



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

***Analisi del segnale EMG per la stima delle
attivazioni muscolari durante
l'esecuzione dello Squat***

EMG-based analysis of muscular contraction during Squat

Candidato:

Stefano Candeloro

Relatore:

Prof. Francesco Di Nardo

Correlatore:

Prof. Sandro Fioretti

Anno Accademico 2019/2020

“Conta ciò che si può contare,
misura ciò che è misurabile
e rendi misurabile ciò che non lo è.”

Galileo Galilei

Indice

Introduzione	4
Capitolo 1	
Anatomia del muscolo e Contrazione muscolare	6
1.1 Il muscolo scheletrico:.....	6
1.1.1 Funzioni.....	6
1.1.2 La cellula del muscolo scheletrico	6
1.1.3 Unità di contrazione: sarcomero.....	8
1.1.4 Contrazione del muscolo scheletrico	10
1.1.5 Tipi di unità-motorie.....	11
1.2 Stimolo di contrazione:.....	15
1.2.1 Potenziale di membrana.....	15
1.2.2 Potenziale d'azione	16
1.2.3 Neurone e Motoneurone	17
1.2.4 Placca motrice	19
Capitolo 2	
Natura del segnale EMG	21
2.1 Definizione di EMG:.....	21
2.1.1 Generalità	21
2.1.2 Usi principali dell'EMG	21
2.1.3 Forza muscolare e Origine del segnale EMG.....	22
2.1.4 Formazione del segnale EMG	23
2.2 Fattori che influenzano il segnale EMG:.....	27
2.2.1 Disturbi di acquisizione	27
2.2.2 Tipo di tessuto: effetto filtro	27
2.2.3 Anisotropia del tessuto: orientamento della coppia di elettrodi	29

2.2.4 Crosstalk: contenuto aggiuntivo	30
2.2.5 Ulteriori artefatti.....	32
2.3 Acquisizione del segnale EMG:	34
2.3.1 Elettrodi superficiali: sEMG	34
2.3.2 Spettro di frequenza EMG.....	37
2.4 Analisi del segnale EMG:.....	39
2.4.1 Intro: Teorema del Campionamento di Nyquist-Shannon.....	39
2.4.2 Analisi nel dominio Tempo: stato tensionale del muscolo	41
2.4.3 Analisi nel dominio Frequenza: determinazione della Fatica.....	44
Capitolo 3	
EMG per lo Squat	47
3.1 Generalità:	47
3.1.1 Definizione di Squat	47
3.1.2 Analisi del movimento dello Squat	48
3.2 Analisi dello stato dell'arte:	52
3.2.1 Introduzione	52
3.2.2 Soggetti	57
3.2.3 Metodi	58
3.2.4 Discussione dei risultati: profondità dello squat	61
3.2.5 Discussione dei risultati: high-bar vs low-bar	63
3.2.6 Discussione dei risultati: errori di esecuzione	69
3.2.7 Discussione dei risultati: effetto della velocità di esecuzione	73
3.3 Conclusioni e considerazioni pratiche	75
Bibliografia e Sitografia:	77

Introduzione

Sin dall'antichità è utilizzato lo squat, inteso come posizione di massima accosciata, il quale rappresenta uno dei movimenti più importanti primari. Inizialmente veniva adottata come una normale posizione di riposo, addirittura ancor prima della nascita della sedia, in cui le persone sostavano anche per mangiare. Per l'uomo di oggi, soprattutto nella cultura occidentale, sarebbe impensabile associare a tale posa una condizione di relax. L'uomo occidentale moderno sta letteralmente perdendo la capacità di eseguire movimenti naturali e funzionali.

Tuttavia, è ancora una realtà il suo utilizzo per la cultura occidentale. Oggi è ancora possibile vedere persone che semplicemente attendono l'autobus, riposano o svolgono altre attività in totale naturalezza, durante una posizione di totale accosciata (Fig. 3.1). Oppure, è ancora possibile vederla nei bambini in età prescolare.

Nel tempo, questo gesto si è comunque evoluto fino a divenire un "fondamentale" nei programmi di allenamento degli arti inferiori. Numerosi sono i suoi utilizzi odierni: programmi di allenamento per atleti professionisti e di condizionamento per diverse discipline, trattamenti riabilitativi e preventivi in ambito clinico, per test funzionali di mobilità degli arti inferiori, ecc.

Risulta per cui necessario avere ben chiaro come questo esercizio attivi la muscolatura degli arti inferiori, sempre considerando di effettuarlo con un corretto movimento, soprattutto per atleti che necessitano la massima performance sportiva.

L'obiettivo di questo elaborato è proprio quello di descrivere nella maniera più ampia e completa, i pattern di attivazione muscolare per questo task motorio, considerando diversi aspetti applicativi nella sua esecuzione. Verrà quindi descritto il metodo di analisi elettromiografica superficiale, sfruttato come strumento di indagine dei segnali mioelettrici durante il movimento del *back squat* (squat con posizione dell'eventuale bilanciere sul dorso della schiena) in diverse varianti e modalità di carico¹.

Carico¹: in questo contesto si intende la massa in Kg o % della massa corporea (%Body-Mass) sollevata.

Per affrontare l'obiettivo preposto verranno approfonditi nei diversi capitoli le conoscenze utili, in grado di generare una risposta adeguata.

Nel primo capitolo si possono vedere le conoscenze teoriche sull'anatomia del muscolo e di come questo, a livello delle fibre muscolari, produce la contrazione di cui si può analizzare poi l'attività elettrica.

Nel secondo capitolo, invece, si va a studiare la natura del segnale elettromiografico, di come questo possa essere registrato mediante attrezzatura elettromiografica con sensori superficiali (sEMG), quali sono i fenomeni di disturbo che accompagnano il segnale e come possono essere eliminati, e si definiscono i principali parametri usati per l'analisi del segnale elettromiografico.

Nel terzo ed ultimo capitolo, attraverso gli articoli trovati in letteratura è possibile descrivere l'attività muscolare del task motorio sotto diversi aspetti, in diverse modalità di esecuzione (anche errate) e per diversi carichi sostenuti dai soggetti in esame. Da questi, pertanto sono tratte le conclusioni che seguiranno.

Capitolo 1

Anatomia del muscolo e Contrazione muscolare

1.1 Il muscolo scheletrico:

1.1.1 Funzioni

Ciò che consente il movimento all'uomo sono i muscoli, composti da un particolare tessuto fibroso che ha la capacità di contrarsi se stimolato generando il movimento delle formazioni alle quale è legato. Il muscolo scheletrico appartenente all'apparato locomotore è di natura *striata* per cui la natura della sua contrazione avviene volontariamente, per effetto di stimoli dell'individuo prodotti nel Sistema Nervoso Centrale (SNC). Questo tessuto muscolare non serve solo a produrre movimenti del corpo e per il mantenimento della postura, ma provvede anche a sostenere visceri e a proteggerli da traumi esterni (come per i muscoli dell'addome) e svolge un ruolo chiave per la respirazione.

1.1.2 La cellula del muscolo scheletrico

La struttura del muscolo è composta principalmente da *fibre muscolari*, lunghi elementi cilindrici con diametro ridotto (circa 10-100 μm). Ogni singola fibra è un sincizio, ovvero una massa lineare unica multinucleata formata dall'unione di numerose cellule. Per cui ogni fibra possiede più nuclei, localizzati al di sotto della membrana plasmatica. Nei muscoli ogni fibra è rivestita da un sottile strato di tessuto connettivo fibrillare detto *endomisio*; più fibre si raccolgono a formare un fascetto muscolare avvolto da uno straterello di tessuto connettivo detto *perimisio* e infine l'intero muscolo è ricoperto da un rivestimento connettivale esterno più denso detto *epimisio* [1].

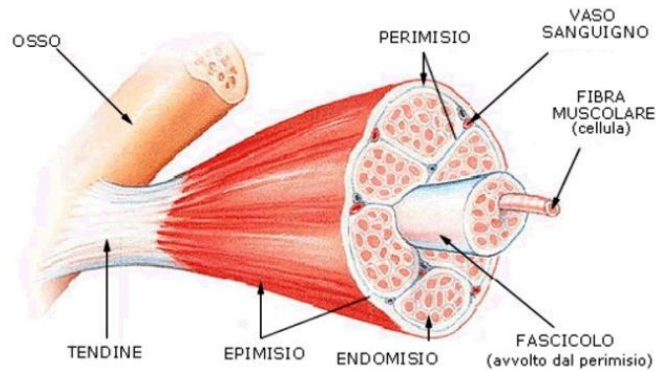


Fig. 1.1 - Fibra muscolare.

Le fibre posseggono un abbondante reticolo liscio come involucro, il *reticolo sarcoplasmatico*, formato in parte da canalicoli che rappresentano invaginazioni della membrana plasmatica (*tubulo a T*) ed in parte da *cisterne* indipendenti da essa.

Le cisterne terminali contengono una elevata concentrazione di ioni Ca^{2+} che abbinate al lume dei tubuli a T, in comunicazione con il liquido extracellulare, caratterizzano una struttura ideale per la trasmissione rapida del segnale (*potenziale d'azione*) di contrazione.

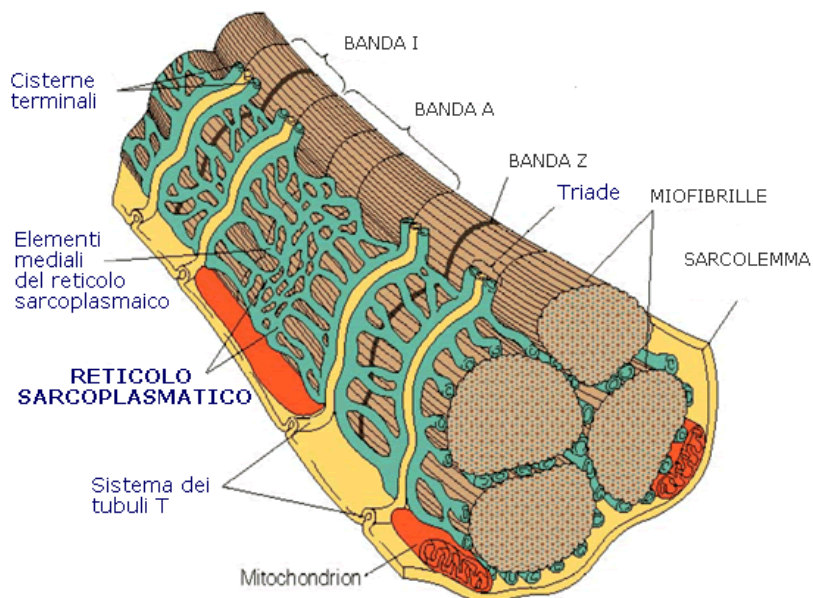


Fig. 1.2 – Struttura della fibra muscolare [lascienzainpalestra.it].

1.1.3 Unità di contrazione: sarcomero

Il ruolo fondamentale della contrazione è associato ad ogni fibra muscolare, raggruppate in fasce parallele dette *miofibrille* che cooperano nella stessa direzione. All'interno delle singole fibre muscolari, nel sarcoplasma, sono presenti le *proteine contrattili* organizzate in *miofilamenti*: sottili filamenti di *actina* e filamenti spessi di *miosina*. Queste si arrangiano in una unità ripetuta detta *sarcomero*, la quale la si può riconoscere dalla successione di bande di differenti tonalità. È proprio la natura del sarcomero a definire il nome di muscolo striato, poiché si possono vedere in numerose fibre muscolari l'alternarsi di bande chiare e scure.

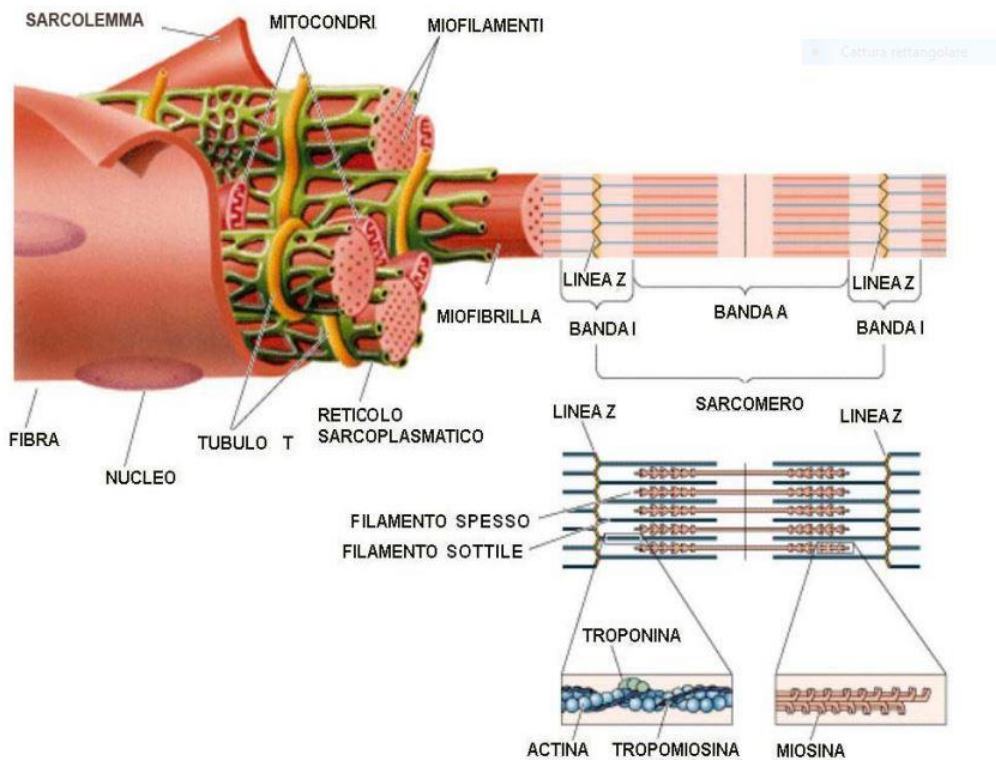


Fig. 1.3 – Unità di contrazione [fibseedintorni.com].

Per effetto delle interazioni tra i filamenti proteici di actina e miosina, presenti secondo una struttura che si ripete in ogni sarcomero, si ha la capacità di contrazione delle singole fibre generando una forza che riduce la lunghezza della fibra stessa. Vedendo la struttura del sarcomero è possibile notare un insieme di

bande e linee, ognuna caratterizzata da una propria tonalità dovuta alla diversa presenza di questi filamenti proteici. Agli estremi del sarcomero troviamo le *bande chiare I*, nella cui metà è presente la *linea scura Z*; mentre al centro del sarcomero è presente la *banda scura A*. In quest'ultima è presente una ulteriore *zona H*, nella cui metà è presente la *linea M*, che oltre a dividere la stessa zona H corrisponde alla linea che suddivide il sarcomero in due parti simmetriche. Il motivo per cui le bande I sugli estremi risultano chiare è per la presenza dei filamenti sottili di actina, mentre nella banda centrale scura abbiamo prevalenza dei filamenti spessi di miosina. Quanto detto sempre considerando la condizione di muscolo a riposo. Nello specifico nella banda H, seppur compresa nella più ampia banda A, la tonalità risulta leggermente più chiara per la sola presenza della miosina, la quale si dirama simmetricamente in direzione longitudinale a partire dalla linea M. Nella restante banda A vi saranno, in condizioni di riposo muscolare, la sovrapposizione di filamenti di actina e di miosina.

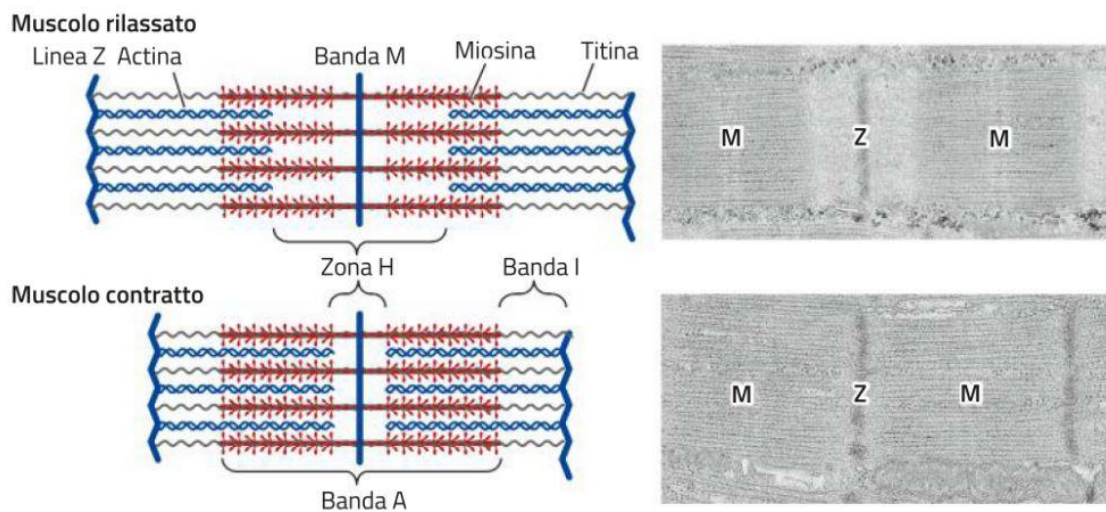


Fig. 1.4 – Bande del sarcomero [annaonofri.net].

Se si valuta la sezione trasversale del sarcomero è possibile notare che i filamenti si dispongono regolarmente, formando una *disposizione esagonale* della miosina di cui ogni filamento è circondato da filamenti di actina.

1.1.4 Contrazione del muscolo scheletrico

Quando il muscolo scheletrico è rilassato i filamenti di actina e miosina non presentano connessioni e la loro sovrapposizione non è completa; durante la contrazione, tuttavia si creano delle connessioni che fanno scorrere i filamenti l'uno sull'altro, fino ad una totale sovrapposizione che fa scomparire la banda H. Poiché la lunghezza del sarcomero (circa $2\mu\text{m}$ rilassato) si riduce, così per ogni unità di contrazione presente sulla fibra stimolata, risulta macroscopicamente una riduzione della lunghezza del muscolo. La contrazione è in grado di esercitare una certa forza sulle ossa in cui si inseriscono, con conseguente movimento, cui i muscoli sono agganciati mediante i *tendini* (componente biancastra terminale del muscolo, non contrattile, che permettono al muscolo il fissaggio nei suoi estremi di origine e di inserzione).

Tra le proteine contrattili quella più abbondante è senz'altro la miosina, la cui molecola presenta una *testa globulare* ed una coda filamentosa. Invece, le molecole di actina sono globulari (G-actina) e sono legate fra loro a formare due lunghe file avvolte a elica (F-actina). Il filamento ad elica di actina rivolge verso l'esterno un sito (*troponina*) che interagisce con le teste globulari della miosina. Durante la contrazione i filamenti sottili di actina scivolano all'interno del sarcomero lungo quelli spessi di miosina.

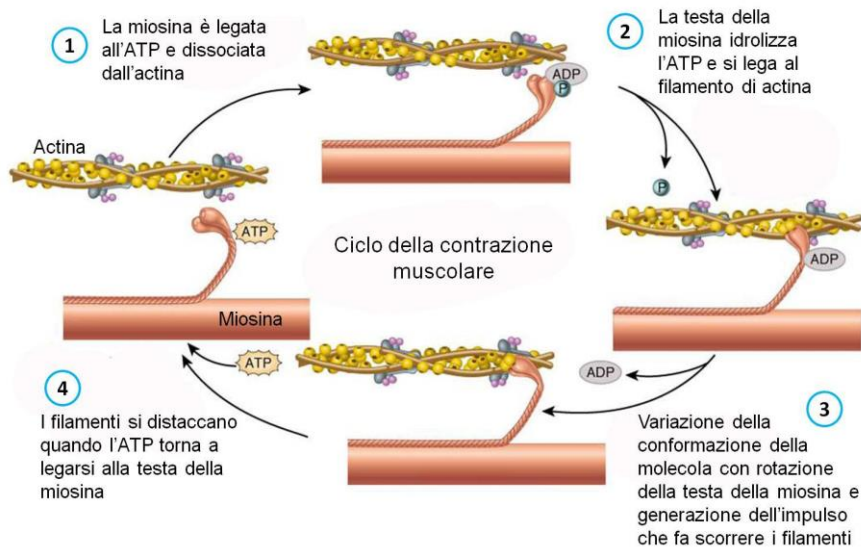


Fig. 1.5 – Contrazione dei miofilamenti (actina e miosina) [elettrostimolazioneemuscolare.it].

Ciò avviene poiché le teste globulari di miosina si legano alle molecole di actina, cambiando orientamento spostando i filamenti sottili, con conseguente accorciamento del sarcomero.

Gli eventi di legame e rilascio sono resi possibili dall'idrolisi dell'ATP, molecola ampiamente utilizzata nella maggior parte dei processi biologici che necessitano di energia. L'energia di questa molecola di *adenosina-trifosfato* è racchiusa in uno dei legami con uno dei fosfati, la quale è liberata nel momento in cui la molecola è idratata (la molecola è scissa in ADP e fosfato inorganico Pi). L'ATP si presenta sempre legata alla miosina e dopo ogni scorrimento dei filamenti, una nuova molecola prende posto ai residui della scissione. Poiché questi eventi avvengono contemporaneamente in tutti i sarcomeri successivi della fibra muscolare, ed in tutte le miofibrille della fibra, questa si accorcia. Il muscolo, contraendosi, produce una forza complessiva data dalla somma delle forze sviluppate in ogni singola fibra muscolare (quindi da ogni sarcomero della stessa fibra), posta in parallelo.

1.1.5 Tipi di unità-motorie

Quando il muscolo è rilassato, le molecole di troponina impediscono alla miosina di legarsi all'actina. All'arrivo dell'impulso nervoso per la contrazione, nel punto in cui l'*assone del motoneurone* prende rapporto con il sarcolemma (*placca motrice*), si causa la *depolarizzazione* del sarcolemma che causa la contrazione.

