

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

—
DIPARTIMENTO DI INNOVAZIONE MECCANICA E GESTIONALE
—

TESI DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

VALIDAZIONE TRAMITE SEMG DI
MODELLO
NEURO-MUSCOLO-SCHELETRICO
DELL' ARTICOLAZIONE DEL
GOMITO

RELATORE: CH.MO PROF. ING. ALDO ROSSI

CORRELATORE: CH.MO PROF. ING. GIULIO ROSATI

LAUREANDO: FABIO DONVITO

ANNO ACCADEMICO 2011-2012

Indice

Sommario	VII
Introduzione	IX
1 Anatomia muscolare	1
1.1 Il muscolo	1
1.1.1 Morfologia del muscolo scheletrico	3
1.1.2 Tipi di fibre muscolari	5
1.2 L'unità motoria del muscolo (MU)	7
1.2.1 Il potenziale d'azione	8
1.2.2 Tipi di contrazione	11
1.2.3 Reclutamento delle MU	11
1.3 Il modello muscolare di Hill	13
1.3.1 Componenti PE, SE	14
1.3.2 Componente CE	15
2 Elettromiografo (EMG)	17
2.1 Cenni storici	18
2.2 Tipi di elettromiografo	20
2.2.1 Elettromiografo interstiziale	21
2.2.2 Elettromiografo di superficie sEMG	23
2.3 sEMG	25
2.3.1 Preparazione della pelle	26
2.3.2 Composizione elettrodi di superficie	26
2.3.3 Forma e dimensione elettrodi	27

2.3.4	Posizionamento elettrodi	28
2.4	Sorgenti disturbo sEMG	30
2.4.1	Azione filtrante dei tessuti	30
2.4.2	Altri segnali di disturbo:esterni, elettrodi, cross-talk	30
2.5	Amplificatore sEMG	32
2.6	Il BTS FREEEMG 300	33
3	Arto superiore	37
3.1	Spalla	38
3.1.1	Composizione ossea della spalla	39
3.1.2	Composizione muscolare della spalla	39
3.2	Braccio	41
3.2.1	Composizione ossea del braccio	41
3.2.2	Composizione muscolare del braccio	41
3.3	Avambraccio	47
3.3.1	Composizione ossea dell' avambraccio	47
3.3.2	Composizione muscolare dell' avambraccio	48
3.4	Mano	50
3.4.1	Composizione ossea della mano	50
3.4.2	Composizione muscolare della mano	51
3.5	Articolazione del gomito	52
3.6	Misura del movimento	55
3.6.1	Punti di repera anatomici	55
3.6.2	Registrazione flessione-estensione gomito	56
3.7	Il controllo motorio	59
3.8	Sinergie muscolari	61
4	Implementazione modello muscolo-scheletrico	65
4.1	Calcolo lunghezze e braccio della forza dei muscoli	66
4.1.1	Validazione risultati ottenuti	71
4.2	Prelievo segnale EMG ed elaborazione	74
4.2.1	Elaborazione segnale sEMG	77
4.2.2	Angoli, segnale sEMG e attivazioni per i vari muscoli	81

4.3	Calcolo delle forze muscolari	97
4.4	Calcolo del momento muscolare totale	99
4.4.1	Calcolo forza e momento muscolo Brachiale	100
4.4.2	Momenti totali dei muscoli	101
4.4.3	Validazione momenti ottenuti	112
4.5	Verifica dell' accelerazione	116
	Conclusioni	119
	A Appendice	123
A.1	Codici utilizzati	123
A.2	Chiavi di ricerca	128
	Bibliografia	129

Sommario

In ambito riabilitativo, quale ad esempio riprendere pienamente la funzionalità dell' arto superiore in seguito ad un ictus, è molto importante conoscere l' anatomia, la fisiologia umana e avere competenze relative alla strumentazione biomedica necessaria.

Relativamente all' arto superiore un semplice movimento di flessione-estensione del gomito può essere difficile da completare per determinati tipi di soggetti con particolari patologie.

Tuttavia prima di individuare e capire quali siano le cause e i problemi nel movimento del braccio per pazienti patologici è necessario uno studio attento su pazienti sani in modo da avere un quadro generale sul normale funzionamento dell' arto superiore.

Successivamente a questo si potrà passare allo studio sui pazienti che necessitano di riabilitazione per capire cosa in loro, a livello di sistema nervoso e muscolare sia cambiato, in seguito ad un ictus o una malattia e come poterli aiutare per tornare ad avere piene funzionalità.

Lo scopo di questo studio è quello di simulare il funzionamento dei muscoli, mediante un modello neuro-muscolo-scheletrico, durante un movimento di flessione-estensione dell' arto superiore, per capire quali sono i muscoli protagonisti e come essi sviluppino le forze necessarie al compimento di quel determinato movimento nello spazio.

Per fare ciò sono state necessarie conoscenze anatomiche dei muscoli e l' apprendere l' utilizzo dell' elettromiografo di superficie, strumento essenziale per lo studio dell' attività muscolare.

Introduzione

La tesi che viene descritta nelle pagine seguenti è stata fatta per capire come avviene, a livello muscolare, il movimento di flessione-estensione dell'arto superiore. Il modello neuro-muscolo-scheletrico utilizzato si basa sul modello muscolare di Hill, dal quale è possibile ottenere le forze generate dai muscoli e successivamente il momento della forza che agisce durante la flessione-estensione del gomito.

A una prima fase bibliografica, necessaria per ricercare informazioni riguardo l'anatomia muscolare, i modelli matematici muscolari e il funzionamento dell'elettromiografo è seguita una fase di sperimentazione su un soggetto sano al quale sono stati misurati i segnali elettromiografici dei principali muscoli del braccio:

- bicipite;
- brachioradiale;
- tricipite capo lungo;
- tricipite capo laterale;

Con a disposizione tutti questi dati è stato possibile la determinazione delle lunghezze muscolari, delle attivazioni muscolari, dei bracci della forza, delle forze, dei momenti e infine del momento totale.

Il Capitolo 1 affronta conoscenze relative al muscolo, dal punto di vista di composizione e funzionamento.

Tale capitolo è suddiviso in tre parti: nella prima viene trattata la morfologia del muscolo scheletrico, nella seconda viene descritta l'unità motoria del muscolo, in termini di sviluppo della contrazione e nell'ultima parte viene descritta l'

implementazione matematica del modello di Hill adottata in questo lavoro di tesi.

Per capire il funzionamento dei muscoli è stato necessario l'uso dell'elettromiografo, Capitolo 2.

Qui viene descritto cos'è tale strumento e cosa lo caratterizza, quali tipi di EMG esistono e quali sono le procedure da seguire per la rilevazione del segnale EMG dai muscoli. Infine viene descritto il particolare strumento EMG usato in questo lavoro di tesi con le sue caratteristiche fondamentali.

Il Capitolo 3 si sofferma sull'arto superiore umano, in quanto è qui che si sviluppa questo lavoro di tesi.

Vengono presi in considerazione sia l'apparato scheletrico che muscolare caratteristico dell'arto superiore, con informazioni molto dettagliate relative a questo distretto corporeo.

L'attenzione si sofferma poi sull'articolazione del gomito e sui muscoli agenti su di essa, in quanto è il movimento di flesso-estensione il cardine attorno al quale ruota tutto lo studio ed infine si spiega come è stato acquisito il movimento mediante il sistema della stereofotogrammetria.

Infine viene offerta una panoramica su come il sistema nervoso programma e controlla gli stimoli da fare pervenire ai muscoli per la loro attivazione.

Segue inoltre una breve descrizione del concetto delle sinergie muscolari, una teoria che negli ultimi anni sta prendendo piede nel campo dello studio dell'attività muscolare volontaria.

Nel Capitolo 4 vengono descritti i passaggi usati per ottenere i risultati finali: forze e momenti muscolari.

È suddiviso in cinque sezioni ognuna delle quali spiega come si è arrivati a ottenere quel determinato risultato; è il capitolo che descrive la parte sperimentale del lavoro di tesi.

Ognuno dei risultati delle cinque sezioni è importante per la sezione successiva e vengono fatti anche confronti tra i nostri risultati e quelli che si possono trovare in letteratura, per opera di altri gruppi di ricerca.

Capitolo 1

Anatomia muscolare

Il tessuto muscolare è un particolare tipo di tessuto che svolge diverse funzioni utili per il mantenimento e la stabilizzazione della postura, l' esecuzione di una moltitudine di task motori e la produzione di calore.

Nel nostro specifico caso andremo ad analizzare come il muscolo sia essenziale per il compimento dei movimenti volontari nella zona dell' arto superiore; quindi l' attenzione sarà focalizzata sul muscolo scheletrico.

Le fonti utilizzate in questo primo capitolo della tesi, riguardo all' anatomia muscolare, sono [1, 2, 3, 4, 5, 6].

1.1 Il muscolo

I muscoli possono essere classificati in tre grandi categorie, a seconda della loro morfologia.

I tre tipi sono:

- *Muscoli striati scheletrici*, con la caratteristica di possedere striature trasversali che risultano visibili anche ad occhio nudo. Questa caratteristica strutturale è dovuta alla disposizione regolare degli elementi contrattili. Caratteristica principale di tali muscoli è di essere controllati in modo volontario dalle nostre scelte di svolgere determinati movimenti.

- *Muscoli striati miocardici*, organizzano la componente muscolare presente nel cuore. Contrariamente dai muscoli scheletrici, caratteristica fondamentale dei muscoli miocardici è che questi si contraggono indipendentemente dalla nostra volontà, sono detti quindi involontari.
- *Muscoli lisci*, denominati così dato che non presentano striature trasversali. Questi tipi di muscoli trovano sede nella componente muscolare presente nei visceri.

I muscoli scheletrici sono presenti attorno alle varie parti dello scheletro e con la loro contrazione permettono il movimento dei segmenti scheletrici ai quali si collegano. Essi inoltre concorrono a determinare la forma delle diverse parti del corpo.

I muscoli scheletrici incaricati al movimento sono circa 374, ciascuno di essi è avvolto da una membrana connettivale detta epimisio, la quale ha lo scopo di contenere il muscolo durante l'esecuzione del movimento stesso.

I muscoli scheletrici, attraverso i tendini terminali, presentano 2 estremità di ancoraggio con le ossa: l'inserzione, è la zona di ancoraggio sull'osso che, in seguito alla contrazione, viene spostato; e l'origine, zona di ancoraggio sull'osso che resta fisso durante la contrazione. La Figura 1.1, [7], illustra il muscolo scheletrico.

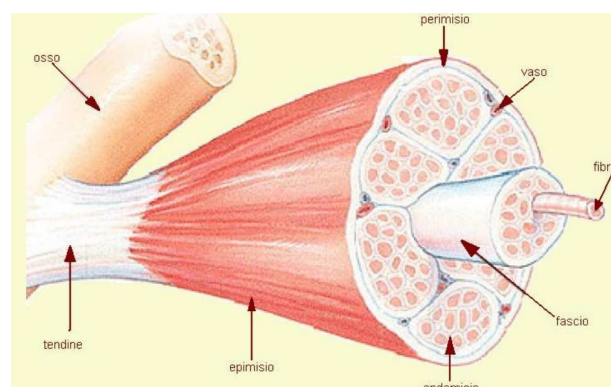


Figura 1.1: Il muscolo scheletrico, con le sue diverse zone caratteristiche

1.1.1 Morfologia del muscolo scheletrico

Caratteristica del muscolo scheletrico, Figura 1.1 è la sua organizzazione strutturata, da un livello macroscopico ad un livello microscopico.

Le cellule del muscolo scheletrico sono multinucleate, di forma pressoché cilindrica dette fibre muscolari, il muscolo è poi avvolto da una lamina connettivale detta epimisio che alle estremità diventa tendine.

Più internamente i muscoli striati sono costituiti da fasci di fibre muscolari, legati tra loro dal tessuto connettivo detto perimisio. Dal perimisio si distaccano setti di tessuto connettivo che inguainano ciascuna fibra muscolare andando così a costituire l'endomisio. Ciascuna fibra muscolare ha un diametro che può variare da 10 a 100 μm e lunghezza che va da pochi millimetri a qualche centimetro, ed è ricoperta dal sarcolemma che ha il compito di condurre lo stimolo per la contrazione.

Ogni fibra muscolare è costituita a sua volta da molteplici fasci di miofibrille, con diametro di 1-2 μm , che al microscopio mostrano alternarsi di bande, responsabili dell'apparente striatura, vedi Figura 1.2, [3]. La porzione di miofibrilla compresa tra due linee (dette linee Z) costituisce il sarcomero, il quale è l'unità contrattile della fibrilla. Nel sarcomero sono presenti due tipi di filamenti: quelli di actina sottili e quelli di miosina spessi. Un'estremità dei filamenti di miosina è rigonfia ed è denominata testa della miosina. Quest'ultima ha due funzioni: si attacca ai filamenti di actina permettendo l'accorciamento del sarcomero e inoltre funge da enzima necessario per la produzione di energia necessaria per la contrazione. Quindi quando le fibre muscolari vengono stimulate, i filamenti di miosina, grazie alle teste, si legano ai filamenti di actina creando particolari ponti trasversali. Le teste della miosina spingono verso l'interno i filamenti di actina, accorciando così il sarcomero. La Figura 1.3, [3], presenta la struttura interna della miofibrilla, con riferimento alla presenza delle bande e ai segmenti di miosina e actina.

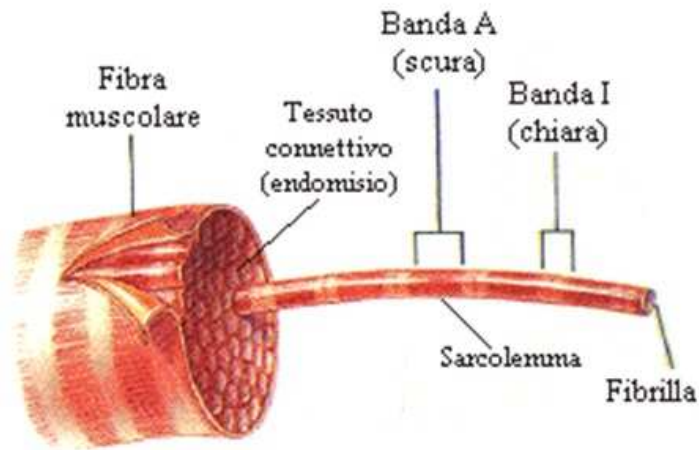


Figura 1.2: Struttura interna della fibra del muscolo scheletrico

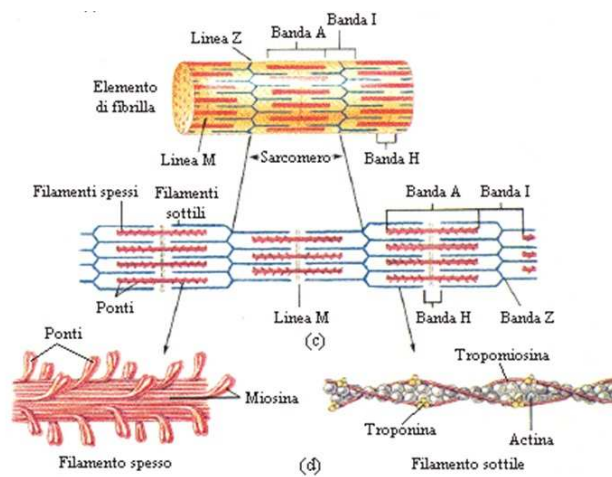


Figura 1.3: Struttura interna della miofibrilla, filamenti actina e miosina

1.1.2 Tipi di fibre muscolari

I muscoli scheletrici possono essere distinti in rapidi e lenti a seconda della velocità con cui si sviluppa la contrazione.

Le proprietà dinamiche dei muscoli rispecchiano quelle delle fibre di cui sono composti.

La classificazione può essere fatta in questo modo:

- Fibre lente ossidative (SO - Slow Oxidative), dette di tipo I (fibre di colorazione rossa, ciò a causa dell'elevato numero di mitocondri)
- Fibre veloci ossidative-glicolitiche (FOG - Fast Oxidative-Glycolytic), dette di tipo II A (fibre di color bianco)
- Fibre veloci glicolitiche (FG - Fast Glycolytic) dette di tipo II B (fibre sempre di color bianco)

La classificazione è utile per capire le caratteristiche dinamiche delle fibre tuttavia i muscoli non sono mai costituiti da un solo tipo di fibre ma da fibre di classi diverse in differenti proporzioni. Muscoli rossi, quindi maggioranza di fibre tipo I, rispondono lentamente e sono idonei a contrazioni prolungate e lente che mantengano ad esempio la postura, invece muscoli bianchi, quindi maggioranza di fibre di tipo II, rispondono velocemente e sono più adatti a contrazioni di durata limitata che richiedono molta forza. La Figura 1.4, [8], illustra i diversi tipi di fibre muscolari con le relative forze sviluppate. Un'altra tipo di classificazione può essere fatta in base a come sono disposte le fibre muscolari, vedi Figura 1.5, [7].

L'orientamento delle fibre muscolari all'interno del muscolo ne definisce la forza e l'ampiezza di contrazione. Rispetto al suo asse longitudinale, le fibre possono disporsi in modo parallelo (seguendo il decorso delle fibre tendinee), in questo caso detti muscoli fusiformi oppure obliquamente, detti muscoli pennati. Tutto ciò è molto importante in termini della meccanica muscolare.

