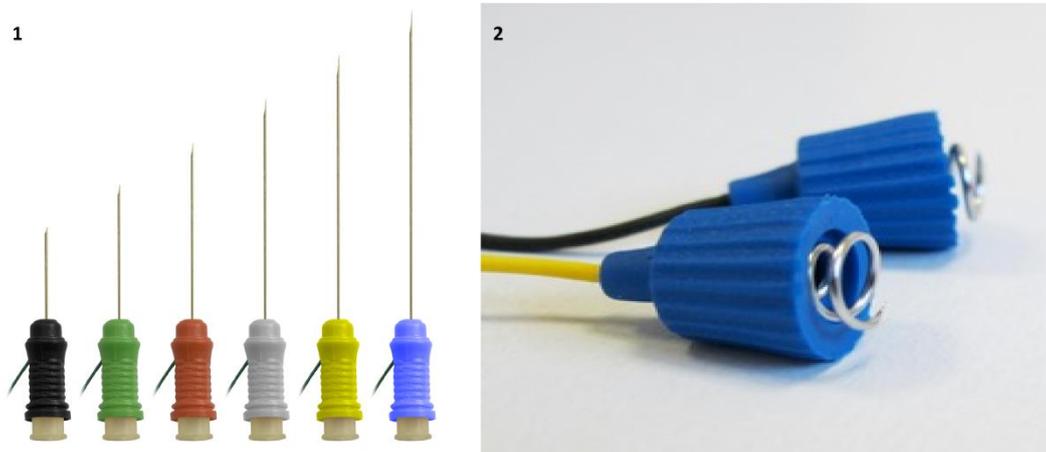


Figura 2.4 Elettrodi ad ago: 1) Elettrodi ad ago concentrico; 2) Elettrodi ad ago subdermali a vite

In base alla superficie di posizionamento si possono osservare tre configurazioni:

- **monopolare**, in cui si usa un singolo elettrodo di detezione del segnale ed uno di riferimento. Questo metodo è usato per la sua semplicità, ma è sconsigliato in quanto rileva tutti i segnali elettrici nelle vicinanze della superficie di detezione [4];

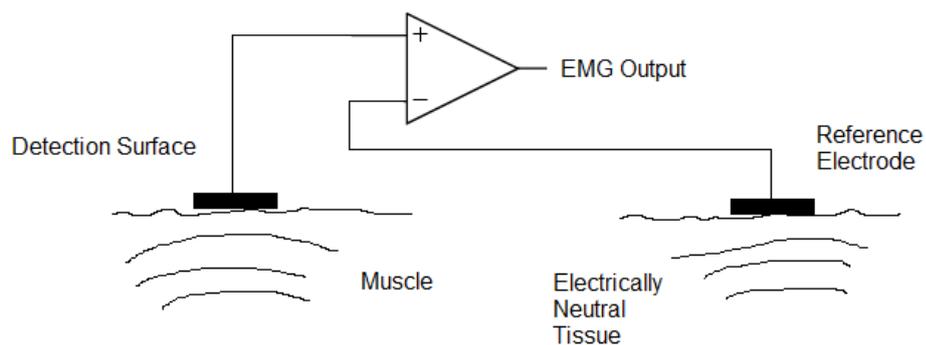


Figura 2.5 Configurazione di acquisizione monopolare

- **bipolare**, in cui si usano due elettrodi di detezione, sulla superficie di interesse, ed un terzo di riferimento, in un'area non attiva rispetto l'indagine. È la configurazione più frequente;

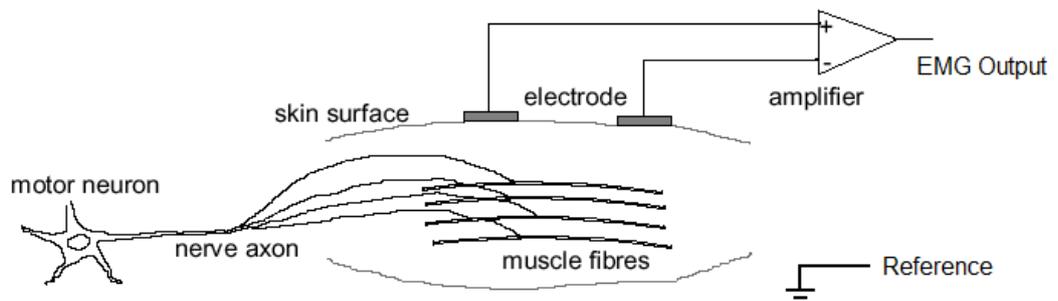


Figura 2.6 Configurazione di acquisizione bipolare

- **multipolare**, usa più elettrodi di detezione equidistanti più quello di terra. È utilizzata per ridurre maggiormente il crosstalk tra i segnali e il rumore, quindi ottenere un segnale EMG più significativo.

Elettricamente ogni elettrodo può essere rappresentato da un generatore di tensione, dato dal potenziale dell'elettrodo, e un'impedenza, data dalle caratteristiche elettriche dei suoi componenti, assimilabili ad una resistenza (dell'elettrolita) in serie ad un parallelo fra una resistenza ed una capacità (figura 2.7). Al generatore di tensione corrispondente al segnale può anche essere introdotto un ulteriore generatore, rappresentante il rumore.

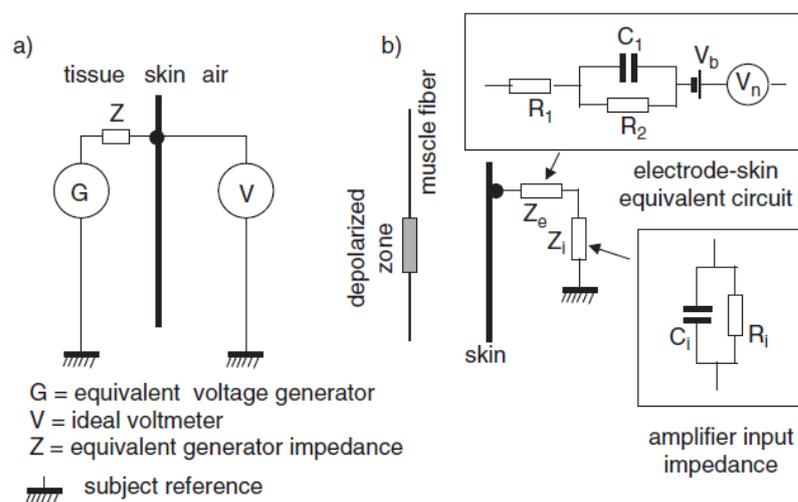


Figura 2.7 Schema di un elettrodo. (a) Situazione ideale dove un voltmetro ideale a impedenza d'ingresso infinita monitora la tensione fornita dal generatore equivalente; (b) un modello in condizioni reali con il circuito equivalente dell'elettrodo superficiale, l'impedenza dell'amplificatore e un generatore, corrispondente alla zona di depolarizzazione della fibra.  $V_b$ =tensione dc,  $V_n$ =rumore. [5]

La componente più significativa del rumore introdotto dagli elettrodi dipende dal trattamento della pelle prima dell'applicazione di questi, ma anche dal cosiddetto "effetto batteria", analizzabile in figura 2.7b, in quanto i generatori equivalenti dei due elettrodi non sono esattamente gli stessi, dovuti ai differenti punti di applicazione sulla pelle e alla variabilità delle condizioni fisiologiche dei tessuti.

## Preamplificatore

Lo stadio amplificatore è una delle parti più complesse di una macchina diagnostica, ma il concetto su cui si basa è molto semplice: un amplificatore ha il compito di amplificare il segnale in modo tale da renderlo visualizzabile. Il preamplificatore rende il segnale utilizzabile per i dispositivi a valle (i filtri in primo luogo) e migliorare il rapporto segnale rumore.

il segnale EMG viene posto in ingresso ad un amplificatore per strumentazione. L'amplificatore da strumentazione deve avere una alta impedenza di ingresso (idealmente tendente a infinito) ed una bassa impedenza di uscita (idealmente tendente a zero) ed è, tipicamente, realizzato tramite 3 amplificatori operazionali (figura 2.8).

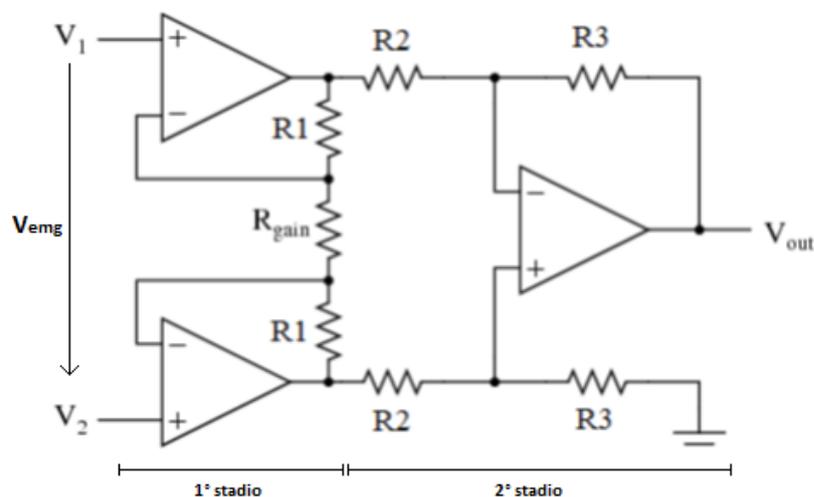


Figura 2.8 Amplificatore per strumentazione a tre operazionali

Il primo stadio costituisce lo stadio separatore ed ha l'obiettivo di ridurre l'errore di interconnessione con gli elettrodi e lo sbilanciamento di elettrodo tramite un'altissima impedenza di modo comune e differenziale. Il secondo stadio è lo stadio differenziale e introduce un guadagno differenziale ( $G$ ) la cui espressione è:

$$G = \left(1 + \frac{2R1}{R_{gain}}\right) \frac{R3}{R2}$$

La tensione in uscita  $V_{out}$  è pari a:

$$V_{out} = G * (V2 - V1)$$

Questa configurazione, inoltre, permette di eliminare (o fortemente ridurlo, si parla di meno di 1 mV<sub>RMS</sub> in una banda 10–400 Hz [5]) il rumore di modo comune degli ingressi (artefatti di acquisizione). Il *rapporto di reiezione di modo comune* (CMRR) dell'amplificatore viene considerato accettabile dai 95 dB in su, sebbene le tecnologie più moderne permettano valori superiori a 120 dB. Il guadagno raccomandato nel processo di acquisizione del segnale dal pre-amplificatore è relativamente basso, intorno alle 5 o 6 unità [4], per non amplificare un eventuale rumore residuo o saturare i componenti a valle. Un'ulteriore amplificazione verrà poi effettuata negli stadi successivi. L'impedenza d'ingresso suggerita varia tra 1 e 10 MΩ (MegaOhm).



**Figura 2.9** Preamplificatore per EMG

## Filtri

Una volta che gli elettrodi sono stati correttamente posizionati ed il segnale acquisito, l'elemento che maggiormente deteriora il segnale EMG rimane il rumore. Successivamente allo stadio amplificatore differenziale vengono quindi aggiunti degli elementi di filtraggio. Il rumore ad alte frequenze può essere causato dalla conduzione del segnale nei nervi e da interferenze dovute a strumenti elettronici come radio, computer o cellulari e può essere rimosso con un filtro passa basso. Il rumore a basse frequenze può essere causato dal DC offset dell'amplificatore, movimenti del sensore sulla pelle e variazioni di temperatura e può essere rimosso tramite un filtro passa alto [4].

La frequenza di taglio  $f_c$  per i filtri passa-basso (PB) si attesta intorno ai 400-450 Hz.

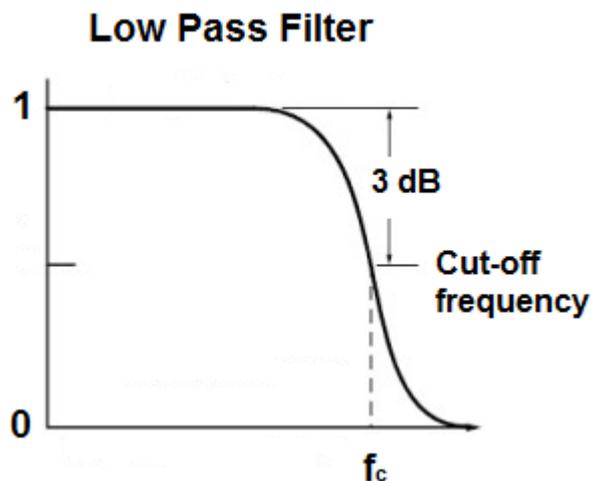


Figura 2.10 Risposta di un filtro passa basso

Per avere una migliore risposta del sistema si preferiscono sistemi del 2° ordine piuttosto che del 1° (circuito RC), in quanto permettono una banda di attenuazione molto più stretta.

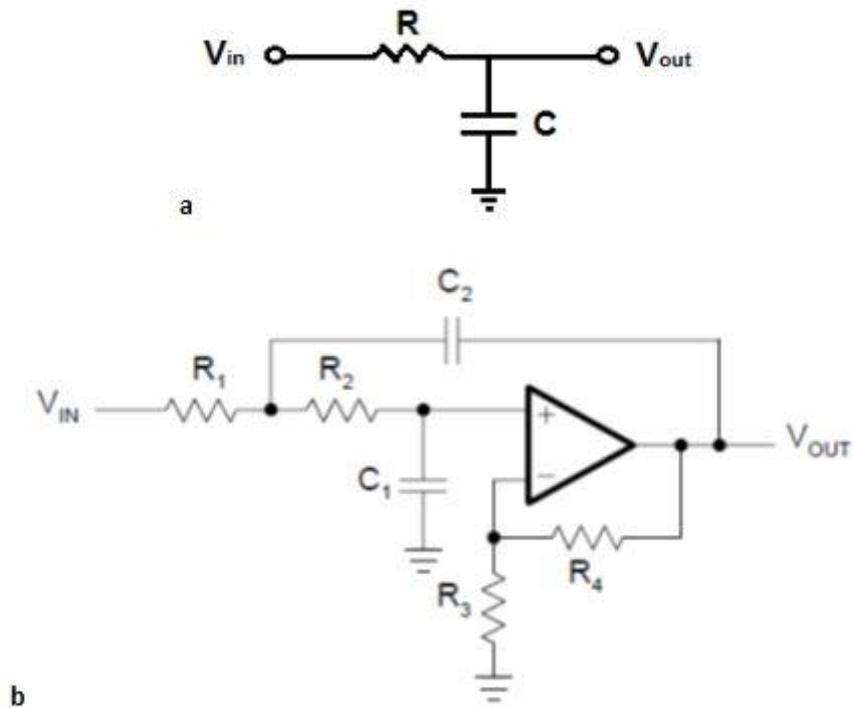


Figura 2.11 Filtri passa-basso (PB). a) Filtro PB del 1° ordine, b) filtro PB del 2° ordine

La frequenza di taglio  $f_c$  per i filtri passa-alto (PA), invece, si attesta intorno ai 15-20 Hz. Se inoltre dal segnale EMG si vogliono eliminare informazioni riguardo alla frequenza di firing dell'unità motoria, la frequenza di taglio può essere spostata tra i 25 e 30 Hz. [5]

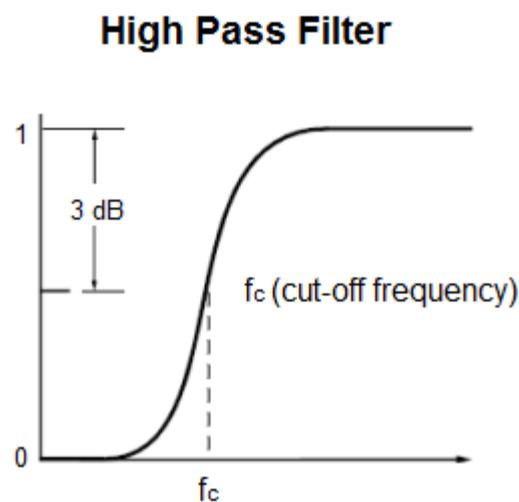


Figura 2.12 Risposta di un filtro passa-alto

Analogamente ai filtri PB, si preferiscono filtri del 2° ordine piuttosto che del primo (circuito CR).