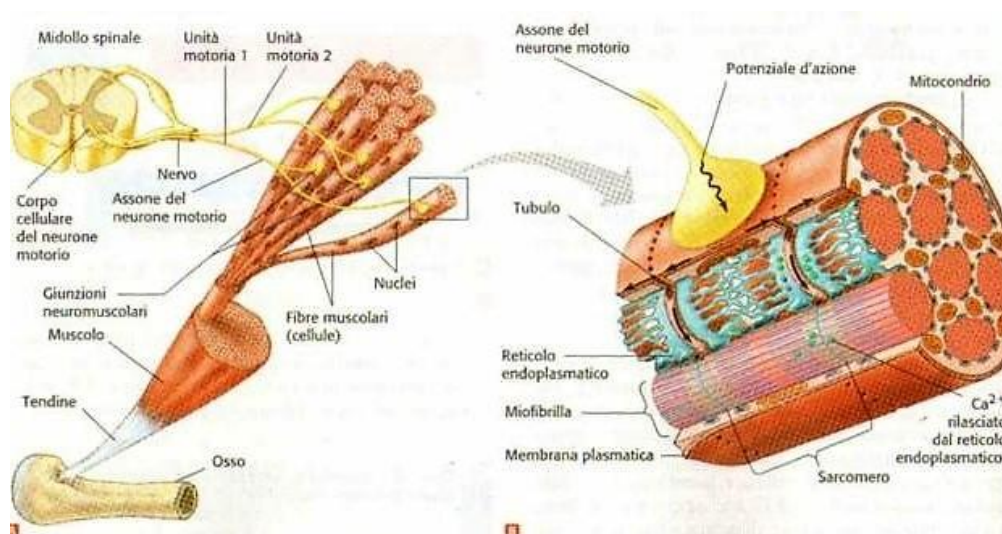


Fig.1.6 – Unità motoria [liceovinci.eu]

I muscoli sono innervati da famiglie di motoneuroni presenti nel SNC, ed il loro numero rispetto quelle di fibre muscolari da stimolare è molto inferiore. Ciò fa emergere che ogni motoneurone è deputato all'innervazione di numerose fibre muscolari, attraverso singole placche motorie.

Il complesso che si forma, composto dal motoneurone che garantisce lo stimolo di contrazione per le numerose fibre muscolari, stimulate singolarmente da ogni placca motrice, è detta *Unità Motoria* (UM).

Esistono diverse forme di unità motoria [2], queste non contraggono solitamente tutte simultaneamente; agiscono in maniera asincrona per prevenire il fenomeno di affaticamento. La natura delle unità motorie varia sensibilmente sia all'interno dello stesso muscolo che tra i diversi tessuti. Anche il numero di fibre muscolari presenti in ogni singola unità motoria varia notevolmente; questo tipicamente è spiegato dal fatto che una unità motoria deputata a muscoli che lavorano con "precisione e delicatezza", richiedono maggior controllo garantito da un minor numero di fibre muscolari innervate.

Il modo in cui le unità motorie possono essere classificate, dipende dal *tempo di contrazione* necessario a raggiungere la massima contrazione, dalla *forza sviluppata al picco di uno stimolo semplice*, dalla *massima forza sviluppata* durante una sequenza di stimoli erogati in un lasso di tempo ridotto e dalla *caduta della forza di concentrazione*.

In base ai precedenti parametri possiamo distinguere tre classi principali di unità motorie:

- **Slow**: in cui la forza di contrazione è ridotta per stimoli semplici o in sequenza e i tempi di contrazione sono lenti (>50ms); solitamente innervano *fibre di tipo I* (rosse, lente);
- **Fast Fatigable (FF)**: le quali vantano rapidità nella contrazione e forza massima elevata, ma con poca resistenza (dopo 2' la forza si riduce del 75%); innervano *fibre di tipo IIB* (bianche, rapide ed affaticabili);
- **Fast Resistance (FR)**: hanno caratteristiche intermedie di quelle sopra citate, sono comunque rapide nella contrazione con buona forza massima,

ma resistono maggiormente alla fatica (dopo 2' la forza mantenuta è superiore al 75% di quella erogata in partenza); queste innervano *fibre di tipo IIA* (anch'esse bianche, rapide e resistenti alla fatica).

Si può osservare come le unità motorie innervano solo ed esclusivamente fibre muscolari appartenenti alla stessa "categoria". Le unità motorie possono essere trasformate in altre varianti con l'allenamento, infatti, sono proprio queste a definire le caratteristiche atletiche di un soggetto [3].

Nel momento in cui uno stimolo attraversa l'assone di una unità motoria ed arriva alle diverse fibre da innervare, queste contraggono. Il modo in cui le diverse unità motorie, e quindi fibre muscolari, cooperano per sopportare il carico è definito dal principio di **Henneman della dimensione di reclutamento**: secondo tale principio il reclutamento delle unità motorie segue un andamento crescente in dimensione, all'aumentare del carico gestito [4].

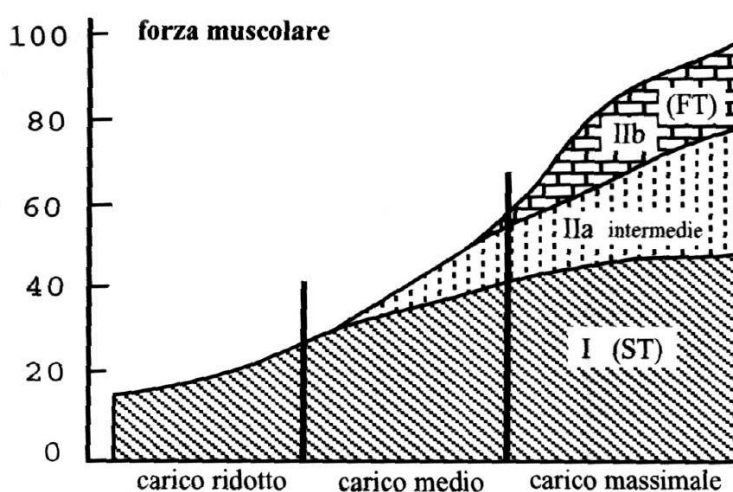


Fig. 1.7 – Principio della dimensione di Henneman [Costill 1980].

Questo perché la grandezza delle fibre può essere associata alla forza espressa dalle stesse. Infatti, quando il carico è leggero le fibre maggiormente attivate sono quelle di tipo I (lente), e all'aumentare del carico a cui è soggetto un muscolo sono poi attivate fibre più grandi (quindi più forti), come le tipo II. Il carico è di importanza per reclutare il massimo numero di possibile di fibre muscolari.

Unità motorie a bassa soglia di attivazione sono quelle costituite in prevalenza da fibre di tipo I (*Slow*), di cui l'intensità di segnale non è elevata ma costante (come necessitano i muscoli posturali). Mentre unità motorie con un livello di soglia di attivazione maggiore sono quelle composte da motoneuroni e fibre più grosse di tipo II (*FF o FR*), che garantiscono segnali più intensi e quindi maggiore forza muscolare.

1.2 Stimolo di contrazione:

1.2.1 Potenziale di membrana

In ognuna delle cellule presenti nel corpo umano, indipendentemente dalla tipologia di tessuto che essa andrà a comporre, è caratteristica comune quella di preservare un certo *potenziale elettrico di membrana*. Questo potenziale si andrà a formare tra quello che è l'interno della cellula (citoplasma) e l'esterno della stessa (liquido extracellulare), attraverso la membrana cellulare. Quando la cellula non è stimolata, allora questo potenziale elettrico è costante ad un valore negativo che per tutte le tipologie di cellule si aggira tra i -60 mV ed i -70 mV. Questo è detto *potenziale di membrana a riposo* ed il segno meno indica che la carica interna della cellula risulta minore rispetto quella esterna.

Ciò che consente la formazione del potenziale di membrana è principalmente la presenza di concentrazioni ioniche, in diversa portata tra l'interno e l'esterno della cellula. Vi sono per cui ioni disciolti come Na^+ , K^+ , Ca^{++} , Mg^{++} , Cl^- e A^- (rispettivamente Sodio, Potassio, Calcio, Magnesio, Cloro e anioni proteici organici) a caratterizzare, nelle giuste concentrazioni, il potenziale di membrana.

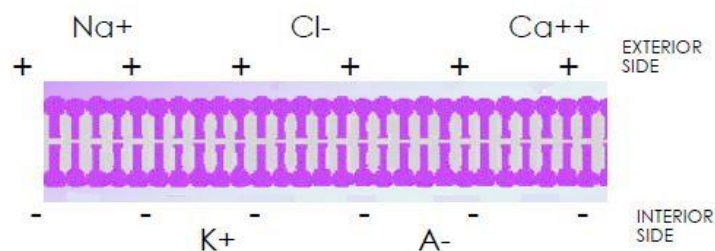


Fig. 1.7 – Formazione del potenziale di membrana [4].

A tal fine, dovranno presentarsi le corrette concentrazioni di ogni specie ionica e questo è garantito dalla presenza di differenti tipi di *canali ionici*, posti sulla membrana cellulare.

Ci sono canali attivi (nella cellula a riposo sono per lo più chiusi e si aprono solo in particolari condizioni) e canali passivi che consentono il passaggio degli

ioni secondo il gradiente di concentrazione. Tra queste la più nota è la *pompa Sodio-Potassio*, una pompa attiva (che consuma ATP) in grado di regolare i flussi di ioni Na^+ e K^+ contro gradiente di concentrazione (ioni di Na^+ verso l'ambiente extracellulare e due ioni di K^+ verso l'ambiente intracellulare) [1,5,6].

1.2.2 Potenziale d'azione

Il motivo di questo potenziale a riposo, tra le tante cose, è il suo utilizzo nella propagazione di segnali attraverso *potenziali d'azione*, in altre cellule di tessuti eccitabili. In particolare, nelle cellule soggette a variazioni improvvise come quelle muscolari e quelle nervose. I potenziali d'azione sono un potente mezzo per comunicare informazioni ad elevate velocità (fino a 120 m/s nei neuroni) e lunghe distanze considerando ad esempio i *neuroni*, che sono cellule di circa un centinaio di μm (dimensione del soma), in grado di trasmettere segnali elettrici (potenziali d'azione) attraverso i lunghi *assoni* per colpire fibre muscolari distanti anche fino a 1 m di distanza [1,5,6].

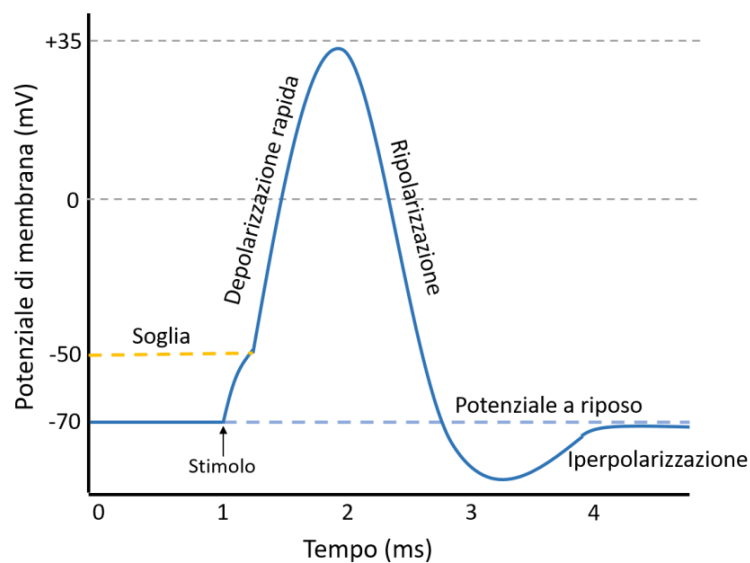


Fig. 1.9 – Potenziale d'azione di un Neurone [biopills.net].

Il potenziale di riposo viene disturbato con l'arrivo di uno stimolo esterno in grado di alterare entro certi limiti il potenziale di membrana. Se lo stimolo esterno è in grado di alterare il potenziale di membrana, aprendo i *canali voltaggio-dipendenti* del sodio Na^+ e del potassio K^+ , fino a raggiungere il *valore soglia* di circa -55 mV,

questo scatena una serie di eventi a catena in grado di produrre il potenziale d'azione.

Infatti, il potenziale d'azione per cellule neuronali è composto da rapide variazioni del potenziale di membrana [1,5]:

- **Depolarizzazione:** si ha l'apertura di canali del sodio Na^+ voltaggio-dipendenti, che fanno sì che ioni positivi entrino nella cellula (in base al gradiente di concentrazione), depolarizzando ulteriormente la membrana fino a valori di circa +35/+40 mV;
- **Ripolarizzazione:** I canali del K^+ sono attivati dal potenziale positivo e si aprono successivamente. Sempre in base al gradiente di concentrazione questi tendono ad uscire dalla cellula con un flusso talmente intenso da causare una *iperpolarizzazione* che riporta il potenziale a valori addirittura più negativi di quello di riposo (circa -90 mV);
- **Recupero:** nell'ultima fase tutti i canali voltaggio-dipendenti sono nuovamente chiusi. Le pompe sodio-potassio porteranno nuovamente le concentrazioni ioniche a valori ottimali, riportando il potenziale di membrana a quello di riposo di -70 mV. A questo punto la cellula è nuovamente pronta per generare un nuovo potenziale d'azione.

Il potenziale d'azione dura, nella trasmissione neuronale, circa 2 millisecondi; in quella muscolare striata scheletrica circa 5 millisecondi.

1.2.3 Neurone e Motoneurone

Il *neurone* è l'unità cellulare principale del Sistema Nervoso Centrale (composto da encefalo e midollo spinale). Il tessuto nervoso è composto da due tipi distinti di cellule: il neurone e le *cellule gliali*.

I neuroni sono cellule eccitabili, capaci di rispondere a stimoli fisici e chimici mediante potenziali d'azione, di propagare o condurre segnali dal punto di insorgenza ad altre parti della cellula e di trasmettere segnali ad altre cellule mediante le giunzioni garantite dalle *sinapsi*. A differenza delle altre forme cellulari che sono in grado di riprodursi per sostituire le vecchie e morenti, i

neuroni hanno un unico ciclo di vita che corrisponde con la durata di vita dell'organismo.

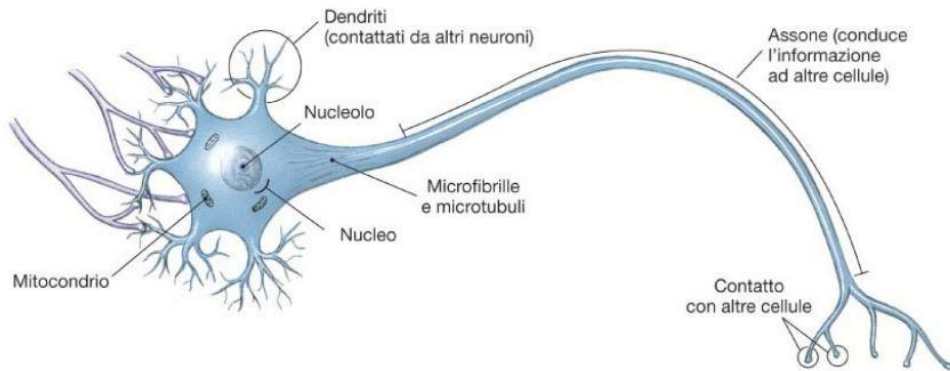


Fig. 1.10 – Neurone [unife.it].

Sempre i neuroni rappresentano quindi l'unità funzionale del sistema nervoso, cioè la più piccola struttura in grado di eseguire tutte le funzioni cui è preposto, allora sono in grado di integrare le informazioni provenienti dagli altri organi e dall'ambiente esterno e pianificano opportune reazioni. La parte centrale del neurone è chiamata *soma*, in cui sono racchiusi gli organelli deputati alle funzioni cellulari. Dal corpo cellulare hanno origine prolungamenti citoplasmatici, i *dendriti* che consentono la comunicazione con ulteriori neuroni, e l'*assone* molto più lungo consente la propagazione dei segnali in direzione periferica [1].

Per velocizzare la trasmissione dei segnali delle cellule del Sistema Nervoso Periferico, gli assoni sono ricoperti da due membrane protettive che isolano elettricamente impedendo la dispersione degli impulsi elettrici (dei potenziali d'azione). La membrana più esterna è composta dalla successione di *cellule di Schwann*, quella più interna dalla *guaina mielinica*. Grazie proprio alle strozzature presenti lungo l'assone che separano due cellule di Schwann e in cui la guaina mielinica manca, si formano i *nodi di Ranvier*. Questi nodi consentono la velocità di propagazione dei segnali fino a 120 m/s, per raggiungere le zone più periferiche innervate.

Il *motoneurone* è un tipo di neurone localizzato all'interno del Sistema Nervoso Centrale (SNC), che trasporta al di fuori del SNC gli impulsi di tipo motorio agli

organi periferici, tra cui i muscoli. Gli assoni di questi si propagano all'esterno del SNC e propagano gli impulsi di stimolo che causano poi la contrazione dei muscoli volontari striati. Sono proprio questi che insieme alla *placca motrice* e alle relative fibre muscolari formano il complesso della Unità Motrice.

1.2.4 Placca motrice

La trasmissione dei segnali elettrici prodotti al livello del soma nel motoneurone, e propagati lungo l'assone, avviene attraverso giunzioni specifiche costituite fra il neurone e la fibra muscolare (giunzione neuromuscolare). La comunicazione che avviene è consentita attraverso dei mediatori chimici; tramite il rilascio della *acetilcolina (ACh)* la fibra muscolare è portata alla contrazione.

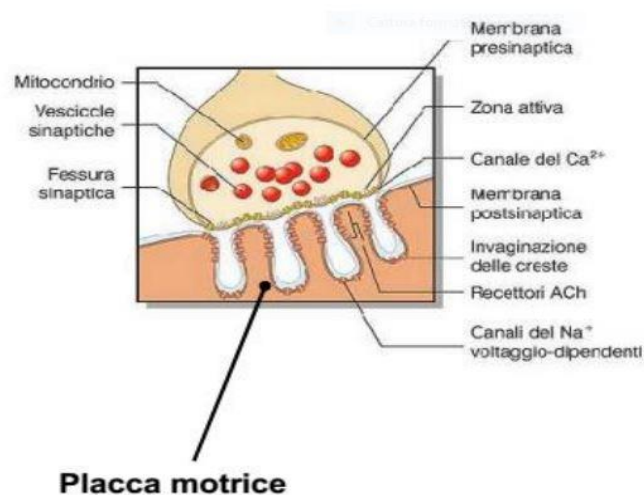


Fig. 1.11 – Placca motrice [unica.it].

Le terminazioni finali della fibra nervosa costituiscono il rapporto con la superficie esterna del sarcolemma corrispondente. Il neurotrasmettitore, una volta rilasciato dal terminale sinaptico stimola specifici recettori posti sulla superficie postsinaptica. Ciò causa un aumento della permeabilità del sarcolemma agli ioni sodio (Na^+) e potassio (K^+) da cui risulta lo stimolo iniziale in grado di depolarizzare parzialmente sino al valore soglia. Per cui, il potenziale di membrana del sarcolemma passa dallo stato di riposo, che nel muscolo corrisponde a circa $-70 / -90 \text{ mV}$, al potenziale di soglia di circa -60 mV (nel muscolo).

Se lo stimolo è stato in grado di depolarizzare effettivamente fino a tale valore di soglia, allora verrà innescato il potenziale d'azione nella fibra muscolare. Il potenziale si propaga per l'intera fibra muscolare e proprio al livello dei tubuli a T fa aprire specifici canali per il rilascio del calcio (Ca^{2+}). Il calcio liberato diffonde nel citosol incrementando notevolmente la concentrazione interna alla cellula muscolare dando inizio alla contrazione muscolare. La comparsa del calcio in prossimità della troponina provoca la liberazione del sito attivo sull'actina e la conseguente formazione dei ponti actomiosinici [6].

Capitolo 2

Natura del segnale EMG

2.1 Definizione di EMG:

2.1.1 Generalità

L'elettromiografia (EMG) muscolare è un esame diagnostico che permette di studiare la funzionalità dei muscoli e dei nervi connessi presenti in una data area del corpo. Si basa sulla registrazione e l'analisi del segnale mioelettrico, ovvero del biopotenziale elettrico che concerne l'attività muscolare durante la contrazione.

Dal punto di vista strumentale, prevede l'utilizzo di alcuni *elettrodi* (sia di natura superficiale-non invasiva che agolettrodo-invasivo), e di un'apparecchiatura computerizzata (*elettromiografo*) in grado di registrare l'attività muscolare e i segnali nervosi che transitano lungo i nervi deputati al controllo dei muscoli (assoni dei motoneuroni).

2.1.2 Usi principali dell'EMG

L'EMG consente lo studio dei segnali elettrici indotti nei muscoli durante la contrazione muscolare. Per questo esso risulta uno strumento di analisi valido ed utile in numerosi fini applicativi. La sua applicazione si è sviluppata in differenti ambiti [7]:

- **Diagnostica**, per ortopedia, chirurgia (di cui analisi pre-chirurgica), neurologia (classici esempi di malattie dei nervi periferici sono le neuropatie da compressione, sclerosi laterale amiotrofica, ecc);
- **Riabilitazione**, definizione delle attivazioni muscolari in analisi post-operatoria, post-incidente, per fisioterapia;
- **Prevenzione**, valutazione del rischio biomeccanico e della fatica muscolare, quindi prevenzione del rischio, ergonomia;
- **Sport**, interessante è il suo utilizzo nell'analisi del movimento, nelle valutazioni delle migliori attivazioni che garantiscono performance

biomeccaniche, determinazione delle attivazioni per caratterizzare le capacità allenanti di un esercizio, riabilitazione sportiva.

2.1.3 Forza muscolare e Origine del segnale EMG

Gli stimoli di *firing* sono gli stimoli che originano nei motoneuroni del midollo spinale, gli stessi comandati dai centri superiori, che scorrono lungo l'assone ed attraverso le diverse placche motrici tramettono lo stimolo di contrazione alle fibre muscolari. Bisogna notare che gli stimoli di contrazione non avvengono come un'unica onda di depolarizzazione, ma bensì sono una successione di stimoli.

L'intervallo (periodo T misurato in secondi) tra due scariche consecutive è determinato dalle condizioni operative e dallo sforzo muscolare richiesto; saranno la durata e l'entità della contrazione muscolare a definire tale intervallo. Ne segue che la *frequenza di firing* ($v = \frac{1}{T}$ in Hz) risulta molto irregolare, tale da poter essere considerato una variabile aleatoria.

L'UM (Unità Motoria), come già detto, è l'insieme del motoneurone, dell'assone e delle differenti fibre muscolari che esso innerva. Il numero di fibre muscolari di ciascuna unità motoria varia da qualche decina ad alcune migliaia [8]. Le diverse UM cooperano per stimolare le fibre muscolari e generare le loro contrazioni con diversa intensità, in base al tipo di fibra muscolare stimolata.

La modulazione della forza esercitata dalla contrazione muscolare è dipendente da diversi parametri [4,8,9]:

- Il *numero di unità motorie* coinvolte: maggiori sono le unità coinvolte maggiore sarà la forza di contrazione;
- Il *tipo* (FF, FR o Slow) *di unità motoria*: in base alle condizioni di carico sono richiamate le diverse unità motorie secondo il principio di Henneman, ad esempio, per carichi elevati subentrano prima le unità motorie più piccole (Slow), poi quelle più grandi che sono in grado di esercitare

maggior forza di contrazione (FF e FR). Ciò è anche tradotto in una maggior ampiezza del segnale EMG;

- La *frequenza di firing*: considerando l'effetto combinato di tutte le unità motorie coinvolte, si può osservare che all'aumentare della frequenza di attivazione incrementa la forza prodotta.