Nei muscoli fusiformi la presenza di fibre parallele all'asse longitudinale del ventre carnoso permette al muscolo un maggiore accorciamento, generando, così, un movimento molto ampio e veloce. Può essere che più ventri carnosi si attacchino allo

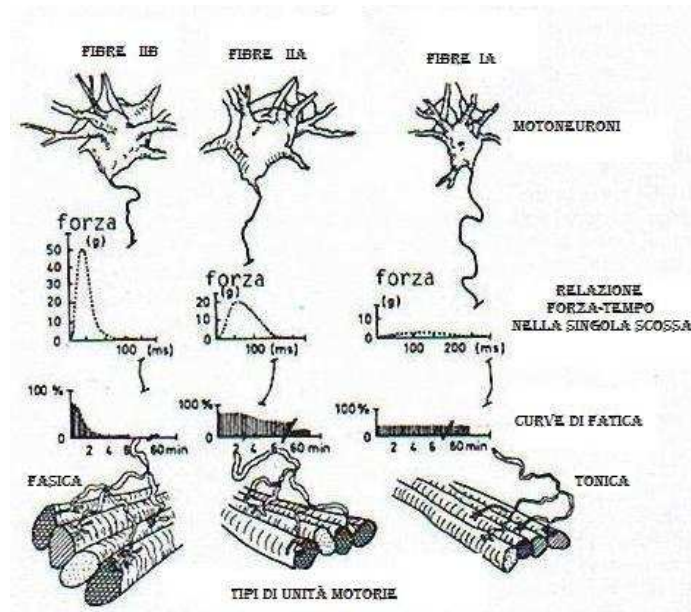


Figura 1.4: Tipi di fibre muscolari, relative forze prodotte e motoneuroni associati

stesso tendine e in questo caso il muscolo prenderà il nome di bicipite, tricipite o quadricipite.

Le fibre con direzione obliqua, detti muscoli pennati, hanno invece una lunghezza nettamente inferiore a quella del ventre e possono sviluppare una contrazione altrettanto limitata.

Quindi la contrazione risulta essere limitata, ma la pennazione permette di compattare un gran numero di fibre in un'area trasversale minore; in questo modo, il maggior numero di fibre assicura lo sviluppo di una forza notevole, superiore rispetto a quella generata dai muscoli fusiformi.

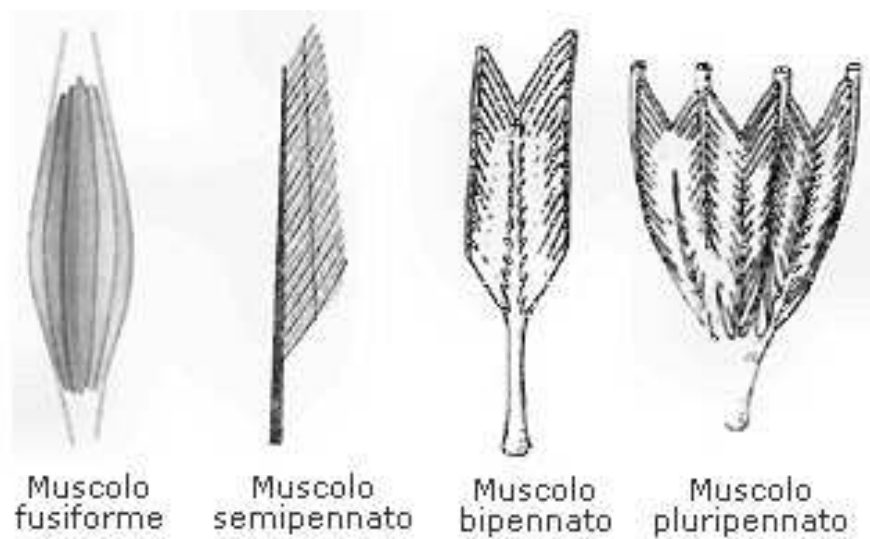


Figura 1.5: Classificazione muscoli in base all' orientazione delle fibre muscolari

1.2 L'unità motoria del muscolo (MU)

Le fibre muscolari sono attivate dal sistema nervoso centrale tramite segnali trasmessi attraverso i motoneuroni.

Un motoneurone innerva un gruppo di fibre muscolari mediante il suo assone, tale unità funzionale prende il nome di unità motoria, MU, Figura 1.6, [9].

Viene definito il rapporto di innervazione come il numero di fibre innervate dallo stesso motoneurone e tale valore cambia al variare del muscolo, inoltre le fibre muscolari presenti nella stessa MU sono tutte dello stesso tipo.

Le unità motorie possono essere raggruppate in base alle loro dimensioni:

- Un motoneurone innerva poche fibre muscolari nei muscoli che devono eseguire movimenti di precisione (muscoli nella mano).
- Un motoneurone innerva molte fibre muscolari nei muscoli che devono sviluppare una forza notevole (muscoli delle gambe).

Inoltre MU piccole contengono molte fibre di tipo I, mentre MU grandi contengono molte fibre di tipo II.

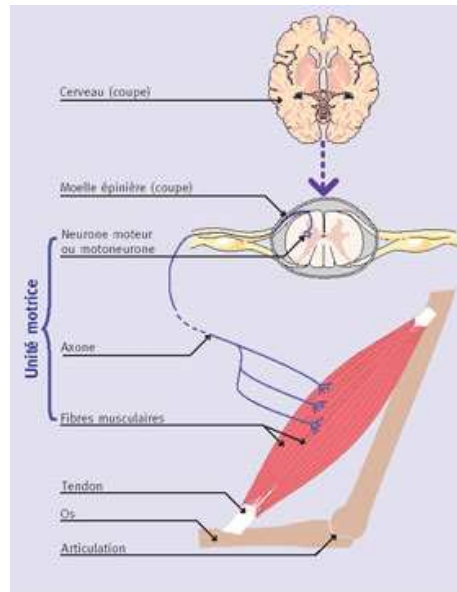


Figura 1.6: Strutturazione dell' unità motoria, MU

1.2.1 Il potenziale d'azione

I potenziali bioelettrici sono la conseguenza dell'attività elettrochimica di alcune cellule del tessuto nervoso e muscolare.

La cellula muscolare eccitabile possiede a riposo un potenziale di membrana E_0 (interno- esterno, pari a circa -90 mV) che dipende dalla diversa permeabilità della membrana ai vari ioni (molto permeabile agli ioni K^+ e Cl^- e poco permeabile a Na^+).

Gli ioni K^+ sono infatti presenti in dose maggiore all'interno della cellula rispetto all'esterno, viceversa Cl^- e Na^+ sono presenti in quantità maggiori all'esterno della cellula e minori all'interno.

Quindi la diffusione degli ioni attraverso la membrana provoca l'instaurarsi di una differenza di potenziale causata dall'accumulo di cariche.

Nel momento in cui il potenziale d'azione raggiunge la parte finale dell' assone, si aprono canali potenziale elettrico-dipendenti per il Ca^{2+} (presenti nei bottoni sinaptici). Siccome la concentrazione extracellulare di Ca^{2+} è maggiore di quella interna, lo ione Calcio entra nella cellula secondo il gradiente di concentrazione.

Il suo ingresso provoca la liberazione dell' acetilcolina (ACh) nello spazio sinap-

tico.

Sulla membrana del muscolo sono presenti molecole recettoriali con grande affinità per ACh: sono canali attivi che si aprono in seguito al legame con ACh. All'apertura di questi recettori-canale il Na^+ entra all'interno della cellula muscolare e K^+ esce fuori spinto dalla forza chimica. Questo passaggio di ioni avviene contemporaneamente.

Questa fase è detta di depolarizzazione di membrana, perché entra più Na^+ spinto da una forza maggiore di quella che spinge il K^+ fuori dalla cellula e il valore di tale depolarizzazione transitoria prende il nome di potenziale di placca o EPP. Se l'intensità dell'EPP è tale da raggiungere la soglia di eccitabilità (-50mV), allora nasce il potenziale d'azione che si propaga rapidamente lungo la fibra muscolare scatenando una serie di eventi che comportano la contrazione muscolare.

Il potenziale di placca raggiunge i 40 mV portando quindi all' evocazione del potenziale d'azione nella fibra muscolare.

In seguito a ciò si ha anche l' apertura di canali ionici del Ca^{2+} situati a livello del reticolo sarcoplasmatico. Da quest' ultima regione il Ca^{2+} diffonde per tutta la cellula, raggiungendo ogni miofibrilla grazie a particolari strutture dette Tubuli T.

Il Ca^{2+} va a legarsi alla troponina, ciò provoca un cambiamento conformazionale che causa il trascinarsi della subunità I, legata a sua volta alla tropomiosina. Questa traslazione rende libero il sito d'attacco per la miosina sull'actina, prima occupato dalla tropomiosina.

La liberazione del predetto sito sull'actina dà il via alla fase di contrazione vera e propria. Durante lo scorrimento le teste di miosina si legano a quelle di actina con un angolo di 45° .

La lunghezza del sarcomero vista come la distanza in μm tra le due linee Z varia durante la fase di contrazione durante la quale c'è uno scorrimento di actina sulla miosina. In particolare tale distanza diminuirà durante la fase di contrazione mentre nella fase di rilassamento, la fibra comportandosi come un corpo elastico torna alla condizione di riposo.

E' possibile quindi suddividere la contrazione e il rilassamento muscolare in tre fasi principali, ovvero la contrazione, il rilassamento ed infine la fase latente, fase

successiva allo stimolo, ma nella quale non c'è risposta.

Una illustrazione di quanto avviene a livello della MU durante la propagazione del potenziale d'azione è rappresentata in Figura 1.7, [3].

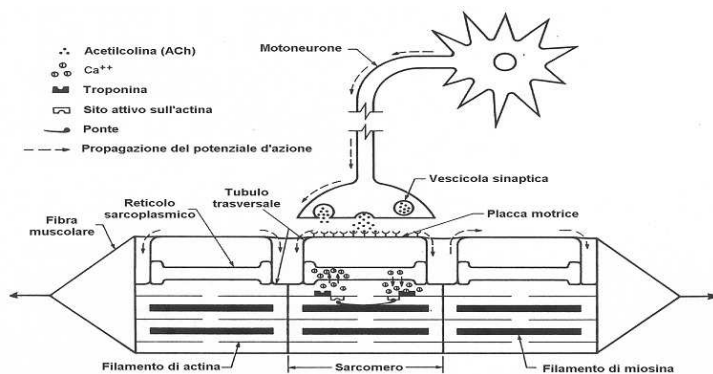


Figura 1.7: Schematizzazione illustrativa del motoneurone, della fibra muscolare in relazione alla propagazione del potenziale d'azione

1.2.2 Tipi di contrazione

Ora che è stato descritto il meccanismo della contrazione muscolare è possibile descrivere i diversi tipi di contrazione che un muscolo può compiere. I tipi di contrazione studiabili sono:

- **contrazione isocinetica:** avviene quando il muscolo sviluppa il massimo sforzo per tutta l'ampiezza del movimento, accorciandosi con velocità costante; la si ottiene solo con specifiche macchine, definite isocinetiche;
- **contrazione isometrica:** è una contrazione in cui la lunghezza del muscolo vista come la distanza tra le due inserzioni non cambia; ma sebbene non ci sia avvicinamento tra gli estremi del muscolo, al suo interno la materia contrattile si accorcia producendo lavoro interno positivo contrariamente a quanto avviene all'esterno vista la mancanza di spostamento;
- **contrazione isotonica:** si ha quando un muscolo si accorcia spostando un carico che rimane costante per l'intera durata del periodo di accorciamento.

1.2.3 Reclutamento delle MU

Nel momento in cui si sviluppa e si propaga un potenziale dal motoneurone tutte le fibre da esso innervate si contraggono.

Le unità motorie non sono mai attive tutte nello stesso istante bensì hanno un'attività asincrona che permette uno sviluppo di forza costante nel tempo e previene, nell'immediato, l'insorgenza di fenomeni di fatica nelle unità attivate. Le unità motorie possono essere suddivise in tre categorie:

- **tipo S (Slow):** producono forze relativamente basse, hanno un'elevata resistenza alla fatica e hanno tempi di contrazione elevati, mantenendo il massimo livello di forza per lunghi periodi;
- **tipo FR (Fast Resistant):** si collocano in posizione intermedia tra i tipi S e FF;
- **tipo FF (Fast Fatigable):** producono forze maggiore alle Slow, hanno tempi di contrazione molto bassi e la fatica si manifesta in tempi brevissimi.

I principi che stanno alla base dell'attivazione delle unità motorie, per partecipare alla contrazione muscolare sono due.

Il primo è "il principio della dimensione di Henneman" il quale afferma come l'intervento delle unità motorie dipenda da quanto grande è lo sforzo. Infatti per bassi livelli di forza vengono attivate le fibre comandate da motoneuroni piccoli (come le fibre di tipo I), se la richiesta di forza aumenta le fibre che si attivano sono via via quelle comandate da motoneuroni più grandi (prima le IIA e poi le IIB). La seconda modalità d'intervento delle unità motorie è chiamato modulazione della frequenza degli impulsi. Infatti è noto che un singolo potenziale d'azione da luogo alla contrazione in un muscolo, ma se le stesse fibre vengono stimulate con frequenze d'impulsi molto maggiori, in modo tale che i vari potenziali d'azione che si susseguano giungano al muscolo prima che lo stesso si decontragga, tale evento da luogo ad una contrazione singola in grado di produrre un livello di forza molto più elevato rispetto a quello prodotto da un singolo potenziale d'azione.

1.3 Il modello muscolare di Hill

Il modello di Hill riproduce la struttura macroscopica del muscolo, attraverso l'uso di 3 componenti che contengono le principali caratteristiche muscolari.

Tale modello deriva da quello classico, originariamente introdotto da A. V. Hill nel 1938 e ancora ad oggi è una rappresentazione semplificata del muscolo scheletrico, Figura 1.8, [5].

I tre elementi costitutivi del modello sono:

1. CE, l' elemento contrattile;
2. PE, l' elemento in parallelo;
3. SE, l' elemento in serie;

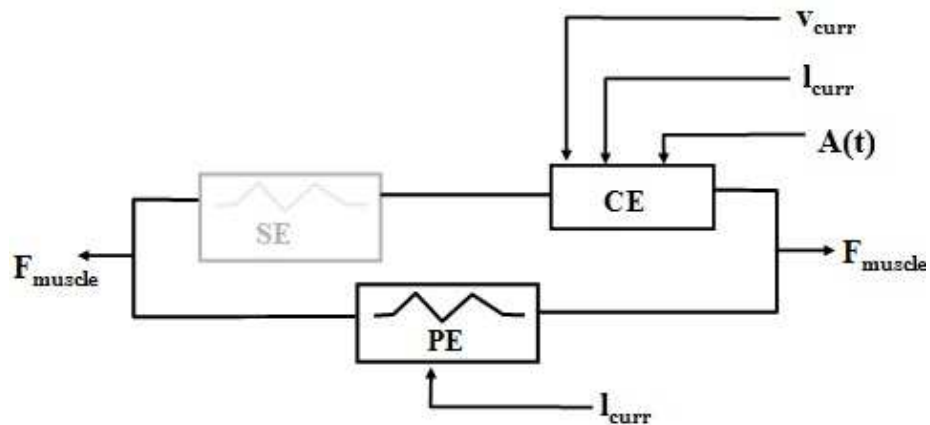


Figura 1.8: Modello muscolare di hill a tre componenti:CE,SE,PE. Nell' elemento CE vi entrano la lunghezza del muscolo, la velocità di contrazione e l' attivazione muscolare.

In tale modello la forza totale esercitata dal muscolo è data dalla somma della forza esercitata dall' elemento PE più quella esercitata dal CE,

$$F_{tot} = F_{CE} + F_{PE} \quad (1.1)$$

essendo SE e CE in serie, allora $F_{CE}=F_{SE}$, ed essendo questi ultimi due in parallelo con PE la forza totale esercitata è la somma delle forze dei due rami in parallelo.

In letteratura esistono diverse implementazioni matematiche di tale modello, tuttavia in questo lavoro di tesi viene utilizzato il modello adottato da [6].

1.3.1 Componenti PE, SE

I componenti elastici SE e PE sono rappresentativi rispettivamente dei tessuti molli connettivi tra i quali i tendini e delle fibre muscolari che svolgono un ruolo passivo durante la generazione della forza, quali membrane e tessuto connettivo presente attorno alla fibra muscolare.