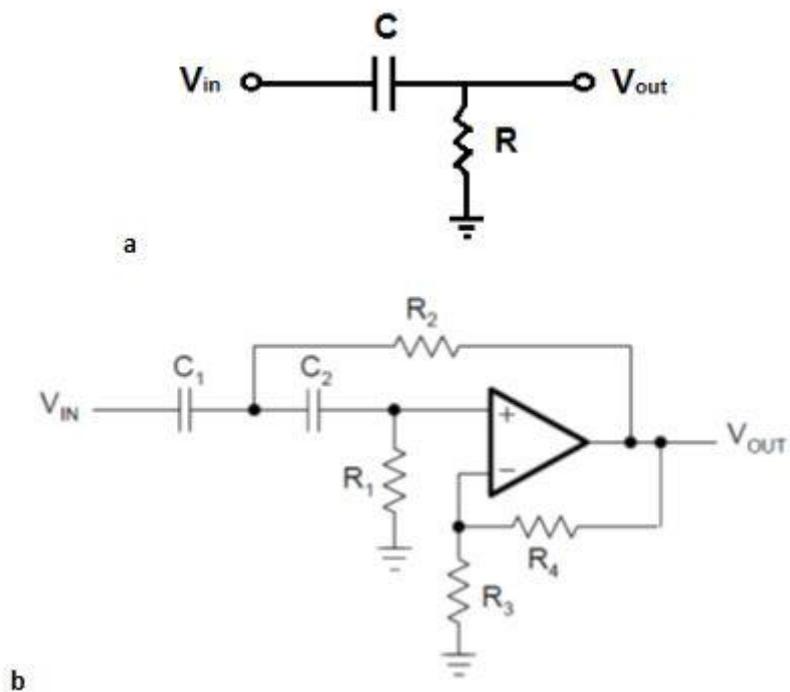


Figura 2.13 Filtri passa-alto. a) Filtro PA del 1° ordine, b) filtro PA del 2° ordine

Qualsiasi filtro elimina-banda (filtro Notch) non dovrebbe essere utilizzato in quanto distruggerebbe troppe componenti significative del segnale [3], ad esempio nel caso si volesse filtrare la componente della tensione di rete, che si attesta tra i 50 e 60 Hz, ossia all'interno della banda significativa del segnale.

## Amplificatore principale

Questo stadio di amplificazione introduce un ulteriore guadagno a quello ottenuto precedentemente, che si attesta mediamente intorno alle 500 unità se con l'ausilio di elettrodi passivi o di 1000 unità nel caso di elettrodi passivi [3]. La scelta di quanto amplificare dipende anche dai muscoli che si analizzano, per muscoli con una risposta intrinsecamente alta, per esempio il bicipite brachiale, basta quanto detto precedentemente; mentre per muscoli con risposta molto debole, per esempio in corrispondenza delle dita, possono servire guadagni intorno alle 10000 unità [4]. Un amplificatore per EMG può essere realizzato semplicemente con un amplificatore in configurazione non invertente (figura 2.14), dove il guadagno può essere regolato mediante un rapporto fra due resistenze.

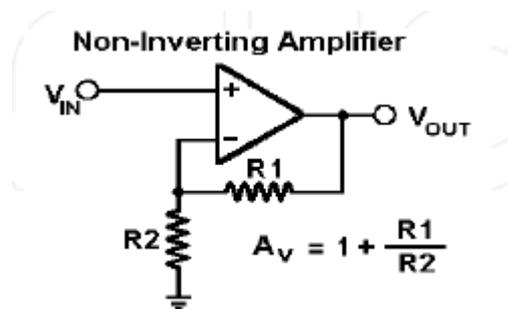


Figura 2.14 Amplificatore in configurazione non invertente.  $A_v$  è il guadagno che introduce

## Convertitore A/D

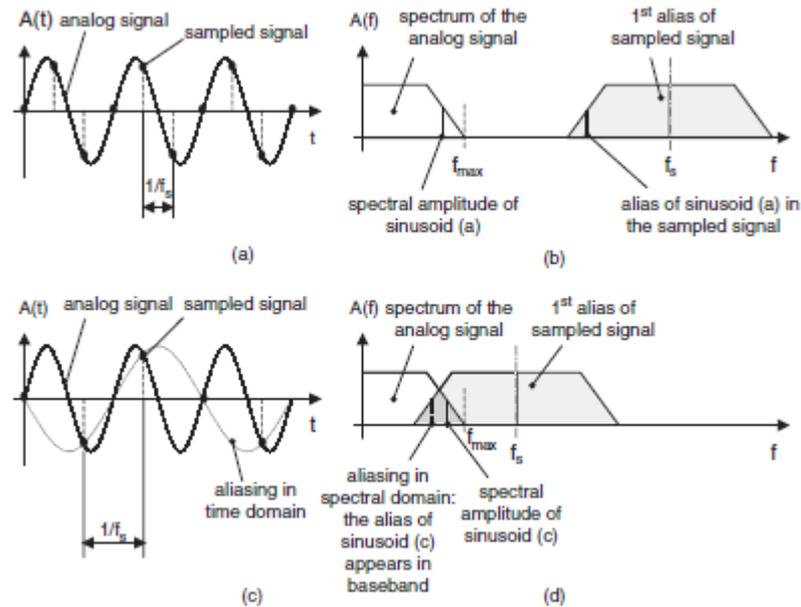
L'indagine elettromiografica moderna è effettuata tramite personal computer e l'hardware e software ad esso integrati, per questo il segnale EMG va convertito in segnale digitale in modo tale da renderlo compatibile ai dispositivi digitali a cui si collega, sia che siano dispositivi di visualizzazione del segnale, sia microcontrollori per dispositivi robotici.



**Figura 2.15** Un moderno EMG

Lo strumento usato per questo processo è il convertitore analogico-digitale (ADC). L'ADC non fa altro quindi che convertire il segnale analogico in dei bit attraverso due processi: il campionamento e la quantizzazione.

Il campionamento consiste nel trasformare il segnale dal dominio tempo-continuo al dominio tempo-discreto. La frequenza di campionamento deve essere scelta in modo tale da rispettare il teorema di Nyquist ( $f_c \geq 2f_{max}$ ,  $f_c$ =frequenza di campionamento,  $f_{max}$ = frequenza massima contenuta nel segnale), perciò tipicamente si attesta intorno ai 1000 Hz o anche, per evitare perdita di segnale, 1500 Hz. Nel caso ciò non si verificasse nel dominio delle frequenze andrebbe a verificarsi il fenomeno di “aliasing”, ovvero di sovrapposizione dello spettro (figura 2.16).



**Figure 2.16. Descrizione del fenomeno di alisasing. In a) e b) si può notare come il segnale campionato nel dominio dei tempi, secondo il teorema di Nyquist, non presenta sovrapposizione nel dominio delle frequenze. Cosa che non succede in c) e d), dove una frequenza di campionamento troppo bassa causa una sovrapposizione (aliasing) dello spettro.**

La quantizzazione provvederà a suddividere il segnale analogico campionato in un insieme di livelli che identificano ognuno un range diverso (di tensione), dove ad ogni livello è associata una codifica binaria. Il numero di bit di quantizzazione utilizzato si chiama *risoluzione* e per la maggior parte delle applicazioni EMG è di 12 bit ( $2^{12}$  livelli).

## Optoisolatore (isolatore ottico)

L'isolamento galvanico si rende necessario per isolare elettricamente il dispositivo EMG e altri dispositivi non medicali ad esso connessi.

L'isolamento può essere ottenuto tramite un optoisolatore, ossia un componente elettronico che permette di trasferire un segnale fra due circuiti mantenendo l'isolamento galvanico fra gli stessi.

Alcuni dispositivi presentano la possibilità di indurre delle contrazioni per verificare il funzionamento delle unità motorie. Nel caso di contrazioni indotte elettricamente, tutte le unità motorie reclutate sono attivate alla stessa frequenza degli stimoli elettrici (frequenze significative tra 10 e 400 Hz); il segnale ottenuto è deterministico e di forma ripetibile (onda M). Anche in questa tipologia di dispositivi si rende necessario un blocco di separazione elettrica.

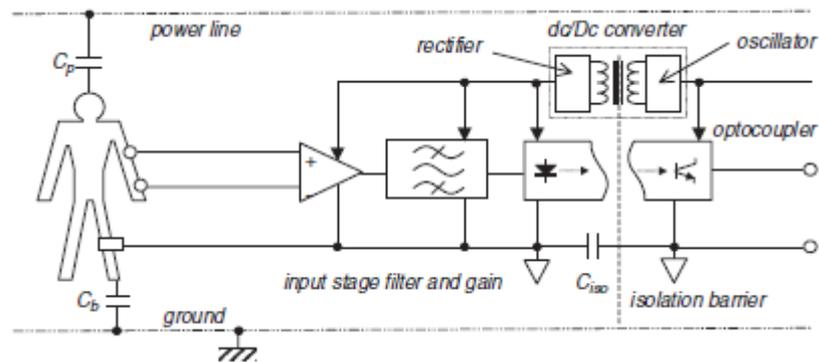


Figura 5.17 Schema a blocchi di un EMG optoisolato

## 2.3 Il segnale EMG

### Acquisizione del segnale elettromiografico

Il segnale EMG si basa sulla raccolta dei potenziali d'azione alla membrana della fibra muscolare dovuto ai processi di depolarizzazione e ripolarizzazione. La zona di depolarizzazione ha un'area tra 1 e 3 mm<sup>2</sup>. Dopo l'eccitazione iniziale questa zona di depolarizzazione viaggia lungo la fibra ad una velocità di 2-6 m/s per poi passare il lato degli elettrodi. [3]

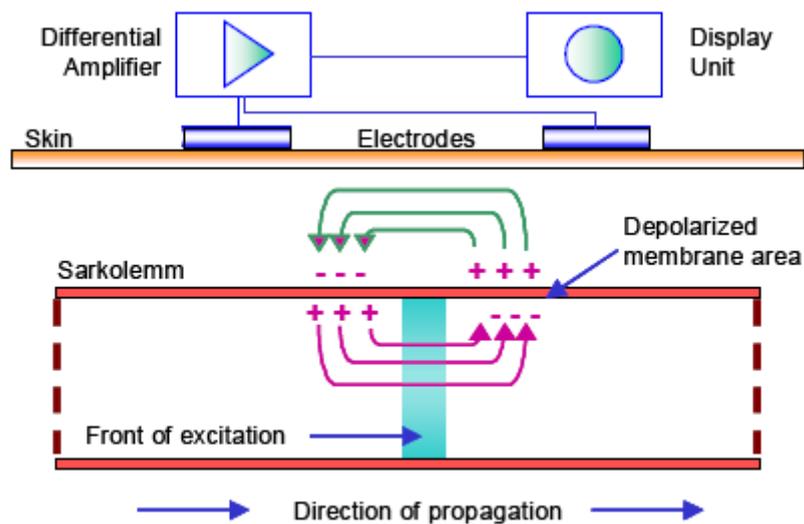
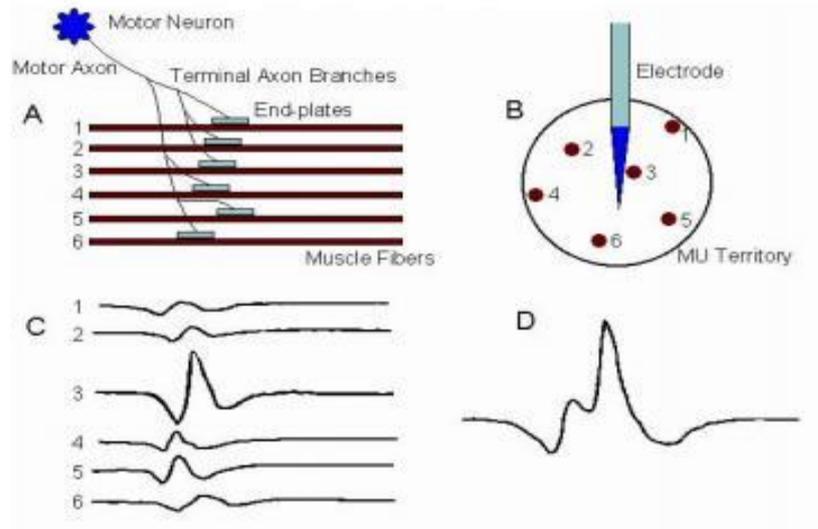


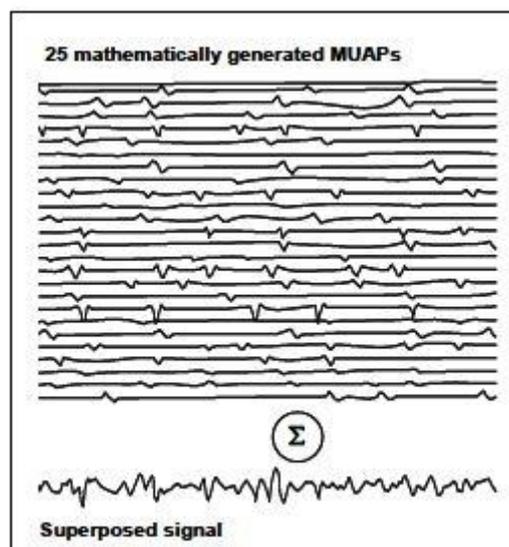
Figura 2.18 La zona di depolarizzazione sulla membrana delle fibre

Gli elettrodi sono in grado di acquisire i segnali provenienti dall'unità motoria e quindi da tutte le fibre che innerva. Questa somma di potenziali è detto MUAP (Motor Unit Action Potential, tradotto in "potenziale d'azione dell'unità motoria") e dipende in forma e dimensione dall'unità motoria e dalle fibre muscolari che innerva, dal tipo di queste ultime e dal loro orientamento rispetto gli elettrodi (figura 2.19).



**Figura 2.19 Rilevamento del MUAP: A) Il motoneurone e le terminazioni sulle fibre; B) Rappresentazione dell'elettrodo sulla pelle; C) Potenziali d'azione delle singole fibre; D) Segnale MUAP di tutta l'unità motoria**

Un treno di MUAP appartenenti alla stessa unità motoria è detta MUAPT. Il segnale EMG superficiale rilevato dagli elettrodi è dato dalla sovrapposizione dei MUAPT delle varie unità motorie (figura 2.20).



**Figura 2.20 Segnale EMG superficiale ottenuto come sovrapposizione tra 25 MUAPs**

“I due meccanismi più importanti che influenzano ampiezza e densità del segnale osservato sono il reclutamento dei MUAP (‘recruitment of MUAPs’) e la frequenza di firing (‘firing frequency’)” [3] e permettono di controllare l’attività muscolare in termini di forza e frequenza di contrazione. Ogni segnale EMG può essere suddiviso

in più armoniche, significative tra i 10 e 400 Hz, le quali dipendono dai meccanismi di controllo appena elencati (figura 2.21).

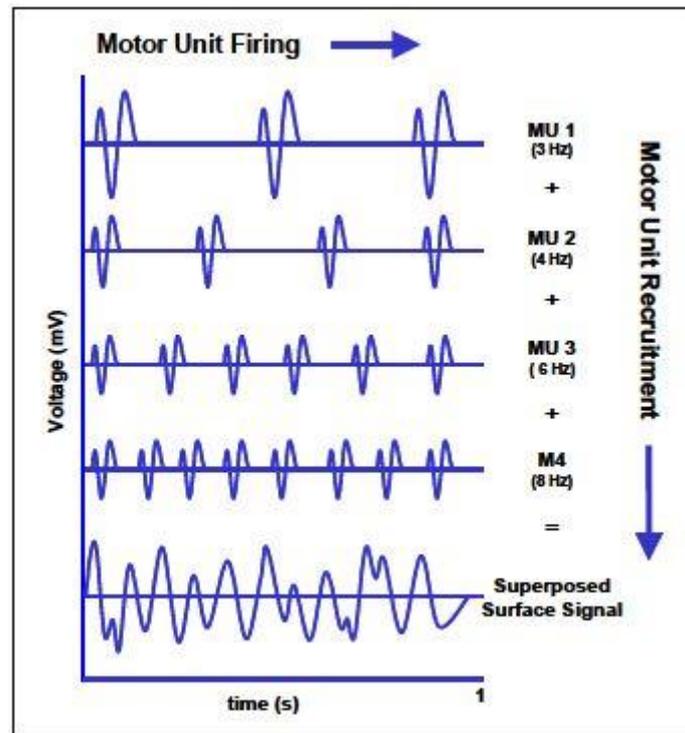


Figura 2.21 Reclutamento e frequenza di firing e la loro influenza sul segnale EMG

## Il tracciato EMG

L'insieme dei MUAP sovrapposti costituisce il segnale che verrà visualizzato ed è chiamato *linea EMG*. La linea EMG è una misura dell'andamento nel tempo dell'attività contrattile del muscolo, visualizzando gli istanti di attività (contrazione) e di riposo.