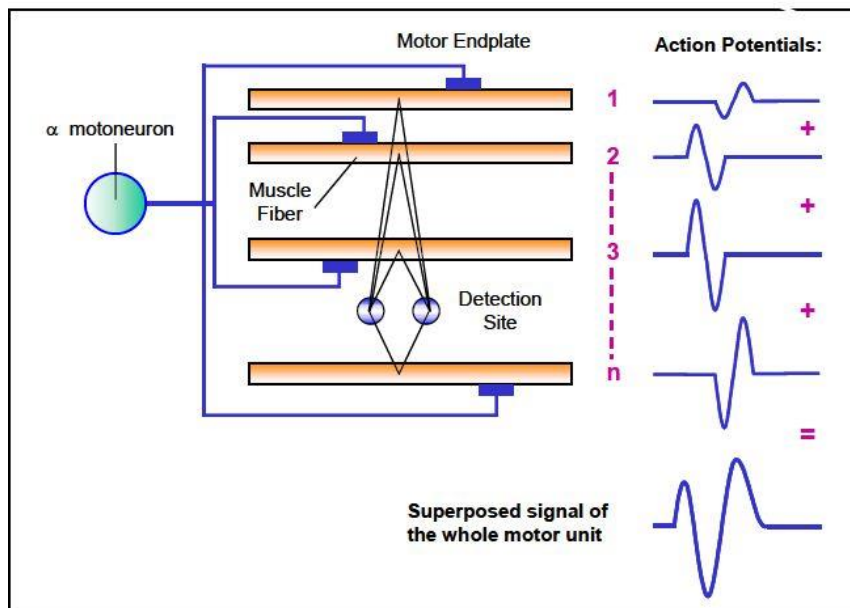


Fig. 2.1 – Genesi del potenziale della unità motoria (MUAP) [J.V. Basmajian, *Muscle Alive*, pag.68]

Quando si valuta il segnale EMG di una singola unità motoria, si parla di *MUAP* (Potenziale di Azione della Unità Motoria); questo ha un tipico andamento trifasico ottenuto dalla sovrapposizione dei singoli segnali di ogni fibra muscolare della stessa fibra. Tuttavia, sarà l'insieme dei segnali prodotti da tutte le diverse unità motorie (MUAP) a generare il segnale EMG che verrà registrato. Proprio per questo, il segnale EMG ha natura casuale, dato dalle singole fibre muscolari di ogni UM e dalle diverse caratteristiche delle stesse UM coinvolte.

2.1.4 Formazione del segnale EMG

Quando uno stimolo è indotto nella fibra muscolare, a partire dalla placca motrice, il potenziale d'azione si sposta lungo la fibra muscolare propagando nei due versi

opposti, in direzione dei tendini. Il potenziale d'azione si sposta lungo tutta la fibra muscolare causando il rilascio degli ioni Ca^{2+} nello spazio intracellulare della fibra e la conseguente contrazione della stessa (dovuto ad una serie di processi concatenati che causano la formazione dei ponti actomiosinici e lo scorrimento dei filamenti nel sarcomero). Questo potenziale è sempre causato dai flussi ionici attraverso la membrana.

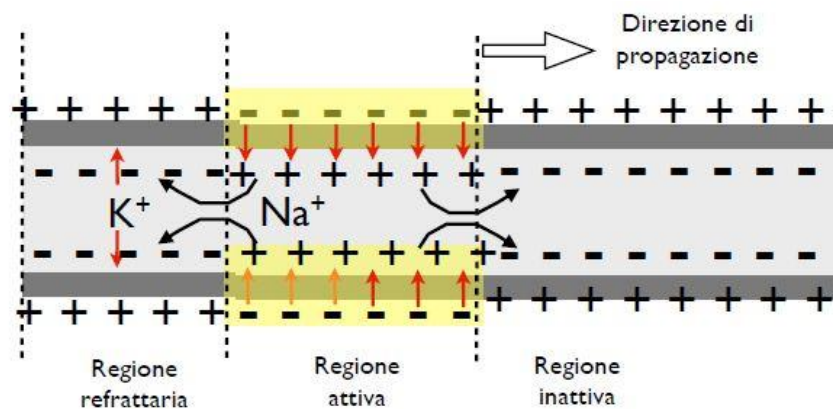


Fig. 2.2 – Direzione di propagazione del potenziale d'azione in una fibra muscolare [10].

La propagazione del potenziale d'azione nella fibra è dovuta alla depolarizzazione nei punti successivi della fibra muscolare, quindi è possibile valutare una *differenza di potenziale* tra il punto che si è appena depolarizzato e le zone vicine che risultano a riposo. Per farlo è necessario posizionare almeno *due elettrodi* nelle due zone distanti, depolarizzata e a riposo, considerando che la *zona di depolarizzazione* sul sarcolemma della fibra ha una estensione di circa 1-3 mm² e si sposta in direzione dei tendini con una velocità di circa 2-6 m/s (a seconda del tipo di fibra muscolare). I cicli di depolarizzazione/ripolarizzazione formano un'onda di depolarizzazione che si muove sulla fibra, modellabile in modo riduttivo come l'avanzamento di un *dipolo elettrico* che avanza sulla fibra [7,10].

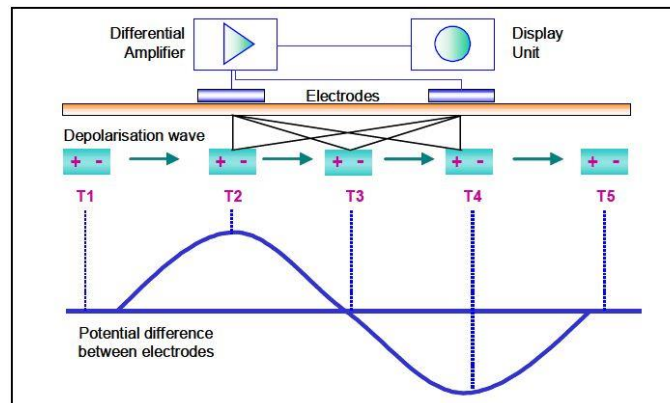


Fig. 2.1 – Avanzamento zona di depolarizzazione; dipolo elettrico [7 - S. Kumar, *Electromyography in Ergonomics*, pag. 73].

In base anche alla effettiva distanza tra elettrodi e dipolo, viene registrata una differenza di potenziale tra gli elettrodi stessi. Nella fibra viaggia il dipolo (zona di depolarizzazione) e nel tempo viene registrata una variazione del potenziale sugli elettrodi (Fig. 2.1), la quale passerà per valori crescenti positivi (fino a T2), successivamente il potenziale decrescerà verso valori negativi (fino a T4). In T3, quando il dipolo è equidistante tra gli elettrodi, il potenziale assumerà valore nullo, o similmente per T1 e T5, in cui però il dipolo sarà troppo lontano per essere rilevato. L'onda registrata sulla singola fibra ha un andamento bifasico.

Affinché gli elettrodi riescano a rilevare il potenziale e la sua escursione temporale, la membrana depolarizzata (il dipolo) genera un campo magnetico nelle vicinanze delle fibre muscolari. Nel tessuto muscolare umano, *l'ampiezza del potenziale d'azione* dipende dal diametro della fibra muscolare, dalla distanza tra la fibra muscolare e dalla posizione dell'elettrodo e dalle proprietà filtranti dello stesso. L'ampiezza cresce come $V = (K * a)^N$, dove $N = 1.7$, a è il *raggio della fibra muscolare* e K una *costante* (Rosenfalck, - 1969) [8]; in prima approssimazione il decremento dell'ampiezza è proporzionale alla distanza tra la singola fibra e l'elettrodo di rilevazione.

Considerando che la singola unità motoria innerva numerose fibre muscolari (anche fino a 1000), allora il potenziale d'azione valutabile sulla singola fibra va sommato a tutti i contributi di potenziale d'azione di ogni fibra appartenente alla unità motoria. Si parla di MUAP quando la coppia di elettrodi rileva i potenziali

generati da tutte le fibre della UM. Poiché ogni fibra muscolare avrà una disposizione spaziale differente, e quindi una distanza diversa dal *sito di rilevamento* (posizione in cui è posta la coppia di elettrodi), ogni contributo sarà diverso in termini di ampiezza e di ritardo temporale. In genere, il MUAP si presenta come un'onda trifasica. In un muscolo normale, l'ampiezza picco-picco di un MUAP rilevato con un *elettrodo ad ago* (non risente dell'effetto di filtraggio dei tessuti circostanti) e varia da 5 mV a 500 μ V [8].

Quando si registra il segnale elettromiografico con una coppia di elettrodi, opportunamente posizionati, bisogna notare che si sta valutando un *Pattern di Interferenza*, ovvero la sovrapposizione dei potenziali d'azione di tutte le unità motorie di un determinato muscolo. Nella zona di rilevazione degli elettrodi, ci sono i contributi di numerose unità motorie, quindi si rilevano un insieme di MUAPs [4,7,8,10].

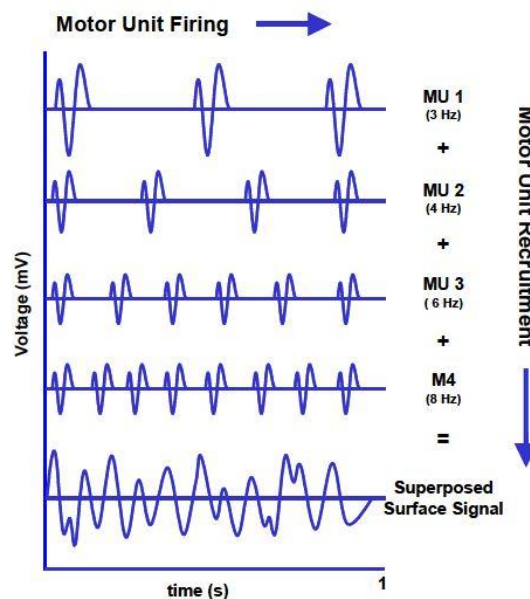


Fig. 2.3 – Rappresentazione di un pattern di interferenza ottenuto da elettrodi superficiali [7 - S. Kumar, *Electromyography in Ergonomics*, pag. 75].

Si può notare come l'insieme di questi potenziali che formano il pattern (segnale EMG), possono provenire da unità motoria (MU) differenti. Ognuna con la propria frequenza di firing ed ampiezza dell'onda. Tutte queste variabili vanno a caratterizzare il segnale EMG (e la forza muscolare espressa).

2.2 Fattori che influenzano il segnale EMG:

2.2.1 Disturbi di acquisizione

Il segnale EMG, durante una normale acquisizione con *elettrodi superficiali (sEMG)*, è sempre soggetta a fenomeni di disturbo. Questi hanno diversa natura e possono portare a difficoltà, in fase di analisi, nella interpretazione del segnale. Il *tipo di tessuto* che si interpone tra sensore e sorgente del segnale, la *condizione di contatto* del sensore, l'*orientamento* degli elettrodi ed i fenomeni di *crosstalk* sono le principali forme di disturbo presenti [4,7,8,10].

2.2.2 Tipo di tessuto: effetto filtro

Il corpo umano nonostante sia un buon conduttore elettrico, ha la conducibilità che varia in base al tipo di tessuto, allo spessore dello stesso, alle condizioni fisiologiche e alla temperatura.

Queste condizioni variano fortemente tra soggetto e soggetto ed anche nello stesso soggetto in diverse zone corporee si possono avere notevoli differenze. Questo comporta che il segnale EMG “grezzo” (*Raw EMG*), non può essere direttamente comparato quantitativamente rispetto ad altre acquisizioni, se prima non viene elaborato. Per esempio, tra due soggetti che presentano una importante differenza di massa grassa non è possibile fare una comparazione dei due segnali non processati, poiché nella persona con maggior spessore del tessuto adiposo si valuta una diminuzione dell'ampiezza del sEMG. Anche la presenza di acqua nel corpo può influenzare, però positivamente, la conduttanza dei potenziali elettrici; infatti, se la quantità di acqua nel corpo aumenta, allora si possono registrare sEMG di maggiore ampiezza. Per condurre esami affidabili utilizzando sEMG, è necessario tenere in considerazione i parametri riguardanti la quantità di tessuto adiposo (espressa in %, o anche Fat Mass (FM)), lo spessore del tessuto adiposo (espresso in mm, attraverso un calibro per grasso corporeo), il BMI (Body Mass index: parametro per la valutazione del peso corporeo) e la quantità di acqua nel corpo [11].

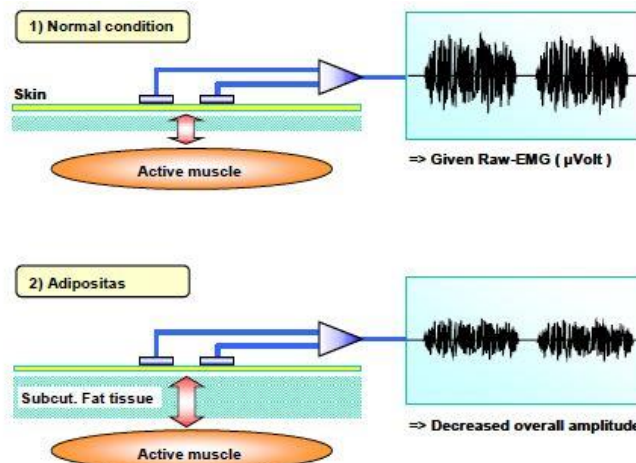


Fig. 2.4 – Effetto del tessuto adiposo sull'ampiezza del segnale EMG [7].

Infatti, queste considerazioni si sono riscontrate in uno degli articoli scelti [12], in cui nei criteri di scelta dei soggetti di studio si è considerato la percentuale di massa grassa (% FM) inferiore o uguale al 10 % (tipica di persone atletiche).

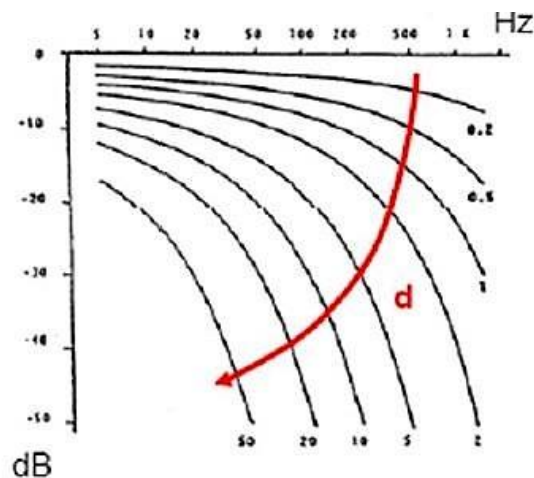


Fig. 2.5 – Effetto del tessuto adiposo: low-pass filter [4].

Ulteriormente, si può osservare come lo spessore del tessuto adiposo o il posizionamento degli elettrodi, che influenzano la distanza tra sorgente del segnale (fibre muscolari) ed elettrodi, causano un *effetto filtro sulle alte frequenze* (come un *filtro passa-basso*), nel caso di studio del segnale nel dominio della frequenza. All'aumentare della distanza d (sorgente-elettrodo) viene incrementato l'effetto di filtraggio; è ridotta l'ampiezza del segnale nelle alte frequenze [4].

2.2.3 Anisotropia del tessuto: orientamento della coppia di elettrodi

Anche l'orientamento degli elettrodi rispetto la direzione delle fibre muscolari può influire sulla acquisizione del segnale sEMG; durante la contrazione muscolare la posizione reciproca tra elettrodi e ventre muscolare può influire sull'ampiezza e sul contenuto in frequenza del biosegnale. L'impedenza del tessuto interposto tra elettrodo e sorgente del segnale, se gli elettrodi sono posti in direzione perpendicolare (a 90°) rispetto le fibre muscolari, è maggiore rispetto la impedenza che si valuterebbe in un orientamento parallelo (a 0°).

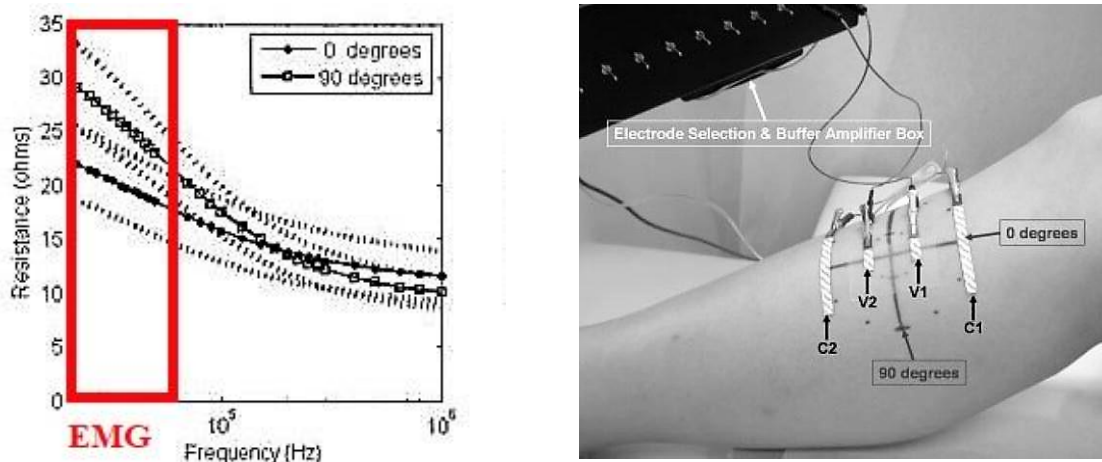


Fig. 2.6 – (sinistra) Impedenza del tessuto derivante dai fenomeni di anisotropia: l'immagine mostra chiaramente come l'orientamento degli elettrodi sulla cute, oltre allo spessore del tessuto, influenza l'acquisizione sEMG. L'impedenza dovuta alla anisotropia del tessuto muscolare è comunque funzione della frequenza. Nel caso di spettri di frequenze dei segnali EMG, si avrebbe maggiore impedenza nella disposizione a 90°. (destra) Nella figura si possono osservare le disposizioni di elettrodi superficiali, di differenti dimensioni, secondo una disposizione longitudinale (0°) che in disposizione perpendicolare (90°). [raccolta e modificata da: A.B. Chin, Et Al., "Optimizing Measurement of the Electrical Anisotropy of Muscle", in "Muscle Nerve", Maggio 2008]

È possibile desumere che un corretto posizionamento degli elettrodi è ottenuto nel caso in cui siano posti in direzione parallela (longitudinale di 0°) a quella presunta delle fibre muscolari [4].

2.2.4 Crosstalk: contenuto aggiuntivo

Quando si acquisisce un segnale EMG, considerato sempre con l'ausilio di elettrodi di superficie (sEMG), abbiamo che è ottenuto dalla sommatoria dei contributi di potenziale d'azione di ogni singola fibra del muscolo di interesse per l'analisi. Bisogna notare anche che, nel segnale sEMG acquisito, vi è la presenza di segnali aggiuntivi detti di *crosstalk*, dovuti alle contrazioni di ulteriori muscoli che vengono comunque captati, seppur con intensità minore, dai sensori di acquisizione. Possono esservi i *segnali dei muscoli di contorno* a quello in analisi (influenzano anche il 10-15% del totale [10]) oppure, come tipicamente accade, la presenza del *segnale ECG* (segnale di provenienza dal tessuto muscolare cardiaco). Essendo il segnale ECG, una delle principali forme di crosstalk, è necessario considerarla poi in fase di elaborazione dei dati. È anche facilmente valutabile visivamente data la sua cadenza periodica pressoché costante, se presente, nel tracciato EMG; specialmente se si sta monitorando l'attività muscolare nel tronco o sulle spalle.

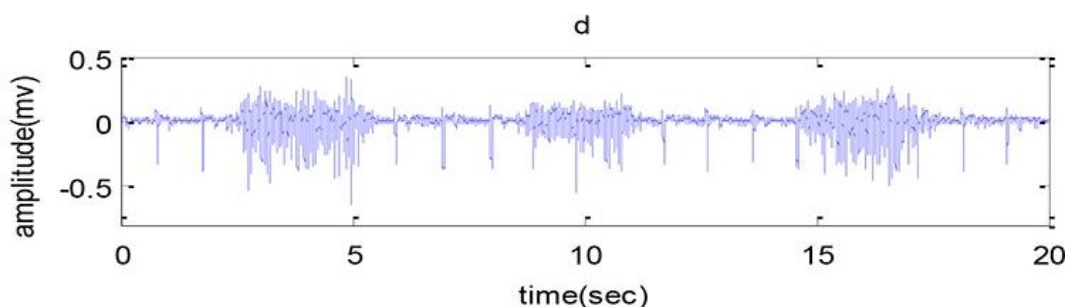


Fig. 2.7 – Esempio di EMG con artefatti ECG ben visibili [S. Abbaspur, A. Fallah, Removing ECG Artifact from the Surface EMG Signal Using Adaptive Subtraction Technique, pubblicato in “Journal of Biomedical Physics Engineering, Marzo 2014”]; il metodo di rimozione tipicamente si basa in un filtro passa-alto con frequenza di taglio di 30 Hz, poiché lo spettro ECG ha le frequenze principali proprio per frequenze inferiori.

La differenza che comunque insorge tra queste due fonti di crosstalk (muscoli adiacenti a quello in analisi o muscolo cardiaco), è che il segnale ECG risulta facilmente eliminabile per via algoritmica con l'ausilio di *filtri*. Un metodo pratico

che consente comunque di ridurre al minimo la presenza di crosstalk, è quello di posizionare correttamente gli elettrodi sul centro del muscolo che si vuole monitorare, in modo che ci sia una appropriata distanza interelettrodica (circa 2cm) [4].

Un possibile esempio di come agiscono gli effetti crosstalk dei muscoli adiacenti è visto in [13], in cui è descritto un metodo sistematico per quantificare il grado di crosstalk in sEMG nei muscoli flessori ed estensori dell'avambraccio e nei muscoli della mano, stimolando elettricamente i nervi prossimali al gomito (nervi radiale, mediano e ulnare). Poiché la stimolazione elettrica consente selettivamente di scegliere quale muscolo è stimolato alla contrazione, è stato valutato il segnale EMG di muscoli adiacenti a quello target (stimolato non volontariamente).

In definitiva è deducibile, oltre al fatto che non ci fossero sostanziali differenze tra le risposte sEMG indotti elettricamente nei nervi con sEMG prodotti dalla contrazione volontaria, che è possibile ottenere dei potenziali di diafonia nei muscoli non target (effetto crosstalk).