La lunghezza l_{curr} presente nella Figura 1.8 è rappresentativa della lunghezza totale del muscolo con anche le inserzioni tendinee. Le equazioni che ne spiegano il comportamento sono:

$$F_{PE} = \left[\frac{F_{PE_{max}}}{(e^{S_{PE}} - 1)} \right] \left[e^{((S_{PE}/\Delta L_{PE_{max}})\Delta L_{PE})} - 1 \right] \quad (1.2)$$

$$F_{SE} = \left[\frac{F_{SE_{max}}}{(e^{S_{SE}} - 1)} \right] \left[e^{((S_{SE}/\Delta L_{SE_{max}})\Delta L_{SE})} - 1 \right] \quad (1.3)$$

Le equazioni usate nel calcolo delle equazioni 1.2-1.3:

$$F_{PE_{max}} = 0.05 \cdot F_{CE_{max}} \quad (1.4)$$

$$\Delta L_{PE_{max}} = L_{max} - (L_{CE_0} + L_{T_s}) \quad (1.5)$$

$$F_{SE_{max}} = 1.3 \cdot F_{CE_{max}} \quad (1.6)$$

$$\Delta L_{SE_{max}} = 0.03 \cdot L_{T_s} \quad (1.7)$$

All'interno di queste equazioni matematiche $F_{PE,SE}$ è la forza passiva generata dai componenti PE e SE, ΔL_{PE} è la variazione di lunghezza del muscolo al variare dell'angolo, $S_{PE,SE}$ è il fattore di forma del muscolo, F_{max} è la forza massima che l'elemento PE o SE può produrre in relazione alla sua massima variazione in lunghezza.

La $F_{CE_{max}}$ è la forza massima che il determinato muscolo preso in considerazione può produrre, mentre L_{T_s} indica la lunghezza della parte tendinea.

1.3.2 Componente CE

La componente CE è rappresentativa delle fibre muscolari attive, soggette a contrazione e rilassamento.

La F_{CE} è la forza generata dall' elemento CE, in funzione della:

- attivazione muscolare a ;
- f_l indica la relazione forza-lunghezza;
- f_v indica la relazione forza-velocità di accorciamento;

Le equazioni utilizzate nel calcolo della F_{CE} sono:

$$F_{CE} = a \cdot f_l \cdot f_v \cdot F_{CE_{max}} \quad (1.8)$$

$$f_l = \exp \left(-0.5 \left(\frac{\frac{\Delta L_{CE}}{L_{CE_0}} - 0.05}{0.19} \right)^2 \right) \quad (1.9)$$

$$f_v = \frac{0.1433}{0.1074 + \exp \left(-1.3 \sinh \left(2.8 \frac{V_{CE}}{V_{CE_0}} + 1.64 \right) \right)} \quad (1.10)$$

Le equazioni usate nel calcolo delle equazioni 1.8-1.10:

$$V_{CE_0} = 0.5 (a + 1) V_{CE_{max}} \quad (1.11)$$

$$V_{CE_{max}} = 2 \cdot L_{CE_0} + 8 \cdot L_{CE_0} \cdot \alpha \quad (1.12)$$

La f_l è modellata come una funzione gaussiana dove L_{CE_0} è la lunghezza ottimale della fibra muscolare mentre la V_{CE} è la velocità di accorciamento della componente CE.

La $F_{CE_{max}}$ è la forza massima che il muscolo preso in considerazione può produrre, mentre α è la percentuale di fibre veloci presenti nel muscolo in esame.

Note dunque la F_{PE} e la F_{CE} dall' equazioni sopra citate è possibile calcolare la F_{tot} e graficando i due contributi si ottiene un andamento come quello in Figura 4.45, [10]. La componente PE genera dunque una forza massima, F_{PE} , quando il muscolo si trova alla massima estensione, all' incirca a 1,5 volte la sua lunghezza ottimale; tale lunghezza ottimale alla quale il muscolo sviluppa la massima

tensione attiva è chiamata abitualmente lunghezza di riposo. Il termine deriva originariamente da esperimenti dimostranti che la lunghezza di molti dei muscoli del corpo a riposo, è la lunghezza alla quale essi sviluppano la tensione massima F_{CE} . Le curve rappresentate in Figura sono in funzione dell' attivazione, si nota infatti che con il diminuire dell' attivazione si ha una diminuzione della forza prodotta dalla parte contrattile del muscolo ed inoltre uno spostamento della lunghezza ottimale verso quel valore di 1.5 volte la lunghezza a riposo.

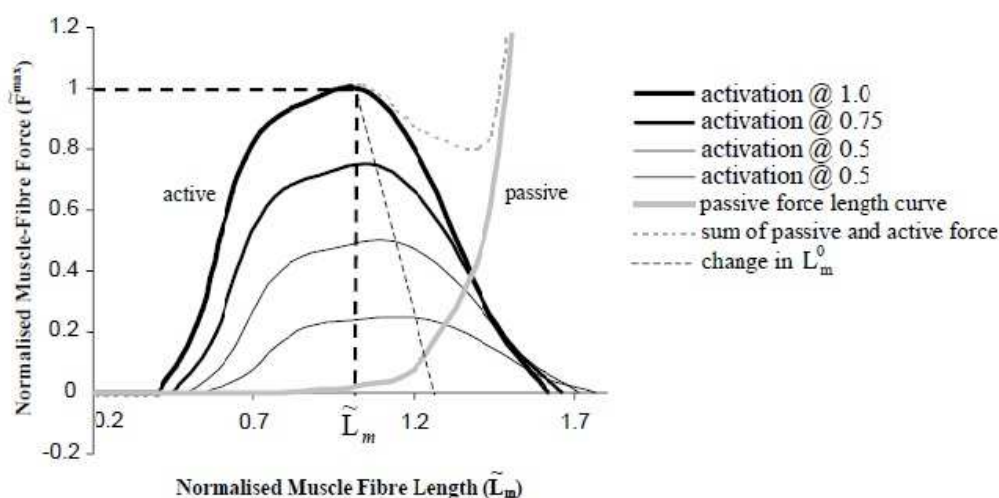


Figura 1.9: Andamento delle forze attiva e passiva del muscolo in funzione dell' attivazione, le curve sono normalizzate alla F_{max} e alla lunghezza a riposo.

Come si evince da quanto detto fino ad ora tale modello è molto complesso in quanto dipende da molti parametri, parametri la cui standardizzazione è complicata.

Tale difficoltà deriva dal fatto che le caratteristiche muscolari variano da individuo a individuo ma tutto ciò verrà preso in esame nel capitolo 4, relativo all' implementazione del modello scelto.

Capitolo 2

Elettromiografo (EMG)

Dopo aver introdotto come si compone il muscolo scheletrico, la sua struttura interna e i meccanismi che portano alla contrazione, andiamo a vedere con quale strumento è possibile studiare l'attività muscolare: l'elettromiografo.

Le informazioni descritte in questo secondo capitolo della tesi sono state raccolte da [11, 12, 13, 14, 15].

Verranno analizzati i diversi tipi di elettromiografo presenti odiernamente e poi nello specifico quello usato per questo studio di ricerca. L'elettromiografia è lo studio della fisiopatologia muscolare mediante la misura dei segnali elettrici del muscolo.

Questa disciplina permette di indagare:

- Meccanismi di produzione dello stimolo contrattile.
- Meccanismi di affaticamento.
- Meccanismi di generazione delle forze.
- Strategie motorie.

Le applicazioni sono molteplici e vanno dall'ambito clinico (diagnosi di patologie neuromuscolari), all'ambito riabilitativo (stimolazione elettrica funzionale, studio della fatica muscolare) ed infine all'ambito sportivo (monitoraggio dell'allenamento).

2.1 Cenni storici

Le origini dell'EMG risalgono intorno alla metà del XVII secolo, quando vennero rese note descrizioni riguardanti esperimenti condotti in Olanda, descrizioni riguardanti l' "irritazione" di nervi e muscoli, sui meccanismi della contrazione muscolare, e sulle correlazioni tra stimolazione e contrazione.

Il primo cenno storico di queste sperimentazioni sembra risalga al 1658, quando lo studioso Swammerdam ne descrisse i risultati al Granduca di Toscana.

In un secondo tempo (1666) l'italiano Francesco Redi formulò l' ipotesi che i muscoli generassero energia elettrica. Qualche anno più tardi (1698), Du Fay asserì che tutti gli organismi viventi, incluso l'uomo, hanno proprietà elettriche.

Nel 1700, si possono ricordare Musschenbroek (1746), che ideò la prima macchina elettrica (odiernamente conosciuta come "bottiglia di Leyda"). Intorno al 1750, Jallabert, descrisse la stimolazione elettrica dei muscoli a scopo riabilitativo. Successivamente Cutugno e Vassali (1789) condussero esperimenti sull'irritazione (o elettricità) muscolare che aiutarono Galvani nel 1792 nella pubblicazione del famoso "De Viribus Electricitatis in motu Musculari", considerato da molti il primo trattato sull'EMG.

Intorno al 1840 Matteucci espose riguardo le correnti elettriche originate nel muscolo, scoprendo cariche positive presenti sulla superficie esterna della fibra muscolare e cariche negative su quella interna, definendo così il potenziale elettrico transmembrana. Ulteriormente, egli correlò l'elettricità muscolare con la contrazione volontaria.

Nonostante ci fosse elevato interesse in campo scientifico e medico, bisogna aspettare fino al 1890 per trovare per la prima volta la parola elettromiografia coniata dal francese Marey, che fu il primo a costruire il primo miografo.

Nei primi del 1900 Pyper e Buchanan prelevarono con un elettrometro capillare i potenziali elettrici delle fibre muscolari dell'avambraccio, che vennero registrati su carta.

Intorno al 1920 Kasser ed Erlanger continuarono gli studi di Matteucci, e nel 1934 ottennero il premio Nobel, assegnando all'EMG la dignità di metodica scientificamente affidabile.

L'interpretazione del segnale EMG venne facilitata con l'introduzione di un nuovo dispositivo che sostituiva i galvanometri con sistema scrivente utilizzati fino ad allora. Nel nuovo dispositivo le variazioni di potenziale erano inviate attraverso un tubo a raggi catodici ad uno schermo oscillografico dove venivano raffigurate graficamente. Successivamente venne introdotto anche un sistema amplificatore che migliorava di molto la qualità della registrazione del segnale.

Nel 1944 Hinnan realizzò mediante l' elettromiografo uno studio riguardante il movimento della spalla che ottenne un riconoscimento generalizzato, dando il via alla diffusione dell'EMG in vari campi (ortopedia, neurologia), anche grazie alle migliori tecniche ottenute nell'amplificazione e nella rappresentazione grafica del segnale.

La Figura 2.1 [12] mostra uno dei primi elettromiografi, risalente al 1976. Negli anni '80, con il progredire tecnologico e grazie alla nascita del computer ed al passaggio dal sistema analogico a quello digitale, si verificò un innovativo apporto di informazioni quantitative e qualitative circa le tecniche elettrodiagnostiche, con derivante miglioramento dello studio della fisiologia dell'unità motoria a favore delle diagnosi, del decorso e della prognosi delle patologie neuromuscolari.



Figura 2.1: Elettromiografo DISA 1500, Digital EMG System del 1976.

2.2 Tipi di elettromiografo

Il segnale EMG è generato dai fenomeni elettrici a livello delle fibre muscolari durante il movimento. In particolare, i muscoli scheletrici sono formati da gruppi di unità motorie, ognuna delle quali è costituita da un motoneurone, il suo assone e tutte le fibre muscolari innervate dall'assone.

Le fibre dei muscoli scheletrici generano una contrazione meccanica in risposta ad un solo stimolo, generano e propagano il potenziale di azione. L'unità motoria è la più piccola unità muscolare che può essere attivata tramite un controllo volontario. Quando è stimolata da un segnale neurale, ogni unità motoria si contrae e determina un segnale elettrico che è la somma dei potenziali d'azione di tutte le cellule che la costituiscono.

Grazie all' uso dell'EMG è possibile rilevare l'attività elettrica muscolare durante il lavoro reale o simulato, rappresentarla graficamente e misurare le variazioni di potenziale.

Il potenziale d'azione generato può essere inteso come un dipolo che si muove lungo la membrana a una velocità di 2-6 m/s e passa in prossimità degli elettrodi, posizionati sul muscolo per monitorarne l'attività.

Per effetto del passaggio, il segnale differenziale avvertito dagli elettrodi EMG diventa un segnale bipolare, più o meno attenuato a seconda della profondità della fibra e con segno dipendente dalla posizione relativa della placca rispetto agli elettrodi. Il segnale EMG è quindi la sovrapposizione dei potenziale d'azione asincroni delle diverse fibre dagli elettrodi.

Gli elettromiografi possono classificarsi in due grandi categorie in dipendenza del tipo di elettrodi che utilizzano:

- EMG interstiziale
- EMG di superficie

2.2.1 Elettromiografo interstiziale

L' elettromiografia interstiziale prevede l' utilizzo di elettrodi invasivi inseriti direttamente all' interno del muscolo.

Questa tecnica permette lo studio di muscoli sia posti in superficie che in profondità, risulta essere invasiva e di non semplice applicazione. Gli elettrodi più comunemente usati sono quelli ad ago e quelli a filo.

1. Per gli elettrodi ad ago, quest' ultimi possono essere in configurazione unipolare o bipolare.

Nella configurazione unipolare vi è un filo isolato inserito nella cannula mentre nella configurazione bipolare vi sono due fili isolati inseriti all' interno della cannula. La cannula funziona come elettrodo di riferimento.

In Figura 2.2, [3], è possibile vedere come è costituito un tipico elettrodo del tipo ad ago.

I vantaggi sono:

- la piccola area di rivelazione consente di analizzare i singoli potenziali d'azione dell'unità motoria (MUAP)
- la forma ad ago consente di studiare i muscoli profondi

;

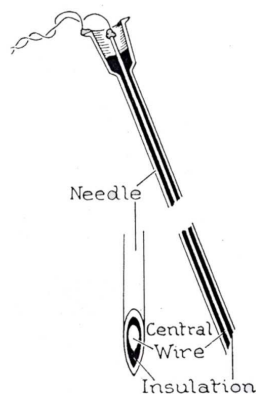


Figura 2.2: Geometria dell' elettrodo ad ago, utilizzato nell' elettromiografia interstiziale

2. Gli elettrodi a filo sono molto simili a quelli ad ago tuttavia possono essere fissati all'interno del muscolo senza che l'ago debba rimanervi conficcato. Un doppio filo isolato viene introdotto nella cannula di un ago; il filo viene poi ripiegato all'indietro in modo da formare un gancio e le parti del filo vicine alla punta vengono scoperte. L'ago viene inserito nel muscolo e poi estratto lasciando il cavetto inserito. Il limite principale è la scarsa ripetibilità delle misure ottenute con inserzioni successive e la possibilità che l'elettrodo si sposti rispetto alla posizione di partenza.

2.2.2 Elettromiografo di superficie sEMG

Rispetto all' elettromiografia con aghi, la tecnica cutanea (di superficie) fornisce informazioni più globali inerenti al muscolo in esame ed evita i rischi dovuti all'uso di aghi.

La sEMG offre importanti vantaggi:

- informazioni sul momento, sulla durata, sull'entità dell'attivazione di un muscolo durante un movimento;
- indicazioni riguardo all'attività globale di un muscolo o gruppo muscolare;
- informa il paziente del grado di contrazione o di rilassamento di un suo muscolo o gruppo muscolare;
- il segnale mioelettrico può essere usato per controllare un dispositivo esterno (es. protesi);
- analisi per pazienti che non accettano l'inserimento di aghi (pediatria).

Nell' elettromiografia superficiale possono inoltre essere usati diversi tipi di elettrodi a seconda del tipo di analisi che si vuole effettuare, Figura 2.3, [3]:

- elettrodi singoli;
- elettrodi ad array;
- elettrodi a matrice;

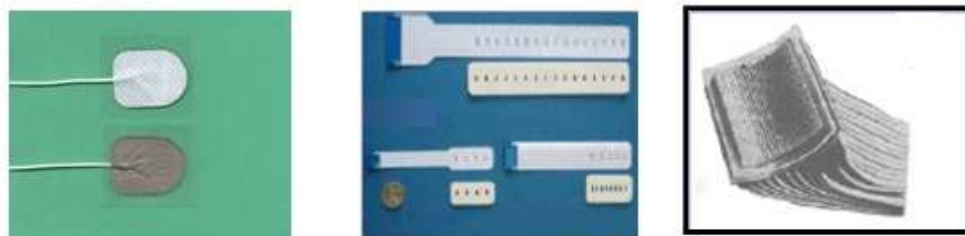


Figura 2.3: Tipi di elettrodi nella sEMG, da sinistra a destra: singoli, ad array, a matrice.

Gli elettrodi possono inoltre trovarsi in due configurazioni:

- unipolare: un solo elettrodo è in contatto col muscolo e rivela la differenza di potenziale tra quel punto e l'elettrodo di riferimento. Il difetto principale è la bassa risoluzione spaziale, infatti vengono amplificati anche segnali non voluti;
- bipolare: due elettrodi in contatto col muscolo ed un terzo elettrodo di riferimento, il segnale è inviato ad un amplificatore differenziale e si ha una miglior risoluzione spaziale e reiezione dei disturbi, Figura 2.4, [3].

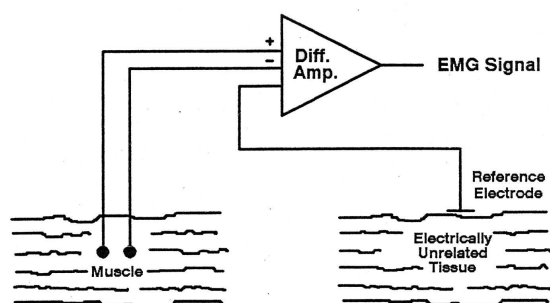


Figura 2.4: Configurazione elettrodo bipolare, è presente il blocco amplificatore, i due elettrodi di misura e l' elettrodo di riferimento.