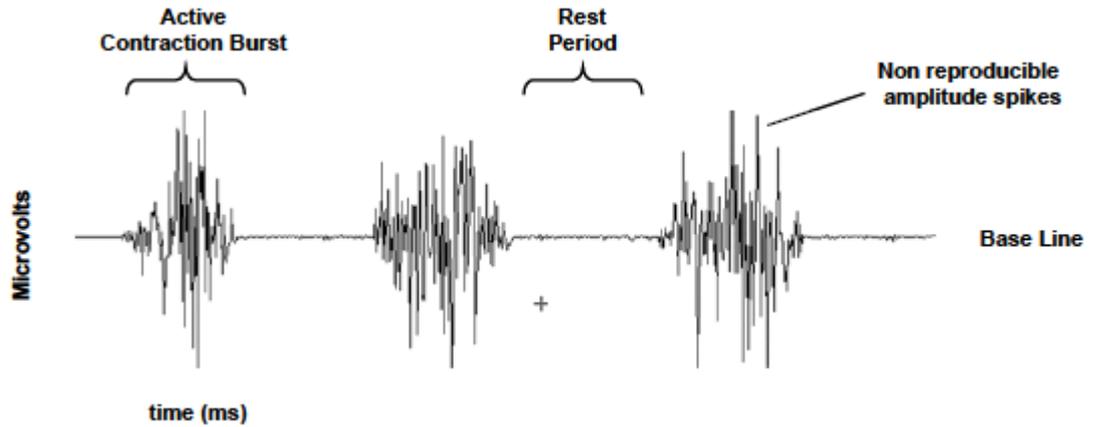


Figura 2.23 Tracciato EMG rappresentante tre contrazioni nel dominio dei tempi

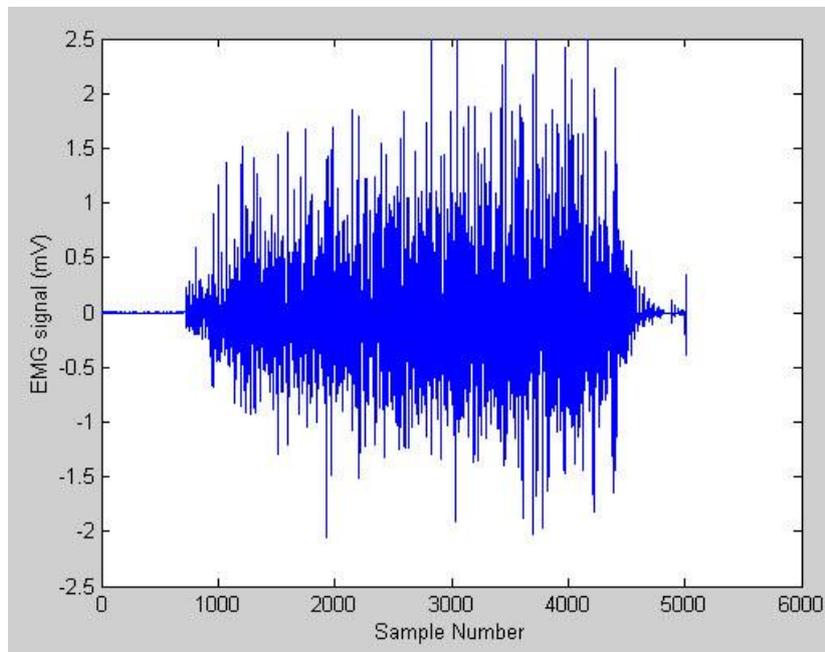


Figura 2.24 Tracciato EMG di una contrazione

Durante i periodi di riposo è visibile la linea di base (Baseline), rappresentante la linea di zero del segnale. In caso di corretta calibrazione dello strumento, un'adeguata preparazione della pelle e di posizionamento degli elettrodi il rumore medio sulla linea deve essere inferiore ai 3-5  $\mu\text{V}$  e possibilmente tra 1 e 2  $\mu\text{V}$ . Eventuali spike dovuti al rumore non dovrebbero eccedere oltre i 10-15  $\mu\text{V}$ . Il range di ampiezza della linea varia tra +/- 5000  $\mu\text{V}$ , per i muscoli più allenati, mentre il range di frequenza varia tra i 6 e 500 Hz, con il maggiore contenuto informativo tra circa 20 e 150 Hz.

## Spettro del segnale

Le potenzialità dei computer moderni permettono un'analisi facile e veloce della distribuzione di frequenza del segnale EMG. Questa distribuzione può essere calcolata tramite la trasformazione di Fourier (FFT, Fast Fourier Transformation). La componente significativa del segnale è localizzata tra 20 e 250 Hz. Caratteristiche significative sono: il picco in frequenza tra i 50 e 80 Hz, tendenza a zero del segnale tra i 200 e 250 Hz e possibili picchi (dominanti) dovuti alla tensione di rete a 50 Hz (EU) o 60 Hz (USA).

Lo spettro del segnale EMG è composto da due parti:

- una dovuta alle frequenze di firing delle unità motorie (UM) più grandi e reclutate per ultime; queste contribuiscono con picchi nello spettro, in bassa frequenza, attorno alla frequenza media di firing delle UM, cioè sui 10-40 Hz;
- la seconda parte è dovuta alla forma dei MUAP, e va dai 50 fino a circa 100 Hz, in funzione di vari fattori, quali la forma e la disposizione degli elettrodi, la distanza delle fibre e la fatica muscolare. Ad esempio quest'ultima, tanto più aumenta, si traduce in un minore contenuto in frequenza (traslazione verso sinistra dello spettro) oltre ad una minore forza espressa dal muscolo [5].

Si può fare un'ulteriore suddivisione a seconda del tipo di fibre coinvolte:

- per le unità motorie a contrazione lenta, di tipo I, le frequenze sono sui 20-125 Hz;
- per le unità motorie a contrazione veloce, di tipo II, le frequenze sono sui 126-250 Hz.

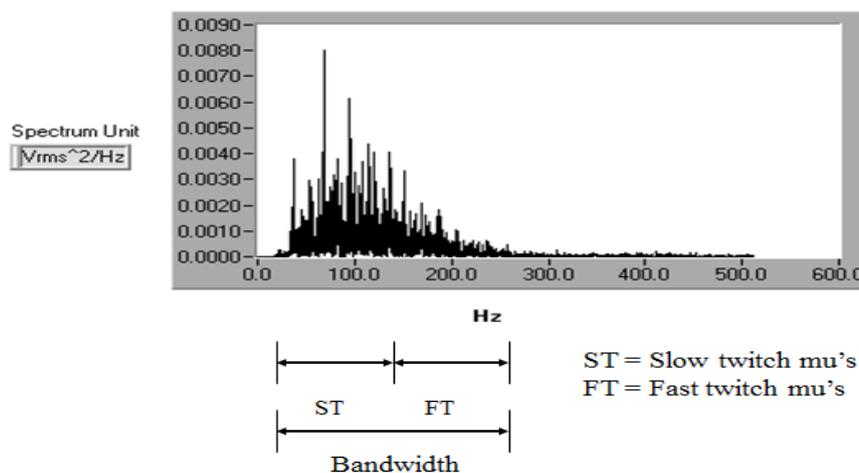


Figura 2.25 Spettro del segnale EMG (ST=fibre a contrazione lenta, FT=fibre a contrazione veloce)

## Preparazione della pelle

Per un'adeguata rilevazione del segnale un'importante operazione da effettuare è la pulizia della pelle degli strati più superficiali. Nel caso sia presente della peluria anche questa andrà rimossa, in modo anche da garantire una corretta adesione degli elettrodi. Per rimuovere le cellule morte la pelle va strofinata con una pasta abrasiva, senza abraderla, e poi pulita da eventuali residui. Come ultimo procedimento la pelle deve essere resa asciutta, tipicamente con alcool. Se il procedimento è stato svolto correttamente, la pelle assumerà un colore rosso acceso.



Figura 2.26 Preparazione della pelle per l'applicazione degli elettrodi

Tutto questo viene fatto in quanto elettricamente la pelle può essere rappresentata da un'impedenza e lo strato più superficiale (strato corneo), composto prevalentemente da cellule morte, è quello che ne fornisce il contributo maggiore. L'impedenza tra gli elettrodi può essere misurata tramite un tester e la qualità può essere classificata come in tabella 2.1.

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

Tabella 2.1 Classificazione dell'impedenza fra due elettrodi

## Applicazione degli elettrodi

Una volta preparata la pelle si possono applicare gli elettrodi. Ogni elettrodo dovrebbe essere applicato tra l'unità motoria e l'inserzione del tendine o tra due unità motorie, in direzione parallela alla fibra muscolare.

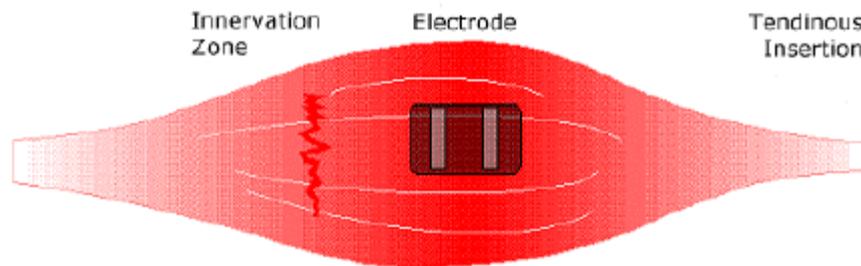


Figura 2.27 Posizione ideale di applicazione di un elettrodo

Va anche evitato il posizionamento sul tendine o in prossimità di esso, in quanto il segnale potrebbe risultare scarsamente leggibile (la fibra si assottiglia) o soggetto a crosstalk a causa dei muscoli antagonisti.

Per le analisi dinamiche sono consigliati due ulteriori accorgimenti:

- gli elettrodi vanno posizionati in modo tale che rimangano il più vicino possibile al centro del muscolo, in quanto durante la contrazione il muscolo si sposta e questi potrebbero non essere più centrati;



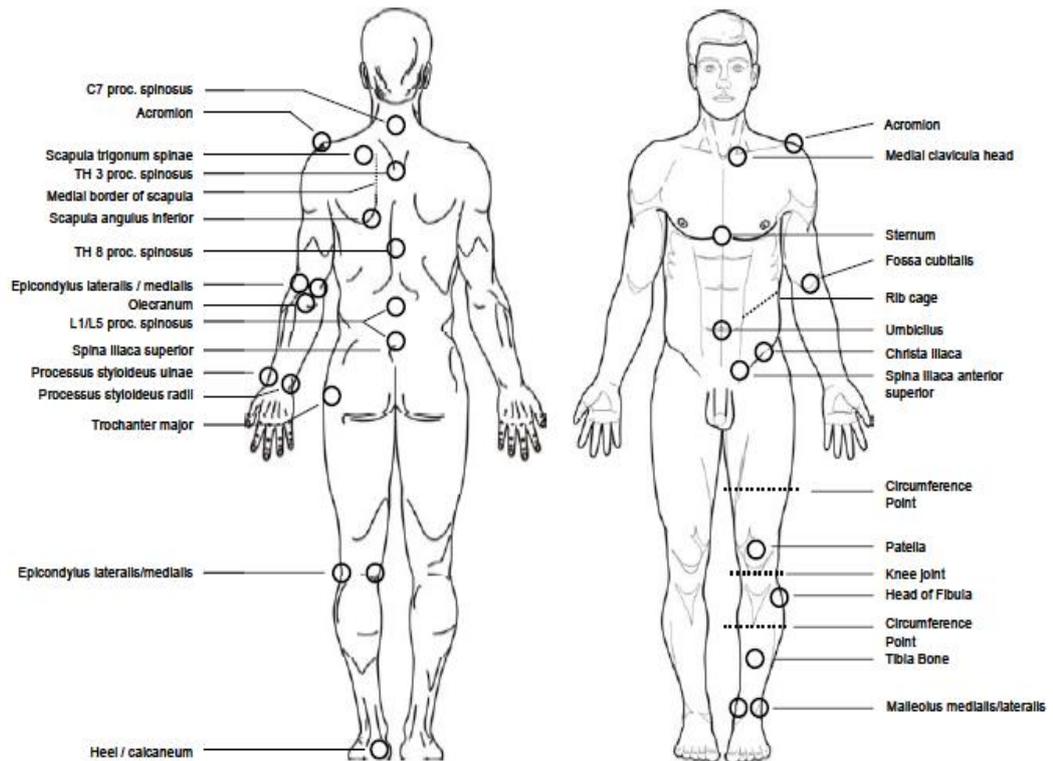
Figura 2.28 Spostamento del muscolo sotto gli elettrodi durante la contrazione

- fissaggio dei cavi, tramite bendaggio o cinghie elastiche, per evitare il distacco degli elettrodi e il movimento dei cavi stessi, spesso causa di artefatti sul segnale (artefatti da movimento).



**Figura 2.29 Fissaggio dei cavi**

Le zone di applicazione degli elettrodi possono essere individuate usando aree di riferimento anatomiche, basate sulle ossa principali e tramite le prominenze caratteristiche di alcune di esse o per palpazione.



**Figura 2.30 Riferimenti anatomici in vista dorsale e frontale**

### Fine Wire Sites:

### Surface Sites:

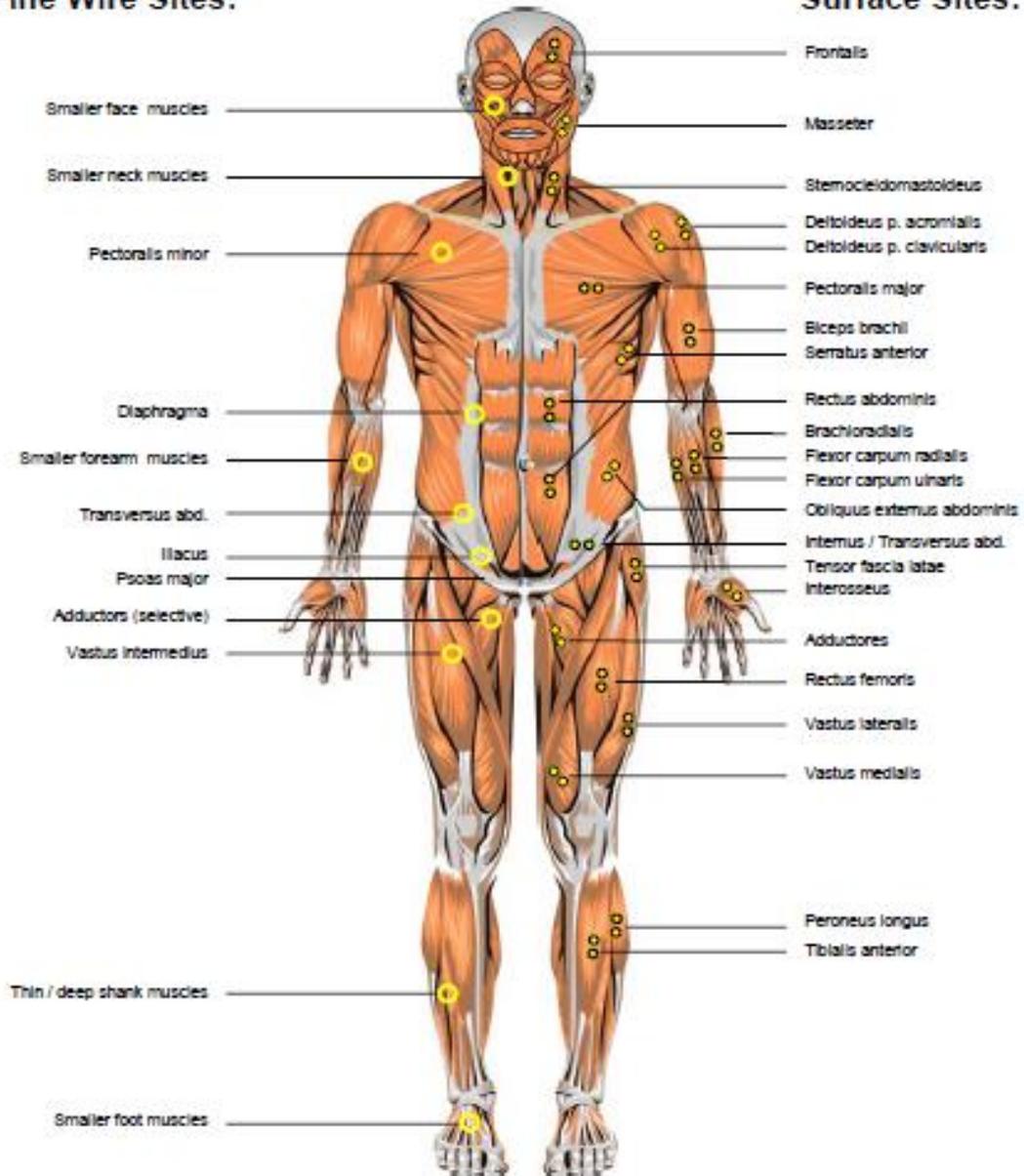


Figura 2.31 Visione frontale del posizionamento degli elettrodi. La parte sinistra indica i muscoli profondi e la destra quelli superficiali