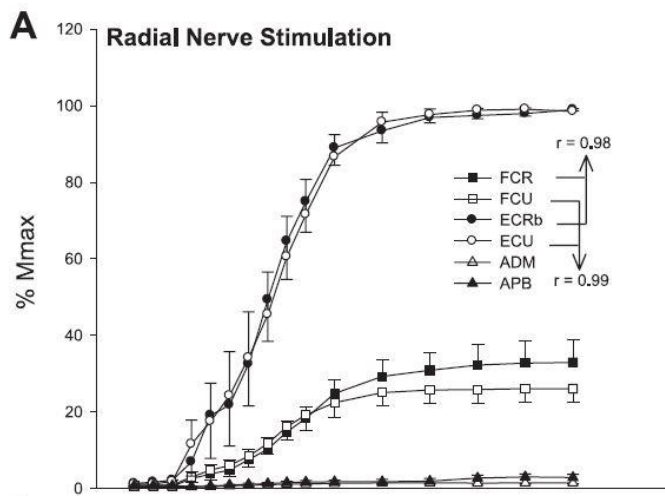


Fig. 2.8 – Esempi di segnali EMG indotti nei muscoli adiacenti [13]. Data la stimolazione del nervo radiale, si causa la contrazione dei muscoli radiali ECRB e ECU; si possono comunque valutare delle risposte registrate nei muscoli non radiali, come in FCR e FCU. La natura dei secondi stimoli valutati è dovuta all'effetto crosstalk.

NB: ECRB = estensore radiale breve

del carpo; ECU = estensore ulnare del carpo; FCR = flessore radiale del carpo; FCU = flessore ulnare del carpo.

2.2.5 Ulteriori artefatti

Ulteriori forme di disturbo, non necessariamente presenti, potrebbero esservi: ad esempio se durante la contrazione muscolare la *posizione reciproca tra elettrodi e ventre muscolare può cambiare* (gli elettrodi potrebbero finire “fuori” dalla superficie di acquisizione). Bisogna allora controllare che gli elettrodi rimangano sempre sulla superficie centrale del muscolo.



Fig. 2.9 – Esempio di come gli elettrodi possano finire fuori la superficie muscolare durante la contrazione [7].

Oppure, si possono presentare disturbi dovuti ad *interferenze di linea*: tra i più comuni artefatti presenti in un tracciato elettromiografico. Questo viene fuori quando altri strumenti, nelle immediate vicinanze la strumentazione di acquisizione, alimentati da prese a muro, causano una interferenza elettromagnetica sulle uniche frequenze di 50 o 60 Hz (in base alla corrente di alimentazione). Se ne viene fuori con particolare facilità, in post-acquisizione con l'uso di un *filtro Notch*, selettivo per l'unica frequenza da eliminare. Altre volte, per evitare di eliminare contenuto spettrale utile all'analisi, si preferisce isolare il circuito della strumentazione EMG; è consigliabile non usare luce fluorescente per l'illuminazione della stanza in cui si effettuano le acquisizioni [14].

Ancora, potrebbero esservi *artefatti da movimento dei sensori*, soprattutto per elettrodi superficiali, dovuti ai movimenti dei sensori applicati sulla cute. Sono generati dal movimento del sensore o dall'allungamento della pelle durante i movimenti, che causano variazioni di contatto tra elettrodo e cute (variazioni della

impedenza di contatto). Per evitare quest'ultimo, ed il conseguente *artefatto dovuto ad un cattivo incollaggio*, bisogna sempre verificare di aver fatto aderire perfettamente il sensore sulla cute. Per questo, solitamente va preparata la pelle: depilando (all'occorrenza), esfoliando la cute con componenti abrasivi e pulendo la zona di contatto. Così facendo si andrà anche a ridurre il più possibile l'*impedenza di contatto* (ordine 10-50 kOhm) [10,14].

2.3 Acquisizione del segnale EMG:

2.3.1 Elettrodi superficiali: sEMG

I sensori utilizzati per registrare le attività muscolari, durante l'esecuzione di un generico task motorio, possono essere di diversa natura, causando delle variazioni del segnale EMG acquisito. Possiamo distinguere generalmente due tipologie di sensori: *superficiali* (anche detti non-invasivi) e di *inserzione* (invasivi, composti da aghi transcutanei).

Seppur la qualità del segnale EMG ricavata da elettrodi di inserzione risulta maggiore, andando ad evitare la presenza di numerosi disturbi del segnale (come l'impedenza da contatto, il crosstalk o il tipo di tessuto che si interpone), al contempo risulta una metodologia invasiva e più rischiosa rispetto l'altra. Oltretutto è richiesta una certa abilità nell'inserimento degli aghi. Il suo utilizzo può essere giustificato per monitorare muscoli profondi.

Per questo, è di largo impiego l'utilizzo dei sensori superficiali, si parla allora di sEMG (elettromiografia superficiale). Quelli più comuni sono di tipo Ag-AgCl, in gel, adesivi e usa e getta. Presentano una forma circolare a singolo bottone (Fig. 2.10 (1)) o duali (Fig. 2.10 (2)), in cui l'area conduttiva è costituita dal disco ricoperto di AgCl, con area di circa 1cm^2 . Risultano rapidi nella applicazione, senza la necessità di particolari abilità, seppur richiedano una preparazione della cute. Inoltre, il loro costo è ridotto [4,7,8,10].

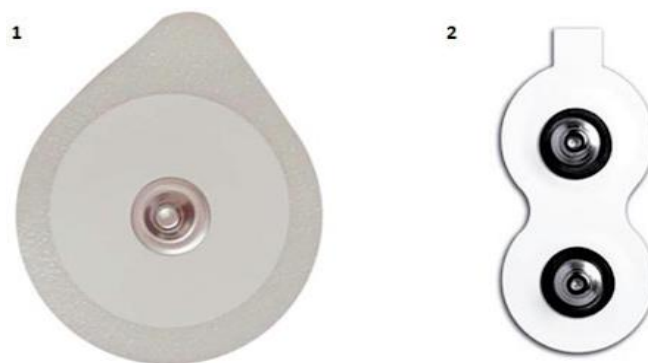


Fig. 2.10 – Elettrodi superficiali EMG: (1) elettrodo singolo (monopolare) e (2) elettrodo bipolare.

La configurazione principale è quella *bipolare*: in cui si usano due elettrodi di *acquisizione* (o un duale) sulla superficie di interesse, ed un terzo di *riferimento*, in un'area non attiva rispetto l'indagine (fuori dal muscolo in analisi). Tale configurazione, consente all'ingresso della elettronica di acquisizione, mediante un circuito con tre *Amplificatori Operazionali Differenziale* (OP-AMP), di eliminare qualsiasi segnale "comune" a entrambi i siti di rilevamento (segnali di disturbo). Il segnale in output (V_{out}) sarà dato dalla amplificazione della differenza di potenziale captato sempre dagli elettrodi di rilevamento ($V_1 - V_2$). È possibile descrivere un preamplificatore grazie alle due principali caratteristiche:

- **Guadagno:** questo parametro adimensionale rappresenta la capacità di incrementare l'ampiezza del segnale in uscita.

$$Ad = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (1)$$

Dove V_{in} rappresenta la differenza di potenziale tra i due elettrodi;

- **CMRR:** (Rapporto di Reiezione di Modo Comune) misura la tendenza del dispositivo a rigettare i segnali d'ingresso comuni (di disturbo) a entrambi gli ingressi. È misurato in decibel positivi.

$$CMRR = 20 * \log_{10} \left(\frac{|Ad|}{|A_{cm}|} \right) \quad (2)$$

Dove Ad = guadagno differenziale = $V_{out}/(V_1 - V_2)$

A_{cm} = guadagno di modo comune = V_{out}/V_{cm} .

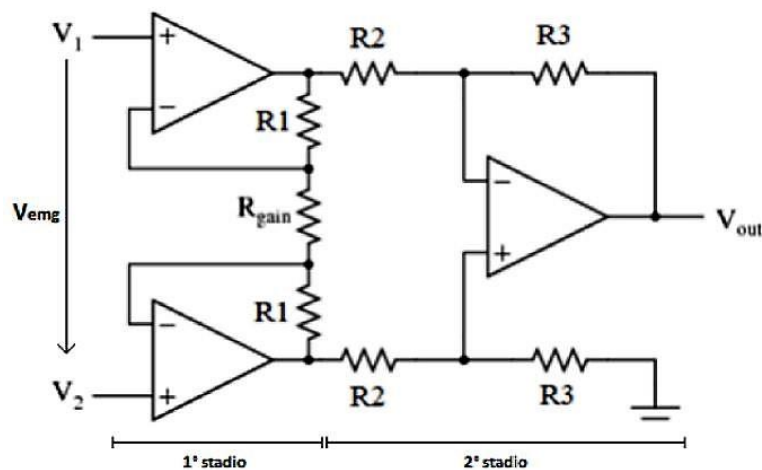


Fig. 2.11 – Amplificatore per strumentazione EMG a tre operazionali.

Un preamplificatore è considerato di buona qualità se: il guadagno differenziale si aggira tra i 1000÷10000 e il CMRR è maggiore a 90 dB [4,7,10,14].

Il primo stadio (Fig. 2.11) compone la fase di filtraggio, composto da due filtri (passa-alto e passa-basso) analogici in grado di selezionare il range del segnale EMG (10 – 500Hz [8]); il secondo stadio genera il guadagno (Ad) al segnale differenziale ricavato dagli elettrodi di riferimento ed elimina il segnale di disturbo comune (CMRR).

L'utilizzo degli elettrodi superficiali negli ultimi decenni è cresciuto nel tempo, fino a divenire lo strumento più utilizzato per esami elettromiografici (sEMG); per questo, fu necessario standardizzare delle procedure che permettessero di rendere gli studi e i dati ottenuti con sEMG quanto più possibile riproducibili ed omogenei, garantendo un utile scambio di dati ed esperienza clinica. Il progetto Europeo SENIAM [15] (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) fu finanziato nell'ambito del programma Biomed 2 della Comunità Europea (1996 – 1999). Si basa su una serie di raccomandazioni utili per una corretta acquisizione sEMG, che possono brevemente essere schematizzate in:

- Raccomandazioni per la progettazione e procedure di posizionamento dei sensori sEMG (ad esempio, la necessità di applicare i sensori in specifici *punti di riferimento*);

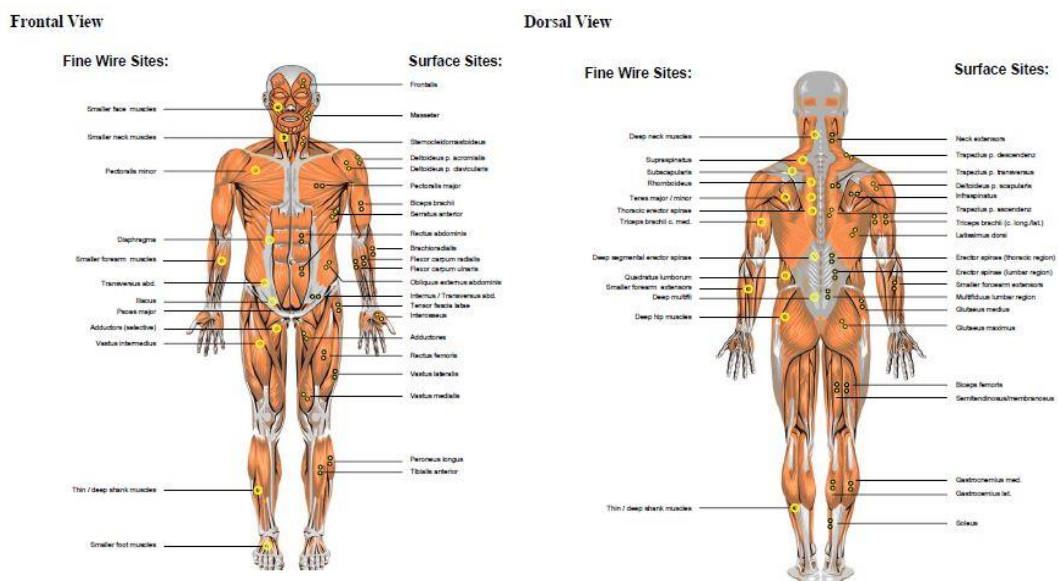


Fig. 2.12 – Punti di riferimento anatomici per acquisizioni EMG (SENIAM) [7]. Le disposizioni degli elettrodi sulla sinistra, rispetto il piano di simmetria sagittale, sono per elettrodi a filo sottile.

- Istruzioni per la registrazione e l'elaborazione dei segnali sEMG (ad esempio, le procedure da seguire per la preparazione della cute, già trattate);

2.3.2 Spettro di frequenza EMG

Come già detto, ogni unità motoria (UM) produce stimoli elettrici alle fibre muscolari innervate, detti MUAP; per far avvenire la contrazione di un muscolo, per ogni unità motoria si hanno “treni” di impulsi (si parla di MUAPT). Quando un muscolo va a contrarre, è possibile valutare sulla superficie cutanea un segnale sEMG dato dalla sovrapposizione dei segnali provenienti dalla scarica irregolarmente distribuita delle UM. Si ottiene un tracciato del tipo (*pattern di interferenza*):

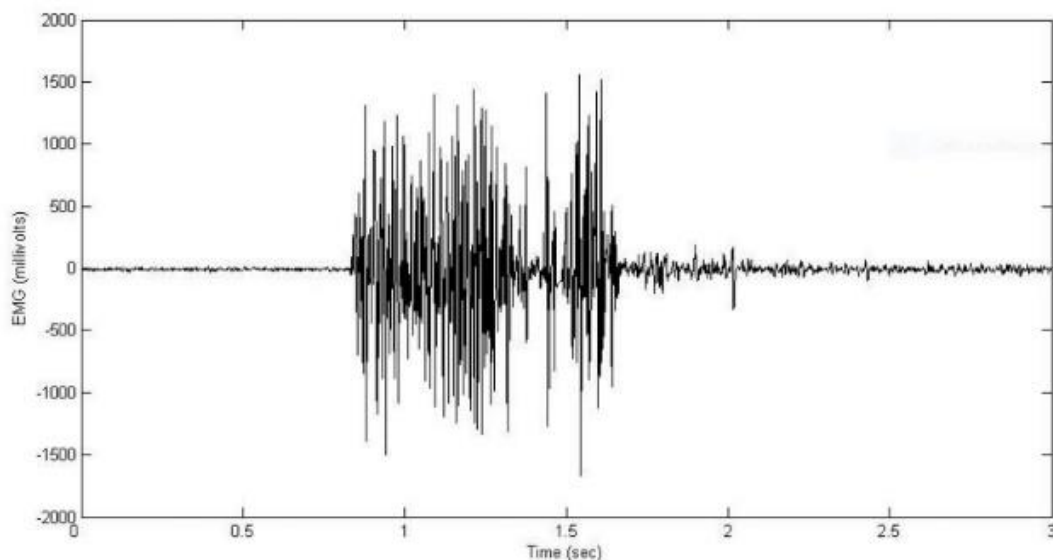


Fig. 2.13 – Un esempio di “Raw Signal EMG” [univr.it].

Il tracciato EMG (ottenuto da elettrodi superficiali) avrà un determinato *spettro di frequenze*. Saper definire tale spettro, risulta necessario per analizzare poi il segnale EMG, o per determinare alcuni parametri utili (visti in seguito). In generale si può dire che tale spettro è compreso in un range di frequenze tra 10-500 Hz [4,7]. Di questo spettro, però si possono determinare sotto-intervalli di frequenze [8]:

- Nel sotto-intervallo 10-40 Hz, ci sono le *frequenze di firing* delle UM più grandi e reclutate per ultime; queste contribuiscono con picchi nello spettro, nelle basse frequenze;
- Il secondo sotto-intervallo, compreso all'incirca tra 50-100 Hz, è dovuto alla *forma dei MUAP*, e di vari fattori, quali la forma e la disposizione degli elettrodi, la distanza delle fibre e la *fatica muscolare*.

2.4 Analisi del segnale EMG:

2.4.1 Intro: Teorema del Campionamento di Nyquist-Shannon

Prima di procedere a definire i metodi di analisi del segnale EMG, è necessario definire un importante parametro da tenere a mente prima di effettuare la registrazione del segnale EMG, la *frequenza di campionamento* f_c . Quando si ha un segnale analogico tempo-continuo ($x(t)$), si può pensare di *campionare* tale segnale, ovvero di rappresentare il segnale come una sequenza di valori istantanei, ad intervalli regolari (*intervallo di campionamento* $T_c = 1/f_c$); poiché è impensabile riuscire a valutare il segnale digitalmente come valore continuamente definito (analogico).

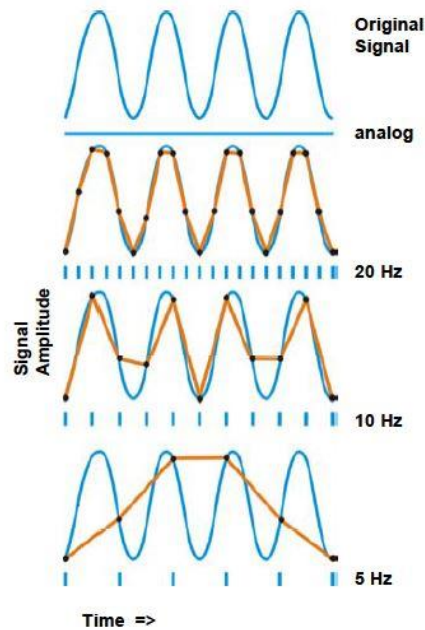


Fig. 2.14 – Nell’immagine è mostrato un esempio di come un segnale con andamento sinusoidale tempo-continuo (analogico) possa essere rappresentato per campioni (o “samples”). Si può notare come al crescere della frequenza di campionamento (verso l’alto), il segnale rappresentativo ottenuto per campioni, si avvicini in modo significativo al segnale originario [7].

Quando si intende convertire un segnale analogico in un segnale digitale tempo-discreto, allora risulta necessario campionare tale segnale e *quantizzarlo*: ovvero, suddividere il segnale campionato in insieme di livelli che identificano un diverso

valore di tensione, dove per ogni livello è associata una codifica binaria (tutto ciò, avviene nel *convertitore analogico-digitale*).

Il segnale digitale, opportunamente campionato e quantizzato, può essere studiato nel dominio della frequenza attraverso la *Trasformata di Fourier* ($X(f)$): se esso risulta un segnale a *banda limitata* (condizione necessaria), come tipicamente si ha per i segnali EMG per un massimo di 500Hz, nella sua conversione in formato digitale la minima frequenza di campionamento necessaria per evitare Aliasing¹ e perdita d'informazione nella ricostruzione del segnale analogico originario, è pari ad almeno il doppio della sua frequenza massima [5,16]. Solitamente, questa operazione sul segnale può essere implementata con algoritmi FFT (Fast Fourier Transform).

$$f_c \geq 2 * f_{max} \quad (3)$$

Dove: f_c è la frequenza di campionamento, f_{max} è la massima frequenza della banda del segnale e T_c è l'intervallo di campionamento.

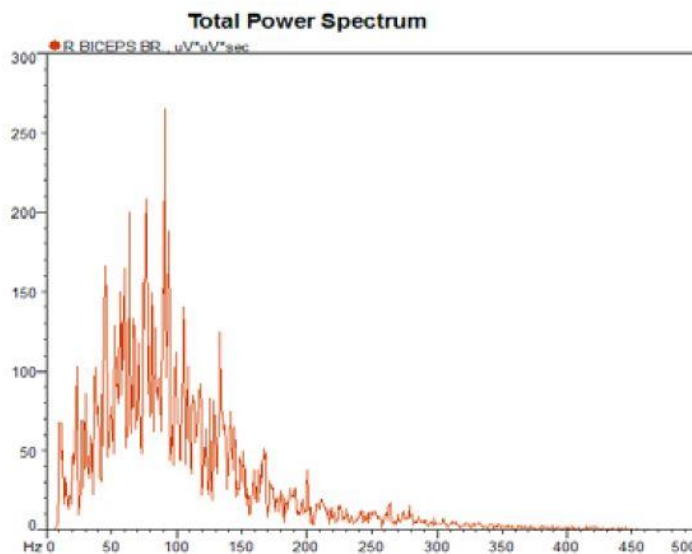


Fig. 2.15 – Un esempio di Spettro Totale di Potenza EMG (EMG nel dominio della frequenza; FFT)

Tutto ciò, nel caso specifico del segnale EMG, si traduce nella necessità di campionare ad almeno 1000Hz, considerando come detto prima la f_{max} pari a 500Hz.

Aliasing¹: o distorsione da sottocampionamento, è il fenomeno per il quale un segnale analogico, campionato in formato digitale e riportato poi in analogico risulta differente da quello di partenza.

Anche se nella pratica comune, per avere segnali di ottima qualità è facile arrivare anche ai 2000Hz, come accade anche in uno degli articoli di studio [17], o risulterebbe in accordo in base allo spettro di frequenze secondo [14] tra 1-1000Hz.

2.4.2 Analisi nel dominio Tempo: stato tensionale del muscolo

Una volta ottenuto il segnale sEMG in formato digitale-campionato nel software, si attuano una serie di procedure di elaborazione del segnale per estrapolare informazioni riguardo l'attività muscolare. La scelta del metodo di analisi comunque dipende dal tipo informazioni che si vogliono ricavare; per esempio, se si vuole determinare esclusivamente le fasi temporali di attivazione del muscolo ("on-off"), si attuano procedure di *analisi qualitativa* che consentono una prima comprensione del controllo neuromuscolare.

Tuttavia, spesso diventa di maggior interesse una *analisi quantitativa*, che comunque non preclude la definizione qualitativa, che consente inoltre di estrapolare informazioni riguardo l'attività muscolare, riguardo l'ampiezza del segnale, per la determinazione dello stato tensionale del muscolo. Maggiore è l'ampiezza del segnale, più è sollecitato il muscolo (e forza sta producendo) [8,9,10].

Prima di procedere ad una qualsiasi metodologia di elaborazione del segnale EMG, si attua una procedura detta di *rettifica*: ciò consente di convertire tutti i valori negativi in positivi, "traslando" i picchi negativi al di sopra della *baseline*.