Mediante gli elettrodi ad array si possono rilevare i potenziali d'azione che si propagano nelle due direzioni opposte, inoltre è facile l' individuazione della zona d'innervazione.

Infatti con questa configurazione la schiera di elettrodi permette di ottenere, in ogni istante, la distribuzione del potenziale lungo la linea della schiera. I potenziali dei singoli elettrodi appaiono traslati di un intervallo di tempo identico a quello impiegato dal segnale a propagarsi dalla sorgente al sito dove si trova l'elettrodo, come mostrato in Figura 2.5

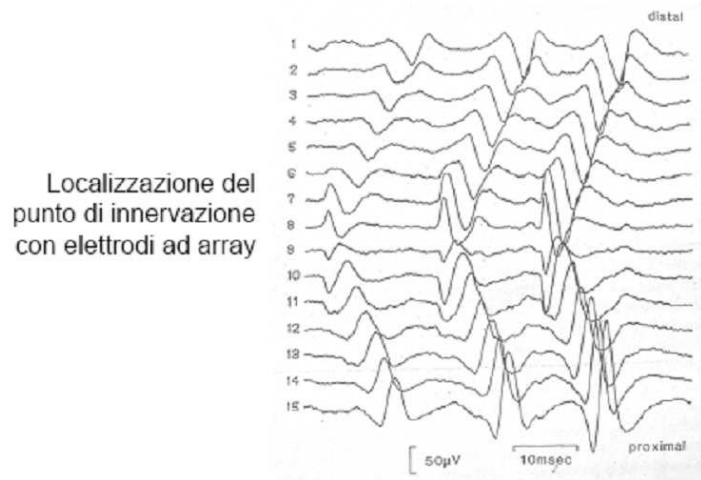


Figura 2.5: Tracciato elettromiografico ottenuto mediante uso di elettrodi ad array, 15 elettrodi posti lungo la direzione delle fibre muscolari.

2.3 sEMG

Fatta una panoramica sui tipi di elettromiografi disponibili, ora soffermiamo la nostra attenzione su quello di superficie, in quanto sarà quello usato anche in questo studio.

Si analizzeranno, nel dettaglio, le procedure per avere una corretta misura dell'attività elettrica nel muscolo e i fattori che possono introdurre disturbi nella misura.

In Europa è presente un gruppo, nel quale collaborano diversi istituti di ricerca europei, chiamato SENIAM (surface EMG for a non-invasive assessment of muscles). Tale gruppo è nato con l'obiettivo di creare una standardizzazione relativa alle procedure da seguire nell'utilizzo del sEMG, riguardanti l'uso dei sensori, il loro posizionamento e l'analisi del segnale.

Le linee guida che ora verranno presentate sono quindi quelle create da questo gruppo in quanto riconosciute a livello europeo.

2.3.1 Preparazione della pelle

Un' appropriata preparazione della pelle prima del posizionamento degli elettrodi è essenziale per ottenere un' acquisizione EMG di buona qualità, ciò viene fatto per andare a minimizzare l' impedenza della pelle.

La preparazione della pelle normalmente inizia con la rimozione della peluria attorno al sito in cui verrà fatto aderire l' elettrodo. Successivamente a ciò si passa alla pulizia della pelle che può essere svolta con modalità diverse:

- uso di una speciale pasta abrasiva per rimuovere la pelle morta e diminuire l' impedenza della pelle;
- utilizzo di una fine carta abrasiva combinata con l' uso di alcool per pulire la pelle e diminuire l' impedenza;
- applicazione di tamponi imbevuti di alcool per pulire la superficie della pelle, ciò spesso è sufficiente per la misura dell' EMG.

Odiernamente gli elettromiografi sono costruiti per lavorare correttamente con un' impedenza nel range di 5-50 k Ω , quindi prima di svolgere l' acquisizione del segnale sarebbe opportuno una misura dell' impedenza della pelle.

2.3.2 Composizione elettrodi di superficie

Gli elettrodi più comunemente usati possono essere suddivisi in due categorie:

1. elettrodi 'a secco' a diretto contatto con la pelle.

Questi vengono utilizzati quando la forma o la dimensione dell' elettrodo non permettono l' uso di gel. Un esempio di questo genere sono gli elettrodi ad array (vedi sezione precedente).

Inoltre essi presentano in genere un pre-amplificatore presso l' elettrodo a causa dell' alta impedenza che si viene ad ottenere senza l' uso di gel. Questi elettrodi risultano essere più pesanti degli elettrodi gelificati e ciò provoca problemi nel mantenimento della fissazione.;

2. Elettrodi gelificati che utilizzano un gel elettrolitico come interfaccia tra la pelle e la parte metallica dell'elettrodo. Particolari reazioni chimiche di

ossidazione-riduzione avvengono nella regione di contatto tra metallo e gel. Per la parte metallica dell' elettrodo i materiali più usati sono l' argento oppure il cloruro d' argento. La scelta dello strato di AgCl permette alla corrente di passare più liberamente attraverso la giunzione tra l' elettrolita e l'elettrodo. Questo introduce meno rumore elettrico nella misura, rispetto agli equivalenti elettrodi metallici di solo Ag.

Elettrodi gelificati possono essere monouso o riutilizzabili. Quelli monouso sono i più comuni poiché sono molto leggeri e sono disponibili in una vasta gamma di forme e dimensioni, vedi Figura 2.6, [16]. Inoltre una corretta applicazione di questi elettrodi monouso minimizza il rischio di spostamento di essi, anche durante i movimenti rapidi.



Figura 2.6: Esempio di elettrodi monouso con gel integrato.

2.3.3 Forma e dimensione elettrodi

La forma dell' elettrodo è definita come la forma della superficie conduttiva.

Gli elettrodi in genere sono disponibili in varie forme, da circolare a quadratica a rettangolare. La raccomandazione principale è che la superficie degli elettrodi

per ogni sito (es. bipolare) deve essere sempre la stessa, quindi l'impedenza di ingresso in ciascun sito è sempre la stessa.

La dimensione degli elettrodi, più raccomandata, è intorno ai 10 mm. Un aumento delle dimensioni degli elettrodi nella direzione delle fibre muscolari provoca un aumento nell'ampiezza rilevata e una diminuzione del contenuto alle alte frequenze.

Per i sensori bipolari, in generale, la dimensione degli elettrodi deve essere sufficientemente grande per registrare un pool ragionevole di unità motorie, ma allo stesso tempo, abbastanza piccolo per evitare interferenze da altri muscoli.

Un altro importante aspetto da prendere in considerazione è la distanza elettrodo-elettrodo. Questa distanza viene presa tra i centri dei due elettrodi vicini e deve essere intorno ai 20 mm.

Nel caso che gli elettrodi bipolari vengano fissati su muscoli relativamente piccoli tale distanza deve essere inferiore a $\frac{1}{4}$ della lunghezza della fibra muscolare. In questo modo registrazioni rumorose possono essere evitate.

2.3.4 Posizionamento elettrodi

Il segnale EMG, come abbiamo visto, fornisce una visione dell'attività elettrica in un muscolo durante la contrazione.

Tale misura dipende molto dalla posizione dell'elettrodo al di sopra del muscolo d'interesse. È importante dunque avere un protocollo chiaro e ripetibile relativamente alla posizione degli elettrodi rispetto ai muscoli, in modo che i segnali ottenuti siano i più simili possibili anche in più sessioni di registrazioni consecutive e tra soggetti diversi.

La posizione del sensore è definita come la posizione dei due siti bipolari sovrastanti un muscolo in relazione alla linea tra due punti di repere anatomici.

L'obiettivo nella fase di posizionamento del sensore è quello di ottenere un segnale EMG il più buono e stabile e possibile.

Esistono principalmente due strategie generali per il posizionamento degli elettrodi. Dalla superficie cutanea, gli elettrodi possono essere disposti longitudinalmente o trasversalmente rispetto all'asse lungo del muscolo.

1. Longitudinalmente: i due elettrodi bipolari devono essere posizionati a metà strada tra il tendine distale e la zona di innervazione. L'obiettivo principale è quello di evitare il posizionamento del sensore esattamente sopra la zona di innervazione o al di sopra del tendine.
2. Trasversalmente: gli elettrodi sono posti in modo che essi siano lontano dal confine del muscolo d'interesse in modo che non vengano rilevati contributi provenienti dai muscoli vicini. La Figura 2.7, [3], mostra quattro diversi posizionamenti degli elettrodi e i relativi segnali ottenuti in relazione alla posizione. Posizione errate provocano l'ottenimento di misurazioni falsate.

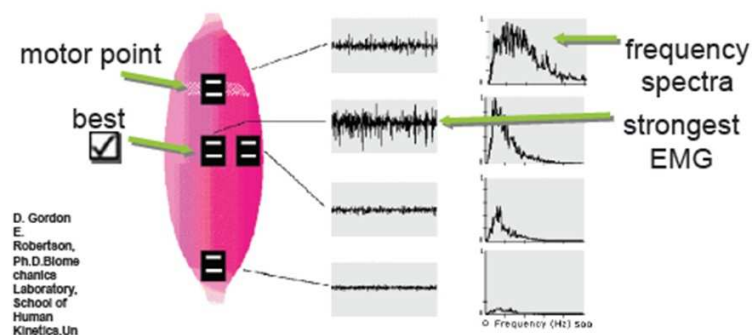


Figura 2.7: Posizionamento ottimale degli elettrodi al di sopra del muscolo.

Quando necessario, il posizionamento dell'elettrodo di riferimento deve essere tale da essere il più lontano dagli elettrodi differenziali e preferibilmente su tessuti elettricamente neutri (ossa).

Infine è importante che i cavi ai quali sono collegati gli elettrodi siano anch'essi fissati. Questo punto può essere meno importante per test statici o dove i movimenti vengono eseguiti molto lentamente, ma in studi dinamici aiuta a evitare il movimento del cavo e la produzione di artefatti nel segnale e minimizza il rischio di distacco degli elettrodi dalla pelle.

A questo scopo possono essere usati nastri, cinghie elastiche o bendaggi ed è importante evitare tensioni troppo strette. E' consigliato di non applicare direttamente il fissaggio sopra agli elettrodi, ciò in modo da mantenere una pressione bassa sui sensori.

2.4 Sorgenti disturbo sEMG

Nel suo percorso dalla membrana muscolare fino agli elettrodi, il segnale EMG può essere influenzato da diversi fattori esterni che alterano la forma e le caratteristiche del segnale misurato.

E' importante saper riconoscere le diverse sorgenti di disturbo cosicché sia possibile fare un' analisi del segnale la più accurata possibile. Le principali cause di disturbo sono:

- azione filtrante dei tessuti;
- altri segnali di disturbo:esterni, elettrodi, cross-talk;

2.4.1 Azione filtrante dei tessuti

Il segnale EMG è influenzato da tutti i tessuti che si interpongono tra la sorgente del segnale (motoneurone) e l'elettrodo, si ha quindi un effetto filtrante nello spazio ed in frequenza.

Infatti il segnale proveniente dai diversi muscoli attraversa diversi tipi di tessuto prima di venire rilevato dall'elettrodo, così viene influenzato in modo diverso dall'azione dei tessuti.

La Figura 2.8, [11], mostra come la presenza di un maggiore strato di tessuto adiposo riduce l' ampiezza del segnale, portando così ad un' errata interpretazione del segnale ottenuto. I tessuti incontrati dal segnale lo filtrano diversamente alle diverse frequenze (comportamento passa-basso).

Inoltre, a causa dell' anisotropia dei tessuti si ha che l' impedenza di essi in direzione perpendicolare è maggiore rispetto all' impedenza ottenuta in direzione parallela. Per questo motivo è meglio prelevare il segnale in direzione parallela alle fibre.

2.4.2 Altri segnali di disturbo:esterni, elettrodi, cross-talk

Tra i segnali di disturbo esterni vi è il rumore ambientale generato dai dispositivi elettromagnetici quali computer, piattaforme di forza e linee elettriche.

Essenzialmente qualsiasi dispositivo che è collegato alla corrente emette rumore

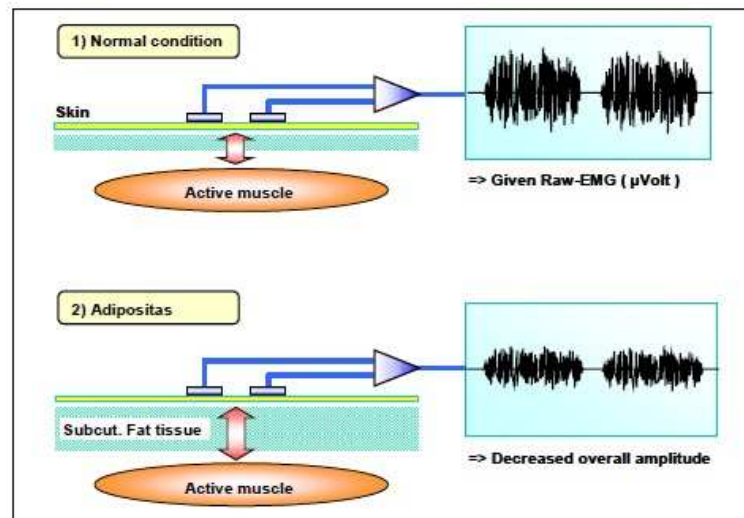


Figura 2.8: Segnale EMG in condizioni normali dei tessuti e segnale EMG in presenza di uno strato di tessuto adiposo .

ambientale. Questo rumore ha una vasta gamma di frequenze, tuttavia, quella più frequente è intorno ai 50 Hz o 60 Hz, corrispondente alla frequenza della A / C alimentazione (cioè presa a muro).

Anche gli stessi elettrodi influenzano il segnale EMG: il filtraggio in frequenza è una caratteristica di tutti gli elettrodi, e tale filtraggio è di tipo passa alto.

Inoltre gli elettrodi introducono anche un filtraggio spaziale, dovuto al fatto che i potenziali che raggiungono gli elettrodi provengono da regioni diverse, cioè hanno una diversa distribuzione spaziale.

Un altro disturbo da tenere in considerazione è il cosiddetto cross-talk.

Infatti è importante riconoscere che il segnale EMG bipolare non è sempre una rappresentazione selettiva dell'attività elettrica di un singolo muscolo direttamente sottostante gli elettrodi di registrazione. Il segnale prelevato mediante gli elettrodi può contenere segnali del muscolo di interesse ma anche segnali dei muscoli circostanti.

I muscoli responsabili del cross-talk possono essere agonisti, antagonisti o con funzioni completamente diverse. Tale fenomeno è più rilevante quando i muscoli sotto osservazione sono di piccole dimensioni e sono circondati da altri muscoli molto vicini.

Il cross-talk può essere evitato scegliendo dimensioni appropriate dell' area dell' elettrodo e appropriate distanze elettrodo-elettrodo.

2.5 Amplificatore sEMG

Gli amplificatori usati nell' elettromiografia di superficie sono prevalentemente di tipo differenziale. Sono utilizzati in quanto permettono di rifiutare o eliminare artefatti presenti nel segnale.

L'amplificatore differenziale rileva le differenze di potenziale tra gli elettrodi ed annulla le interferenze esterne. Infatti, normalmente, i segnali di disturbo esterni raggiungono entrambi gli elettrodi senza sfasamento.

Questi segnali di modo comune sono segnali uguali in fase e ampiezza. Il termine guadagno di modo comune si riferisce ai rapporti input-output di tali segnali. Un parametro molto importante è il rapporto di reiezione di modo comune (CMRR). Tale indice deve essere il più alto possibile, perché l'eliminazione di segnali di interferenza svolge un ruolo importante in termini di qualità. Un valore accettabile del CMRR è considerato maggiore ai 95dB.

Altri fattori importanti, oltre al CMRR, per tali amplificatori sono:

- range dinamico in ingresso ed in uscita, è l' intervallo in cui deve trovarsi il segnale per non causare danni all'apparecchiatura;
- impedenza d'ingresso: al fine di misurare una tensione con precisione, la resistenza di ingresso del dispositivo di misurazione dovrebbe essere considerevolmente più grande dell'impedenza della pelle. In caso contrario, il segnale sarà attenuato e distorto;
- risposta in frequenza, frequenza di taglio inferiore intorno ai 10 Hz per eliminare artefatti dovuti al movimento del soggetto.

Lo stato dell' arte nell' uso degli amplificatori differenziali prevede l' utilizzo di pre-amplificatori che tipicamente sono miniaturizzati e sono incorporati nei cavi o posizionati sulla parte superiore degli elettrodi, Figura 2.9, [11].



Figura 2.9: Pre-amplificatori direttamente incorporati nei cavi.

2.6 IL BTS FREEEMG 300

In questo lavoro di tesi, durante la fase sperimentale, le acquisizioni elettromiografiche sono state effettuate mediante l' utilizzo del BTS FREEEMG 300, Figura 2.10.

Questo elettromiografo è uno dei più avanzati al mondo, infatti è completamente basato su tecnologie wireless, ed impiega per il prelievo e la trasmissione del segnale EMG, fino a 16 sonde miniaturizzate dal peso inferiore a 9 grammi.