## Fine Wire Sites:

## Surface Sites:

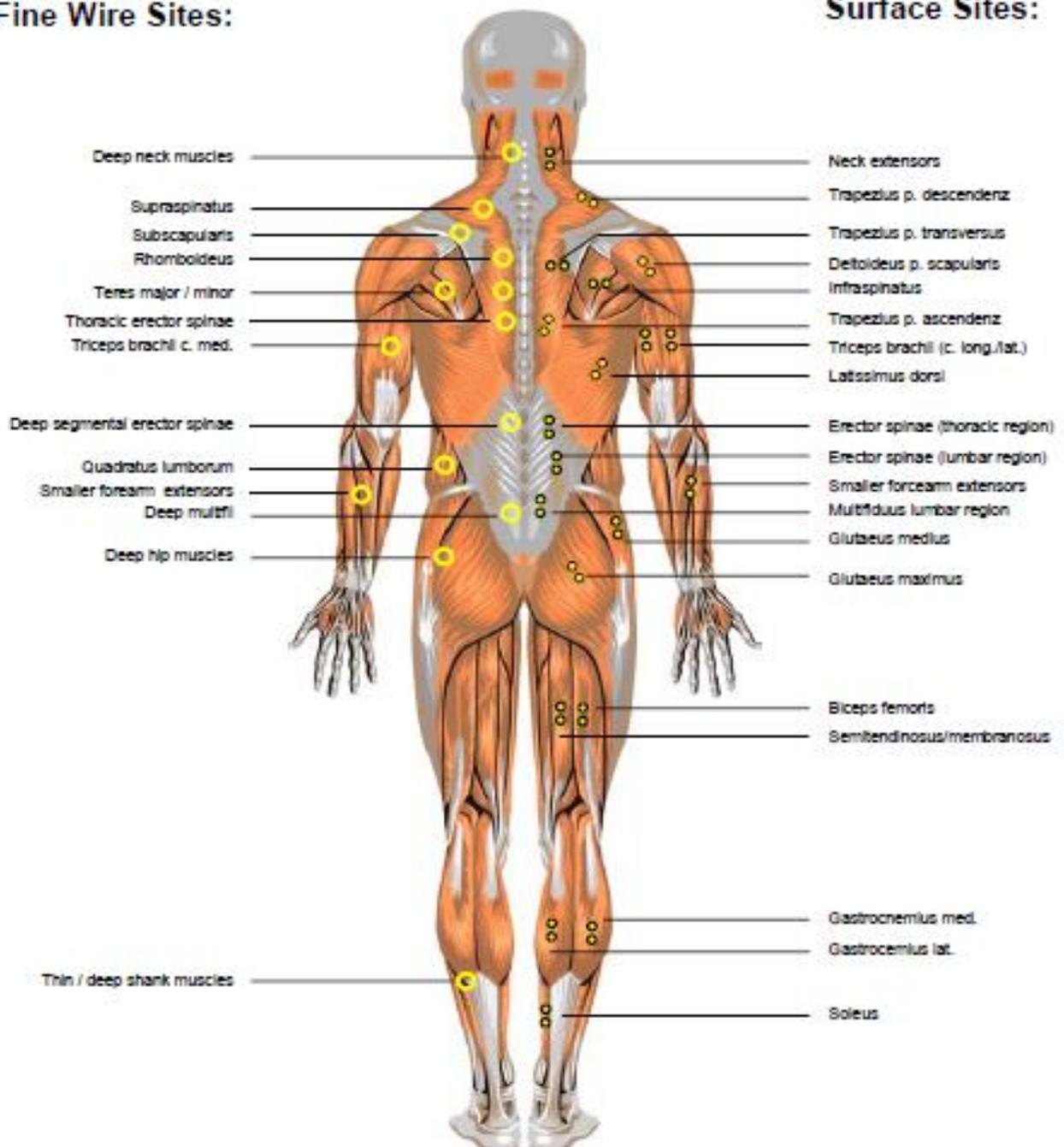


Figura 2.32 Visione dorsale del posizionamento degli elettrodi

## Elaborazione del segnale

L'elaborazione del segnale elettromiografico passa attraverso un insieme di operazioni atte a renderlo più comprensibile e confrontabile fra più ripetizioni. Quanto detto significa ridurre la variabilità del segnale, dovuta alla natura casuale dei disturbi o al prelievo, che può presentare differenze tra i soggetti analizzati sebbene il muscolo sia lo stesso. Le operazioni tipicamente utilizzate sono le seguenti:

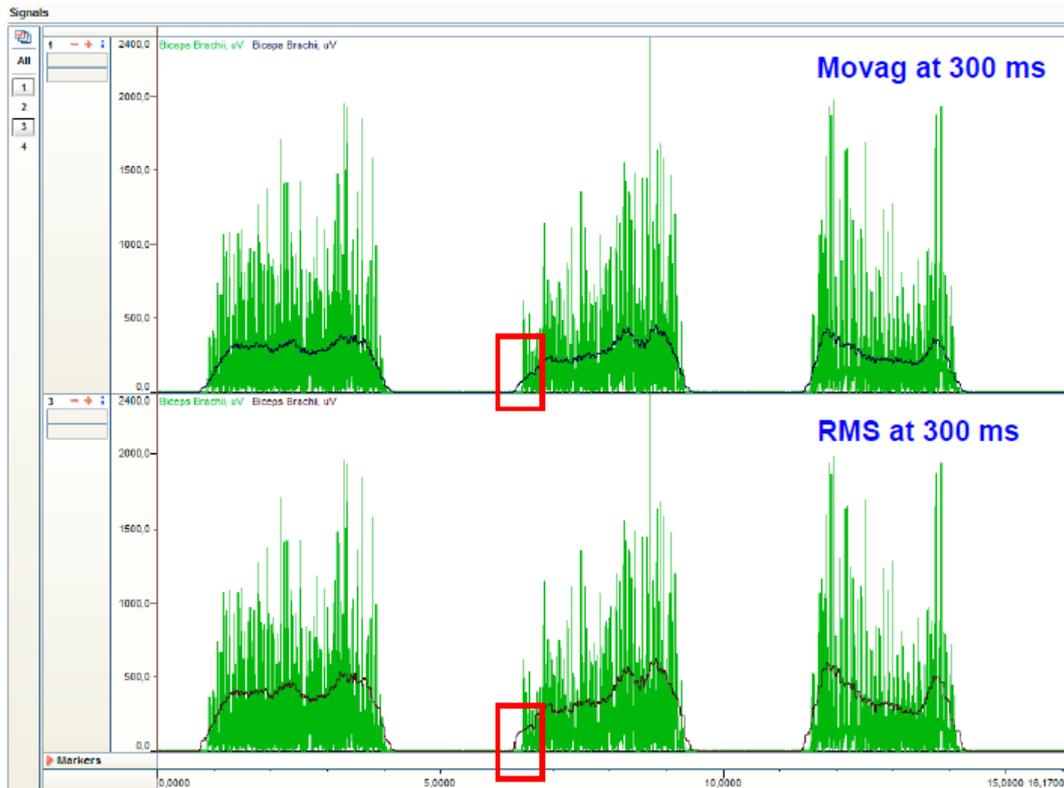
1. Rettifica. Tutte le tensioni negative sono rese positive, ribaltate rispetto la Base Line. Questa operazione porta a molti benefici: una migliore lettura del segnale, calcolo di parametri standard come la media, area sottesa dal segnale e valore massimo. Per molti anni un'operazione tipica che ha accompagnato la rettifica era l'integrale su un periodo e la costruzione di una serie di questi integrali.

$$x_{ARVT} = \frac{1}{T} \int_{T_1}^{T_2} |x(t)| dt$$

2. Smoothing. L'operazione di smoothing (digitale) serve a eliminare i contenuti non riproducibili del segnale, dovuti tipicamente al rumore, evidenziando l'andamento medio del segnale. Con il recente progresso tecnologico dell'elettronica è stato reso possibile il calcolo accurato del Valore Efficace (Root Mean Square, RMS), rappresentate la potenza media del segnale, e il Valore Rettificato Medio (Average Rectified Value, AVR), che risulta simile all'integrale rettificato.

$$x_{RMS}(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt}$$

Gli algoritmi utilizzati per l'elaborazione del segnale sono Movag per il valore rettificato medio e RMS per il valore efficace.



**Figura 2.33** Confronto tra due diversi algoritmi di smoothing. Sebbene i tracciati siano simili, l'algoritmo sul RMS presenta un'ampiezza maggiore rispetto all'algoritmo MovAg

3. Filtraggio Digitale. È un'operazione che può essere applicata in modo ricorsivo per ridurre il fenomeno di shift della fase.
4. Normalizzazione MVC (Maximum Voluntary Contraction). La massima contrazione volontaria è un metodo di ridefinizione del segnale, non più valutato secondo una tensione, ma rispetto una percentuale. Il processo di normalizzazione consiste nell'acquisire quanto un soggetto può contrarre un muscolo, assegnando il 100% alla massima contrazione e lo 0% alla contrazione nulla. Solitamente il protocollo vuole che le massime contrazioni siano mantenute per alcuni secondi e siano ripetute più volte, con un periodo di pausa tra ognuna. È un potente metodo per poter confrontare dati elettromiografici ottenuti da prove su soggetti diversi, o dallo stesso soggetto in giorni diversi. Normalizzare i livelli sEMG rispetto alla massima contrazione volontaria è anche un metodo comunemente usato per ridurre la variabilità tra diverse registrazioni. La misura riguarda la massima innervazione muscolare (non la massima forza producibile). Ciò

significa la possibilità di verificare quanto un dato esercizio di allenamento possa essere efficace e quanto un muscolo possa lavorare, ma anche che questa operazione va fatta su soggetti sani ed allenati. Ogni MVC va differenziato per ogni gruppo muscolare in analisi.

5. Normalizzazione del tempo. Data la difficoltà di ripetere un esercizio mantenendo la stessa durata, come per la normalizzazione MVC, il tempo viene ridefinito nel periodo rispetto una percentuale (“ciclo percentuale”). Questo procedimento permette di ridurre la deviazione standard nel segnale e di avere un ulteriore effetto di “smoothing” sul segnale.

### **Confronto di alcune specifiche tecniche di moderni elettromiografi**

Nell'affrontare l'acquisto di un EMG l'utilizzatore deve tenere in considerazione vari aspetti, riassumibili principalmente in due classi: i campi d'uso e le prestazioni.

I campi d'uso racchiudono l'insieme delle attività e test che si possono analizzare. Ad esempio se lo strumento è da usare in laboratorio o per il telemonitoraggio, se il soggetto del test in laboratorio è libero di muoversi per la stanza o è posizionato su una macchina/un attrezzo da palestra, se l'ambiente in cui si svolge il test è umido (acqua) o secco (a terra). Le prestazioni, invece, vanno a descrivere l'elettronica che compone lo strumento, quali: i canali di acquisizione, il guadagno, la tensione d'ingresso, la banda passante, l'impedenza d'ingresso, il CMRR, la frequenza di campionamento e la risoluzione del convertitore ADC.

Quanto detto significa che, nonostante le distinzioni, le due classi appena descritte sono strettamente collegate tra loro, in quanto un certo tipo di test può precludere l'utilizzo di uno strumento piuttosto che un altro, e viceversa, oltre a tutti gli accessori che possono essere collegati allo strumento, in particolar modo gli elettrodi. L'insieme di queste proprietà, con una speciale menzione al numero dei canali, andranno anche ad influire sul prezzo dello strumento.

- : dato assente

Dispositivi portatili					
Numero canali	1	2	4	16	32
Guadagno (V/V)	980	-	150	-	1
$V_{in}$ (mVpp)	0-50	-	0-330	-	0 – 3300
Banda (Hz)	10 – 500	10-3000	10-500	20-450	15-500
$Z_{in}$ (M $\Omega$ )	>100	>200	>1000	-	>1000
CMRR (dB)	>95	>100	>96	>80	>96
$f_c$ (Hz)	1000	200-80K	1000, 2000	2000	1000, 2000
Risoluzione (bit)	8	16	16/24	16	16/24

**Tabella 2.2 Confronto fra le prestazioni di alcuni dispositivi portatili. Le specifiche sono state raccolte direttamente dai datasheet**

Dispositivi non portatili				
Numero canali	12	16	16-256	96-400
Guadagno (V/V)	OFF, 100, 200, 250, 500, 1000, 2000, 5000, 100000	100, 200, 500, 1000, 2000, 5000, $10^4$ , $20^4$ , $10^4$	OFF, 100, 200, 500, 1000, 2000, 5000, 10000	150
$V_{in}$ (mVpp)	0-50	0-20	0-50	0-50
Banda (Hz)	$f_t$ PA:3,10,100,200 $f_t$ PB:130,500,900,4400	10-500	$f_t$ PA:3,10,100,200 $f_t$ PB:130,500,900,4400	$f_t$ PA:3,10,100,200 $f_t$ PB:130,500,900,4400
$Z_{in}$ (M $\Omega$ )	>1000	>90	>1000	>1000
CMRR (dB)	>95	>96	>95	>95
$f_c$ (Hz)	dispositivo analogico	dispositivo analogico	512, 2048, 5120, 10240	512, 2048, 5120, 10240
Risoluzione (bit)	dispositivo analogico	dispositivo analogico	12	16

**Tabella 2.3 Confronto fra le prestazioni di alcuni dispositivi non portatili. Le specifiche sono state raccolte direttamente dai datasheet.  $f_{t-PA}$ = frequenza di taglio passa alto,  $f_{t-PB}$ = frequenza di taglio passa basso**

Le tabelle 2.2 e tabelle 2.3 evidenziano alcune delle proprietà precedentemente elencate in dispositivi portatili e non portatili disponibili sul mercato.

I dispositivi portatili sono in grado di registrare i dati su memoria e poi trasmetterli a PC tramite cavo, Wi-Fi o Bluetooth. Un caso particolare, non riportato in tabella, sono gli EMG da gaming, i quali sono tipicamente collegati all'avambraccio del giocatore e sono in grado di riconoscere che tipo di azione il giocatore ha effettuato, come aprire o chiudere la mano, per poi riprodurla nel gioco. Questi particolare EMG usano 8 elettrodi a secco, invece che i soliti a gel, motivo per cui i segnali sono più rumorosi (non utilizzabili in ambito biomedico) ma comunque distinguibili. Lavorano ad una frequenza di campionamento molto bassa (circa 200 Hz), ma sufficiente per lo scopo, dove bastano le armoniche più significative del segnale acquisito. In più hanno un filtro elimina-banda molto stretto per eliminare la tensione di rete, cosa invece sconsigliata in ambito biomedico.