I principali parametri nel dominio del tempo, in grado di fornire una analisi quantitativa [18], sono i seguenti:

- **Average Rectified Value (ARV):** il calcolo di questo parametro si basa sulla suddivisione del periodo T, relativo all'intero segnale nel tempo $emg(t)$, in sotto-intervalli ottenuti dalla traslazione di una *finestra temporale mobile*. Per cui, facendo traslare questa finestra temporale lungo l'intero segnale *rettificato*, integrando nel sotto-intervallo definito $(t_2 - t_1)$, si ottiene il segnale come "media mobile". Le finestre temporali sono contenute in range compresi tra i 20÷100 ms [7].

$$ARV = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} |emg(t)| dt \quad (4)$$

- **Root Mean Square (RMS):** il Root Mean Square è un altro parametro parecchio diffuso nell'analisi del segnale EMG. Rappresenta la media della potenza di un segnale, del segnale presente in una finestra temporale mobile. Questo algoritmo consente di rettificare il segnale grezzo e di ottenere l'effetto di Smoothing¹.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} emg(t)^2 dt} \quad (5)$$

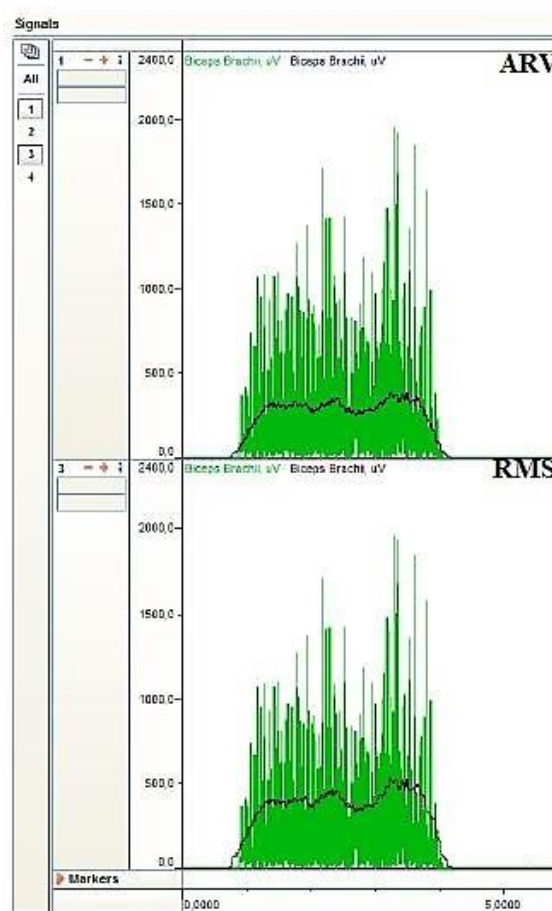


Fig. 2.16 – Esempio di elaborazione di un segnale EMG. In verde il segnale EMG rettificato. In alto, dopo aver applicato l'algoritmo ARV (curva scura); similmente, in basso, dopo aver applicato l'algoritmo RMS (curva scura) [4].

Smoothing¹: tradotto significa “levigatura” dei dati, consiste in una procedura attraverso specifici algoritmi il cui scopo è evidenziare i *pattern* significativi, attenuando eventuali forme di disturbo.

Basta vedere alcuni degli articoli studiati [17,19,20,21], per capire che molto spesso si basano proprio sull'uso dell'algoritmo del Root Mean Square.

Inoltre, è anche molto diffusa la *normalizzazione MVC* [17,21] (Maximal Voluntary Contraction), o similmente la *MVIC* (Maximal Voluntary Isometric Contraction). Nonostante le procedure di standardizzazione (SENIAM), l'ampiezza del segnale sEMG risulta particolarmente suscettibile alle condizioni di acquisizione e tra singoli individui. Una soluzione per escludere tale problematica si basa sull'idea di "calibrare" l'ampiezza del segnale rispetto una condizione fisiologica sempre analoga, la massima contrazione. Per cui, attraverso una prova indipendente da quella del task motorio, solitamente effettuata prima, si operano delle registrazioni di segnali durante prove che portano alla massima contrazione volontaria (isometrica), dei muscoli di interesse. In definitiva, si esprimono le contrazioni del task motorio in percentuale relativa al MVC (%MVC) [7].

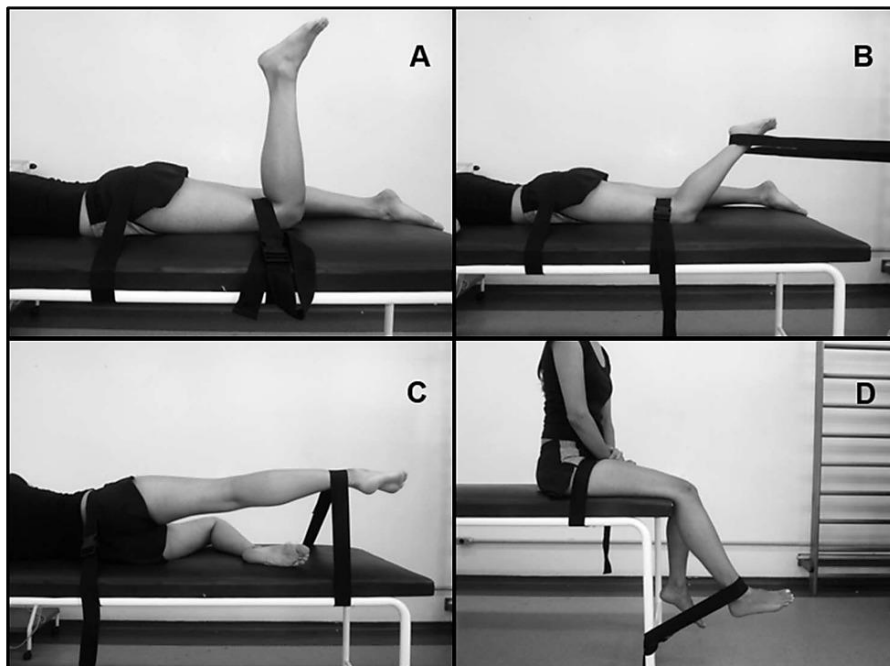


Fig. 2.17 – Esempi di esercizi con elastico per la determinazione EMG della massima contrazione volontaria isometrica per arti inferiori: (A) grande gluteo, (B) bicipite femorale, (C) gluteo medio e (D) vasto laterale [A. S. Bley, J. C. Ferrari Correa, A. C. Dos Reis, Propulsion Phase of the Single Leg Triple Hop Test in Women with Patellofemoral Pain Syndrome: A Biomechanical Study, in "PLOS ONE", vol. 9, Maggio 2014].

2.4.3 Analisi nel dominio Frequenza: determinazione della Fatica

Negli ultimi decenni le applicazioni in ambito sportivo e riabilitativo delle analisi sEMG sono aumentate notevolmente; in questi ambiti, la determinazione della *fatica muscolare* o delle corrette attivazioni motorie, può giovare per le performance dell'atleta.

L'affaticamento muscolare rappresenta un complesso fenomeno che comprende numerose cause. Si sviluppa come la combinazione di cambiamenti metabolici, strutturali ed energetici nei muscoli, dovuti a un insufficiente apporto di ossigeno e sostanze nutritive (condizione ischemica). Tipicamente questa condizione è associata al livello di contrazione, poiché quando questa è marcata, causa l'effetto di pompaggio del muscolo in contrazione (dinamica o statica che sia) [22]. Seppure la fatica sia un fenomeno ampio, che può essere suddiviso in fatica centrale (1), affaticamento della giunzione neuromuscolare (2) e affaticamento muscolare (3), verrà trattato come elemento unico, tipicamente associato a fenomeni neuromuscolari.

In generale, la determinazione pratica di questo fenomeno è semplice; basterebbe misurare il tempo durante l'esecuzione di un certo task motorio, come una contrazione isometrica, e valutare l'arrivo della situazione in cui si riduce drasticamente l'espressione della forza o potenza (nonché dell'arrivo delle sensazioni corporee). Sebbene semplice da determinare, lo si rileva solo dopo che si è verificato. Inoltre, non si riuscirebbe a determinare l'affaticamento di un muscolo specifico quando più agonisti cooperano allo sforzo fisico.

Il monitoraggio continuo dell'affaticamento muscolare locale può essere determinato attraverso l'attività mioelettrica, mediante l'elettromiografia di superficie sEMG. Negli anni numerosi metodi si sono sviluppati per la determinazione di questa condizione fisiologica; tra le più comuni vi sono ancora la determinazione di parametri nel dominio della frequenza [4,10,18,22].

Le principali osservazioni che possono essere fatte in base a quanto visto in [22], nel portarsi in una condizione di fatica, sono: *l'aumento dell'ampiezza* del segnale

durante il processo di affaticamento e lo *spostamento verso frequenze inferiori dello spettro di potenza del segnale* (si può anche parlare di compressione dello spettro). Bisogna comune notare, che per valutare lo spettro del segnale, questo prima necessità di essere convertito attraverso l'operatore Trasformata Discreta di Fourier (solitamente con algoritmi Fast Fourier Transform). Sempre da [22] sono ripresi i due seguenti parametri:

- **MNF (Mean Frequency):**
$$f_{mean} = \frac{\int_0^{f^{c/2}} f * P(f) df}{\int_0^{f^{c/2}} P(f) df} \quad (6)$$

Dove: f^c è la frequenza di campionamento e $P(f)$ è la Densità Spettrale di Potenza;

- **MDF (Median Frequency):**
$$f_{md} = \frac{1}{2} \int_0^{f^{c/2}} P(f) df \quad (7)$$

Dove: f^c è la frequenza di campionamento e $P(f)$ è la Densità Spettrale di Potenza.

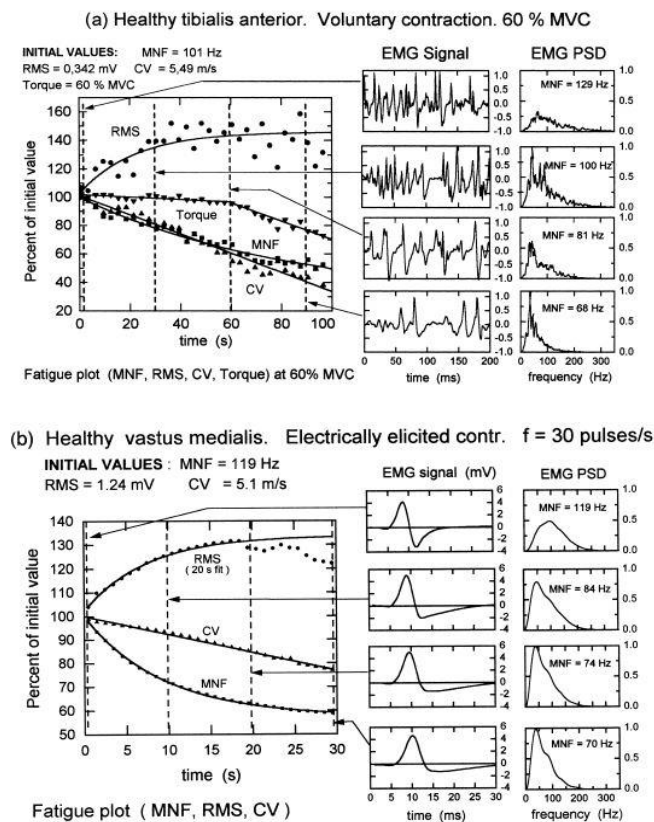


Fig. 2.18 – Effetti della fatica in una contrazione isometrica volontaria del 60% MVC (a, tibiale) ed una contrazione indotta (b, vasto mediale) [23].

Sono evidenti gli effetti della fatica mostrati nello studio [23] (Fig. 2.18): in questo studio, è stato analizzato l'effetto della fatica durante delle contrazioni volontarie al 60% della massima contrazione volontaria (MVC) di un tibiale (a), e delle contrazioni indotte elettricamente in un vasto mediale (b), entrambe in condizioni isometrica (prolungata nel tempo). Nel grafico mostrato è possibile vedere come la fatica ha caratterizzato sia l'aumento dell'ampiezza del segnale (incremento quindi del parametro RMS nel dominio del tempo), che la compressione dello spettro di frequenze, con conseguente diminuzione della frequenza media (MNF) dello spettro di potenza (indipendentemente dalla forma di stimolo del muscolo).

Capitolo 3

EMG per lo Squat

3.1 Generalità:

3.1.1 Definizione di Squat

Quando si sente parlare dello squat, la prima cosa che si va a pensare è il faticoso esercizio da palestra. Nonostante sembri un movimento così innaturale, basterebbe considerare che sin dall'antichità, l'uomo era solito sostare nella posizione di *accosciata* per eseguire normali mansioni; mentre mangiava o sentiva il bisogno di riposarsi un attimo. Sebbene nella cultura occidentale, oggi, sia quasi considerata esclusivamente una postura tipicamente adottata in età prescolare, basterebbe spostarsi verso l'oriente per vedere che sia una postura piuttosto comune, anche in età avanzata; in Asia e in Africa, è possibile vedere numerose persone lavorare, aspettare o semplicemente giocare in questa posizione.

Negli anni, comunque, il suo utilizzo si è evoluto, da quella che può risultare una comune posizione di riposo statica ad un vero e proprio esercizio da palestra, con sovraccarichi che consentono di incrementare difficoltà e benefici dal punto di vista di performance fisiche.



Fig. 3.1 – A sinistra un uomo che attende in accosciata, a destra un esempio di back squat eseguito con bilanciere [rojakdaily.com, la-forza.it].

Lo squat allora è visto, ora, come un esercizio multiarticolare utilizzato in primo luogo per allenare la muscolatura degli arti inferiori (glutei, quadricipiti, femorali e gastrocnemio), in grado di migliorare l'ipertrofia ed aumentare la forza dell'intero corpo. È utilizzato con successo in numerosi programmi di allenamento per sport che normalmente si basano sul task motorio dell'accosciata, per migliorare quindi le performance durante l'attività stessa. Oppure in ambito riabilitativo, per persone che hanno subito interventi o lesioni articolari degli arti inferiori, come per il trattamento riabilitativo del legamento crociato anteriore (LCA) [21,24]. Addirittura, ci sono discipline incentrate esclusivamente sulla esecuzione dello squat (PowerLifting) o task motori simili (come lo Snatch, il Clean e Jerk) che richiamano comunque il movimento dello squat (Sollevamento Pesi nel mondo delle Olimpiadi). Insomma, si può dire che sia uno degli esercizi più noti nel mondo del fitness e della riabilitazione, per gli arti inferiori.

3.1.2 Analisi del movimento dello Squat

Se si volessero valutare le attivazioni muscolari durante lo squat, sarebbe buona cosa condurre il lavoro di registrazione elettromiografica su un gruppo di persone allenate, ed ancor meglio esperte; non a caso, spesso tali studi si basano proprio sull'analisi di atleti con esperienza nella esecuzione dello squat (come avviene in [12,19,20,25]). Bisogna considerare, infatti, che per valutare le attivazioni muscolari relative allo squat, questo prima debba essere eseguito in modo corretto.

In genere, lo squat è eseguito con l'aggiunta di un sovraccarico, caratterizzato da un bilanciere in acciaio, sui cui estremi è possibile inserire dischi in ghisa di varie pezzature (1.25-2.5-5-...-50 kg). Si parla allora di *Free Barbell Squat*; nulla vieta di eseguire lo stesso esercizio, soprattutto per i meno esperti, senza alcun carico.

Tipicamente, durante l'analisi, questo esercizio è suddiviso in due fasi: la fase iniziale *discendente* (eccentrica, da 1 a 3 in Fig. 3.2) e la fase di risalita *ascendente* (concentrica, da 4 a 6 in Fig. 3.2). Bisogna considerare però, che la fase ascendente può essere ulteriormente suddivisa in 3 regioni: la fase *pre-sticking* (4), di *sticking* (5) e la *post-sticking* (6). Questo dato dalla presenza della tipica condizione detta di "*sticking point*" o punto critico [25,26].

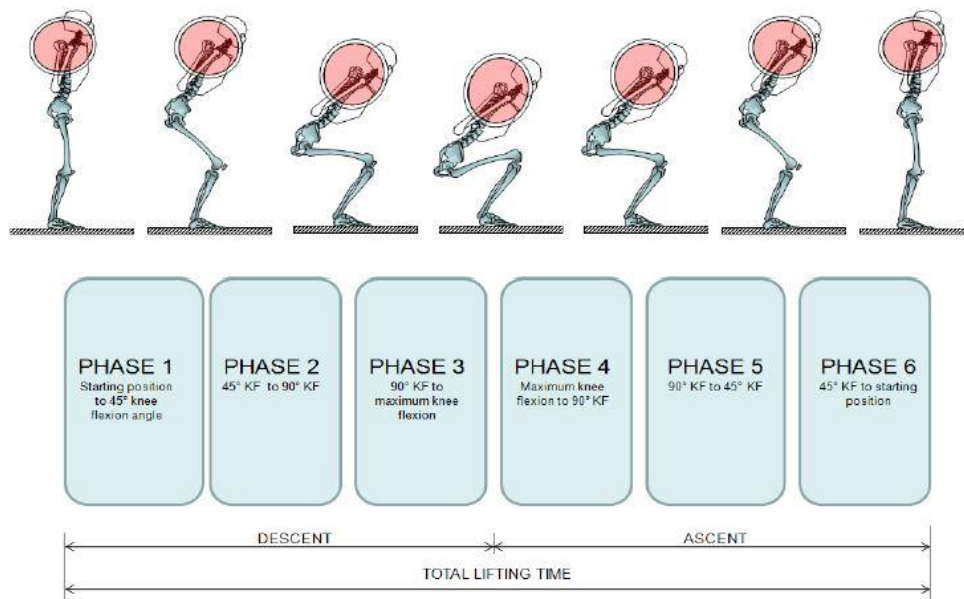


Fig. 3.2 – Fasi dello squat: 1-3 discendente e 4-6 ascendente [accademiaitalianaforza.it].

Non sempre questa condizione è considerata (come in [20]), seppure di notevole importanza, poiché a livello cinematico causa una diminuzione della velocità dell'alzata del bilanciere a metà salita, sino a raggiungere il picco di minor velocità (V_{min}). Il motivo di questo rallentamento, causato soprattutto per carichi elevati prossimi alla Ripetizione Massima (RM), è dovuto a numerosi fattori. Il carico sostenuto si trova in vantaggio biomeccanico rispetto alla spinta dell'individuo, ciò dipende dai bracci meccanici che si vanno a formare, infatti durante la fase iniziale di risalita è il carico ad avere il maggior braccio dovuto all'angolo dell'anca [25]. Inoltre, durante la fase di risalita si riduce la tensione muscolare ed entro la regione di sticking si esaurisce l'energia elastica nei muscoli. Ulteriore considerazione si può fare per lo *stretch-reflex*: fenomeno per cui i muscoli contratti eccentricamente (durante la fase discendente) causano un riflesso inconscio di contrazione, che potenzia la generazione di forza durante la fase di risalita. Però che si presenta solo se le velocità di discesa sono sufficientemente alte (una sorta di rimbalzo); per cui se lo squat avvenisse in modo lento e controllato, sicuramente comporterebbe velocità inferiori in fase di risalita, complicando il passaggio attraverso la sticking region [26]. Infine, risulta davvero

complesso ed energeticamente dispendioso contrarre simultaneamente tutti i muscoli agonisti ed antagonisti con il sincronismo adeguato.

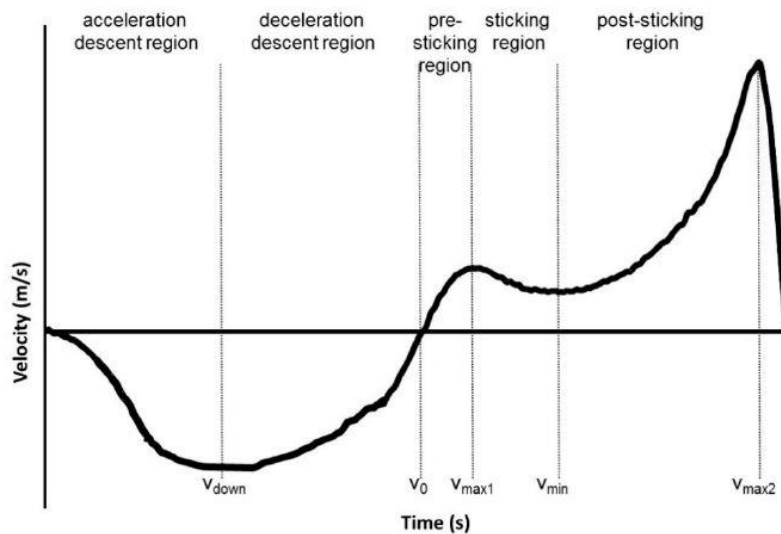


Fig. 3.3 – Tipico andamento della velocità del bilanciere durante un ciclo di squat con carichi elevati (>80% 1-RM) o prossimi al 1-RM. Si possono distinguere i seguenti eventi: (V_{down}) picco di velocità negativa durante fase discendente, (V_0) posizione più bassa raggiunta dal bilanciere, (V_{max1}) primo picco di velocità durante fase ascendente, (V_{min}) picco minimo di velocità dovuto al passaggio nella sticking-region e (V_{max2}) secondo picco di velocità durante la fase ascendente [26].

Ed è per questo che le difficoltà principali sono situate proprio nella regione dello sticking point, che se superate indicano la riuscita del sollevamento del carico, al contrario il fallimento.

Lo squat è quindi suddiviso:

- *Fase discendente*: in cui il bilanciere ed il tronco iniziano a scendere, il bacino ruota all'indietro e le ginocchia si allargano per consentire l'ingresso in "buca" (in *hole*), il busto flette in avanti, sempre le ginocchia flettono, l'angolo della caviglia si riduce. Tutto ciò fino all'arrivo nella zona più bassa dello squat, la buca;
- *Fase ascendente*: la velocità di risalita aumenta inizialmente per gli aspetti considerati prima, l'angolo del busto inizia ad aumentare per portarsi alla posizione eretta, si raggiunge lo sticking point, ed una volta superato, il bacino ruota in avanti grazie la contrazione dei glutei e dei flessori del

ginocchio, aumenta l'angolo del ginocchio per la spinta prodotta dai quadricipiti, anche il gastrocnemio è particolarmente attivo in fase di spinta.

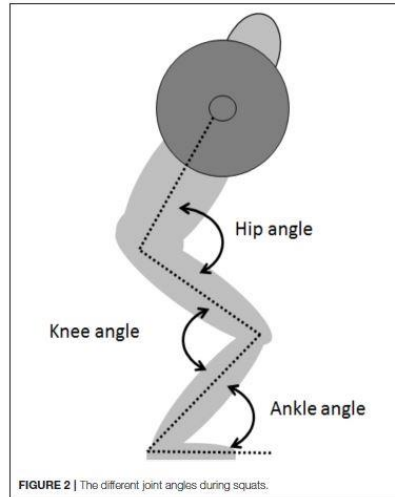


Fig. 3.4 – Angoli principali da considerare nell'analisi dello squat, punto di vista laterale (piano sagittale). "Hip angle" angolo compreso tra il busto e il femore, "knee angle" angolo compreso tra femore e tibia e "ankle angle" angolo compreso tra tibia e piede [25].

Si può osservare come dietro una semplice accosciata ci sia un complesso movimento, dettato dal lavoro sinergico di numerosi muscoli (si pensa circa 200 muscoli). Per questo, definire con correttezza le attivazioni muscolari attraverso lo studio del segnale EMG e definire determinati parametri possono portare ad una maggiore conoscenza del gesto tecnico dello squat. Per essere di aiuto nei molteplici campi che sfruttano questo task motorio.