Le sonde amplificano il segnale EMG, lo convertono in formato digitale e trasmettono i dati ad un'unità ricevente compatta e leggera che può essere indossata dal paziente, posata sul tavolo o tenuta dal medico.

Altra caratteristica fondamentale è l' assenza completa di cavi e la leggerezza delle sonde, ciò permette un utilizzo senza ulteriori fissaggi con cerotti o biadesivi, garantendo una preparazione molto rapida del paziente che è libero di muoversi con il massimo comfort.

L'ingombro e il peso ridottissimi degli elettrodi a geometria variabile, permettono di effettuare analisi di qualsiasi tipo di movimento, per ogni distretto corporeo e su ogni tipo di paziente senza alterare in alcun modo il pattern motorio del

soggetto esaminato.



Figura 2.10: Elettromiografo 300BTS FREEEMG, contenitore sonde wireless e unità ricevente portatile.

Le principali caratteristiche tecniche di questo strumento sono riportate nelle tabelle 2.1-2.2, rispettivamente per le sonde e per l' unità ricevente portatile.

Il BTS FREEEMG 300 trova applicazione nella ricerca, nello sport, nella medicina occupazionale, nella gnatologia, nella neurologia e ortopedia.

Con i tool software disponibili, tale elettromiografo diventa lo strumento diagnostico più avanzato oggi disponibile per lo studio dell' attività muscolare nell' analisi del movimento per la valutazione di:

- patologie neurologiche ed ortopediche;
- terapie farmacologiche;
- evoluzione di deficit motori;
- utilizzo di ortesi;
- follow-up riabilitativi;
- ottimizzazione dell' allenamento sportivo;

Tabella 2.1: Tabella relativa alle caratteristiche tecniche delle sonde

Elettrodi di superficie	Elettrodi di superficie a geometria variabile Risoluzione 16bit - frequenza acquisizione 1KHz
Trasmissione dati	Trasmissione dati wireless IEEE 802.15.4
Batteria	Ricaricabile con caricatore dedicato (connettore clip)
Autonomia	5h in acquisizione continua.
Portata sonde-unità ricevente	fino a 50 metri in spazio libero in presenza di ostacoli interposti)
Memoria	Memoria tampone a stato solido on board
LED di stato	indicatore acquisizione/stand-by, batteria scarica
Peso	<9 grammi, batteria inclusa

Tabella 2.2: Tabella relativa alle caratteristiche tecniche dell' unità ricevente portatile

Canali elettromiografici	fino a 16 sonde wireless su singola unità ricevente
Trasmissione dati	Wireless WiFi standard 802.11b
Display	VGA touch-screen
Recording duration	fino a 9h con batteria singola
Portata unità ricevente-data station	fino a 30 metri indoor - fino a 350 metri outdoor
Peso e dimensioni	240 grammi - 152 x 82 x 22.5mm

Capitolo 3

Arto superiore

Le fonti utilizzate in questa sezione della tesi sono , mentre ulteriori approfondimenti si trovano in [17, 18, 19, 6, 20, 21, 22, 23, 24, 25].

L' arto superiore è l' appendice che si articola con il tronco nella sua parte superiore, ha origine dalla regione del deltoide e termina con la mano.

Nel linguaggio anatomico, il termine "braccio" si riferisce solo alla strutture dalla spalla al gomito, escludendo esplicitamente l'avambraccio quindi le parole "arto superiore" e "braccio" non sono sinonimi.

Gli arti superiori nell'uomo, al contrario di quelli inferiori, non sono adibiti alla locomozione, ma vengono normalmente utilizzati per le funzioni manuali quali il raggiungimento di oggetti e la presa.

L' arto superiore è composto principalmente di quattro parti che si trovano in successione prossimo distale nel seguente ordine:

- spalla: è la zona di attacco dell' arto superiore con il tronco;
- braccio: la parte più prossimale della regione libera dell' arto superiore;
- avambraccio;
- mano;

Il braccio insieme all' avambraccio agiscono da supporto per aumentare il numero di movimenti dell'arto in funzione delle diverse necessità prensili della mano.

La distribuzione muscolare del segmento superiore dell'arto (omero) si distingue in:

1. muscoli flessori (regione anteriore del braccio);
2. muscoli estensori (regione posteriore del braccio);

La distribuzione dei muscoli dell'avambraccio e nella mano, invece risulta essere più complessa, a causa della varietà dei movimenti eseguibili dalla mano, con i relativi distretti digitali.

La Figura 3.1, [26], mostra i muscoli presenti nell'arto superiore, a sinistra la vista anteriore dell'arto e a destra la sua vista posteriore.

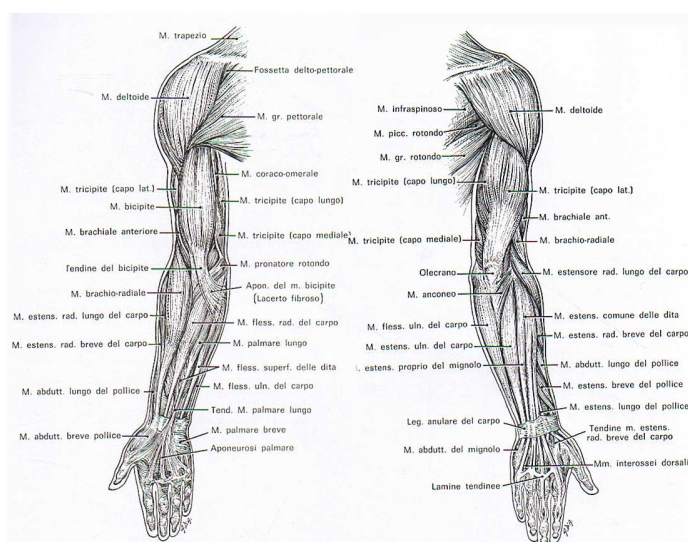


Figura 3.1: Vista anteriore e posteriore dell'arto superiore in relazione ai muscoli presenti.

3.1 Spalla

La spalla, anatomicamente detta cingolo scapolare o cingolo toracico, è la regione attraverso la quale l'arto superiore, si unisce al tronco e con esso si articola.

I movimenti che la spalla può effettuare sono essenzialmente quelli di adduzione e abduzione, rispettivamente l'avvicinamento e l'allontanamento dell'arto dall'asse mediano del corpo, ed inoltre il movimento di rotazione.

3.1.1 Composizione ossea della spalla

Le principali ossa presenti nella spalla sono:

1. la scapola, di forma quasi triangolare che si trova nella zona più alta della schiena. E' utile in quanto oltre a fornire protezione e resistenza al dorso, permette, con la sua grande mobilità, i movimenti di adduzione e abduzione. La scapola risulta essere pure fondamentale nel movimento di rotazione del braccio attorno al centro costituito dalla spalla, dato che i muscoli che lo causano sono collegati anche ad essa.
2. la clavicola, si presenta come un osso di media lunghezza che si collega con la sua parte esterna alla scapola e all'omero e con quella interna allo sterno. Il suo compito all'interno è sia di sostegno dei muscoli che di articolazione della spalla.
3. l'omero, è l'osso che si trova internamente al braccio. La sua parte più lontana dal tronco (distale) si lega con l'ulna e con il radio, dando forma al gomito mentre la sua zona più prossimale, quella vicina al tronco, si articola con la clavicola e la scapola all'altezza della spalla.

3.1.2 Composizione muscolare della spalla

I principali muscoli situati nel cingolo scapolare sono il trapezio, l'infraspinato, il pettorale e il deltoide.

Sono presenti poi altri muscoli di più piccole dimensioni comunque degni d'attenzione. I principali muscoli sono:

1. Il trapezio è un muscolo di notevoli dimensioni: si trova nella schiena, ed esso origina dalle vertebre cervicali e toraciche, ma anche sulle clavicole, andando al di sopra della spalla.
Grazie alla sua posizione è in grado, contraendosi, di far sollevare le clavicole e con esse l'intera spalla.
2. L'infraspinato e il pettorale sono due muscoli tra di loro concorrenti (antagonisti): ciò indica che alla contrazione del primo corrisponde la distensione

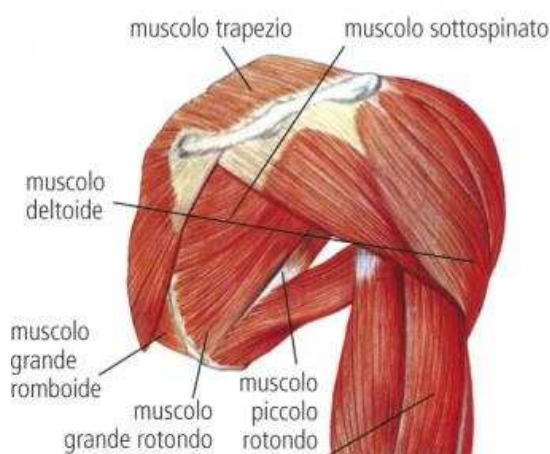


Figura 3.2: Composizione muscolare della spalla.

del secondo e viceversa. L'infraspinato si trova nella schiena e si collega tramite i tendini sia con la scapola che con l'omero; il grande pettorale, al contrario, è presente sul torso, unendosi con la clavicola, lo sterno e l'omero. Lo scopo di questi due muscoli è quello di far muovere rispettivamente il braccio in dietro e in avanti.

3. Il deltoide è il muscolo situato sopra l'articolazione del cingolo scapolare: si unisce quindi sia alla scapola che alla clavicola che all'omero. Dal punto di vista dei movimenti, esso è in grado di far compiere al braccio un'abduzione contraendosi e un'adduzione distendendosi. Il movimento di rotazione deriva invece dal movimento coordinato di deltoide, infraspinato e grande pettorale.

Oltre a questi muscoli sono presenti poi altri, quali: il sopraspinato che permette movimenti di abduzione e rotazione esterna dell'omero; il sottoscapolare permette l'adduzione e rotazione interna dell'omero; il piccolo e grande rotondo permettono movimenti di adduzione, estensione e rotazione interna dell'omero.

La Figura 3.2, [26], illustra i diversi muscoli che appartengono alla regione anatomica della spalla.

3.2 Braccio

Il braccio è la porzione dell'arto superiore compresa fra le articolazioni della spalla e del corrispondente gomito.

3.2.1 Composizione ossea del braccio

L'omero è l'osso con maggior lunghezza, larghezza e robustezza dell'arto superiore, ed è anche l'unico osso del braccio. È un tipico osso lungo, con una diafisi (parte centrale) allungata e le due epifisi (regioni finali), vedi Figura 3.3, [27].

L'epifisi prossimale si articola con la cavità glenoidea della scapola a formare l'articolazione scapolo-omeroale.

L'estremità distale è caratterizzata da una zona articolare e una zona non articolare: quella articolare è data lateralmente dal condilo dell'omero e medialmente dalla troclea dell'omero. Il condilo si articola con la testa del radio, la troclea si articola con l'incisura trocleare o semilunare dell'ulna.

La porzione non articolare dell'estremità distale invece, è data dall'epicondilo laterale e dall'epicondilo mediale.

Si definisce condilo una protuberanza arrotondata presente all'estremità di un osso. Essa consente a quest'ultimo di articolarsi con la concavità dell'articolazione opposta.

3.2.2 Composizione muscolare del braccio

I muscoli principali presenti nel braccio sono il bicipite brachiale, il brachiale, il coracobrachiale e il tricipite.

Oltre a questi vengono considerati come parzialmente appartenenti al braccio, anche tali muscoli: il deltoide, il brachioradiale e l'anconeale.

Tra i muscoli del braccio, il bicipite e il tricipite lavorano sia sull'articolazione della spalla che sul gomito, mentre il brachiale e l'anconeale lavorano solo sul gomito e il coracobrachiale solo sulla spalla.

1. Bicipite brachiale, è un lungo muscolo che origina con due capi dalla scapola e si inserisce al radio. Esso è innervato dal nervo muscolocutaneo ed è

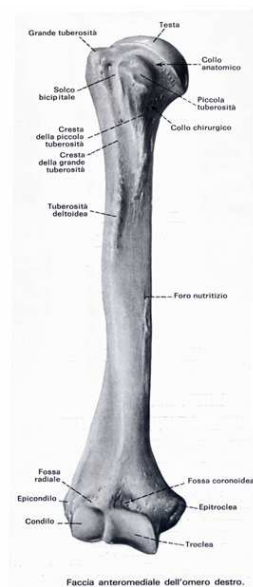


Figura 3.3: L'omero, con le sue parti caratteristiche.

il principale muscolo motore anteriore dell'articolazione del gomito, Figura 3.4, [17].

Tale muscolo è formato da due lunghi fasci muscolari paralleli, che nella zona prossimale si trovano inseriti tramite due distinti tendini diretti alla scapola, mentre nella zona distale si fondono creando un unico tendine collocato sulla parte superiore del radio.

Il bicipite brachiale è considerato un muscolo biarticolare, attraversa l'articolazione scapoloomerale e del gomito ed inoltre lavora anche sull'articolazione radio-ulnare dell'avambraccio.

Il bicipite è costituito da due capi:

- (a) il capo lungo (rappresenta la porzione più laterale dell'omero, inserendosi sulla scapola);
- (b) il capo breve (rappresenta la porzione più interna all'omero).

Tale muscolo agisce sull' articolazione scapoloomerale infatti contribuisce alla stabilizzazione dei rapporti tra testa dell' omero e cavità glenoidea della scapola, coadiuva inoltre la flessione, l' abduzione e l' adduzione del braccio. L' altra articolazione sulla quale agisce è quella del gomito determinando-

ne la flessione dell' avambraccio sul braccio e, ad avambraccio prono, è un muscolo supinatore.

Inoltre, il bicipite è fornito nella sua inserzione inferiore di un ulteriore ancoraggio lacerto fibroso posto sull'ulna, che risulta utile alla stabilità assiale nel corso della supinazione dell'avambraccio.

Considerando che questo muscolo agisce sulla meccanica delle tre articolazioni (spalla, gomito e radio-ulnare), esso raggiunge il massimo allungamento quando il segmento del braccio è in posizione estesa rispetto alla spalla e l'avambraccio si trova esteso e pronato; viceversa, si ha il massimo accorciamento quando l'omero è flesso verso la spalla e l'avambraccio flesso e supinato.

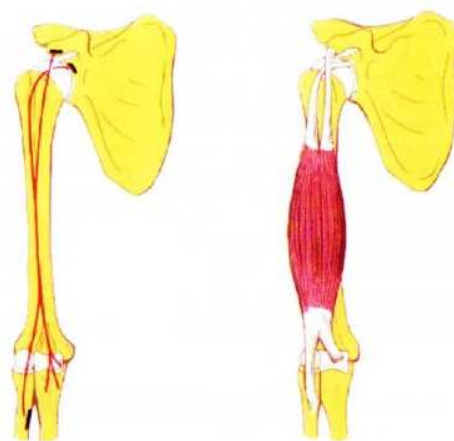


Figura 3.4: Muscolo bicipite brachiale, inserzioni ed anatomia.

2. Tricipite brachiale, è disposto lungo il braccio e copre tutta la regione dorsale, Figura 3.5, [17].

È sostanzialmente l'unico muscolo estensore dell'articolazione del gomito. È composto di tre capi distinti, che si fondono nella parte inferiore a livello del gomito a formare un unico e robusto tendine collocato sull'avambraccio:

- il capo laterale è il fascio più esterno, che si inserisce sull'omero nella faccia posteriore e laterale;

- il capo mediale rappresenta il fascio interno del tricipite, si inserisce sull'omero nella faccia posteriore interna;
- il capo lungo è composto di un corpo muscolare di rilevante lunghezza che si allunga lungo la stessa direzione iniziale del capo mediale; esso attraversa l'articolazione del gomito e l'articolazione della spalla per inserirsi sulla scapola nella regione posteriore a fianco della sede omerale .

Nell' articolazione del gomito i tre diversi fasci (in particolare quello mediale e quello laterale) agiscono come unici protagonisti nell'estensione dell'avambraccio sul braccio e viceversa.

A livello della spalla lavora solo il capo lungo, che partecipa all'avvicinamento del braccio al tronco estendendo e/o adducendo l'omero sulla scapola.

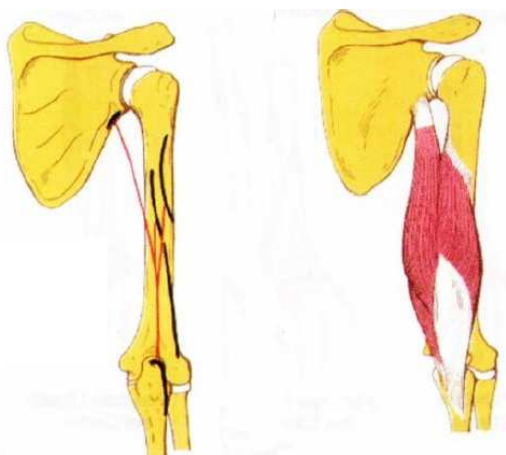


Figura 3.5: Muscolo tricipite brachiale, inserzioni ed anatomia.

3. Brachiale, è posto in profondità rispetto al bicipite brachiale, Figura 3.6, [17] .

Esso prende origine dalla metà distale della faccia anteriore dell'omero e termina sulla tuberosità ulnare e sulla capsula articolare.