I dispositivi non portatili invece possono presentare un'uscita analogica per essere collegati ad una scheda di acquisizione dati oppure una porta USB se hanno il convertitore analogico/digitale integrato. Spesso i dispositivi non portatili sono anche dotati di canali ausiliari che acquisiscono segnali provenienti da altri sensori (per esempio forza, coppia, pressione, angolo, posizione o segnali di trigger).

Generalmente all'aumentare dei canali i dispositivi diventano sempre più costosi e, a parità di canali, due fattori importanti sono la frequenza di campionamento e la portabilità. Quantitativamente ciò significa partire da alcune centinaia di euro per i dispositivi con meno canali, ad alcune decina di migliaia per quelli con più canali.

Dispositivi portatili con pochi canali possono essere utilizzati per lo studio di altrettanti pochi gruppi muscolari, ad esempio per verificare il funzionamento durante la giornata di un muscolo in situazione patologica (miopatie o sindromi localizzate). All'aumentare dei canali, e quindi degli elettrodi applicabili, i segnali acquisiti possono essere elaborati in maniera più fine, per studi migliori e con soggetti in movimento, ovviamente questo comporta l'acquisto di un dispositivo più costoso. Un discorso analogo può essere fatto con i dispositivi non portatili. In più, le maggiori frequenze di campionamento disponibili permettono di avere segnali più accurati, consigliati per test con elettrodi ad ago, dove il segnale è più pulito e specifico della fibra muscolare. Un altro vantaggio sono i canali ausiliari, che

permettono di incrociare i dati e avere uno strumento di analisi molto più potente, elettrostimolando una superficie o raccogliendo dati di natura differente da quella mioelettrica. Test che richiedono l'utilizzo di più canali possono essere quelli atti all'analisi del cammino o di un atto motorio che coordina più parti del corpo (come un pugno in un'arte marziale, il quale coinvolge l'intera catena cinetica posteriore, dalle gambe alle mani).

# Capitolo III

## Il segnale EMG in ambito sportivo

L'EMG di superficie è comunemente utilizzato per quantificare l'entità e le tempistiche di attivazione muscolare durante le varie attività fisiche. Il fatto che l'EMG può analizzare situazioni dinamiche lo rende di particolare interesse in ambito sportivo.

Durante le attività sportive, l'elettromiografia può fornire informazioni quantitative e qualitative sulla coordinazione e coattivazione tra i muscoli e il loro contributo a sviluppare forza, precisione e stabilità articolare per un determinato movimento.

Preparatori e atleti possono quindi

1. elaborare cicli di lavoro per migliorare una determinata tecnica
2. elaborare cicli di recupero nel caso di affaticamenti o patologie del sistema muscolare o articolare ad esso collegato
3. comprendere l'economia del movimento a livello muscolare al crescere dell'intensità [6].
4. Determinare il grado di affaticamento ad un determinato numero di ripetizioni dello stesso esercizio
5. Verificare l'effetto dell'allenamento sull'atleta attraverso un'analisi delle prestazioni nel tempo

Il presente capitolo vuole presentare alcune applicazioni del segnale EMG in ambito sportivo.

### **3.1 Metodi di ricerca**

La ricerca degli articoli è stata fatta principalmente su Google Scholar e Pubmed, accedendo poi alle riviste nelle quali gli articoli erano pubblicati, ad esempio “Journal of Electromyography and Kinesiology”, “International journal of sports physiology and performance”, “Journal of Sports Sciences”.

In una prima analisi le parole chiave utilizzate sui motori di ricerca appena citati sono state: sport, EMG, electromyography, sEMG, muscle activity. Questa prima fase di ricerca ha prodotto numerosi risultati e ha messo in evidenza come l’EMG sia applicato a numerosi sport. Per questo motivo, dopo una valutazione preliminare dei risultati ottenuti sono stati selezionati due sport, il nuoto e il rugby ed è stata effettuata una ricerca più approfondita in questi due ambiti. Le parole chiave utilizzate in questa seconda fase sono state: swimming, MVC, breaststroke, rugby, injuries.

Tra le varie discipline sportive la scelta è ricaduta sul nuoto e sul rugby, in quanto gli articoli scelti permettono di evidenziare la versatilità dell’elettromiografia, confrontando alcune proprietà del segnale EMG (intensità, durata e forma d’onda per esempio).

### **3.2 Elettromiografia di superficie della nuotata a rana**

L’elettromiografia nel nuoto può essere usata per descrivere il contributo, la sincronizzazione e l’intensità muscolare e quindi descrivere le tecniche adottate dagli atleti. Il miglior metodo per l’analisi in acqua è l’EMG telemetrico, il quale permette una maggiore libertà di movimento agli atleti partecipanti allo studio.

La figura 3.1 mostra quali gruppi muscolari e quanto tipicamente sono presi in considerazione in questo sport. A seconda dello stile di nuotata e degli obiettivi ogni studio si concentrerà su determinati gruppi muscolari.

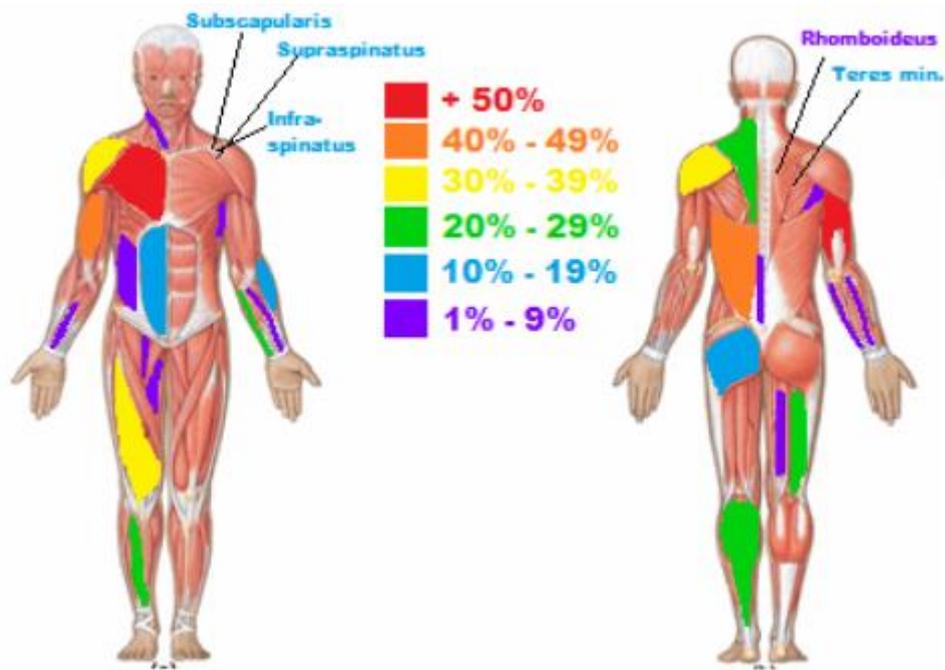


Figura 3.1 Gruppi muscolari analizzati nel nuoto

Nel nuoto, la maggior parte delle analisi con EMG sono state incentrate sullo stile libero, mentre in minor quantità nella nuotata a rana e gli altri stili (figura 3.2). Nel corso degli anni le tecniche di esecuzione hanno subito varie modifiche, introducendo uno stile molto più ondulato e dinamico. Al giorno d'oggi lo stile più frequentemente utilizzato è l'*undulating breaststroke*, dove il corpo ondeggia maggiormente (rispetto il vecchio stile *flat*) ricordando in parte lo stile a delfino.

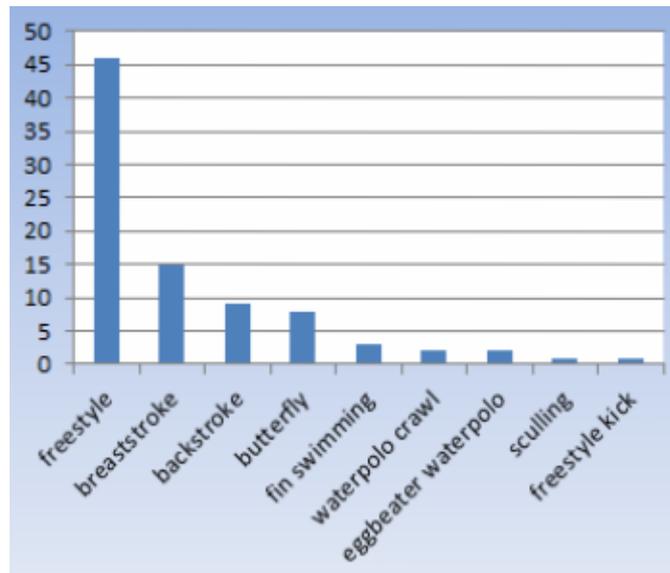


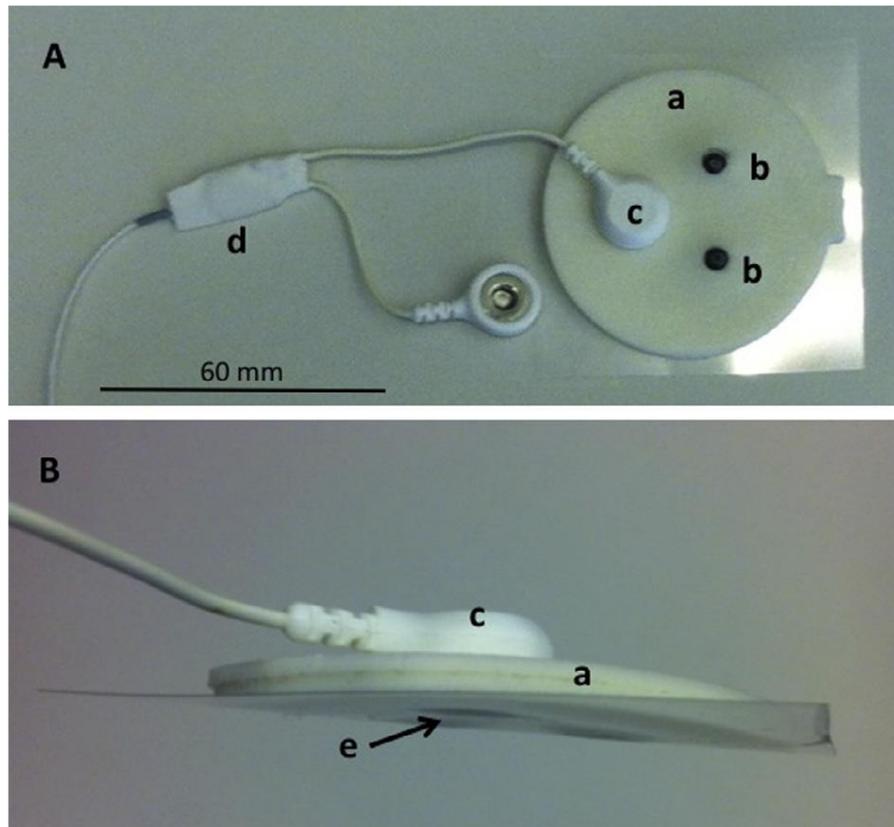
Figura 3.2 Confronto tra i vari stili nel nuoto. In ordinata è indicato quanti studi sono stati affrontati per ogni stile

La nuotata a rana è divisa in tre fasi: la gambata (leg kick), lo scivolamento (gliding) e il recupero delle gambe (leg recovery); le tre fasi compongono lo 'stroke cycle' (SC). L'attivazione muscolare deve essere ottimale durante ognuna di queste fasi e ricopre un ruolo importante nell'applicazione della forza contro la resistenza dell'acqua e nel corretto posizionamento delle parti propulsive del movimento (ad esempio mani e piedi) [7]. Differenti tecniche di nuotata ed intensità portano a differenti pattern del tracciato EMG. In uno studio affrontato da [8], in cui venivano confrontato un nuotista di livello internazionale con due di livello nazionale, è stato notato che solo il nuotatore di livello internazionale, dotato di migliore tecnica, era in grado di mantenere una migliore attività muscolare a livello delle gambe nella fase di scivolamento, tale da mantenere una migliore posizione aerodinamica.

In questo elaborato sono stati analizzati nel dettaglio due studi sperimentali. Il primo studio (Olstad et al. 2016 a [9]) ha l'obiettivo di confrontare la coordinazione e attivazione muscolare, tra gruppi antagonisti, di nuotatori di livello mondiale a diverse intensità. Il secondo studio (Olstad et al. 2016 b [7]) ha l'obiettivo di confrontare i dati ottenuti tra nuotatori di livello mondiale e nazionale. Il segnale EMG è valutato rispetto alla massima contrazione volontaria (MVC). Le attività sono state svolte in vasca corta (25 m). La temperatura dell'aria e dell'acqua erano a circa 29 °C in modo da aver una buona correlazione tra i dati misurati in aria ed in acqua, in quanto una differenza di temperatura tra i due ambienti porterebbe ad un segnale EMG di qualità inferiore [10].

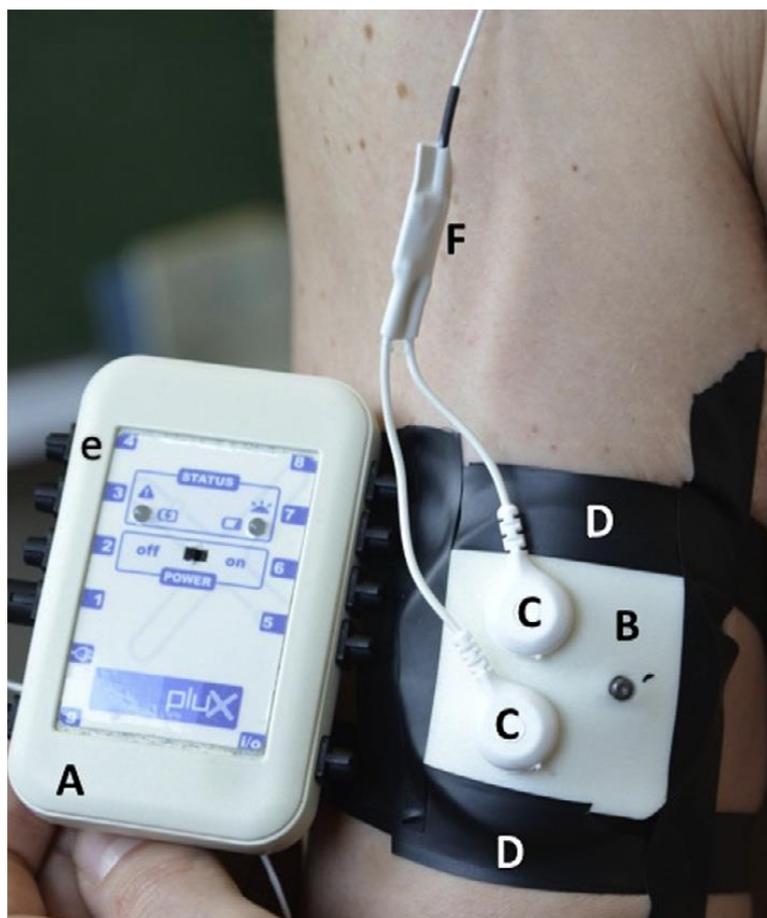
### **Acquisizione del segnale**

In entrambi gli studi analizzati è stato utilizzato lo stesso setup sperimentale e i dati EMG acquisiti sono stati processati in eguale modo. Sono stati presi in esame quattro gruppi di muscoli antagonisti: tricipite brachiale (TB) e bicipite brachiale (BB), gastrocnemio mediale (GAS) e tibiale anteriore (TA), bicipite femorale (BF) e retto femorale (RF) e, unico caso di muscoli non antagonisti (ma molto importanti per il moto), trapezio (TRA) e grande pettorale (PM). Per ridurre l'impedenza di elettrodo la pelle è stata depilata e pulita con alcol al 70% per rimuovere residui di peluria e pelle morta. Gli elettrodi (duali) utilizzati erano ad Ag/AgCl, 57 mm di diametro, area conduttiva di 10 mm, con una distanza tra gli elettrodi di 20 mm ([7] e [9]). L'elettrodo di terra è posizionato sull'osso frontale.