3.2 Analisi dello stato dell'arte:

3.2.1 Introduzione

Attraverso questo studio si vuole dare una visualizzazione del gesto tecnico dello squat a 360 gradi e valutarne le attivazioni muscolari tramite misurazioni EMG; per fare ciò sono stati scelti differenti articoli che possano chiarire nella maniera più completa questo task motorio. Infatti, si possono comprendere quali sono le attivazioni di tutti i principali gruppi muscolari coinvolti, in tutte le possibili varianti dell'esercizio.

Che si tratti di utilizzare lo squat a livello sportivo per la pratica agonistica o dilettantistica [12,17,19,20,25,26]; oppure che si pratichi lo squat in ambito clinico-riabilitativo come in [21], in cui questo, insieme ad ulteriori esercizi sono stati analizzati per determinare l'utilità in programmi di riabilitazione per le lesioni del legamento crociato anteriore (LCA). Secondo [21], si pensa che un'attivazione alterata dei quadricipiti e dei muscoli posteriori della coscia possa presentarsi proprio per effetto della lesione LCA, poiché questa causa una instabilità del ginocchio che necessita di una strategia di adattamento. Un'attività sproporzionata dei quadricipiti e dei muscoli posteriori provoca un aumento della tensione sull'LCA. Inoltre, sempre la lesione dell'LCA, causa effetti sulle attivazioni anche a muscoli collegati cinematicamente e funzionalmente, come per il grande gluteo e per muscoli del tronco, quali l'ereettore spinale e il retto dell'addome. Il motivo per cui poi è utilizzato lo squat come esercizio riabilitativo, è dato dal fatto che questo esercizio (a catena cinetica chiusa), causa della natura delle attivazioni muscolari (lavoro simultaneo degli antagonisti) non influisce eccessivamente sulla traslazione tibiale anteriore, il che comporterebbe eccessivo stress per il legamento lesionato. Con ciò, consente sempre una ottima attivazione con proprietà allenanti dei muscoli degli arti inferiori, necessari per stabilizzare il ginocchio stesso.

Ulteriormente, è stato studiato lo squat con bilanciere, nelle sue principali varianti. In [20,25], si possono vedere le due differenti tecniche basate su un differente posizionamento del bilanciere. Si possono distinguere l'*high-bar*, tipico dei weightlifter delle Olimpiadi per simulare la posizione di presa durante le

competizioni Olimpiche, si basa sul posizionamento del bilanciere sulla parte superiore del muscolo trapezio, appena sotto il processo della vertebra C7; oppure il *low-bar*, tipico dei powerlifter (anche se questi eseguono anche l'*high-bar*), in cui il posizionamento del bilanciere è situato più in basso sulla schiena, all'altezza delle scapole.

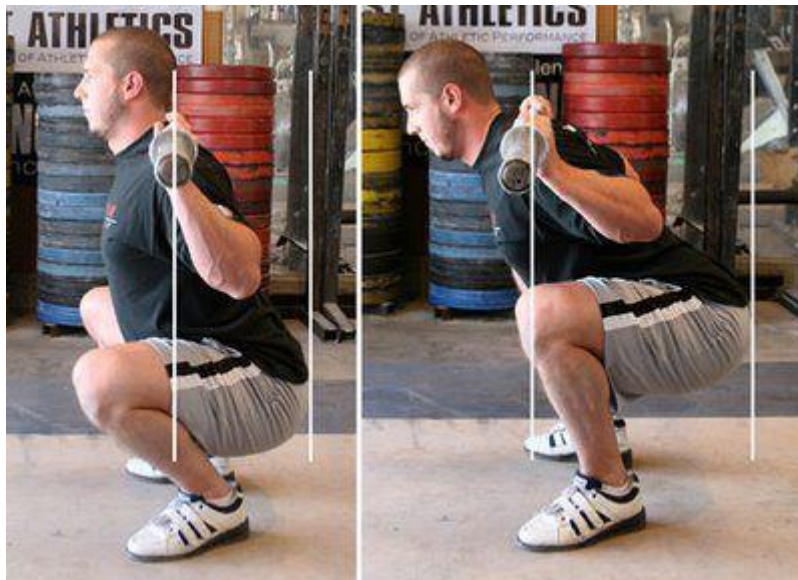


Fig. 3.5 – Esempi di high-bar back squat (sinistra) e low-bar back squat (destra). Notare come il posizionamento del bilanciere influisce sulla postura: posizione del busto, angoli articolari, profondità del bacino e di conseguenza vedremo sulle attivazioni muscolari [palestratos.it].

Che sia un powerlifter (in high-bar) o un weightlifter (in low-bar) ad eseguire lo squat, per entrambi lo scopo della loro disciplina è di sollevare il carico massimo possibile in un'unica ripetizione (1-Repetition Maximun o 1-RM), quindi qualsiasi suggerimento sulle attivazioni muscolari o modifiche dell'allenamento diventano preziose informazioni utili che possono migliorare le performance atletiche ed essere cruciali in gara. Il motivo per cui si possa preferire il posizionamento low-bar, è perché questo consente solitamente di sollevare carichi più pesanti, però va notato che è caratterizzato da una posizione più avanzata del busto che spinge ad attivare maggiormente i muscoli posteriori della coscia [20]. Mentre i vantaggi del posizionamento in high-bar sono che consentono di avere il busto più eretto, quindi una posizione più naturale, con maggiore libertà di movimento per le articolazioni

delle caviglie e del ginocchio ed una maggiore attivazione dei muscoli quadricipiti [20] (vedi Fig. 3.5).

La *stickin-region*, di cui se ne è già parlato nel precedente paragrafo, è dove la maggior parte delle alzate fallisce, causata in primo luogo dai bracci biomeccanici che risultano più vantaggiosi per il carico. Infatti, in questa fase si registra il picco di velocità minima in fase ascendente (fig par. prec.) [25]. Tale discorso è anche affrontato in [26], in cui l'obiettivo principale è quello di determinare come la velocità di esecuzione dello squat possa incidere sulla cinematica del bilanciere (velocità) e sulle attivazioni muscolari (segnale EMG), soprattutto in fase di attraversamento della sticking-region (tipica per carichi elevati prossimi alla RM). Sempre in questo articolo [26], si fa presente che è conveniente affrontare uno squat con un'adeguata velocità, non bassa lavorando in quasi-isometria, poiché buone velocità di esecuzione, oltre a migliorare la potenza espressa e le attivazioni delle unità motorie veloci [2,3,4,9], consentono poi di attraversare con più probabilità la regione di sticking (sempre per le considerazioni nel precedente paragrafo).

Ulteriori considerazioni, sempre riguardo le attivazioni muscolari che definiscono lo squat, sono fatte in [12], in cui si valutano come queste variano per squat (in cui il bilanciere è in posizione high-bar) con carichi pari a circa il 100% - 125% del BM (Body Mass-massa corporea), effettuati per differenti profondità del bacino. Quindi, vengono provati degli squat eseguiti in tre prove differenti, separati da un periodo di rest (recupero), con differenti profondità: squat parziale (angolo tra femore e tibia, del ginocchio, di circa 130°), squat parallelo (angolo di circa 90°) e squat profondo (angolo di circa 45°). Se si confronta tale studio [12] con [25,26], è possibile notare che uno squat del tipo parziale, NON entra nemmeno nella cosiddetta regione di sticking, che secondo [25] è compresa (valutando il solo angolo del ginocchio nell'high-bar) tra gli angoli di flessione di $73^\circ \pm 11^\circ$ e $108^\circ \pm 11^\circ$ (tra V_{max1} e V_{min} : fig.), mentre per [26] tra $82^\circ \pm 18^\circ$ e $103^\circ \pm 15^\circ$. Poiché uno squat parziale non entra nemmeno in tale regione di "fissaggio", se ne viene fuori dal problema dello stesso attraversamento. Bisogna notare che, uno squat parziale, dato il ridotto movimento verticale, non consente di raggiungere angoli

biomeccanici delle diverse articolazioni in grado di estendere e stimolare a sufficienza i muscoli durante la fase ascendente. Infatti, sempre in questo, si notano delle attivazioni del gluteo grande ridotte rispetto le altre varianti (parallelo e profondo), le quali entrano necessariamente nella 90. Addirittura, all'aumentare della profondità, le attivazioni del gran gluteo (in fase ascendente) tendono a crescere, come procedimento necessario per ruotare il bacino anteriormente, per estendere il femore ed erigere il tronco [12].

L'articolo [17], invece, è stato scelto per valutare come delle condizioni di mal allineamento delle ginocchia possano alterare le attivazioni della muscolatura degli arti inferiori, inoltre influenzando nella qualità stessa di esecuzione. Ad esempio, è pratica comune per i meno esperti eseguire squat (mal eseguiti) con ginocchia valghe, portate verso l'interno. Ciò, compromette l'esecuzione ed espone il soggetto che li esegue ad eccessive coppie articolari, che vanno ad alterare le attivazioni muscolari attraverso strategie di adattamento necessarie per stabilizzare le articolazioni degli arti inferiori. Soprattutto per angoli di flessione del ginocchio tra i 90° e 100° (come già detto in [25,26]), in cui la forza espressa raggiunge picchi massimi (siamo in sticking-region), uno squat eseguito con allineamenti errati delle ginocchia può comportare a patologie come quella dovuta ad eccessive forze di contatto femoro-rotulea (*Sindrome femoro-rotulea* [fisioterapiaitalia.com]). In squat con queste caratteristiche, sono associate variazioni di attivazioni muscolari come una diminuzione della attività del vasto laterale (quadricipite) ed incremento del gastrocnemio, rispetto uno squat neutro. Oltre a compromettere la qualità delle performance per atleti, e l'incremento del rischio di lesioni articolari. Non a caso ci sono veri e propri criteri che definiscono come eseguire correttamente uno squat ed evitare tutto ciò [articoli su la-forza.it, accademiaitalianaforza.it, 27]. Va notato che, nel presente studio ([17]) le condizioni di mal allineamento delle ginocchia sono state prodotte volontariamente dal gruppo in esame. Ciò potrebbe causare delle leggere variazioni rispetto a chi inconsapevolmente ed erroneamente esegue uno squat con errati allineamenti come quelli proposti (tipici di chi è inesperto). Tuttavia, possono servire da monito per le effettive attivazioni dovute ad errati allineamenti delle ginocchia non volontarie.



Fig. 3.6 – Squat mal allineati: (A-D) squat con ginocchia valghe medio-laterali, (B-E) squat eseguiti in “punta” dei piedi antero-posteriori e (C-F) normale squat a corpo libero [17].

Sempre il [17], si è preoccupato di analizzare quali variazioni della attività muscolare si presentano nella esecuzione di squat antero-posteriori (AP) (in “punta di piedi) e squat medio-laterali (ML) (con ginocchia valghe), rispetto uno squat neutro (corretto). Queste due varianti errate dello squat, sono tra le più comuni tra gli errori che si effettuano quando si esegue uno squat [27].

Infine, bisogna notare che tutti gli articoli scelti, presentano variabilità di carico: da squat eseguiti senza alcun carico [17,21], squat con carichi che variano tra 30% e 100% di 1-RM [19,20] e squat in cui il carico è relativo al 4-RM e 5-RM (carico massimo tale da eseguire 4 e 5 ripetizioni) [25,26].

L’unico limite di questo studio è dato dal fatto che non è stato considerato lo squat in condizioni in cui variasse l’apertura delle gambe, ovvero la larghezza dei piedi. Questo perché normalmente lo squat è eseguito con la larghezza dei piedi pari a circa quella delle spalle (condizione neutra). È ciò non è un caso; infatti, per [27], una eccessiva ampiezza (oltre la condizione neutra: *Wide Stance Squat*) può essere

causa di eccessive forze di compressione femoro-rotulea e tibiofemorali, mentre una posizione dei piedi troppo stretta (*Narrow Squat*: da non confondere dalla condizione ML squat) comporta la traslazione del ginocchio in avanti che incrementano le forze di taglio. Per questo, la condizione più “naturale” è proprio quella in cui i piedi sono posizionati con la classica distanza pari a circa la larghezza delle spalle; inoltre, non si valuterebbero eccessive differenze di attivazioni dei muscoli quadricipiti, valutati nelle diverse varianti. Esclusivamente nella muscolatura dell’adduttore lungo e del gluteo grande, si avrebbero maggiori attivazioni nel caso con appoggio ampio dei piedi [28].

3.2.2 Soggetti

Tipicamente, i soggetti scelti per gli studi presentano età comprese nei venti anni (principalmente tra i 20 e i 30). L’utilizzo di soggetti di questa età, consentono degli studi in soggetti giovani e in salute. Va notato che, normalmente sono scelti soggetti sani di sesso maschile [12,19,20,25,26], ma vi sono anche casi in cui sono presenti entrambi i sessi [17] o il caso in cui sono presenti esclusivamente soggetti di sesso femminile [21]. Sarebbe interessante, studiare anche maggiormente lo squat con gruppi di studio di sole donne, per confrontare le eventuali differenze di attivazioni muscolari causate tra i due sessi (le quali potrebbero essere dovute a difformità anatomiche, come: l’angolo Q maggiore nelle donne, maggior mobilità articolare nelle donne e/o differente massa muscolare).

Inoltre, è evidente come tipicamente siano scelti per gli studi, soggetti con elevata esperienza nel task motorio. Ad esempio, in [19], in cui sono scelte direttamente dal centro fitness universitario, persone in grado di sollevare almeno (criterio di scelta) 1.5 volte il proprio peso corporeo (1.5 BM- Body Mass) nel 1-RM. Oppure negli articoli [12,20,25,26], in cui principalmente sono scelti Powerlifter come soggetti di analisi, con elevata esperienza, in grado di eseguire lo squat con adeguata profondità (anca più bassa del ginocchio) secondo anche le normative emanate dall’IPF (*International Powerlifting Federation*). Anche con almeno 3 anni di esperienza [25], e soggetti in grado di sollevare almeno 1.6 ± 0.3 del BM, in high-bar squat, e 1.7 ± 0.2 del BM, in low-bar squat [20].

Bene o male, tutti gli articoli proposti presentano criteri di esclusione dei soggetti analoghi [12,17,19,20,21,25,26], in cui sono scelti esclusivamente soggetti sani, attivi fisicamente, che non presentano anomalie fisiche o patologie neuromuscolari, e senza infortuni.

3.2.3 Metodi

I metodi di esecuzione dello squat, analizzati nei differenti articoli, non si basano sulla determinazione delle attivazioni muscolari durante lo squat eseguito con carico massimale relativo alla singola ripetizione (1-RM), poiché sarebbe una condizione limite che andrebbe a limitare la qualità di esecuzione. La scelta degli articoli scientifici voleva mirare ad avere il quadro più ampio e completo possibile. Infatti, in [12] le attività muscolari sono state registrate per squat eseguiti con carichi compresi tra 100% e 125% del BM. In [19], le valutazioni delle attività elettromiografiche sono state eseguite in differenti prove, con carichi che variano tra il 30% e il 100% del 1-RM (con incrementi del 10% per ogni prova). Oppure, in [20], le prove sono state effettuate per carichi relativi a 60%-65%-70% dell'1-RM; in cui i carichi inferiori all'80% del 1-RM, considerati non eccessivi, consentono di ottenere la miglior qualità di esecuzione dello squat possibile.

In altri, come in [25,26], i carichi durante le acquisizioni considerati, erano relativi ad una sequenza di ripetizioni (serie), rispettivamente a 5-RM e 4-RM. Nello specifico, in [25], i test sono stati eseguiti in due prove differenti, sia in high-bar che separatamente in low-bar, in cui il carico utilizzato consentiva di effettuare 5 ripetizioni consecutive (di cui, ognuna, è stata registrata). Similmente, in [26], i test sono stati eseguiti in tre prove differenti, per diverse velocità, in cui il carico utilizzato consentiva all'atleta di effettuare 4 ripetizioni consecutive. In questo articolo, le tre prove sono state effettuate con: velocità "*normale*" (velocità con la quale sono eseguiti normalmente gli squat durante gli allenamenti, durata del ciclo dello squat di circa 3 s), *lenta* (squat con elevato controllo del carico, circa 4,5 s) e *veloce* (squat eseguito esprimendo la massima potenza possibile, circa 2,5 s).

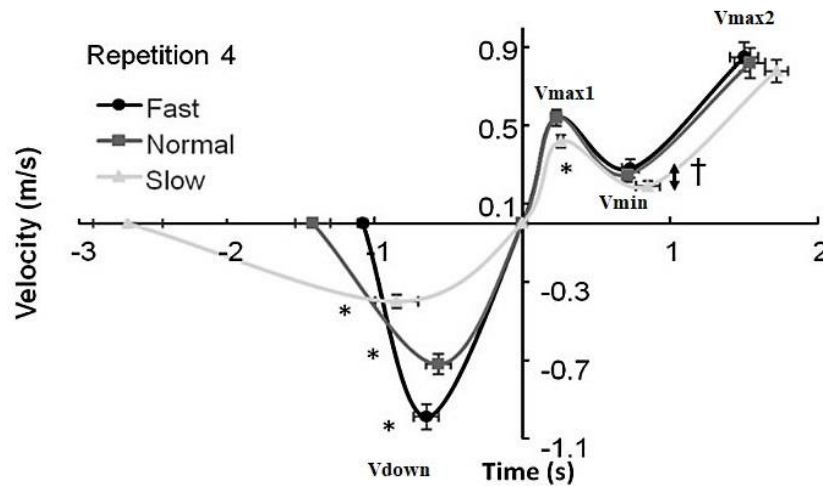


Fig. 3.7 – Andamento medio delle velocità durante la quarta ripetizione del 4-RM. Sono sovrapposte le curve ottenute per le tre prove differenti: veloce (“fast”), normale (“normal”) e lenta (“slow”). Il simbolo * indica le differenze significative con tutte le altre condizioni di velocità [modificata da 26].

Mentre in [17,21], poiché l’aspetto di analisi mirava a determinare le attivazioni muscolari durante i casi di mal allineamento delle ginocchia [17] o le attivazioni come strumento per determinare la convenienza dello squat come esercizio di prevenzione/riabilitazione per infortuni di natura legamentosa [21], non sono stati utilizzati carichi.

Tabella 1: sommario dei posizionamenti degli elettrodi di tutti gli articolari.

Articoli	RF	VL	VMO	GM	GMO	BF	ST	SM	GC	S	LES	OE	RA
[12]		X	X	X		X							
[17]	X	X	X			X			X				
[19]	X	X	X	X		X	X						
[20]	X	X	X	X		X					X		
[21]	X	X	X	X		X	X				X		X
[25]	X	X	X	X	X	X	X		X	X	X		
[26]	X	X	X	X		X		X	X	X	X	X	

Dove: RF = retto femorale; VL = vasto laterale; VMO = vasto mediale; GM = grande gluteo; GMO = gluteo medio; BF = bicipite femorale; ST = semitendinoso; SM = semimembranoso; GC = gastrocnemio; S = soleo; LES = erettore spinale lombare; OE = obliquo esterno; RA = retto dell’addome.

Guardando la Tabella -1 (precedente), sono possibili alcune considerazioni:

- Tutti gli articoli includono il vasto laterale ed il vasto mediale della muscolatura del quadricipite; in [12], è escluso il retto femorale, probabilmente perché questo non subirebbe importanti variazioni della sua attività in caso di squat con differenti profondità;
- In [17] non è considerata l'attività del gran gluteo. Questa può risultare una limitazione poiché la sua attività tende a variare in modo importante al variare della larghezza di posizionamento dei piedi [28], della profondità [12] o in base al posizionamento del bilanciere [20]; per cui, in ricerche future, si dovrebbero includere anche il grande gluteo (eventualmente semimembranoso e semitendinoso), poiché potrebbero esserci variazioni importanti dell'attività dei glutei anche per diversi allineamenti delle ginocchia;
- In [17,25,26] sono inclusi i muscoli del gastrocnemio; inoltre, in [25,26], è presente il soleo. I gemelli del gastrocnemio, insieme al soleo, hanno gli estremi che si uniscono a formare il tendine di Achille. Questi, insieme, contribuiscono alla flessione plantare. L'attività di questi può essere influenzata dall'allineamento delle ginocchia [17], dalla velocità di esecuzione della prova [26] o dal posizionamento del bilanciere [25];
- Inoltre, è importante notare che seppur lo squat sia un esercizio prettamente inerente alla muscolatura degli arti inferiori, soprattutto in caso di sovraccarichi, le attivazioni muscolari del tronco risultano importanti (come per l'erettore spinale, il retto dell'addome e l'obliquo esterno) necessarie per sostenere il carico del bilanciere [20,21,25,26].

Gli elettrodi utilizzati nei differenti studi sono principalmente del tipo bottone/duale in Ag/AgCl, posizionati secondo SENIAM; con configurazione bipolare (due di acquisizione ed uno di riferimento) [12,19,20,21,25,26], in ingresso ad un preamplificatore con banda passante di 10-450 Hz [17], 10-400 Hz [20], 10-500 Hz [21], 8-500 Hz [26]. Da cui ne vengono fuori differenti frequenze di campionamento secondo Nyquist, 2000 Hz in [17] e 3000 Hz in [21] (ottima

qualità del segnale), 800 Hz in [20] (sufficiente a non avere Aliasing) e 1000 Hz in [25,26].

È pratica comune elaborare i segnali sEMG registrati attraverso un parametro nel dominio del tempo, il Root Mean Square (RMS). Questo consente di rettificare il segnale e ripulirlo in parte da fenomeni di disturbo (smoothing). Viene eseguito attraverso appositi algoritmi, in software di analisi. Vengono usate diverse finestre temporali mobili, ad esempio, da 50 ms in [17,20] o 100 ms in [19,21,25,26]. Il segnale ottenuto è espresso in percentuale della massima contrazione volontaria (%MVC) [17,21]. Altre volte [20], il segnale EMG di ogni muscolo è normalizzato ed espresso in %SRV (squat reference value), dove i segnali usati per normalizzare sono ricavati dalle attivazioni medie dei muscoli di uno squat senza carichi (squat a corpo libero).

3.2.4 Discussione dei risultati: profondità dello squat

Se si valutano i risultati ottenuti in [12], è possibile comprendere come i pattern di attivazione muscolare varino all'aumentare della profondità dello squat eseguito. Prima di affrontare i risultati, bisogna notare una particolarità di questo studio; anche se tipicamente si affrontano i dati attraverso una normalizzazione MVC che consente di rendere gli stessi omogenei in diverse condizioni di studio, qui ([12]), le attivazioni di ogni muscolo sono espresse come contributo percentuale relativo alla totale attività muscolare dei 4 muscoli in analisi. Suddividendo sempre lo squat nelle due fasi, discendente e ascendente, si utilizza un valore medio (mean), di cui l'incertezza è ottenuta attraverso la *deviazione standard* (SD), ed espresso in percentuale rispetto la totale attività muscolare (una sorta di normalizzazione).