Il suo ventre muscolare è fusiforme e largo, con direzione verticale che attraversa la sola articolazione del gomito. Il brachiale lavora quando si ha il

piegamento del gomito, indipendentemente dalla rotazione dell'avambraccio.

Trova il suo ruolo principale nella flessione dell'avambraccio sul braccio, quando l'arto viene anteposto verso la spalla.

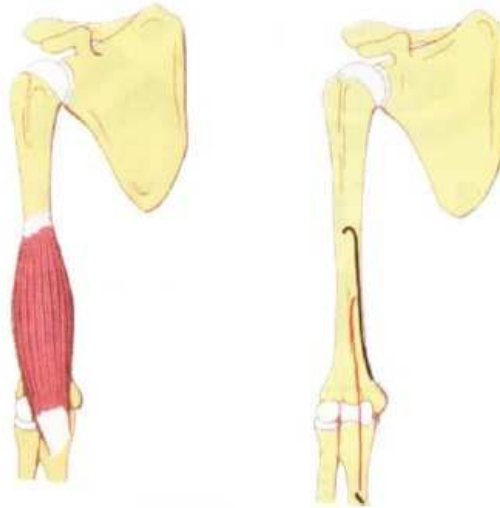


Figura 3.6: Muscolo brachiale, inserzioni ed anatomia.

4. Coracobrachiale, è un muscolo della regione anteriore del braccio, che parte dalla scapola e discende sulla faccia interna dell'omero, Figura 3.7, [17].

Attraversa l'articolazione scapolo-omeroale della spalla per inserirsi a livello della scapola, alla base dell'apofisi coracoide (inserzione superiore) e sull'omero, a livello della faccia antero-interna nella metà superiore (inserzione inferiore).

Il coracobrachiale è mediale al bicipite nella sua porzione prossimale, mentre è posteriore nella sua porzione media e distale.

Esso partecipa all'elevazione del braccio, flettendolo sulla spalla sul piano laterale e lo avvicina al torace sul piano orizzontale ed inoltre contribuisce all'adduzione dell'omero.

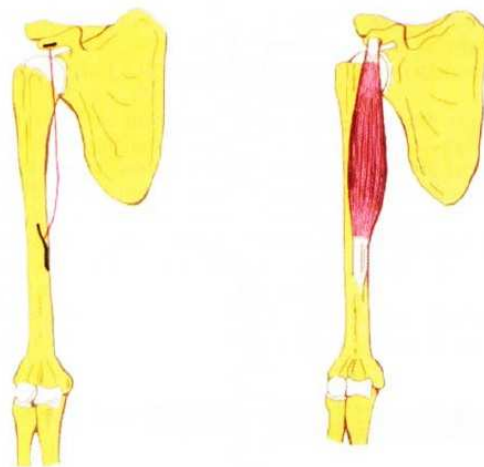


Figura 3.7: Muscolo coracobrachiale, inserzioni ed anatomia.

5. Anconeo, è un piccolo muscolo triangolare e appiattito che è in continuità con la parte infero laterale del capo mediale del tricipite brachiale, Figura 3.8, [17].

Si estende tra l' epicondilo mediale dell' omero e l' estremità prossimale dell' ulna. E' un modesto estensore dell' avambraccio sul braccio.

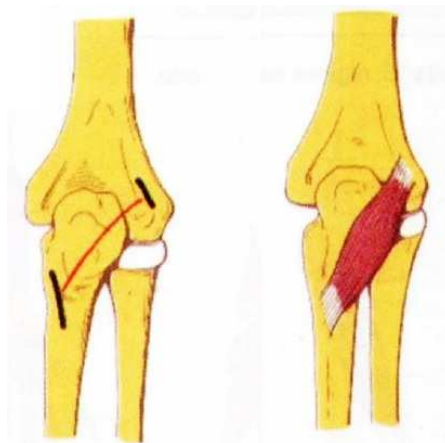


Figura 3.8: Muscolo anconeo, inserzioni ed anatomia.

3.3 Avambraccio

L'avambraccio è la parte dell'arto superiore localizzata tra il gomito e il polso. Esso è costituito da due ossa lunghe, la radio e l'ulna Figura 3.9, [27], che formano il complesso radio-ulnare.

L'avambraccio inoltre contiene molti muscoli, compresi i flessori ed estensori delle dita, un flessore del gomito (brachioradiale), e muscoli pronatori e supinatori che permettono di portare il palmo della mano verso il basso o verso l'alto, rispettivamente.

3.3.1 Composizione ossea dell'avambraccio

Come detto le ossa presenti nell'avambraccio sono due:

- il radio, è considerato un osso lungo quindi presenta le due epifisi (distale e prossimale) e la zona interna.

L'epifisi prossimale è contraddistinta dalla presenza di una grossa testa del radio, nota come capitello, di forma cilindrica, che poggia su un collo. Il capitello è ricoperto di cartilagine articolare, per le articolazioni omero-radiale e radio-ulnare prossimale.

L'epifisi distale appare più voluminosa di quella prossimale (il radio aumenta di diametro verso la zona distale). Distalmente presenta una faccia articolare bipartita, per l'articolazione radio-carpica (regione del polso).

La parte laterale della superficie articolare si articola con lo scafoide, mentre quella mediale con il semilunare;

- l'ulna è un osso lungo dell'avambraccio di forma prismatica, localizzato medialmente e parallelo al radio.

L'ulna si articola sia con l'omero nell'articolazione del gomito, inoltre con il radio permettendo al radio di sovrapporsi all'ulna durante movimenti di pronazione.

L'ulna è più larga prossimalmente che distalmente ed è divisibile in un corpo e due estremità.

L'estremità prossimale dell'ulna rappresenta una gran parte dell'articola-

zione del gomito. Si scompone in due processi ossei, chiamati olecrano e processo coronoideo.

Invece l' estremità inferiore (testa) dell'ulna: è più piccola ed è arrotondata. È rivestita quasi completamente da cartilagine, la quale crea la circonferenza articolare, necessaria per l'articolazione ulnare del radio.

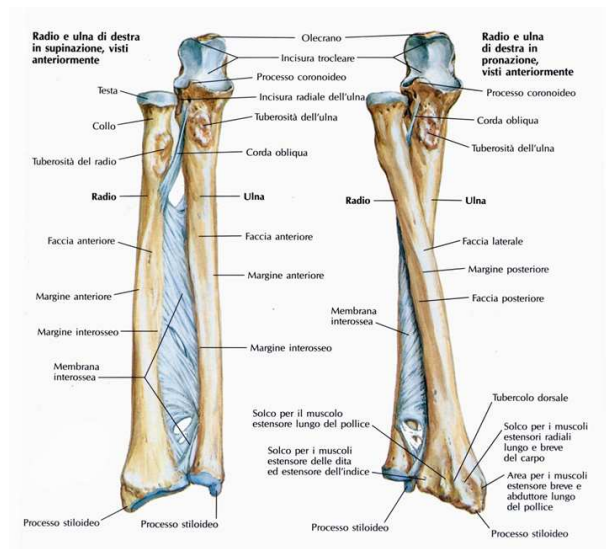


Figura 3.9: Ossa nell' avambraccio: radio e ulna durante i movimenti di supinazione e di pronazione.

3.3.2 Composizione muscolare dell' avambraccio

I muscoli presenti nell'avambraccio si distinguono in anteriori, laterali e posteriori.

La Figura 3.10, [28], mostra i diversi muscoli presenti nell' avambraccio.

I muscoli anteriori dell'avambraccio sono otto e sono disposti in quattro strati sovrapposti.

1. Lo strato superficiale è composto dai muscoli epitrocleari, essi sono:

- muscolo pronatore rotondo;
- muscolo flessore radiale del carpo;
- muscolo palmare lungo;

- muscolo flessore ulnare del carpo;
2. Il secondo strato è formato dal muscolo flessore superficiale delle dita della mano.
 3. Al terzo strato appartengono:
 - muscolo flessore profondo delle dita della mano;
 - muscolo flessore lungo del pollice;
 4. Nel quarto strato, il più profondo, si trova il muscolo pronatore quadrato.

I muscoli laterali dell'avambraccio sono:

- muscolo brachioradiale;
- muscolo estensore radiale lungo del carpo;
- muscolo estensore radiale breve del carpo;

I muscoli posteriori dell'avambraccio sono nove e si differenziano in due strati, uno più superficiale e uno profondo.

1. I muscoli superficiali hanno tutti origine dall'epicondilo, essi sono:
 - muscolo estensore comune delle dita della mano;
 - muscolo estensore proprio del mignolo;
 - muscolo estensore ulnare del carpo;
 - muscolo anconeo.
2. I muscoli profondi sono:
 - muscolo supinatore;
 - muscolo abduuttore lungo del pollice;
 - muscolo estensore breve del pollice;
 - muscolo estensore lungo del pollice;
 - muscolo estensore proprio dell'indice;

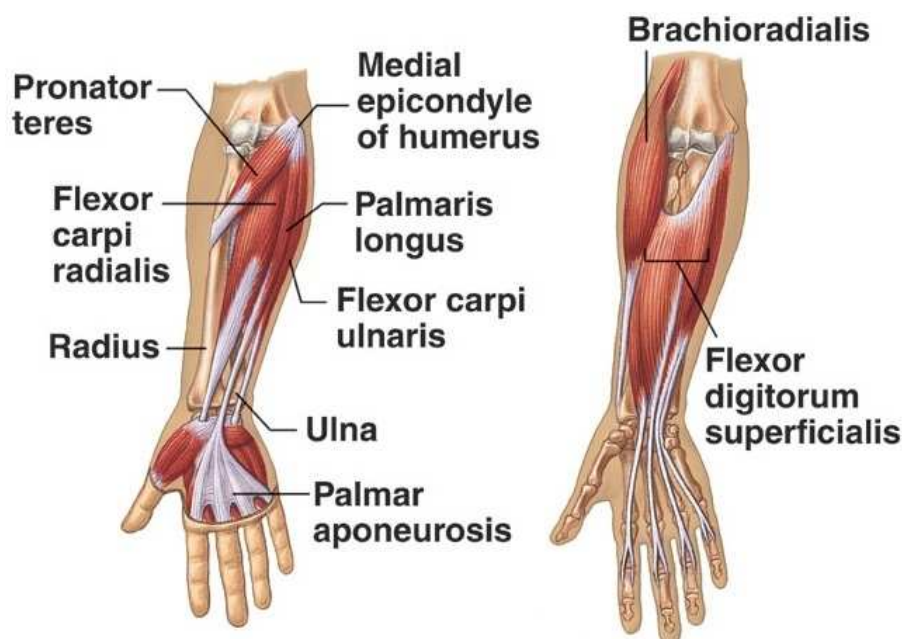


Figura 3.10: Muscoli presenti nella regione dell' avambraccio.

3.4 Mano

La mano è l'organo prensile situato all'estremità dell' dell'arto superiore, Figura 3.11, [29].

In essa si identificano il polso, che congiunge la mano stessa con l'avambraccio, il metacarpo, che ne rappresenta la porzione più ampia, e le dita, la cui flessione e opposizione sul metacarpo permette alla mano l'abilità prensile.

La mano è costituita di cinque dita, pollice, indice, medio, anulare e mignolo, che permettono all' individuo un' enorme variabilità di gesti.

3.4.1 Composizione ossea della mano

Le ossa che sono presenti nella mano, sono di dimensioni molto ridotte e sono almeno 27, tra quali:

- il carpo, è la parte dello scheletro che congiunge l'avambraccio con il metacarpo ed è composto di 8 ossa disposte in due file, una prossimale ed una distale.

La fila prossimale comprende: scafoide, semilunare, piramidale e pisiforme.

Il carpo entra in articolazione diretta con l'epifisi distale del radio, l'osso dell'avambraccio col quale forma l'articolazione radio-carpale. L'ulna, altro osso dell'avambraccio, non è collegato direttamente col carpo ma ne è separato per mezzo di un disco articolare detto legamento triangolare dell'articolazione radio-ulnare distale;

- il metacarpo comprende 5 ossa lunghe, cave, ricche di midollo osseo. Esse sono articolate prossimalmente con il carpo e distalmente con le falangi;
- le falangi, compongono le dita e sono costituite di 14 ossa, in particolare, ciascun dito è formato da tre falangi. Un' eccezione è il pollice, nel quale sono presenti due sole falangi.

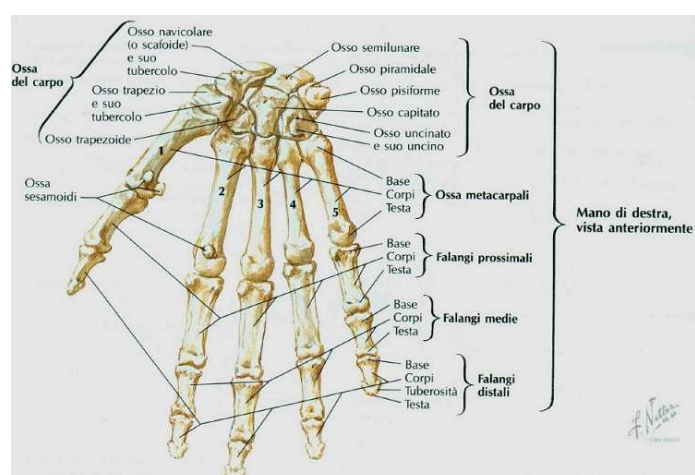


Figura 3.11: Diversi tipi di ossa presenti nella mano.

3.4.2 Composizione muscolare della mano

I muscoli della mano sono situati sulla faccia palmare e si differenziano in tre gruppi, uno laterale dei muscoli dell'eminenza tenar, uno mediale dei muscoli dell'eminenza ipotenare e uno intermedio dei muscoli palmari.

I muscoli dell'eminenza tenar sono:

- Muscolo abduuttore breve del pollice.

- Muscolo flessore breve del pollice.
- Muscolo opponente del pollice.
- Muscolo adduttore del pollice.

I muscoli dell'eminanza ipotenar sono:

- Muscolo palmare breve.
- Muscolo abduttore del mignolo.
- Muscolo flessore breve del mignolo.
- Muscolo opponente del mignolo.

I muscoli palmari sono:

- Muscoli lombricali.
- Muscoli interossei.

3.5 Articolazione del gomito

Il gomito è l'articolazione dell'arto superiore che collega il braccio con l'avambraccio, essa possiede due gradi di libertà e i movimenti che possono essere effettuati su di essa sono la flessione e l'estensione, la pronazione e la supinazione.

Il gomito viene spesso visto come un'unica articolazione, Figura 3.12, [30], anche se in essa è possibile distinguere tre diverse articolazioni caratterizzate tuttavia da un'unica capsula ed un'unica cavità articolare:

- articolazione omero-radiale;
- articolazione omero-ulnare;
- articolazione radio-ulnare prossimale;

L'articolazione del gomito è una diartrosi: ossia un tipo di articolazione dove i capi ossei sono separati da una cavità articolare. Gli estremi scheletrici, che



Figura 3.12: L' articolazione del gomito

hanno una forma non interamente complementare, sono rivestiti di cartilagine articolare.

I capi articolari sono avvolti e tenuti insieme da una capsula fibrosa, la quale si inserisce lungo il perimetro della cartilagine a guisa di manicotto, presentando la superficie interna rivestita da una membrana sinoviale che secerne il liquido sinoviale, idoneo alla lubrificazione delle superfici a contatto e alla nutrizione della cartilagine articolare, che 'e priva di vasi.

La guaina è esternamente rinforzata da legamenti periarticolari, inseriti sulle superfici ossee contigue. Tale diartrosi del gomito è del tipo a cerniera bidimensionale.

In questo lavoro di tesi, si prenderà in riferimento il solo movimento di flessione-estensione del gomito ad opera dei muscoli flessori ed estensori presenti a cavallo di questa articolazione.

Precedentemente sono stati citati e descritti i principali muscoli estensori e flessori, tuttavia in questo lavoro vengono usati solo una parte di essi.

I muscoli flessori interessati nello studio sono:

- bicipite brachiale;
- brachiale;

- brachioradiale;

I muscoli estensori utilizzati nello studio sono:

- tricipite capo lungo;
- tricipite capo laterale;

Il movimento di flesso-estensione del gomito opera in un range dai 0° , massima estensione, fino a raggiungere un angolo tra i $130-140^\circ$, massima flessione.

L'angolo del gomito è l'angolo individuato tra l'asse passante lungo l'omero e l'asse passante lungo il radio, come mostrato in figura 3.13, [20].

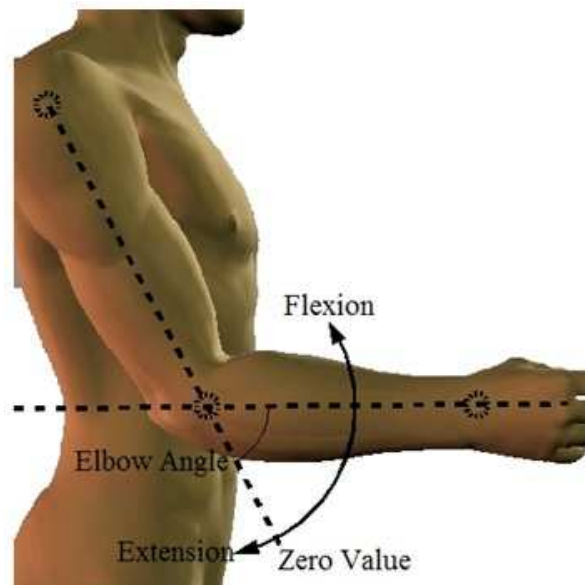


Figura 3.13: Angolo di flesso-estensione del gomito

3.6 Misura del movimento

Il movimento di flessione-estensione del gomito compiuto dal paziente è stato registrato mediante un sistema di visione optoelettronico, detto stereofotogrammetrico, Figura 3.14, [31].