**Figura 3.3** Configurazione degli elettrodi. (A) Visione frontale; (B) Visione laterale. a) parte adesiva; b) clip del connettore; c) connettore; d) amplificatore; e) gel Ag/AgCl

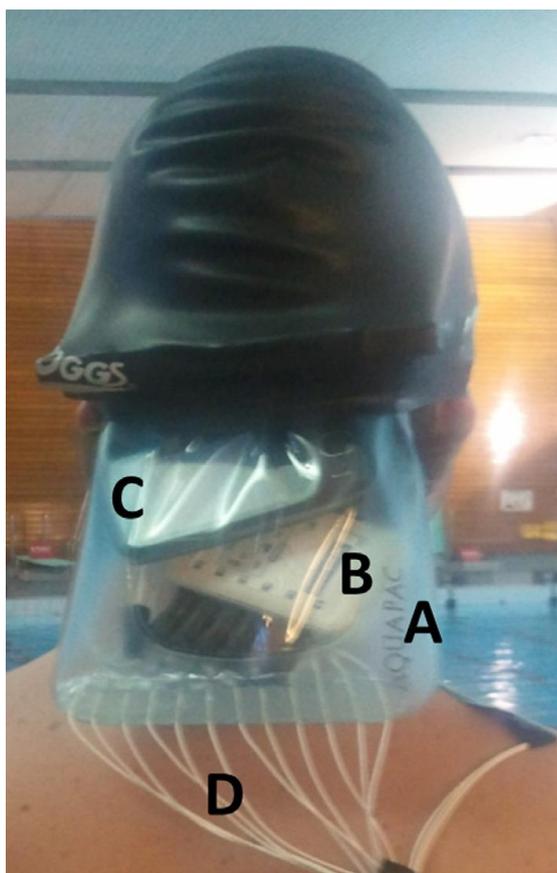
Siccome la rilevazione del segnale avviene in acqua, ogni elettrodo è reso impermeabile tramite del nastro isolante attorno il suo perimetro. Il nastro isolante contribuisce anche a mantenere fissi i cavi, in modo da ridurre gli artefatti da movimento. L'amplificatore, come si può vedere in figura 3.3 è anch'esso ricoperto di materiale impermeabile all'acqua.



**Figura 3.4 Impermeabilizzazione degli elettrodi. A) Unità centrale con trasmettitore Bluetooth; B) connettore adesivo; C) connettore; D) nastro isolante; E) canale di ingresso per l'EMG; F) amplificatore**

Un'ulteriore copertura è stata fornita dal costume, con i cavi posti su gambe e cosce che risalivano lungo la schiena fino al dispositivo di acquisizione, posto in una sacca impermeabile dietro al cranio, mantenuta ferma dalla cuffia. Lo stesso discorso è stato fatto per i cavi posti nella parte alta del tronco (figura 3.5).

Il segnale acquisito è stato filtrato mediante un filtro passa-banda a 25-500 Hz, impedenza d'ingresso  $>100 \text{ M}\Omega$ , CMRR di 110 dB, guadagno di 1000 unità e campionato a 1 KHz. Una volta acquisito è stato filtrato digitalmente (20-500 Hz), rettificato e reso più smooth con un un filtro passa basso (12 Hz, Butterworth del 4° ordine) [9]. Infine per ogni muscolo ne è stata fatta la media durante ogni SC.



**Figura 3.5 Impermeabilizzazione dei dispositivi. A) Sacca impermeabile; B) Unità centrale; C) Data Logger; D) cavi**

Nell'indagine in cui vengono confrontate le nuotate a differenti intensità il tempo è stato normalizzato con 100 punti (tramite Matlab) per ogni SC, in modo da visualizzare al meglio le differenze nella coordinazione muscolare; mentre in quello in cui si confrontano gli atleti di classi differenti la normalizzazione è bastata a 50 punti.

Il valore di soglia di attivazione è stato posto al 20% del picco EMG per tutti i muscoli, escluso il GAS che ha presentato un'attività maggiore (linea di base ad un'intensità maggiore), dove è stata impostata al 25% [11].

### **Nuotata a differenti intensità: risultati e considerazioni (Olstad et al. 2016 a)**

Gli atleti (5 uomini e 4 donne, di cui 2 uomini e 2 donne medagliati a livello mondiale) hanno svolto gli esercizi percorrendo una sola vasca a rana al 60%, 80% e 100% del

massimo sforzo, con un periodo di pausa di 30-45 s tra ognuna, imitando i 200 m, 100 m e 50 m rana.

L'andamento medio della curva MVC si è sempre mantenuto confrontabile in forma tra i diversi livelli di intensità, evidenziando però una maggiore attività complessiva all'aumentare dello sforzo e tempi di reazione leggermente differenti (figure 3.6 e 3.7).

La maggiore attivazione muscolare è stata trovata durante le fasi in cui i muscoli ricoprivano il ruolo principale nel generare la propulsione ad eccezione del TRA [9]. I muscoli della parte alta del corpo hanno avuto una maggiore attivazione durante la fase di scivolamento, in quanto atti a mantenere il corpo alto ed in linea sul pelo dell'acqua, ed eccezione del TRA, maggiormente attivo nella fase della gambata, momento in cui l'atleta apre il petto per salire oltre il pelo dell'acqua con le spalle per poi rituffarsi sotto. Il recupero delle mani (in-sweep) durante lo scivolamento è stato caratterizzato da un'attivazione quasi simultanea del PM e del BB, contribuendo ad un'alta velocità del movimento delle mani tale da generare la miglior spinta ottenibile [9]. All'aumentare dell'intensità dello sforzo i tempi di attivazione muscolare si sono dimostrati anticipati. Questo indica un contributo maggiore a mantenere in linea il corpo e aumentare la coordinazione tra braccia e gambe [12]. Ad esempio il TB si attiva sempre più velocemente ed intensamente in modo da raggiungere prima con gli avambracci e le mani la posizione di scivolamento (out-sweep delle mani).

I muscoli di cosce e gambe hanno evidenziato una maggiore attività durante la gambata, dove BF, RF e GAS tendono a distendere anca, ginocchio e caviglia; inoltre il TA presenta un'iniziale attivazione anche nel recupero della gambata, momento in cui in piedi vengono portati a martello (dorsiflessione della caviglia) per poi generare la spinta durante la fase della gambata. Al contrario dei muscoli della parte alta, i tempi di attivazione risultano leggermente ritardati al crescere dell'intensità.

I risultati ottenuti dimostrano che l'attivazione muscolare aumenta all'aumentare dell'intensità ad eccezione del TRA, che si è mantenuto sempre costante. In più, GAS alla massima intensità ha mostrato un'attivazione durante tutto il periodo dello scivolamento contribuendo a mantenere la posizione più efficiente. A maggior intensità i muscoli del tronco hanno evidenziato un'attivazione anticipata, in modo da ridurre i tempi morti nella nuotata.

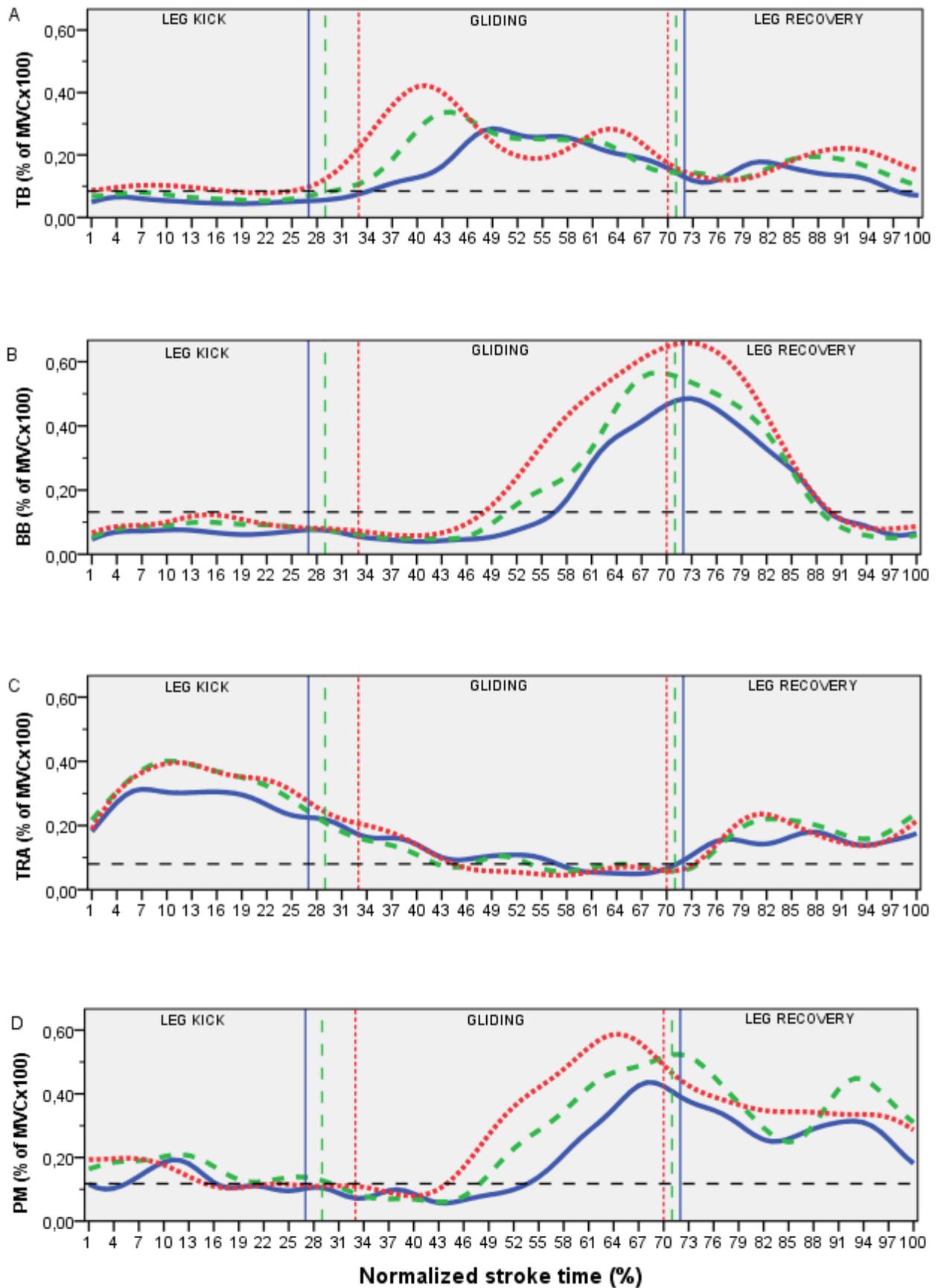


Figura 3.6 Andamento medio di attivazione dei muscoli rilevati. A) Tricipite brachiale; B) Bicipite brachiale; C) Trapezio; D) Gran pettorale. — 60%, - - - 80%, ···· 100% dello sforzo massimo

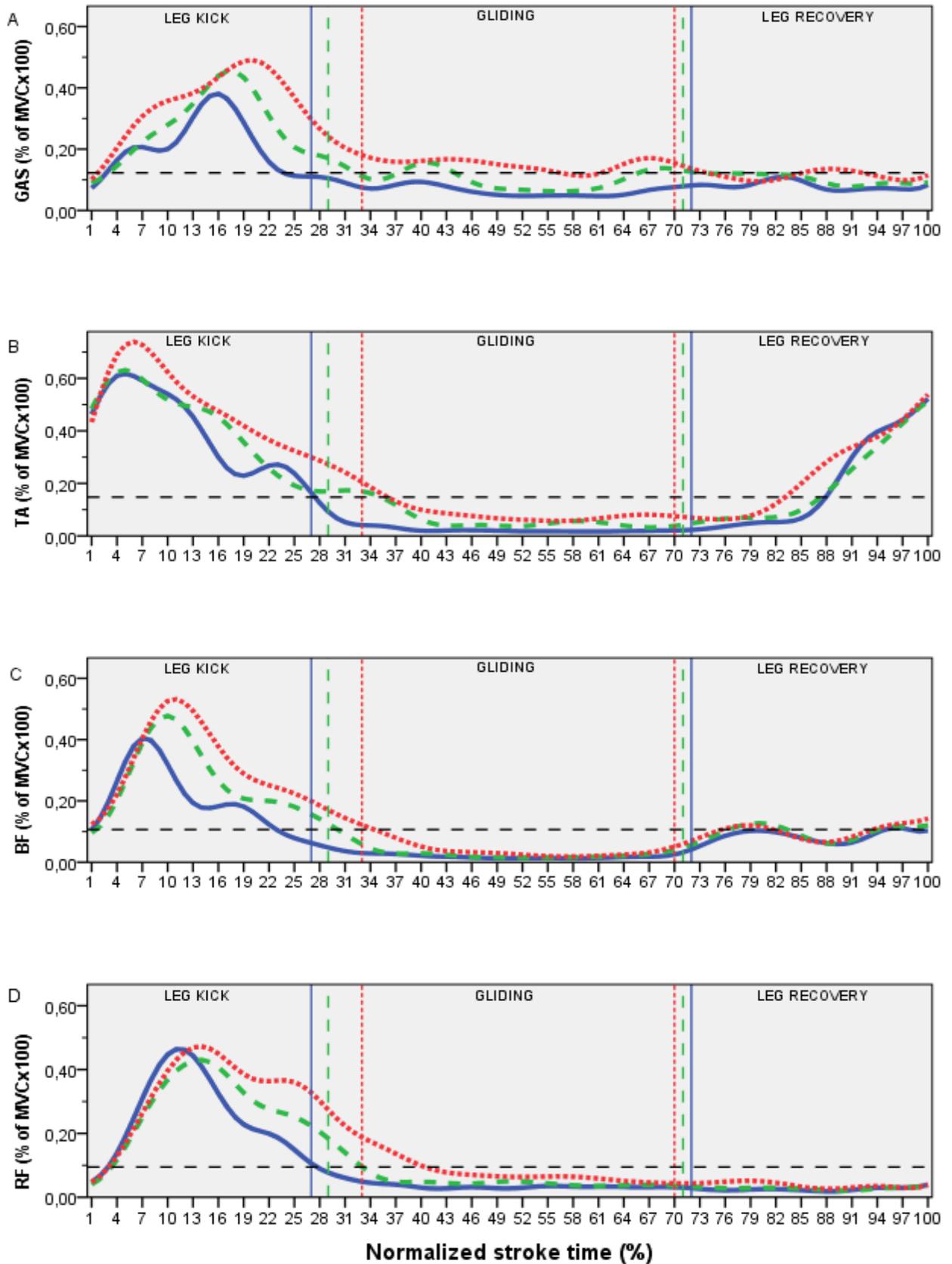


Figura 3.7 Andamento medio di attivazione dei muscoli rilevati. A) Gastrocnemio; B) Tibiale anteriore; C) Bicipite femorale; D) Retto femorale. — 60%, --- 80%, ..... 100% dello sforzo massimo

## Confronto tra nuotatori di differente livello: risultati e considerazioni (Olstad et al. 2016 b)

Gli atleti (4 medagliati a livello mondiale, WC, di cui 2 campioni, e 4 vincitori a livello nazionale, NE) hanno svolto gli esercizi percorrendo una sola vasca a rana al 60%, 80% e 100% del massimo sforzo, con un periodo di pausa di 30-45 s tra ognuna, imitando i 200 m, 100m e 50 m rana. I risultati analizzati si concentreranno solo sullo sforzo al 100%, in quanto per ogni atleta l'andamento medio si è mantenuto costante tra i vari SC (figura 3.8) a tutte le intensità, mentre tra i vari atleti si sono presentate delle differenze [7].