Fase *discendente*: durante la discesa, indipendentemente dalla profondità raggiunta, si può osservare che le attivazioni rimangono pressoché invariate. I contributi, infatti, di ogni gruppo muscolare coinvolto è analogo per ogni profondità. In generale, si può notare che la loro attività ha come unico scopo il controllo del carico sostenuto, senza dover vincere la forza peso della massa sostenuta.

Table 1. Percent contribution (mean \pm SD) of each thigh muscle during the upward (concentric) phase of the squat for mean integrated electromyographic analysis data.

Thigh muscle	Partial squat (%)	Parallel squat (%)	Full squat (%)
Biceps femoris	13.37 \pm 6.97	15.35 \pm 10.12	15.01 \pm 7.91
Gluteus maximus	16.92 \pm 8.78*	28.00 \pm 10.29**	35.47 \pm 1.45*
Vastus medialis	30.88 \pm 16.18***	18.85 \pm 8.76	20.23 \pm 8.10
Vastus lateralis	38.82 \pm 17.37	37.79 \pm 13.37	29.28 \pm 10.72

* $p < 0.01$.
 ** $p = 0.056$.
 *** $p = 0.07$.

Table 2. Percent contribution (mean \pm SD) of each thigh muscle during the downward (eccentric) phase of the squat for mean integrated electromyographic analysis data.

Thigh muscle	Partial squat (%)	Parallel squat (%)	Full squat (%)
Biceps femoris	8.77 \pm 3.51	6.85 \pm 3.10	9.32 \pm 8.19
Gluteus maximus	13.05 \pm 7.66	10.91 \pm 4.22	13.03 \pm 6.67
Vastus medialis	39.84 \pm 10.26	43.25 \pm 10.61	43.21 \pm 12.50
Vastus lateralis	38.34 \pm 7.12	39.00 \pm 12.42	34.61 \pm 10.30

Fig. 3.8 – Nella figura sono riportate le tabelle prese dall’articolo [12] relative alle attivazioni medie di ogni muscolo analizzato, espresso come percentuale dell’attività totale. In alto (“table 1”), c’è la tabella che descrive l’attività in fase concentrica, in basso (“table 2”) la tabella che descrive l’attività in fase eccentrica.

Fase ascendente: durante la fase concentrica di salita vi sono delle variazioni che vanno considerate. A partire dallo squat parziale (130° al ginocchio), i risultati mostrano chiaramente che i contributi sono principalmente dovuti ai muscoli del quadricipite (VL e VMO). Questo, come già detto, indica un ridotto scorrimento verticale che non porta il soggetto ad attraversare la sticking-region [25,26], regione in cui gli angoli articolari anatomici e le leve portano ad importanti attivazioni del GM e del BF. Infatti, all’aumentare della profondità di esecuzione, fino ad uno squat parallelo (90° al ginocchio), cresce il contributo del GM (da 16,92% a 28,00%), per il VL il contributo rimane invariato (37,79%), mentre per il VMO non è possibile dire molto poiché il dato in squat parziale (30,88%) rispetto in squat parallelo (18,85%) risulta non statisticamente significativo ($p=0,07$). Ancora, arrivando allo squat profondo (45° al ginocchio), tipico per i powerlifter [25], è possibile notare un ulteriore incremento del contributo GM (fino a 35,47%). Inoltre, all’aumentare del contributo del GM man mano che si esegue uno squat con maggiore profondità, segue una diminuzione del contributo del VL (29,28%). In definitiva, si può dire che all’aumentare della profondità di esecuzione dello squat, si ottengono incrementi ed importanti attivazioni del GM, leggeri incrementi

di attivazione del BF (per ottenere effettivi incrementi dell'attivazione del bicipite femorale bisogna cambiare il posizionamento del bilanciere [20,25]), mentre per i quadricipiti si osservano dei contributi minori.

3.2.5 Discussione dei risultati: high-bar vs low-bar

Per comprendere al meglio quali sono gli effetti del posizionamento del bilanciere sui pattern di attivazione muscolare, si prendono in considerazione gli articoli [20,25]. Però, per capire il perché di determinate attivazioni è importante valutare la cinematica del gesto, ovvero determinare come la posizione del bilanciere (soprattutto per carichi elevati) influisce sugli angoli articolari di caviglia, ginocchio e anca. Nello studio di [20] sono stati piazzati dei marker riflettenti lungo arti (coscia e tibia), sulle spine iliache, sull'epicondilo del femore, sul malleolo e diverse protuberanze ossee per poter studiare la cinematica del gesto attraverso l'analisi stereofotogrammetrica.

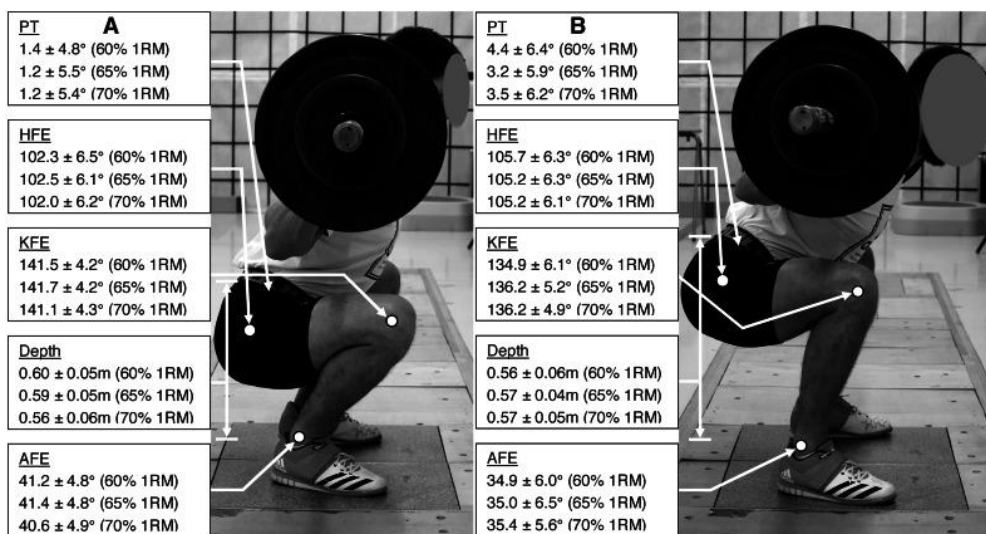


Fig. 3.9 – In A, si vede il punto di massima profondità del ciclo dello squat raggiunto con un posizionamento del bilanciere in high-bar, mentre in B per il bilanciere in low-bar. Si possono osservare i valori medi degli angoli articolari formati, in particolar modo nell'angolo di flessione del ginocchio (KFE). ATT: gli angoli sono espressi secondo la convenzione dei Eulero (tipica per indagini stereofotogrammetriche) [20].

Si può osservare come chiaramente un HBBS (High Barbell Back Squat, high-bar) garantisce una postura più verticale del busto e gli angoli articolari di lavoro sono

tali da incrementare positivamente l'attività dei quadricipiti (poiché per una maggiore flessione del ginocchio si distendono maggiormente). Inoltre, in HBBS rispetto il LBBS (Low Barbell Back Squat, low-bar) risulta minore l'effetto di carico sui muscoli del tronco, infatti, il LES dovrebbe avere una minore attivazione. Ciò è deducibile sempre dalla postura assunta dal busto, che in LBBS risulta più inclinata in avanti aumentando l'effetto del carico (incremento della leva articolare rispetto il bacino).

Bisogna notare inoltre, che nello studio [20] si sono valutati i pattern di attivazione muscolare durante HBBS e LBBS per differenti carichi (60%-65%-70% del 1-RM), così da verificare la possibilità di un pattern particolare di attivazione.

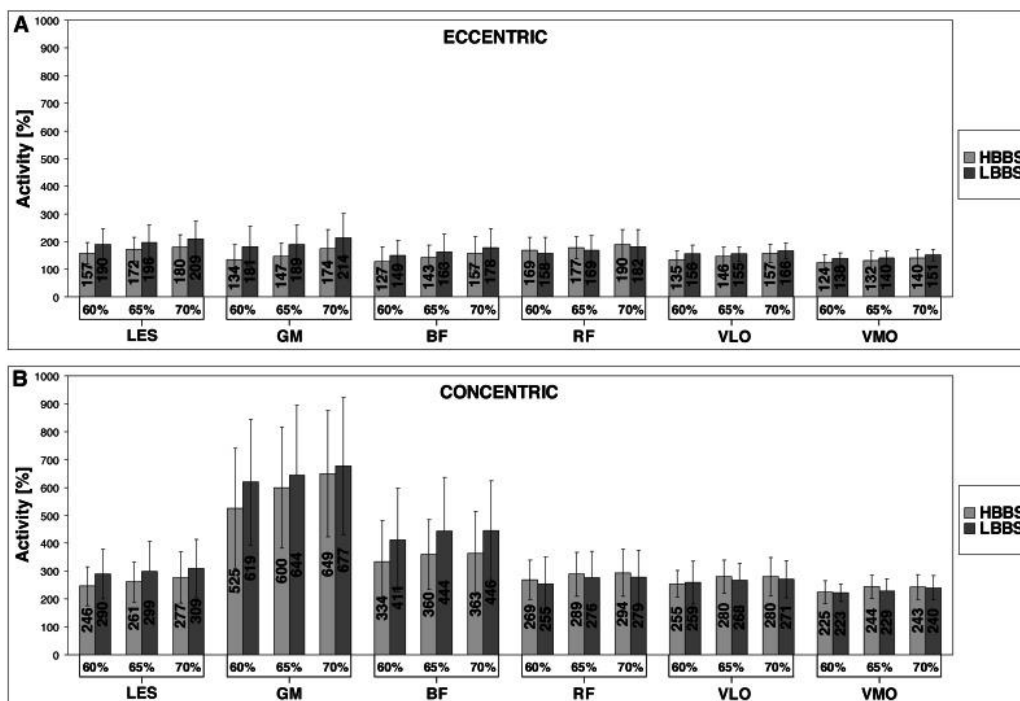


Fig. 3.10 – Nella figura sono mostrate le attivazioni medie muscolari, espresse in percentuale SRV, relative alla fase eccentrica (A) e alla fase concentrica (B), per tutti i carichi testati, sia HBBS che in LBBS [20].

Anche qui [20], lo squat è suddiviso in due fasi principali, eccentrica nella fase di discesa, e concentrica in quella di salita. Inoltre, va fatta la considerazione per cui, indipendentemente dal posizionamento del bilanciere o dalla fase considerata, avremo sempre che al crescere del carico si otterranno degli incrementi di

attivazione muscolare, qualsiasi esso sia. Al più, si può verificare che con incrementi del 5% (ad esempio nel passaggio da 60% a 65%) questi siano molto esigui.

Fase *discendente*: valutando i valori mostrati in Fig. 3.10 si può vedere che, fissato un carico, le attivazioni sono simili e discrete per tutti i muscoli. Ad esempio, in HBBS a 65% del 1-RM, le attivazioni oscillano tra 132% SRV del VMO (ricordiamo essere la normalizzazione del segnale rispetto lo squat senza carichi) e 177% SRV del RF.

La cosa importante da osservare, è come per qualsiasi carico, in LBBS ci sono attivazioni sempre maggiori rispetto HBBS in tutti i muscoli (ad eccezione del RF, in cui le attivazioni sono maggiori per HBBS).

Fase *ascendente*: qui, nella fase attiva dello squat, le cose cambiano notevolmente. I muscoli della catena cinetica posteriore, LES, BF e GM, risultano particolarmente più attivi se si esegue un LBBS, per tutti i carichi testati. In particolar modo per il BF. Ciò sta a determinare una maggiore attivazione dei muscoli estensori dell'anca (GM e BF) quando si esegue uno squat con il bilanciere posizionato più in basso (altezza sotto-scapolare). E come già detto, comporta anche una maggiore attivazione del LES.

Diversa considerazione si può fare per i muscoli estensori del ginocchio (RF, VL e VMO), in cui per ogni carico, ci sono lievi differenze tra HBBS e LBBS. Tutt'al più, nel RF, si può osservare un'attività leggermente superiore in HBBS per tutti i carichi.

È interessante osservare come i muscoli GM e BF, indipendentemente dal posizionamento del bilanciere (sia in HBBS che in LBBS), risultino molto attivi in fase concentrica. Per il GM, attivo quasi al 700% del SRV, mentre per il BF, circa 450% del SRV, in LBBS al 70%. Oltretutto, bisogna notare che nel punto più profondo dello squat (Fig. 3.9), confine tra la fase discendente e ascendente, la posizione assunta dall'atleta è quella considerata di squat profondo [12]. Considerando che gli angoli mostrati sono secondo le convenzioni di Eulero [20], ci sono degli angoli di flessione del ginocchio di circa 38° (tra femore e tibia) in

HBBS al 60% del 1-RM e di circa 45° in LBBS al 60% del 1-RM. È possibile associare l'elevata attivazione del GM e del BF proprio per la profondità di esecuzione dello squat.

In [25] invece, sono studiate le attivazioni durante il 5-RM e come queste possono essere influenzate per variazioni del posizionamento in high-bar e low-bar, con particolare attenzione alla cinematica durante l'attraversamento della sticking-region. I risultati dimostrano che ci sono piccole differenze degli angoli di flessione della caviglia, del ginocchio e dell'anca, tra high-bar e low-bar (o HBBS e LBBS, [20]), il che risulta in accordo con quanto visto in [20].

Variable	V ₀	V _{max1}	V _{min}	V _{max2}
High bar squat				
Ankle flexion (°)	70 ± 12	74 ± 11	82 ± 12	87 ± 11
Knee flexion (°)	60 ± 10	73 ± 11	108 ± 11	135 ± 7
Hip extension (°)	65 ± 21	73 ± 22	103 ± 21	128 ± 11
Low bar squat				
Ankle flexion (°)	72 ± 13	76 ± 13	86 ± 13	92 ± 11
Knee flexion (°)	62 ± 12	75 ± 13	114 ± 17	141 ± 11
Hip flexion (°)	62 ± 28	69 ± 30	101 ± 30	133 ± 24

Fig. 3.11 – Angoli articolari medi in vari istanti della fase concentrica-ascendente, sia high-bar che in low-bar [25].

Bisogna osservare però che in [25], gli angoli di flessione del ginocchio nel punto più basso (V₀) sono maggiori (60° in HBBS e 62° in LBBS), rispetto quelli visti in [20]; questo potrebbe essere dovuto a più fenomeni. La diversità del carico applicato, in [25] risultava maggiore, tale da garantire 5-RM (di 158 ± 29 kg) e in [20] risulta minore, pari al 60%-65%-70% del 1-RM (considerando solo il 65% del 1-RM in HBBS, approssimativamente di 91,83 ± 11,96 kg). La diversa esperienza del gruppo di partecipanti tra i due articoli. Oppure perché è stata definita una diversa profondità di esecuzione.

Per quanto riguarda le attivazioni muscolari, le differenze che si sono osservate tra le due varianti di squat (high e low bar) sono descritte nell'immagine che segue.

Muscle (μV)	Pre-sticking region		Sticking region		Post-sticking region	
	High bar	Low bar	High bar	Low bar	High bar	Low bar
Gluteus max	33 \pm 5	34 \pm 5*	93 \pm 15	93 \pm 15	85 \pm 10	87 \pm 9
Gluteus med	30 \pm 4*	31 \pm 4*	83 \pm 13*	86 \pm 15*	115 \pm 16*	110 \pm 14*
Biceps femoris	80 \pm 8	105 \pm 21	99 \pm 19	116 \pm 22	136 \pm 33	136 \pm 27
Semitendinosus	81 \pm 17	51 \pm 7	102 \pm 21	97 \pm 16	113 \pm 20	111 \pm 20
Vastus lateralis	378 \pm 87*	391 \pm 90*	331 \pm 82*	335 \pm 77*	257 \pm 70*	226 \pm 51*
Rectus femoris [†]	310 \pm 61*	252 \pm 60*	246 \pm 64*	212 \pm 57*	119 \pm 47*	85 \pm 54*
Vastus medialis [†]	381 \pm 89	331 \pm 79	361 \pm 74	315 \pm 66	292 \pm 46	229 \pm 45*
Soleus	238 \pm 36 [‡]	231 \pm 43*	164 \pm 37	154 \pm 30	124 \pm 23	133 \pm 24
Gastrocnemius	156 \pm 61	103 \pm 35	67 \pm 10	52 \pm 7	72 \pm 22	52 \pm 10
Lower erector spinae [†]	273 \pm 27	202 \pm 30	251 \pm 20	192 \pm 26	202 \pm 16*	124 \pm 22*
Upper erector spinae	209 \pm 59	210 \pm 63	202 \pm 54	189 \pm 54	173 \pm 58	88 \pm 21*

[†]Indicates a significant difference between the two conditions on a $p < 0.05$ level.

*Indicates a significant difference with all other regions for this condition on a $p < 0.05$ level.

[‡]Indicates a significant difference with all post-sticking region for this condition on a $p < 0.05$ level.

Fig. 3.12 – Attivazioni medie dei diversi muscoli durante la fase attiva concentrica-ascendente in μV , di entrambe le varianti di posizionamento, suddivise nelle diverse regioni [25].

Si possono osservare maggiori attività dei muscoli quadricipiti (RF, VL e VMO) durante l'esecuzione di squat in high-bar rispetto il low-bar, indipendentemente dalla regione considerata, il che risulta in accordo in base a quanto visto in [20] (fatta una piccola eccezione per il VL in pre-sticking ed in sticking).

Per il GM e il GMO, le attività tra high-bar e low-bar non risultano differenti, il che risulta discordante in base a quanto visto in [20]. Si nota però un aumento di questi nell'avanzare della salita, nel passaggio dalla zona di pre-sticking alla zona si sticking. Ciò invece, risulta conforme con quanto discusso nel precedente paragrafo riguardo la profondità di esecuzione. Anche in [12], nel passaggio attraverso la zona di sticking (per squat paralleli e profondi), si nota un incremento dell'attività del GM.

Per il BF, indipendentemente dalla regione, è possibile notare un incremento dell'attività muscolare per la variante low-bar, rispetto l'high-bar. Ciò risulta conforme a quanto visto nell'articolo [20].

Anche per il LES, si notano difformità dei risultati ottenuti in [25] rispetto quanto detto e visto in [20]. In [25] oltretutto sono state suddivise le attività del LES in zona superiore e inferiore. In generale, è possibile osservare che in [25] l'attività del LES risulta maggiore se si posiziona il bilanciere in high-bar, anziché in low-bar [20].

Per il S e il GC (soleo e gastrocnemio), le attività sono differenti se comparata la posizione del bilanciere. Per entrambi, sia in pre-sticking che in sticking, si osservano maggiori attività di questi in high-bar [20]. Ciò potrebbe far pensare che il carico posizionato in high-bar, seppur garantisca una posizione più eretta del tronco, tende a sbilanciare anteriormente il corpo richiamando una maggiore attività dei muscoli flessori plantari necessari per mantenere l'equilibrio.

Infine, è valutato anche il ST (semitendinoso) in [25]. Questo è un muscolo situato in posizione postero-mediale della coscia; flette ed intraruota la gamba (a ginocchio flesso) o estende ed adduce la coscia. Risulta particolarmente più attivo in high-bar nella regione di pre-sticking. Man mano che la posizione verticale del bilanciere aumenta e si passa attraverso la sticking, fino alla post-sticking, l'attività del ST in high-bar tende ad avvicinarsi a quella in low-bar, che cresce con molta rapidità.

Soprattutto se si valutano i muscoli della coscia, si può osservare che i muscoli quadricipiti (RF, VL e VMO) riducono la loro attività passati gli angoli articolari che causano maggior sforzo (sticking region, 90° - 100° flessione del ginocchio [25,26]). Mentre, a compensare a tale riduzione, agiscono i glutei (GM e GMO) ed i flessori del ginocchio/estensori dell'anca (BF e ST), che incrementano la loro attività nell'attraversa la regione di sticking.

In definitiva, si può dire che le poche differenze ottenute (attività GM e LES) in [25] rispetto [20], riguardo le attività muscolari nei due posizionamenti testati possono essere dovuti a differenti fattori: in [20] venivano testati squat in singola ripetizione mentre in [25] i valori medi di 5 ripetizioni consecutive (ciò può causare variazioni per ogni singola ripetizione), inoltre i carichi usati risultano differenti, l'esperienza degli atleti scelti è differente, gli squat sono eseguiti con diversa profondità (il che si traduce in attivazioni differenti) ed infine anche il tipo di scarpa indossata può influenzare la prova [20].

3.2.6 Discussione dei risultati: errori di esecuzione

I risultati dell'analisi dello squat risultano veritieri fintantoché questi siano eseguiti in modo corretto. In [17,27] si possono valutare quali sono i principali errori di mal allineamento degli arti che causano rischi nell'esecuzione e limitano le prestazioni sportive. Inoltre, uno squat eseguito in modo errato può trasformare un esercizio comunemente utilizzato con fini riabilitativi, in una delle cause delle stesse lesioni che si vogliono trattare [21].

Per i due principali e comuni errori eseguiti dai meno esperti (ML e AP, Fig. 3.6), si possono valutare differenti pattern di attivazione rispetto uno squat ben eseguito [17].

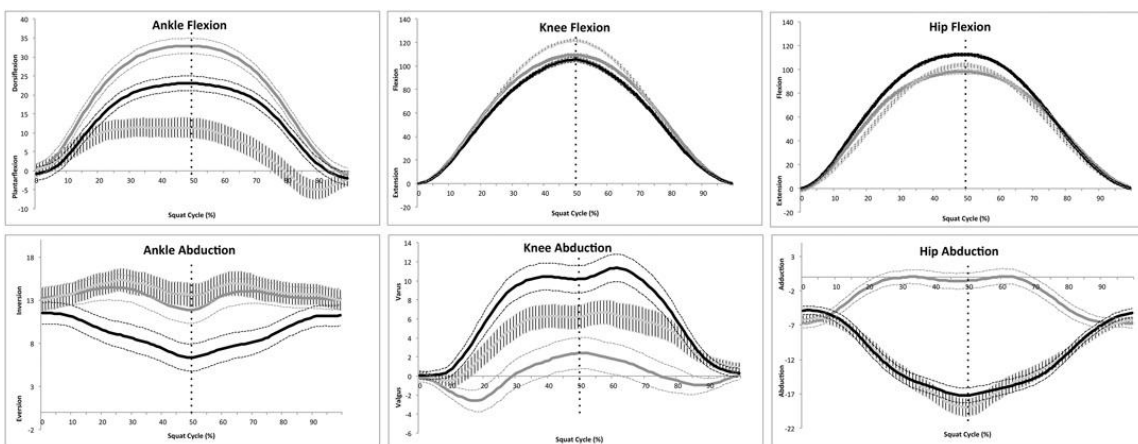


Fig. 3.13 – Angoli articolari durante il ciclo dello squat nelle diverse forme. Linea grigia squat mal allineato medio-laterale ML, linee verticali squat mal allineato antero-posteriore AP e linea nera squat neutro. Il ciclo dello squat è mostrato in percentuale, in cui la prima metà (0-50%) riguarda la fase discendente e la seconda metà (51-100%) riguarda la fase ascendente [17].