Esso si compone di un sistema di più telecamere agenti nella gamma dell'infrarosso, grazie alle quali si va a determinare e ricostruire la traiettoria tridimensionale di marker passivi posizionati su particolari punti di repere anatomici, caratteristici delle ossa in esame.

Il sistema optoelettronico impiegato nelle prove sperimentali è il sistema SMART BTS; esso è formato da sei telecamere, con illuminatore, fornite di un sensore CCD sensibile alla radiazione luminosa infrarossa che acquisiscono le immagini ad una frequenza di 60 Hz.

Le telecamere individuano i riflessi dei marcatori posizionati sul soggetto, marcatori che sono ricoperti da pellicola catarifrangente, in questo modo il loro riflesso, opportunamente elaborato, permette di avere le coordinate tridimensionali di ogni singolo punto di interesse.

Andando a combinare queste informazioni con la posizione nello spazio delle telecamere, si ottiene la posizione tridimensionale del marker. Così facendo ad ogni istante di tempo si ottengono le traiettorie e le informazioni cinematiche di velocità ed accelerazione.

Conoscendo quindi le coordinate in ogni istante dei marker attraverso un software di elaborazione è possibile risalire all'angolo di flessione-estensione del gomito, di interesse nel nostro studio.

3.6.1 Punti di repere anatomici

I punti di repere sono formazioni anatomiche che ci permettono di risalire agli organi interni.

Nel nostro caso ci interessano i punti di repere caratteristici dell'arto superiore e seguendo le raccomandazioni imposte dalla International Society of Biomechanics del 2005 [32] ne sono stati individuati i seguenti tre:

1. acromion;



Figura 3.14: Architettura del sistema di acquisizione della fotogrammetria

2. epicondilo omerale;
3. polso esterno;

Tali punti sono osservabili nella Figura 3.15, [31].

Una volta che tali punti sono stati individuati attraverso palpazione è possibile il fissaggio dei marcatori e si può iniziare con la registrazione del movimento.

3.6.2 Registrazione flesso-estensione gomito

Una volta che i marcatori sono stati assegnati ai tre punti di repere scelti si è passati alla registrazione del movimento per mezzo del sistema di registrazione ed elaborazione *Smart Analyzer*, che permette la gestione di tutti i tipi di dati di interesse biomeccanico, tra quali, quello del nostro studio, l'angolo di flesso-estensione del gomito.

Lo strumento *Smart Analyzer* permette la gestione di tutti i tipi di dati di interesse biomeccanico quali distanze, angoli, velocità, accelerazioni (lineari e angolari), forze, momenti, potenze e la possibilità di generare sistemi di riferimento

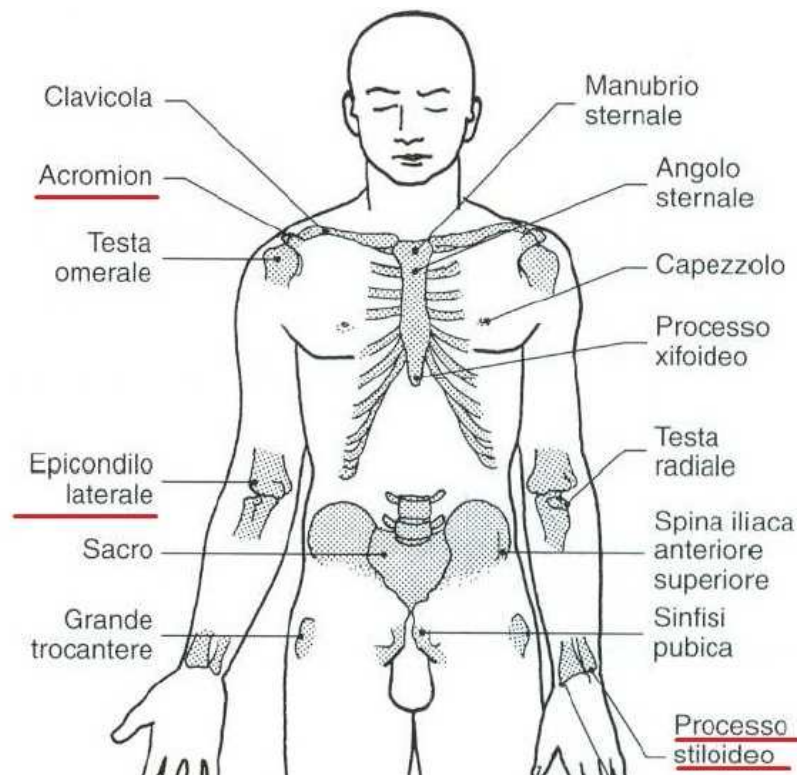


Figura 3.15: Punti di repere del tronco e degli arti superiori, i tre sottolineati in rosso sono quelli che a noi interessano.

diversi da quello di laboratorio e anche la creazione di marker virtuali permettendo così all'utente di analizzare e presentare i dati in diversi sistemi di coordinate. Inoltre, permette l'analisi temporale di segnali acquisiti durante le prove, nel caso di studio, segnali di elettromiografia, consentendo all'utente di elaborarli ottenendo gli output desiderati.

In Figura 3.16 si osserva il sistema stereofotogrammetrico utilizzato nel laboratorio per la registrazione del movimento, sono visibili le due telecamere a raggi infrarossi indicate all'interno del cerchio rosso.

In Figura 3.17 sono indicati i marcatori, posti nei punti di repere sopra citati, usati come identificativi di polso, gomito e spalla necessari per il calcolo dell'angolo di flessione-estensione.



Figura 3.16: Telecamere usate per la stereofotogrammetria, registrazione del movimento.



Figura 3.17: Marcatori usati per la registrazione del movimento di flessione-estensione del gomito, collocati sui punti di repere anatomici decisi precedentemente.

3.7 Il controllo motorio

Il sistema nervoso centrale, SNC, programma e controlla gli stimoli da fare pervenire ai muscoli per la loro attivazione rivolta ad un determinato movimento da compiere nello spazio circostante.

Le informazioni esterne acquisite tramite i sensi quali la vista o il tatto e lo scopo dell'azione da eseguire descrivono i parametri di base con i quali viene elaborata l'attività muscolare.

I modi con cui l'attività del movimento viene eseguita rappresenta un aspetto molto importante nella fisiologia neuromotoria.

Infatti un determinato movimento può essere concepito e svolto in diversi modi, a causa dell'elevato numero di gradi di libertà presente nel sistema muscolo scheletrico e le infinite possibilità con cui i diversi muscoli possono essere attivati per compiere una data sequenza di movimenti.

Come mostrato nello studio [33] in letteratura esistono molti modelli di controllo motorio e la maggior parte di essi si avvalgono nel dire il movimento ha come input iniziale una generica "idea" di una traiettoria che il soggetto vorrebbe realizzare.

Una differenziazione viene fatta in relazione al modo tramite cui il soggetto, esegue un movimento, quale quello di flessione-estensione del gomito.

Si è supposto che presumibilmente, tale movimento, si verifichi sulla base di un modello di controllo motorio che agisce secondo due diversi meccanismi:

1. una pianificazione della traiettoria che il soggetto si pone di compiere, ad esempio, da un punto iniziale ad un altro finale;
2. la somma di continue spinte ed accelerazioni calcolate tramite un solo obiettivo prefissato che risulterebbe essere un punto;

In sintesi, l'idea presentata si basa sul fatto che la traiettoria che un individuo vuole eseguire tramite il movimento di un arto, è calcolata rispetto ad una stima della posizione ultima in cui si vuole che si trovi l'arto al termine del movimento stesso.

Per esempio, se si ha di fronte un oggetto che viene lanciato verso una particolare direzione e con una determinata velocità, nel momento in cui decidiamo di prenderlo, andiamo a stimare dove si troverà quando, secondo noi, sarà raggiunto dalla nostra mano.

Tale pianificazione è corredata da continue correzioni (relative al feedback visivo ricevuto) che ci consentono, alla fine del movimento, di raggiungere l'obiettivo preposto.

La Figura 3.18 mostra una parte del modello di controllo motorio spiegata da [33], dove il blocco 'Muscolo' altro non è che l'implementazione matematica del modello muscolo-scheletrico creato in questo lavoro di tesi.

La \ddot{x}_b^r è l'accelerazione che il soggetto vorrebbe compiere, è l'uscita dal modello cinematico inverso; la u è invece il comando motorio che nel nostro lavoro di tesi è il segnale elettromiografico elaborato per ottenere l'attivazione muscolare.

Il resto del modello è spiegato nel dettaglio nell'articolo citato, dove vi è una continua correzione sul movimento fatto per mezzo della propiocezione, correzione che va ad agire sul comando motorio, quindi sull'attivazione muscolare in quanto è la contrazione o il rilassamento dei vari muscoli che permettono il movimento.

Nel nostro modello si dice che il movimento di flessione-estensione del gomito sia dovuto all'azione dei diversi muscoli estensori e flessori.

L'attivazione muscolare data dal nostro SNC viene vista come un'attivazione che va ad agire sui singoli muscoli, ossia il SNC invia ad ogni muscolo il proprio segnale d'attivazione. Questa è dunque l'ipotesi su cui si basa questo lavoro di tesi, tuttavia ultimamente in letteratura sono comparsi studi che parlano di controllo sinergico o modulare.

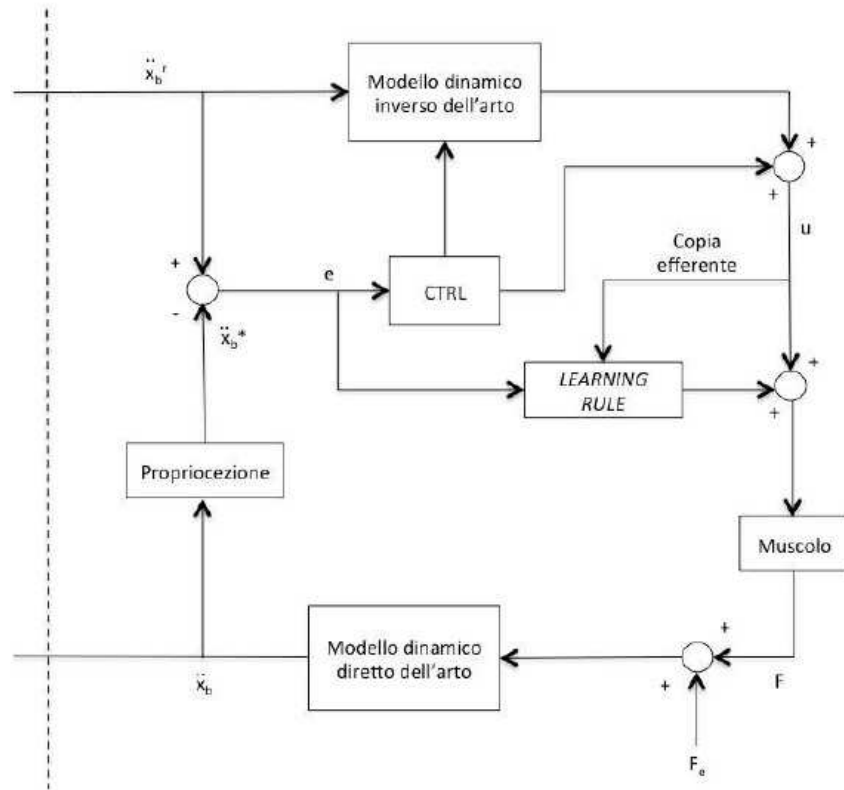


Figura 3.18: Modello di controllo proposto relativo al controllo del movimento del braccio.

3.8 Sinergie muscolari

Il notevole numero di gradi di libertà del sistema muscolo-scheletrico, se da una parte, permette grande flessibilità di movimento al sistema dall'altra, provoca un' elevata complessità nella determinazione dell'appropriata attività muscolare essenziale ad accelerare e decelerare l' arto al fine di un determinato movimento. Nel lavoro [34] viene focalizzata l' attenzione sulle caratteristiche dell' organizzazione spazio-temporale dell' attività muscolare per una serie di movimenti del braccio.

L'ipotesi fatta da questo gruppo di ricerca si basa sul fatto che il SNC incorpori implicitamente ed efficientemente la conoscenza del comportamento dinamico del sistema muscolo-scheletrico, fondamentale per favorire l'appropriata attività muscolare, grazie all'organizzazione di un certo numero di sinergie muscolari.

Quindi la sinergia muscolare è l'attivazione coordinata di gruppi di muscoli caratterizzati da uno specifico profilo temporale. Viene inoltre ipotizzato che ogni singola sinergia sia scalata in ampiezza e traslata nel tempo, indipendentemente l'una dall'altra, e che l'attivazione dei muscoli provenga da un particolare numero di differenti sinergie combinate tra loro linearmente. Tale ipotesi, dunque prevede la rinuncia da parte del SNC di controllare ogni muscolo singolarmente a favore di un controllo d'insieme, un controllo coordinato di gruppi di muscoli, ovvero sinergie muscolari.

Similmente si ipotizza che il SNC crei ogni compito motorio attraverso un numero limitato di segnali di controllo servendosi delle sinergie muscolari.

Nello studio si vuole verificare quindi che il sistema nervoso centrale utilizza un controllo ad architettura modulare e la validazione di questa ipotesi viene fatta verificando che i profili, temporale e spaziale, dell'attività muscolare responsabile del movimento del braccio, risultino generati dalla combinazione di un ristretto numero di sinergie muscolari variabili nel tempo.

Negli articoli [35, 36] si parla sempre di sinergie muscolari in relazione a movimenti nel mantenimento della postura e in movimenti di pedalata.

In questi due studi viene utilizzato un algoritmo di decomposizione, di fattorizzazione non negativa, per l'identificazione delle sinergie muscolari, che viene spiegato in dettaglio nell'articolo.

Come funzionano le sinergie muscolari è osservabile nella Figura 3.19. Le sinergie vengono identificate grazie all'algoritmo di decomposizione e sono quattro. Per ogni sinergia ci sono i muscoli, dell'arto inferiore, usati dalle cavie, topi, durante la locomozione su una pedana mobile.

I coefficienti C indicano invece come le quattro sinergie vengono utilizzate durante la locomozione, ognuna di essa è caratteristica per una direzione del movimento. Infine usando le sinergie si ricostruisce il segnale EMG per ogni muscolo, ottenendo ottime approssimazioni.

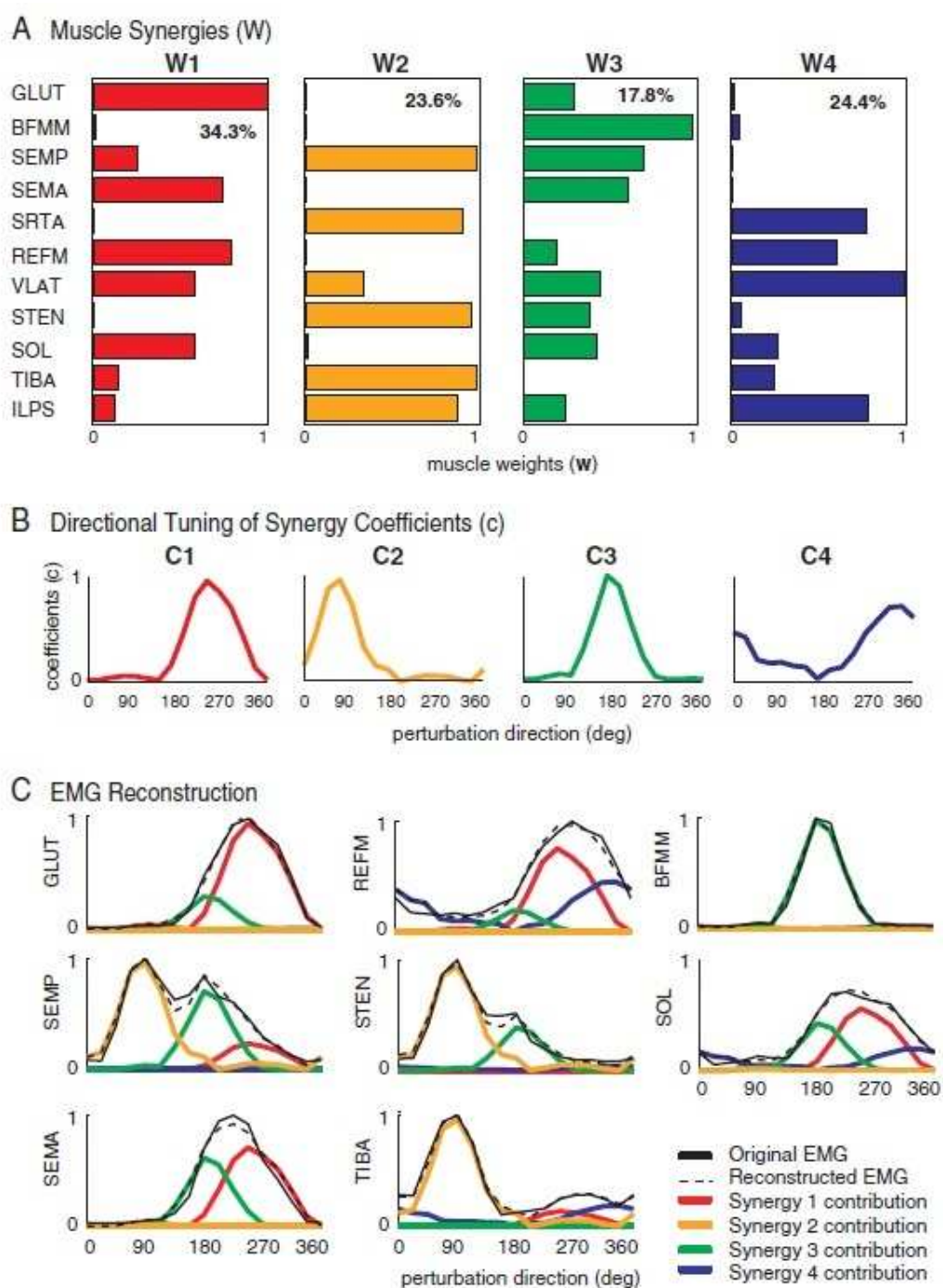


Figura 3.19: Esempio di sinergie muscolari, 4 sinergie identificate con le percentuali dei muscoli utilizzati; identificazione dei coefficienti entro i quali le quattro sinergie entrano in azione e ricostruzione dell' emg.