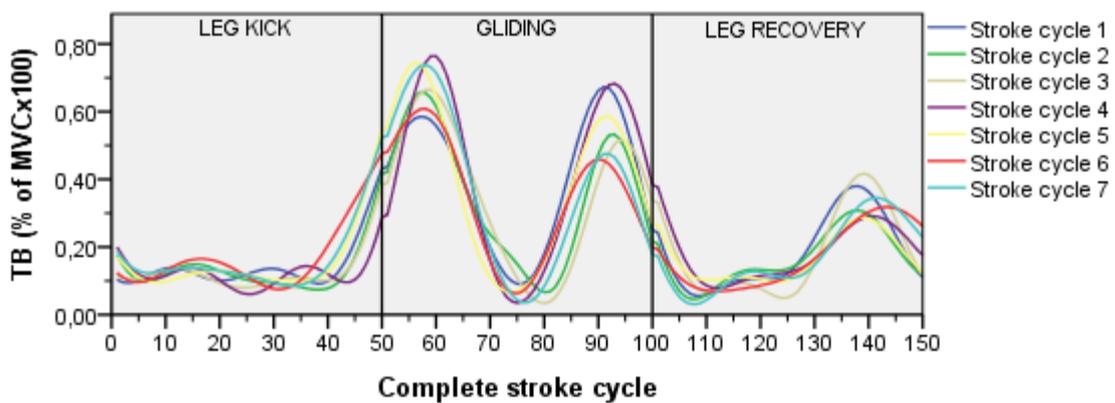


Figura 3.6 Andamento medio di attivazione tra sette SC per il TB in un nuotatore NE

Generalmente l'EMG ha evidenziato un comportamento simile tra i nuotatori dello stesso livello, ma differente tra i nuotatori di livello mondiale e quelli di livello nazionale. Questo può essere dato dai diversi livelli tecnici e di preparazione fisica, dove i muscoli sono abituati a cicli di lavoro differenti e (teoricamente) migliori ai livelli più alti. L'unica eccezione, verificatasi in un campione del mondo, riguarda i pattern del TB e del BB, che sono risultati completamente opposti tra loro (figura 3.9), dovuti probabilmente ad una differente tecnica della bracciata, in cui l'insweep risultava notevolmente anticipato.

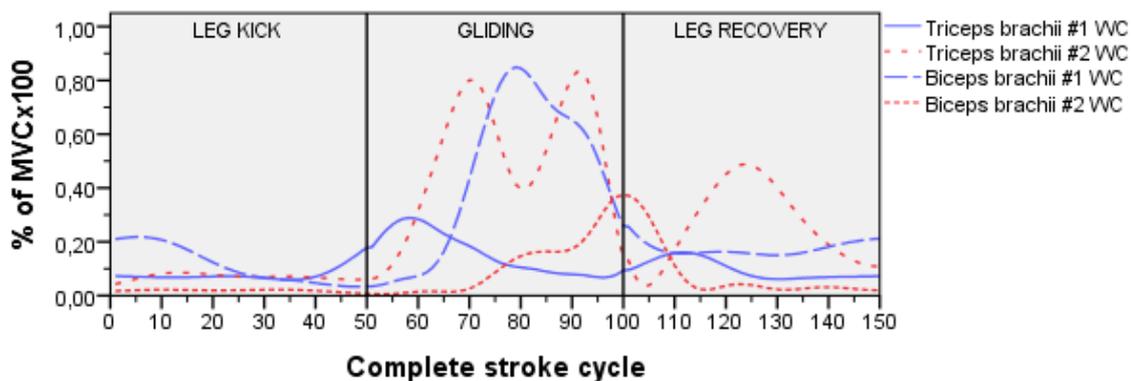


Figura 3.7 Andamento medio di attivazione del tricipite brachiale tra due nuotatori WC

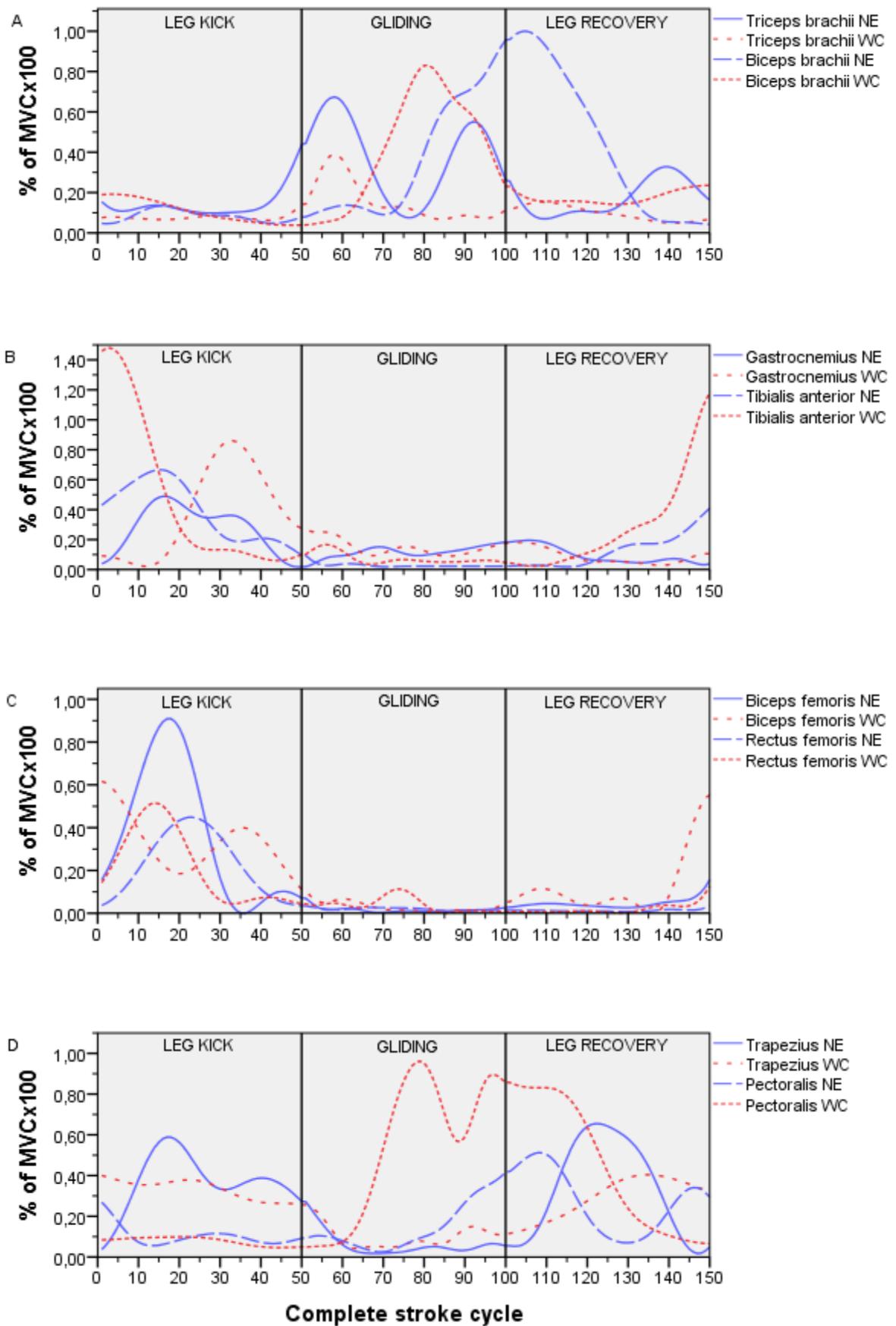


Figura 3.7 Andamento medio di attivazione tra un nuotatore NE ed uno WC

### *Tricipite brachiale TB e Bicipite brachiale BB (figura 3.10A)*

L'attivazione media totale per il nuotatore NE nel TB durante la gambata è stato del 27.5%, mentre nessuno dei nuotatori WC è andato oltre la soglia (ad eccezione di uno durante l'ultimo 6% della fase) [7]. Il nuotatore WC presenta nel TB un unico ed intenso picco durante tutto il ciclo della nuotata, mentre il nuotatore NE presenta 3 picchi meno intensi. Questo significa che il nuotatore NE inizia la gambata prima che il tronco sia nella posizione maggiormente aerodinamica [7].

Per quanto riguarda il BB entrambi i nuotatori presentano un unico picco, ma di diversa intensità e tempistica, denotando nell'atleta WC un minor sforzo ed in anticipo. Ciò consisterà in una minore sovrapposizione tra il recupero delle braccia ed il recupero delle gambe, riducendo notevolmente l'attrito con l'acqua.

### *Gastrocnemio GAS e Tibiale anteriore TA (figura 3.10B)*

La fase della gambata è sempre guidata dall'attivazione del TA, dove il nuotatore WC prepara le gambe prima (45% del recupero della gambata contro il 50%) e le usa meno a lungo rispetto al nuotatore NE (68% contro il 81.5% della fase, da [7]). Questo comporta un migliore contributo dei piedi nella propulsione, riducendo l'attrito con l'acqua e spendendo meno tempo durante questa fase.

Il GAS è stato attivato verso la fine della gambata dal nuotatore WC mentre per il nuotatore NE è attivo per quasi tutta questa fase. Ciò porterà ad una miglior fase di scivolamento. Inoltre, al contrario di tutti gli altri atleti, i campioni mondiali non hanno presentato coattivazione tra GAS e TA durante tutto il ciclo della nuotata [7]. Il miglior utilizzo del GAS previene la prematura flessione plantare, portando quindi ad una migliore gambata [13].

### *Bicipite femorale BF e Retto femorale RF (figura 3.10C)*

I pattern di attivazione di BF e RF si assomigliano tra WC e NE, ma i nuotatori WC anticipano sempre il movimento e lo svolgono a minore intensità, riducendo lo sforzo. L'attivazione dei gruppi muscolari è contemporanea, la quale indica che l'estensione e stabilizzazione del ginocchio sono causate da una forza consistente. Mentre tutti i nuotatori WC hanno manifestato un'attivazione del RF durante la fase di scivolamento, soltanto un nuotatore NE l'ha manifestato, questo può indicare un metodo per mantenere il moto ondulatorio della tecnica [9]. In più, i nuotatori WC mantengono maggiormente

attivo il BF (40.5% contro 29.5%). Questo indica che il BF è usato più attivamente, in modo da portare il tallone più velocemente ai glutei per un più veloce recupero delle gambe [13].

#### *Trapezio TRA e Grande Pettorale PM (figura 3.10D)*

In tutti i nuotatori TRA e PM mostrano il maggiore periodo di attivazione durante lo SC, ma con pattern di attivazione molto differenti. TRA è maggiormente attivo durante le fasi di gambata e recupero, dove il corpo è mantenuto sopra il livello dell'acqua. PM si è rivelato molto differente tra i campioni mondiali e gli altri nuotatori durante la fase di scivolamento. I due campioni hanno attivato PM per il 71% contro il 54.7% degli altri e il 25% di due NE [7], questo implica una fase di spinta con le mani più veloce ed intensa.

### **Prospettive**

Gli atleti di livello più alto presentano azioni più decise e brevi, in maniera tale da minimizzare lo sforzo col massimo risultato ottenibile. È comunque importante tenere conto anche dei parametri fisiologici di ogni atleta, i quali possono incidere sull'attivazione muscolare. In ogni caso, conoscere i pattern di attivazione muscolare durante ogni ciclo della nuotata a rana può permettere una migliore comprensione della tecnica e dare agli allenatori la possibilità di fare del training nella maniera più efficiente.

Una nuova prospettiva nell'ambito dell'allenamento, sia autonomo sia con allenatore, è rappresentato dai dispositivi ad audiofeedback in tempo reale. Disponendo l'atleta di un EMG portatile ed indossabile si potrebbe rilevare l'attività di un determinato muscolo e sviluppare un metodo di allenamento su quanto registrato. Ad esempio, riconsiderando i risultati dell'articolo [7], potrebbe tornare utile ai campioni nazionali impostare i parametri di intensità e temporali dei campioni mondiali come riferimento e utilizzarli come target per l'allenamento, ponendo degli stimoli quando la propria attività muscolare è ad intensità differente o fuori tempo. Questo potrebbe permettere di migliorare la propria tecnica ed efficienza muscolare rapportandosi a degli standard agonistici sempre più alti.

Un altro oggetto di studio potrebbe essere l'analisi di muscoli come i glutei o quelli addominali (psoas o retto addominale, ad esempio, appartenenti al cosiddetto 'core'), i quali sono statisticamente quelli meno considerati (vedi figura 3.1). Con l'evolvere dei

metodi di allenamento, si è sempre data una maggiore importanza ai gruppi muscolari del core, i quali contribuiscono significativamente a stabilizzare i movimenti ed alla forza sviluppabile in generale. Impostare un esperimento su questi gruppi consentirebbe di raccogliere ulteriori dati, verificando la loro influenza sulla tecnica; ad esempio il grande psoas, come principale muscolo flessore della coscia, potrebbe fornire un contributo significativo nelle fasi di gambata e recupero delle gambe poiché potrebbe evidenziare un'attività più efficiente negli atleti di livello più alto.

### **3.3 Elettromiografia di superficie di un placcaggio a rugby**

Come tutti gli sport di contatto pieno il rugby non è esente da lesioni, muscolare ed articolari. Tra le azioni che più frequentemente portano a lesioni in questo sport sicuramente c'è il placcaggio (tackle), dove nell'enfasi dell'azione il corpo può non essere correttamente preparato e stabilizzato a subire l'urto, non preservando l'articolazione. Sebbene le lesioni alla spalla siano tra le più frequenti, non ci sono studi che riportano l'attività muscolare attorno al cingolo scapolare (complesso clavicola più scapola) durante un placcaggio [14], che è il punto in cui la catena cinetica scarica la forza accumulata.

Il primo articolo esaminato (Herrington et al. 2009 [14]) vuole esaminare la sequenza di attivazione di alcuni muscoli della spalla in individui sani. Il secondo (Horsley et al. 2010 [15]) vuole esaminare la stessa sequenza di attivazione, evidenziando le differenze tra individui sani ed individui patologici (infortunati). Gli individui patologici presentano una lesione SLAP (Superior Labral tear from Anterior to Posterior), cioè una lesione antero-posteriore del labbro glenoideo superiore. Consiste in una lesione del cercine glenoideo che, non accogliendo più al meglio la testa dell'omero, causa dolore ed una peggiore mobilizzazione dell'articolazione gleno-omerale. Il tendine del bicipite può essere coinvolto in questo tipo di lesione.



Figura 3.8 Come si presenta una lesione SLAP

### Acquisizione del segnale

Lo studio è affrontato esaminando muscoli considerati responsabili della stabilizzazione (dentato anteriore o gran dentato, sottospinato e bicipite brachiale) o della mobilizzazione (gran pettorale e gran dorsale) del complesso della spalla (figura 3.12) [14] e [15]. L'elettrodo di riferimento è posizionato sullo sterno.

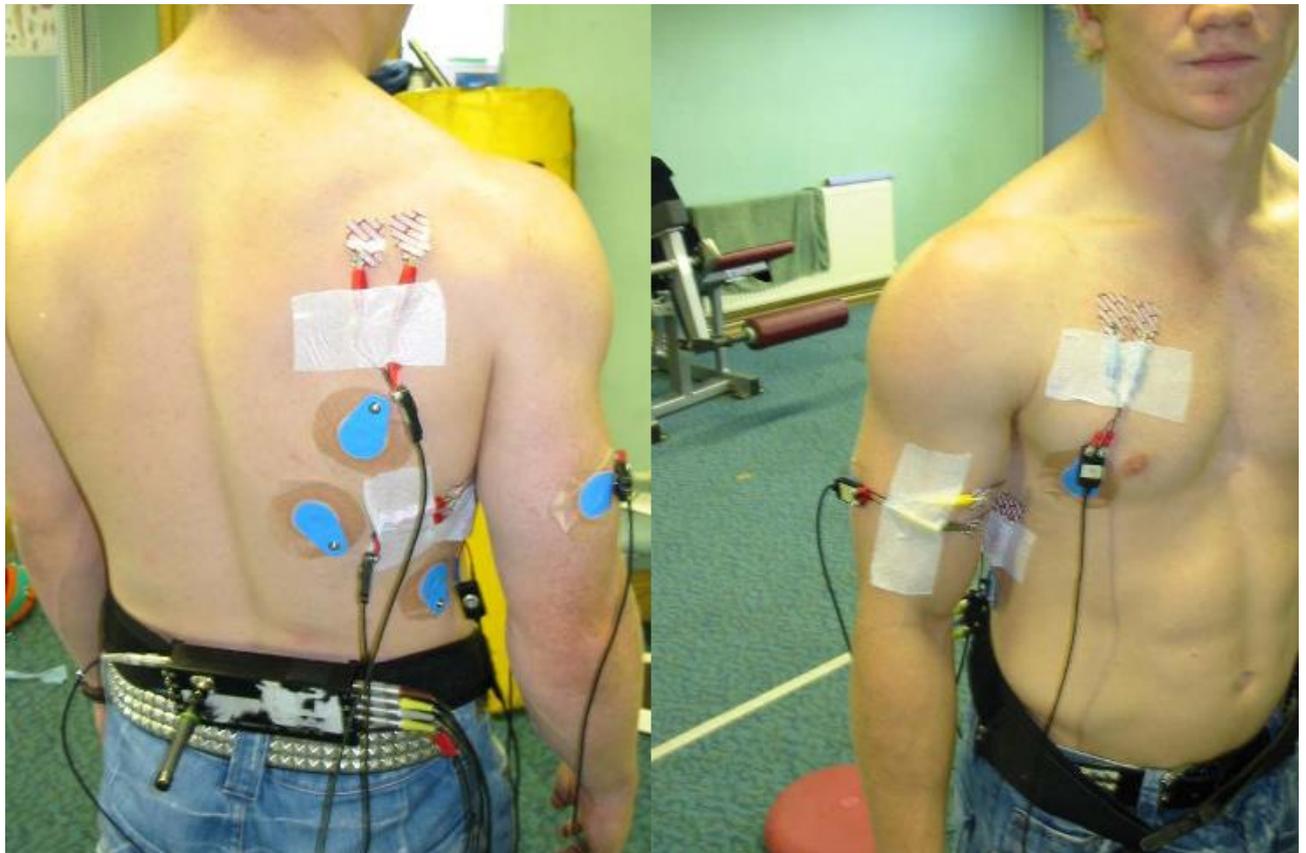


Figura 3.9 Posizionamento degli elettrodi

Per ridurre l'impedenza di elettrodo la pelle è stata depilata, leggermente abrasa e pulita con alcol. Per ogni muscolo sono stati utilizzati due elettrodi attivi di tipo Ag/AgCl, con una distanza tra gli elettrodi di 10-20 mm (distanza tra centri degli elettrodi).