ML squat: questo ha determinato un incremento significativo della flessione della caviglia ed una sua inversione, un incremento della flessione del ginocchio e la sua traslazione verso l'interno (valghe), ed una riduzione della flessione dell'anca (busto più eretto), tutto rispetto lo squat neutro (linea nera). Queste variazioni cinematiche (Fig. 3.13) apportano delle modifiche dei pattern di attivazione muscolare.

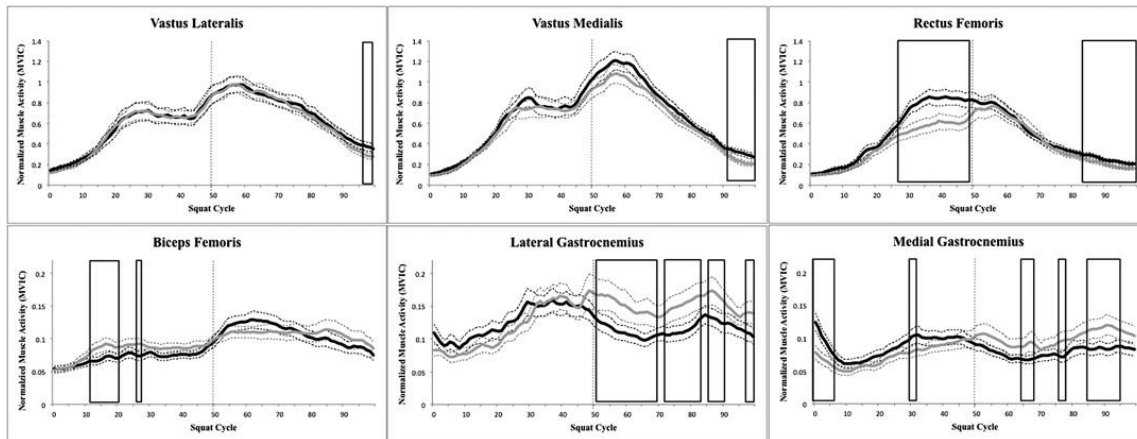


Fig. 3.14 – Differenze dei pattern di attivazione durante mal allineamento medio-laterale (ML) (linea grigia) e squat neutro (linea nera). Le attivazioni sono espresse in %MVC. Il ciclo dello squat è mostrato in percentuale, in cui la prima metà (0-50%) riguarda la fase discendente e la seconda metà (51-100%) riguarda la fase ascendente [17].

Le differenze principali sulle attivazioni sono evidenziate nei riquadri (Fig. 3.14): mentre per il VL ed il VMO ci sono solo piccole riduzioni della attività per l'ML nella fase finale dello squat (quasi completo), il RF risulta significativamente meno attivo nella prima metà del ciclo (fase discendente), rispetto la condizione neutra.

Anche il BF rispecchia un comportamento differente rispetto la condizione neutra, infatti, nella fase discendente è maggiormente attivo.

Infine, il GC, suddiviso nei due gemelli laterale e mediale, può essere generalmente descritto da maggiori attivazioni nella fase ascendente (seconda metà), sempre rispetto la condizione neutra di squat.

Le riduzioni delle attivazioni del quadricipite (VL, VMO e RF) sono associate al mal allineamento ML che causano deviazioni nel piano frontale (ginocchia valghe). Si generano delle strategie di adattamento per stabilizzare gli arti inferiori durante lo squat. Queste, inoltre incrementano l'attività del GC nella fase ascendente e il BF nella fase discendente.

AP squat: nello squat mal allineato antero-posteriore, invece ci sono in particolar modo degli avanzamenti delle ginocchia, tali da portarsi in punta dei piedi (Fig. 3.6). Qui, la flessione della caviglia si è ridotta notevolmente rispetto la condizione neutra, ma la sua inversione è anche maggiore del caso ML.

Aumenta leggermente la flessione del ginocchio, mentre la loro posizione è comunque più stretta rispetto la condizione neutra dello squat. Anche qui, la flessione dell'anca è leggermente ridotta rispetto la situazione neutra (Fig.3.13).

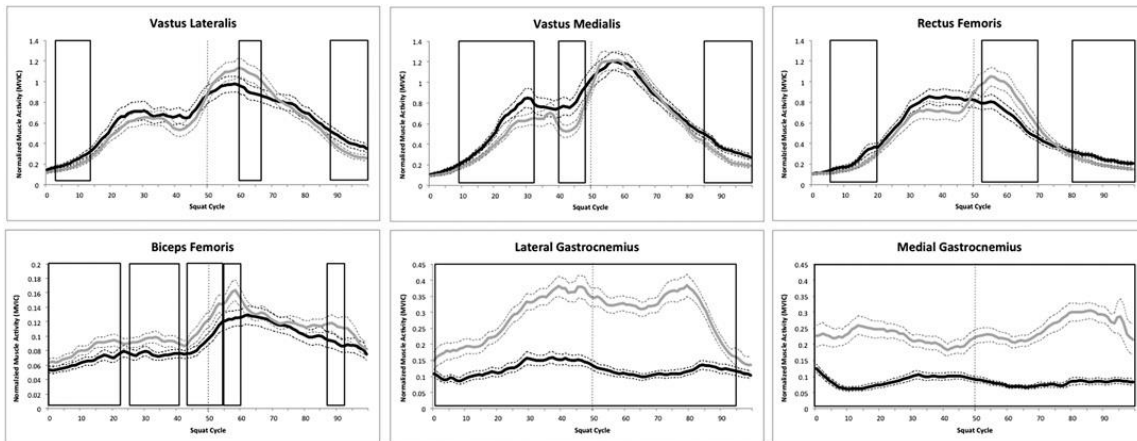


Fig. 3.15 – Differenze dei pattern di attivazione durante mal allineamento antero-posteriore (AP) (linea grigia) e squat neutro (linea nera). Le attivazioni sono espresse in %MVC. Il ciclo dello squat è mostrato in percentuale, in cui la prima metà (0-50%) riguarda la fase discendente e la seconda metà (51-100%) riguarda la fase ascendente [17].

Le principali variazioni sulle attivazioni sono visibili in Fig. 3.15. Per i muscoli quadricipiti il pattern di attivazione risulta particolarmente influenzato nella fase discendente da minori attivazioni del VL, VMO e RF, rispetto lo squat neutro. Mentre nella fase ascendente si può dire il contrario, in cui le attivazioni di RF e del VL raggiungono picchi di attivazioni maggiori rispetto la condizione neutra.

Il BF risulta maggiormente attivo per quasi l'intero ciclo dello squat, anche se l'andamento delle attivazioni è pressoché analogo.

Infine, il GC ha un pattern completamente differente dalla condizione neutra. Qui le attivazioni risultano molto più intense e ciò lo si può attribuire al fatto che durante lo squat si poggia il peso del corpo sulle punte dei piedi. Per cui sarà necessaria una flessione plantare durante l'intero ciclo dello squat che può essere ottenuta con una maggiore attivazione dei gastrocnemi.

Dall'articolo [17] è possibile dedurre che le attivazioni muscolari subiscono modifiche consistenti dovuti ai diversi allineamenti delle ginocchia e della postura generale degli arti inferiori. Nonostante, i soggetti in analisi sono stati istruiti ad

eseguire volontariamente determinate posture, le attivazioni possono essere da monito nell'evenienza queste si presentino involontariamente. Le attivazioni dei gastrocnemi prodotte, sia per squat medio-laterali che per squat antero-posteriori, sono tipiche per spostamenti sul piano frontale e sagittale. Queste consentono di stabilizzare la caviglia ed evidenziano la presenza di instabilità del ginocchio dovuta a mal allineamenti. Le maggiori attivazioni dei flessori della coscia (BF) negli squat mal allineati, invece indicano la necessità di stabilizzare il ginocchio nel momento in cui viene meno l'attività dei quadricipiti. Inoltre, le maggiori attività dei gastrocnemi e dei flessori cambiano la natura dell'esercizio, tipicamente adottato per i quadricipiti [17].

Le instabilità prodotte nel ginocchio durante squat mal allineati, presentano un rischio per la salute articolare. Inoltre, è possibile osservare che indipendentemente dal tipo di squat considerato, le attività dei quadricipiti e dei flessori del ginocchio, raggiungono un picco massimo subito dopo l'inizio della fase ascendente in accordo a quanto accade con [12,25,26] attorno i 90° di flessione del ginocchio. Tipicamente, questo fenomeno può essere attribuito al passaggio nella sticking-region, seppur sia un fenomeno che diventa rilevante per carichi elevati (esempio, >80% del 1-RM).

L'ultima considerazione che si può trarre, è che lo squat a corpo libero neutro (correttamente eseguito), in accordo anche con [21], risulta prettamente un esercizio che ingaggia anche con picchi superiori al 100% del MVC i quadricipiti (VL, VMO e RF). Non si può nulla sull'attività del GM in [17], poiché questa non è analizzata. In [21], il GM per uno squat a corpo libero è analizzato, ma viene espresso come un unico valore medio di una serie da 10 ripetizioni, senza alcuna distinzione tra fase discendente e ascendente. Ad ogni modo, risulta esigua come attivazione (circa 15% del MVC).

3.2.7 Discussione dei risultati: effetto della velocità di esecuzione

Eseguire uno squat in velocità consente a chi lo esegue di venire fuori con più facilità dalla zona di sticking [26]. Basta valutare la Fig. 3.7 per capire che uno squat alla quarta ripetizione con carichi elevati (4-RM), eseguito lentamente genera picchi inferiori di velocità V_{max1} e V_{min} rispetto le altre due condizioni, il che riduce la probabilità di attraversare la regione di sticking (bisogna tenere a mente che subentra pure l'effetto della fatica).

Tuttavia, al contrario di come si possa pensare, non sono stati riscontrati effetti significativi sulle attività muscolari dovuti alle diverse velocità di esecuzione dello squat. Nello studio sono state valutate anche le forze espresse dal soggetto più il carico, attraverso una pedana di forza, le quali mostrano picchi massimi ottenuti nel caso di squat eseguito veloce (circa 3200 N nel punto più basso del bilanciere, quando si decelera per passare dalla fase discendente alla fase ascendente), rispetto la condizione lenta (picco di 2700 N). Nonostante ciò, per sollevare il carico in fase ascendente non ci sono state variazioni delle attivazioni muscolari tra le varie condizioni di velocità. Ciò potrebbe essere dovuto al fatto che in una discesa lenta, i muscoli sono sotto tensione più a lungo, il che potrebbe comportare un'attivazione muscolare maggiore. Si potrebbe quindi equalizzare la possibile attivazione muscolare inferiore, seppur in una discesa lenta i picchi di forza nel punto più profondo risultano inferiori.

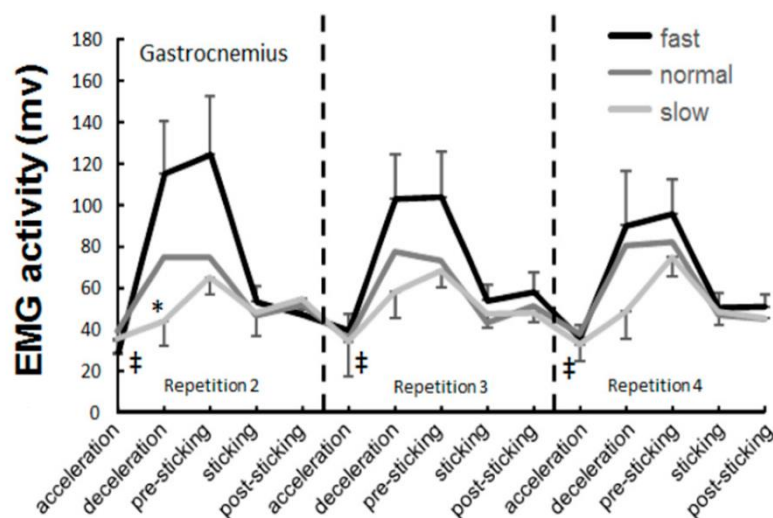


Fig. 3.16 – Media RMS del gastrocnemio durante le diverse fasi dello squat. Sono sovrapposti i segnali ottenuti nelle diverse condizioni di velocità, durante la seconda, la terza e la quarta ripetizione [26].

Esclusivamente, il gastrocnemio (GC) risulta essere stato influenzato dalla velocità di esecuzione della prova (Fig. 3.16). Nella condizione veloce (linea nera), si può osservare che l'attivazione muscolare diminuiva in ampiezza per ogni ripetizione, mentre aumenta per le condizioni normale e lenta. Ciò è marcato nelle fasi di decelerazione (“deceleration”) e di pre-sticking. Tuttavia, si attribuisce questo fenomeno alla fatica, che si sviluppa in particolar modo nella condizione veloce del solo gastrocnemio [26].

In definitiva, la velocità di esecuzione pare facilitare esclusivamente il passaggio attraverso la zona di sticking, evitando il fallimento nella salita. Bisogna considerare però che non deve venir meno il controllo del carico.

3.3 Conclusioni e considerazioni pratiche

In questo elaborato sono stati valutati diversi aspetti recuperando le informazioni da numerosi studi col fine di avere la visione più ampia e globale del gesto tecnico dello squat. Tipicamente, i diversi articoli che trattano questo task motorio si limitano a valutare un aspetto specifico, come ad esempio il posizionamento del bilanciere ed i suoi effetti sui modelli di attivazione muscolare. Tuttavia, in diversi ambiti è concreto il suo utilizzo ed il suo ausilio, risultando necessaria una comprensione completa del movimento, della biomeccanica e delle attivazioni muscolari che questo induce.

Qui è stato valutato in particolar modo l'aspetto delle attivazioni muscolari, le quali sono tipicamente analizzate attraverso l'elettromiografia di superficie. Prima di poter usufruire di tale attrezzatura, è necessario avere una adeguata conoscenza dell'anatomia umana, in particolar modo della muscolatura scheletrica e dei fenomeni mioelettrici.

Ulteriormente, bisogna avere le conoscenze di base riguardo l'uso dell'attrezzatura elettromiografica, della natura dei segnali elettromiografici, di come questi possono essere registrati ed analizzati. Saper distinguere gli artefatti che causano forme di disturbo nel segnale, è necessario se si vuole ottenere un tracciato valutabile.

Grazie allo studio dei diversi articoli presenti in letteratura, è possibile notare che lo squat oltre ad essere uno strumento di allenamento a scopo ricreativo, viene ampiamente utilizzato in programmi di allenamento di atleti professionisti nelle diverse attività che richiedono l'utilizzo di movimenti simili. Oppure, in ambito clinico e riabilitativo, come nella prevenzione e/o trattamento terapeutico per lesioni del legamento crociato anteriore (LES).

I risultati valutati mostrano chiaramente come questo gesto, quindi l'attività muscolare, possa essere influenzato da diversi fattori che dovrebbero essere considerati. La profondità dello squat, ad esempio, è in grado di influenzare positivamente l'attività dei muscoli flessori del ginocchio/estensori dell'anca. Il posizionamento del bilanciere, high-bar (posizionamento alto) e low-bar (posizionamento basso), è in grado di determinare maggiori attivazioni dei glutei,

dei flessori del ginocchio e dei quadricipiti nella variante in low-bar. Inoltre, l'allineamento delle ginocchia, in particolar modo quando si esegue lo squat erroneamente con ginocchia valghe o con ginocchia traslate anteriormente tali da stare in punta di piedi, è in grado di incrementare l'attività dei flessori delle ginocchia e dei muscoli del polpaccio, mentre quella dei quadricipiti si riduce. Ulteriormente, al contrario di come si possa pensare la velocità di esecuzione dello squat non influenza in alcun modo l'attività muscolare, a meno che non subentri il fenomeno della fatica.

Si può fare una ulteriore considerazione riguardo una mancata standardizzazione per l'acquisizione e l'elaborazione dei dati; il che porta con facilità ad una incapacità di confrontare direttamente i segnali elettromiografici acquisiti. Si pensi che alcuni degli articoli proposti sfruttano la normalizzazione MVC, mentre altri il valore medio RMS espresso in mV (o μV), uno il contributo percentuale rispetto l'intera attività muscolare (IEMG) ed un altro la normalizzazione SRV (specificata nell'articolo). Sarebbe opportuno utilizzare un'unica metodologia in grado di non essere eccessivamente influenzata dalla variabilità delle acquisizioni.

Si può concludere dicendo che, un'analisi completa del gesto dello squat può essere utile per i professionisti nel mondo dello sport ed i preparatori atletici per il miglioramento delle performance atletiche; inoltre, come questo possa essere usato in ambito clinico/riabilitativo nel trattamento e nella prevenzione di infortuni degli arti inferiori.

Bibliografia e Sitografia:

- [1] G. Ambrosi, P. Castano, R. F. Donato, *Anatomia dell'uomo*, edizione 2, Milano, Edi. Ermes, 2006;
- [2] M. Marchetti, P. Pillastrini, *Neurofisiologia del movimento. Anatomia, biomeccanica, chinesologia, clinica*, edizione 1, Padova, Piccin-Nuova Libreria, 1998, pagg. 29-30;
- [3] A. Biasci, *La legge di Henneman, il cedimento, il carico ottimale*, in: "Project InVictus" (projectinvictus.it), 2013;
- [4] F. Di Nardo, S. Fioretti, *Electromyography*, dispense corso magistrale, A.A. 2017-2018;
- [5] L. Burattini, *Bioingegneria*, dispense corso triennale, A.A. 2019-2020;
- [6] R. Colombo, N. Maraldi, P. Rosati, *Istologia*, edizione 5, Milano, Edi. Ermes, 2006;
- [7] * P. Konrad, *The ABC of EMG, A Pratical Introduction to Kinesiological Electromyography*, edizione 1, Scottsdale (Arizona), Noraxon INC. USA, 2005;
- [8] M. Bracale, *Elettromiografia*, appunti del corso di Elettronica Biomedica (ingbiomedica.unina.it), Napoli, 2002;
- [9] N. Silvaggi, *LA FORZA MUSCOLARE*, CONI Marche (marche.coni.it), corso sulla Forza, 2004;
- [10] M. Pieroni, *Elettromiografia (EMG)*, materiale didattico Università di Pisa (centropiaggio.unipi.it), 2013;
- [11] M. Paprocka-Borowicz, K. Ptaszkowski, P. Wlodarczyk, *The Relationship Between The Electromyographic Activity Of Rectus And Oblique Abdominal Muscles And Bioimpedance Body Composition Analysis - A Pilot Observational Study*, in "Dove Press", *Diabetes, Metabolic Syndrome and Obesity: Targets and Therapy*, vol. 12, pagg. 2033-2040, Ottobre 2019;
- [12] A. Caterisano, R. F. Moss, T. K. Pellingier, *The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles*, in "The Journal of Strength & Conditioning Research", vol. 16, pagg. 428-432, Agosto 2002;

- [13] V. S. Selvanayagam, S. Riek, T. J. Carroll, *A systematic method to quantify the presence of cross-talk in stimulus-evoked EMG responses: implications for TMS studies*, in “*Journal of Applied Physiology*”, vol. 112, pagg- 259-265, Gennaio 2012;
- [14] D. Burke, L. Cui, H. Tankisi, Et Al., *Standards of instrumentation of EMG*, in “*Clinical Neurophysiology*”, vol. 131, pagg. 243-258, Gennaio 2020;
- [15] B. Freriks, H. J. Hermes, Et Al., *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*, in “*Journal of Electromyography and Kinesiology*”, vol. 10, pagg. 361-374, Ottobre 2000;
- [16] A. Falaschi, *Trasmissione dei Segnali e Sistemi di Telecomunicazione*, edizione 1.3, web edition (freebook), Roma, Febbraio 2015;
- [17] L. V. Slater, J. M. Hart, *Muscle Activation Patterns During Different Squat Techniques*, in “*Journal of Strength and Conditioning Research*”, vol. 31, pagg. 667-676, Marzo 2017;
- [18] C. Limsakul, P. Phukpattaranont, A. Phinyomark, *Feature reduction and selection for EMG signal classification*, in “*Expert Systems with Applications (ELSEVIER)*”, vol. 39, pagg. 7420-7431, Giugno 2012;
- [19] R. van den Tillar, V. Andersen, A. H. Saeterbakken, *Comparison of muscle activation and kinematics during free-weight back squats with different loads*, in “*PLOS ONE*”, vol. 14, Maggio 2019;
- [20] M. Murava, A. Fryzowicz, J. Kabacinski, Et. Al., *Muscle activation varies between high-bar and low-bar back squat*, in “*PeerJ*”, vol. 8, Giugno 2020;
- [21] O. A. Khaiyat, J. Norris, *Electromyographic activity of selected trunk, core, and thigh muscles in commonly used exercises for ACL rehabilitation*, in “*The Journal of Physical Therapy Science*”, vol. 30, pagg. 642-648, Aprile 2018;
- [22] M. Cifrek, V. Medved, S. Tonković, S. Ostojić, *Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics*, in “*Clinical Biomechanics*”, vol. 24, pagg. 327-340, Maggio 2009;
- [23] R. Merletti, L. R. Lo Conte, *Surface EMG Signal Processing During Isometric Contractions*, in “*Journal of Electromyography and Kinesiology*”, vol. 7, pagg. 241-250, Dicembre 1997;

- [24] M. Addona, *Squat: le basi teoriche per eseguirlo correttamente*, in “*La scienza in palestra*” (lascienzainpalestra.it), 2017;
- [25] R. van der Tillaar, T. R. Knutli, S. Larsen, *The Effects of Barbell Placement on Kinematics and Muscle Activation Around the Sticking Region in Squats*, in “*Frontiers in sports and Active living*”, vol. 2, Novembre 2020;
- [26] R. van der Tillaar, *Effect of Descent Velocity upon Muscle Activation and Performance in Two-Legged Free Weight Back Squats*, in “*Sports*”, vol. 7, Gennaio 2019;
- [27] G. D. Myer, A. M. Kushner, J. L. Brent, Et Al., *The back squat: A Proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance*, in “*Strength and conditioning journal*”, vol. 36, pagg. 4-27, Dicembre 2014;
- [28] S. T. McCaw, D. R. Melrose, *Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat*, in “*Medicine & Science in Sports & Exercise*”, vol. 31, pagg. 428-436, Marzo 1999;