Il segnale acquisito è stato filtrato mediante un filtro passa-banda a 10-500 Hz, preamplificato di un fattore 1000 e amplificato di un fattore 2 e campionato a 2000 Hz. La soglia di attivazione del segnale è stata fissata a 3 standard deviation sopra la baseline. L'impatto del placcaggio è stato determinato tramite una differenza di pressione misurata in un pressostato posto sulla parte anteriore della spalla e visualizzato sul tracciato EMG, [14] e [15].

## **Procedimento**

L'articolo [14] prende in considerazione 15 atleti professionisti, dove nessuno di questi ha subito infortuni alla spalla o alla spina dorsale negli ultimi 12 mesi. L'articolo [15] prende anch'esso in considerazione 15 atleti professionisti, di cui 7 presentanti una lesione SLAP. In entrambi gli studi analizzati è stato utilizzato lo stesso setup sperimentale e i dati EMG acquisiti sono stati processati in eguale modo. Ogni soggetto si pone nella posizione ottimale di placcaggio, definita 'set', in cui il tronco è posto ad angolo retto rispetto le cosce, le ginocchia flesse e la spalla addotta di circa 60°. Al comando 'set' segue il comando 'hit', in cui il giocatore spinge sulle gambe e distende anche e ginocchia colpendo un sacco con la spalla scelta e senza muovere i piedi (figura 3.13). Il dato EMG è stato registrato a partire dal comando 'set' fino al contatto con il sacco. Il procedimento è stato ripetuto 5 volte per spalla e ne è stata fatta la media tra le ripetizioni per la successiva analisi. È da sottolineare che l'esperimento è fatto in condizioni ottimali, dove il giocatore può prepararsi al meglio nell'esecuzione e contro un bersaglio fermo. In condizioni di gioco reale i dati, se raccolti, potrebbero essere significativamente diversi.



Figura 3.10 Postura durante il placcaggio. A) Posizione del corpo e dei piedi; B) posizione della spalla

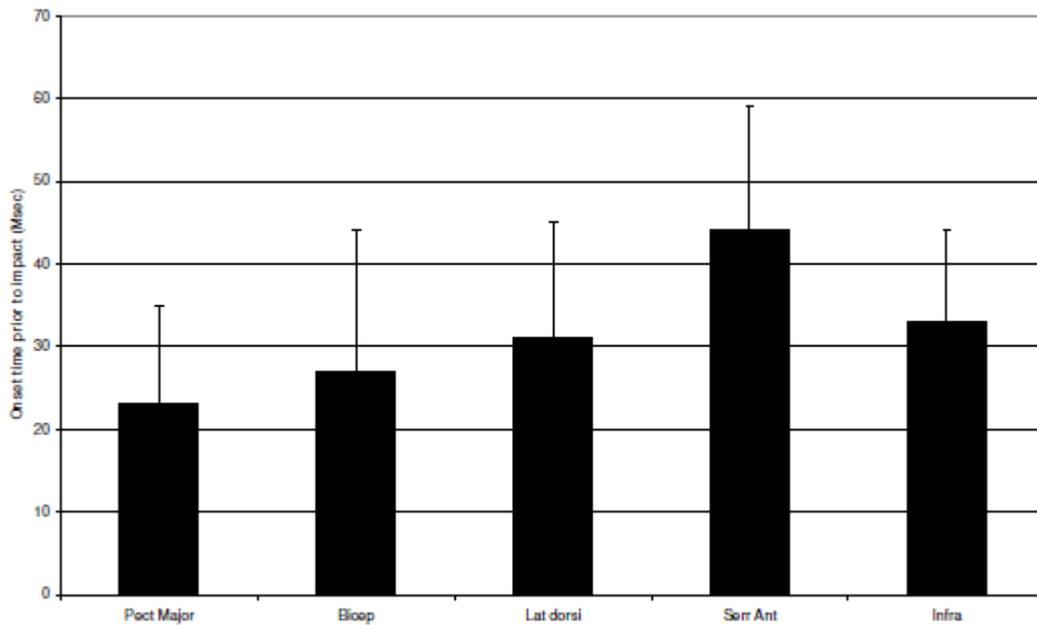
## Risultati

I dati raccolti sono valutati e confrontati rispetto il tempo di attivazione dei gruppi muscolari, tanto più il tempo è elevato, tanto prima il muscolo si è attivato prima dell'impatto.

La tabella 3.1 e la figura 3.14 mostrano il tempo di attivazione medio (in ms) prima dell'impatto per gli individui sani appartenenti all'articolo [14]. La tabella 3.2 confronta invece gli individui patologici con i sani relativi all'articolo [15].

Muscolo	Tempo di attivazione medio (ms)
Gran pettorale	20.7
Bicipite brachiale	27
Gran dorsale	37.8
Dentato anteriore	41.2
Sottospinato	35.4

Tabella 3.1 Tempo di attivazione medio prima dell'impatto per ogni muscolo in individui sani



**Figura 3.11** Tempo di attivazione media prima dell'impatto per ogni muscolo in individui sani. Pect Major=gran pettorale; Bicep=bicipite brachiale; Lat dorsi=gran dorsale; Serr Ant=dentato anteriore; Infra=sottospinato

Muscolo	Spalla lesionata	Spalla sana	Controllo
Gran pettorale	15.9 (9.9-21.9)	23.5 (17.5-29.5)	20.7 (16.3-25.1)
Bicipite brachiale	22.7 (19.7-25.7)	30 (23.2-36.8)	27 (23-31)
Gran dorsale	25.5 (17.1-33.9)	33.6 (22.4-44.8)	37.8 (35-40.6)
Dentato anteriore	38.6 (31.6-52.6)	44.6 (36.6-52.6)	41.2 (38.2-44.2)
Sottospinato	33 (22-44)	41.2(30-52.4)	35.4 (30.6-40.2)

**Tabella 3.2** Tempo di attivazione medio (ms) prima dell'impatto per ogni muscolo. Il confronto si sviluppa tra la spalla lesionata e la spalla sana negli individui patologici e tra la spalla sana negli individui patologici e la spalla sana (voce Controllo) negli individui sani

Negli individui sani l'ordine di attivazione è il seguente: dentato anteriore, gran dorsale, sottospinato, bicipite brachiale, gran pettorale.

L'attività anticipata del dentato anteriore può essere un esempio di preattivazione nel placcaggio, il quale esegue una rapida compensazione in risposta a forze esterne, provvedendo indirettamente a stabilizzare l'articolazione gleno-omeroale tramite la scapola [14]. Un'attività alterata dei seguenti muscoli può portare a danni all'articolazione, come le lesioni SLAP o lesioni alla cuffia dei rotatori, altra lesioni tipica negli sport di contatto pieno o in quelli in cui è necessaria una forte rotazione della spalla (ad esempio baseball e pallavolo). Ritardi o scarsa attivazione dei seguenti muscoli può ridurre l'abilità del cingolo scapolare di resistere alle forze di decelerazione al momento dell'impatto [15].

Negli individui patologici alcuni dei muscoli esaminati presentano un ritardo di attivazione nella spalla lesionata e con un ordine leggermente diverso: dentato anteriore, sottospinato, gran dorsale, bicipite brachiale, gran pettorale; ne consegue un mancato controllo ottimale.

Per quanto riguarda la spalla sana, a parte il differente ordine di attivazione, dovuto probabilmente ad un riflesso atto a preservare l'articolazione, i tempi di attivazione sono confrontabili con gli individui sani. È stato infatti dimostrato che il sottospinato, insieme al muscolo sottoscapolare, si contraggono per stabilizzare l'articolazione gleno-omeroale [15].

Dall'elaborazione dei dati il muscolo che ha riscontrato il comportamento più simile tra spalla sana, spalla lesionata e spalla di controllo è il dentato anteriore, ciò può indicare l'assenza di un ruolo significativo dello stesso nel caso di lesioni SLAP associate al placcaggio. Il muscolo che ha presentato una differenza maggiore è stato il bicipite brachiale. Una nota va anche al sottospinato, dove il mancato anticipo nell'attivazione era assente nelle spalle infortunate e può indicare un mancato controllo, il quale può portare ad un crescente stress alle strutture di supporto della spalla [15].

## **Prospettive**

Conoscere la sequenza di attivazione muscolare attorno alla spalla durante il placcaggio può permettere di programmare al meglio il ciclo di riabilitazione, il quale può facilitare il ritorno alla competizione in seguito ad un infortunio in un modo più veloce e sicuro.

## Conclusioni

Gli obiettivi dell'elaborato sono stati raggiunti analizzando l'elettromiografo e il segnale elettromiografico, prima fornendone una visione generale e poi applicandola all'ambito sportivo. In primo luogo l'elettromiografo è stato introdotto attraverso il suo schema a blocchi e poi è stato descritto come i vari blocchi funzionali registrano ed elaborano il segnale. Sono stati poi riportati i passi per l'acquisizione, visualizzazione ed elaborazione al calcolatore, descrivendo alcune procedure per registrare e disporre un segnale il più possibile interpretabile e con il minor numero di artefatti. L'analisi di alcune specifiche tecniche di elettromiografi commerciali ha offerto una visione su come approcciarsi all'acquisto in funzione della specifica applicazione. Quanto riportato è stato poi utile a comprendere l'uso dell'EMG negli articoli proposti, quantificando come l'entità e le tempistiche di attivazione muscolare durante le attività fisiche sono registrate ed anche come qualitativamente influiscono sul movimento, attraverso la stabilizzazione articolare e la coordinazione. Nel nuoto è stato valutato come il variare dell'intensità di un ciclo di lavoro porta ad avere pattern di attivazione simili, ma con percentuali d'attivazione differenti, e come atleti di differente livello abbiano pattern di attivazioni diversi, dimostrando una tecnica ed una economia muscolare propria del livello agonistico a cui partecipano. Conseguenze e prospettive dei dati raccolti possono essere cicli di lavoro e recupero personalizzati alle proprie esigenze, oltre ad ulteriori indagini su metodi di allenamento o gruppi muscolari non analizzati. Nel rugby è stato analizzato l'ordine di attivazione muscolare durante un placcaggio in individui sani e poi confrontato come varia nel caso di infortunio alla spalla. La programmazione di cicli di lavoro può quindi essere usata non solo a scopo medico-clinico in caso di patologie, ma anche a scopo riabilitativo o di prevenzione dei danni muscolari.

# Bibliografia

- [1] D. U. Silverthorn, B. R. Johnson, W. C. Ober, C. W. Garrison, e A. C. Silverthorn, *Human physiology: an integrated approach*. Boston: Pearson Education, 2013.
- [2] Prof. Marcello Bracale, «Elettromiografia - Appunti del corso di Elettronica Biomedica». 2002.
- [3] P. Konrad, «The abc of emg», *Pract. Introd. Kinesiol. Electromyogr.*, vol. 1, pagg. 30–35, 2005.
- [4] M. Zahak, «Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis», in *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, G. R. Naik, A c. di InTech, 2012.
- [5] R. Merletti e P. Parker, A c. di, *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken: Wiley-Interscience [u.a.], 2004.
- [6] F. Hug e S. Dorel, «Electromyographic analysis of pedaling: A review», *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 19, n. 2, pagg. 182–198, apr. 2009.
- [7] B. H. Olstad, J. R. Vaz, C. Zinner, J. M. H. Cabri, e P.-L. Kjendlie, «Muscle coordination differences in world champions, world-class and national elite breaststroke swimmers», *J. Sports Sci.*, vol. 0, n. 0, pagg. 1–11, lug. 2016.
- [8] B. Guignard, B. H. Olstad, D. Simbaña Escobar, J. Lauer, P.-L. Kjendlie, e A. H. Rouard, «Different Muscle-Recruitment Strategies Among Elite Breaststrokers», *Int. J. Sports Physiol. Perform.*, vol. 10, n. 8, pagg. 1061–1065, nov. 2015.
- [9] B. H. Olstad, J. R. Vaz, C. Zinner, J. M. H. Cabri, e P.-L. Kjendlie, «Muscle coordination, activation and kinematics of world-class and elite breaststroke swimmers during submaximal and maximal efforts», *J. Sports Sci.*, vol. 0, n. 0, pagg. 1–11, lug. 2016.
- [10] B. H. Olstad, C. Zinner, J. Cabri, e P.-L. Kjendlie, «Surface electromyographic measurements on land prior to and after 90 min of submersion (swimming) are highly reliable», *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 24, n. 5, pagg. 698–703, ott. 2014.

- [11] F. Hug, «Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?», *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 21, n. 1, pagg. 1–12, feb. 2011.
- [12] «Swimming Fastest - Ernest Maglisco», *human-kinetics*, 22-gen-2003. [In linea]. Available at: <http://www.humankinetics.com/products/all-products/swimming-fastest>. [Consultato: 20-set-2016].
- [13] Yoshizawa, M; Tokuyama, H; Okamoto, T; Kumamoto, M, *Electromyographic study of the breaststroke*. University Park Press Baltimore, 1976.
- [14] L. Herrington e I. Horsley, «Electromyographic analysis of selected shoulder muscles during a rugby football tackle», *Sports Med. Arthrosc. Rehabil. Ther. Technol. SMARTT*, vol. 1, pag. 10, mag. 2009.
- [15] I. G. Horsley, L. C. Herrington, e C. Rolf, «Does a SLAP lesion affect shoulder muscle recruitment as measured by EMG activity during a rugby tackle?», *J. Orthop. Surg.*, vol. 5, n. 1, pagg. 1–10, 2010.
- [16] «elettromiografia.net - Cos'è l'elettromiografia». [In linea]. Available at: <http://www.elettromiografia.net/cosae.php>. [Consultato: 11-set-2016].
- [17] L. D. Weiss, J. K. Silver, e J. Weiss, *Easy EMG: a guide to performing nerve conduction studies and electromyography*. Edinburgh; New York: Butterworth-Heinemann, 2004.
- [18] F. Láhoda, A. Ross, e W. Issel, *EMG Primer*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1974.
- [19] H. Hermens, R. Merletti, e General SENIAM workshop, *European activities on surface electromyography: proceedings of the first general SENIAM workshop, Torino, Italy, September 1996*. Enschede: Roessingh Research and Development, 1996.

# Ringraziamenti

Si ringraziano il Professor Ing. Maurizio Lannocca e l'Ing. Anna Lisa Mangia per il loro contributo, i quali mi hanno reso possibile scrivere un elaborato migliore di quanto avrei potuto.