Capitolo 4

Implementazione modello muscolo-scheletrico

Obiettivo di questo lavoro di tesi è creare e validare un modello neuro-muscolo-scheletrico che possa predire le forze muscolari sviluppate nell' articolazione del gomito, per mezzo dei muscoli flessori-estensori che ne permettono il movimento stesso.

Successivamente note le forze e i relativi bracci delle forze è possibile il calcolo del momento totale applicato durante la flessione-estensione del gomito.

La Figura 4.1, [6] mostra i diversi ingressi ed uscite del nostro modello preso in considerazione.

I due principali ingressi del modello sono:

- il segnale EMG, $sEMG(t)$;
- l' angolo di flessione-estensione del gomito, $Joint-angle(t)$;

L' uscita finale del modello è il momento totale, $Torque(t)$. Le varie fasi verranno prese in considerazione una ad una nei paragrafi successivi e saranno:

1. calcolo delle lunghezze muscolari e relativo braccio di forza;
2. prelievo segnale EMG e successiva elaborazione al fine di ottenere l' attivazione muscolare;

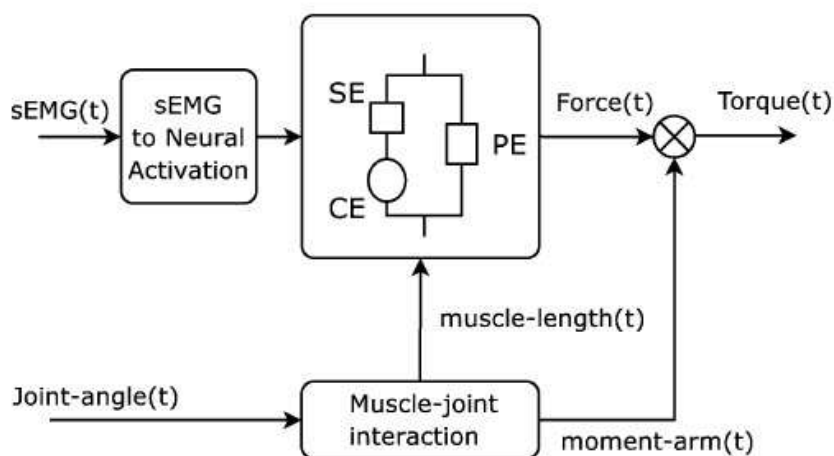


Figura 4.1: Modello muscolo scheletrico utilizzato.

3. calcolo delle forze muscolari, mediante modello di Hill;
4. calcolo dei momenti muscolari e del momento totale;
5. Dinamica dell' articolazione del gomito;

I grafici ottenuti e i relativi codici utilizzati per l' implementazione del modello muscolo scheletrico sono stati realizzati per mezzo di *Matlab R2010a*.

4.1 Calcolo lunghezze e braccio della forza dei muscoli

Le lunghezze e il braccio della forza dei vari muscoli sono stati calcolati a partire dall' angolo di flessione - estensione del gomito.

Ciò è stato possibile usando un modello matematico impiegato in letteratura [19] che né permette il calcolo in funzione dell' angolo.

Le lunghezze dei muscoli sono un dato molto importante, in quanto le forze esercitate dai muscoli dipendono dalla lunghezza di essi e quindi anche dall' angolo.

La valutazione delle lunghezze e del braccio della forza è stato fatto per mezzo di due diverse funzioni polinomiali con ordine diverso, il quale è in funzione del

tipo di muscolo preso in esame.

Le due equazioni sono:

$$L_m = x_n q_j^n + x_{n-1} q_j^{n-1} + \dots + x_1 q_j + x_0 \quad (4.1)$$

$$b_m = cst + y_n q_j^n + y_{n-1} q_j^{n-1} + \dots + y_1 q_j \quad (4.2)$$

Sia la lunghezza del muscolo L_m che il braccio di forza b_m sono espressi in mm.

All'interno delle due equazioni il termine q indica l'angolo di flessione - estensione espresso in gradi, mentre i vari x_n stanno per i coefficienti a_i, b_i, c_i, d_0 a seconda che si tratti rispettivamente di muscoli per la pronazione - supinazione del polso, flessione - estensione del polso, flessione - estensione del gomito e la flessione - estensione della spalla.

I termini y_n stanno per i coefficienti r_i, s_i, t_i, y_i a seconda che si tratti rispettivamente dei muscoli interessati nella pronazione - supinazione del polso, flessione - estensione del polso, flessione - estensione del gomito e la flessione - estensione della spalla.

Il termine n si riferisce al grado della funzione polinomiale, grado caratteristico per ogni muscolo, infine il termine cst è la lunghezza ottenuta da misure fatte con i muscoli in posizione di massima estensione del gomito, 0° .

Nel nostro caso i soli muscoli presi in considerazione sono stati il BB (bicipite brachiale), BS (brachiale), BR (brachioradiale) e il TB (tricipite brachiale) e di questi, usando i coefficienti presenti nella Tabella 4.2, [19], sono state calcolate le lunghezze e il relativo braccio di forza.

Moment arm coefficients																	
DF	wRU					Wrist flexion/extension					Elbow flexion/extension					sFE	
	a_1	a_0	$b_3 \times 10^6$	$b_2 \times 10^4$	$b_1 \times 10^2$	b_0	$c_5 \times 10^9$	$c_4 \times 10^7$	$c_3 \times 10^5$	$c_2 \times 10^3$	$c_1 \times 10^1$	c_0	d_0	$d_1 \times 10^2$	$d_2 \times 10^4$	$d_3 \times 10^6$	$d_4 \times 10^8$
Muscle																	
FCU	-0.2972	16.349		8.3020	-2.6875	-16.247											
ECRB	-0.0842	-10.124		-1.8656	2.5315	10.780											
AN							-2.7306	10.448	-14.329	8.4297	-2.2841	-5.3450					
BS									-2.0530	2.3425	2.3080	5.5492					
BR									-6.5171	10.084	1.6681	19.490					
DA													33.02				
DP													-78.74				
PC	-0.1445	-6.6164		10.111	-3.6152	-15.079											
FCR	0.0411	-17.475	4.7731	-3.2685	0.0892	7.9605											
ECRL	-0.2205	19.726		-9.2926	3.6494	6.0834											
ECU																	
BB																	
TR							-3.5171	13.277	-19.092	12.886	-3.0284	-23.287	-25.40				

Muscle length coefficients																	
DF	wRU					Wrist flexion/extension					Elbow flexion/extension					sFE	
	r_1	$r_2 \times 10^3$	r_3	$s_4 \times 10^8$	$s_5 \times 10^6$	$s_3 \times 10^4$	$s_2 \times 10^2$	s_1	$t_6 \times 10^{11}$	$t_5 \times 10^9$	$t_4 \times 10^7$	$t_3 \times 10^5$	$t_2 \times 10^3$	$t_1 \times 10^2$	$u_1 \times 10^7$	$u_2 \times 10^9$	
Muscle																	
FCU	289.40	5.1871	-0.2853		-14.490	4.6906	0.2836										
ECRB	316.03	1.4696	0.1767		3.2561	-4.4183	-0.1881										
AN	53.57																
BS	137.48																
BR	276.13																
DA	172.84																
DP	157.64																
PC	155.19																
FCR	309.19	2.5220	0.1155		-17.647	6.3097	-0.2632										
ECRL	324.06	-0.7173	0.3050	-8.3306	5.7046	-0.1557	-0.1389										
ECU	301.90	3.8485	-0.3443		16.219	-6.3694	-0.1062										
BB	378.06																
TR	260.05																

Figura 4.2: Coefficienti per il calcolo del braccio della forza e della lunghezza del muscolo, in funzione dell' angolo di flessione-estensione.

Inserendo quindi i coefficienti, per i soli muscoli presi in considerazione, nelle equazioni 4.1-4.2 si sono ottenuti i seguenti risultati relativamente alle lunghezze dei muscoli e al loro braccio di forza: Grafici 4.3 - 4.4.

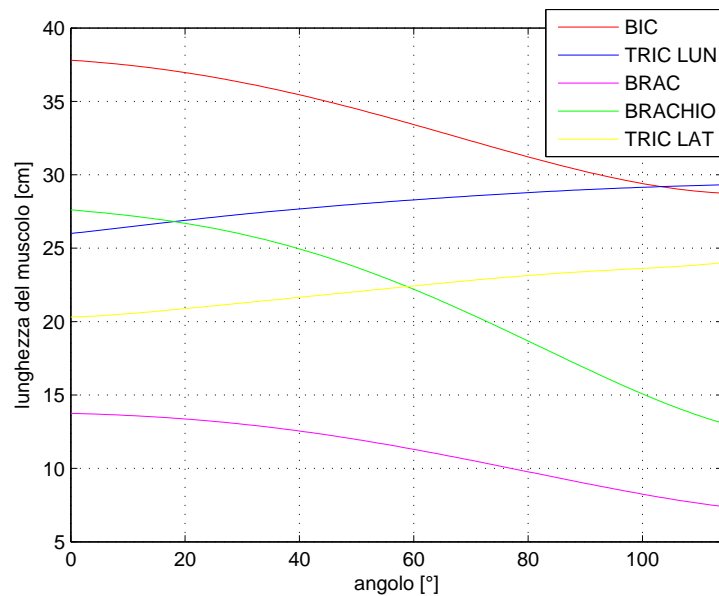


Figura 4.3: Lunghezze dei muscoli utilizzando la funzione polinomiale e i relativi coefficienti per i muscoli.

E' stato scelto un range per l'angolo compreso tra 0 e 114°. Questo limite superiore è stato stabilito in quanto oltre tale valore, utilizzando le funzioni polinomiali di [19], si ottenevano valori poco realistici dal punto di vista anatomico. Il Grafico relativo alle lunghezze mostra come i vari muscoli flessori all'aumentare dell'angolo diminuiscano la loro lunghezza mentre per i muscoli estensori si ha esattamente il comportamento contrario.

Si hanno dunque le seguenti lunghezze in relazione all'angolo di flessione-estensione, in cm, come mostrato in Tabella 4.1.

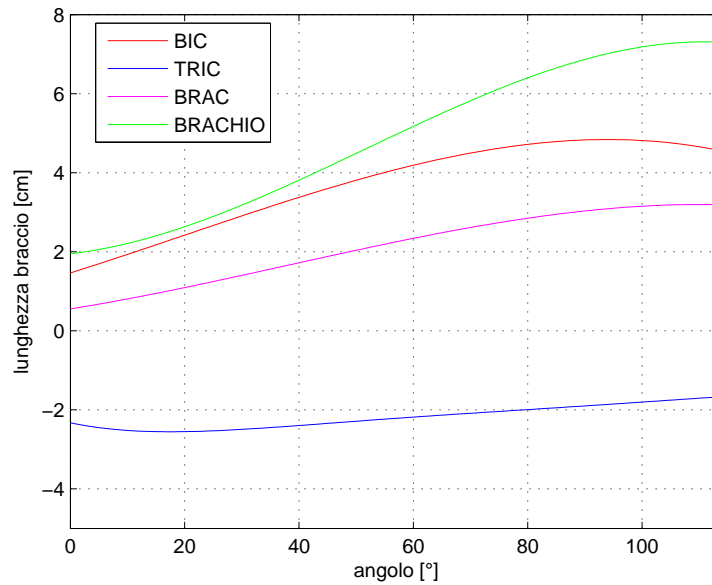


Figura 4.4: Braccio della forza utilizzando la funzione polinomiale e i relativi coefficienti per i muscoli.

Tabella 4.1: Tabella relativa alla relazione angolo-lunghezza, lunghezza in cm

Muscolo	0°	114°
bicipite	37.81	28.75
brachiale	13.75	7.40
brachioradiale	27.61	13.09
tricipite capo lungo	26.01	29.32
tricipite capo laterale	20.31	24.02

4.1.1 Validazione risultati ottenuti

I risultati da noi ottenuti sono stati quindi confrontati con quelli di altri presenti in letteratura, quali quelli conseguiti da un gruppo di ricerca giapponese [37].

Nei Grafici 4.5-4.6 sono presenti sia i risultati di [37] che i nostri, indicati come relativi al gruppo di Pigeon et al., questo perchè è loro la funzione polinomiale utilizzata in questa parte del lavoro di tesi.

Confrontandoli si osservano come i due studi abbiano risultati molto simili anche se nel lavoro [37] vi è una sovrastima nelle lunghezze, come affermato anche dagli stessi autori.

Le frecce di color rosso presenti nel Grafico 4.5 indicano i nostri risultati relativamente ai muscoli studiati.

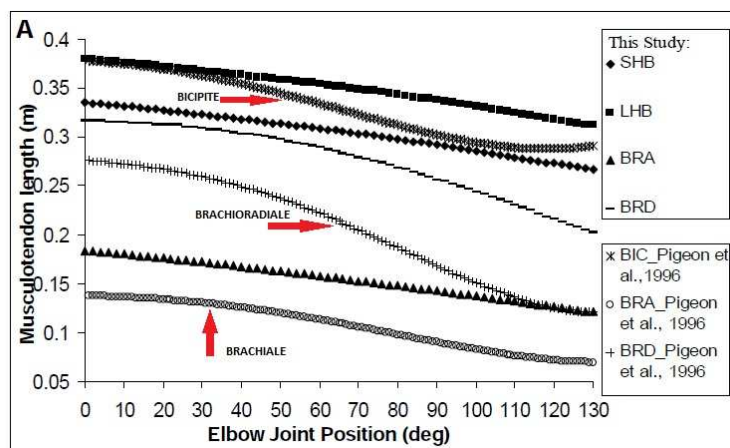


Figura 4.5: Confronto riguardo la lunghezza del muscolo tra nostro studio e altro trovato in letteratura(bicipite, brachiale, brachioradiale).

Anche riguardo al braccio di forza sono stati fatti dei confronti tra il nostro lavoro e quelli di [37, 38].

Come mostrato nei Grafici 4.7-4.8 anche per il braccio della forza i risultati sono molto simili, con curve che hanno andamenti analoghi.

La funzione polinomiale, presa in considerazione, quindi porta al raggiungimento di risultati verosimili che sono stati validati con il confronto con altri valori di altri gruppi di ricerca.

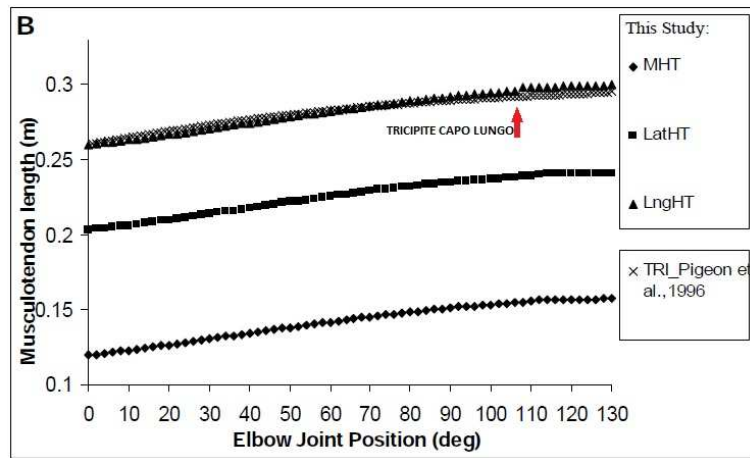


Figura 4.6: Confronto riguardo la lunghezza del muscolo tra nostro studio e altro trovato in letteratura (tricipite: capo lungo, laterale, medio).

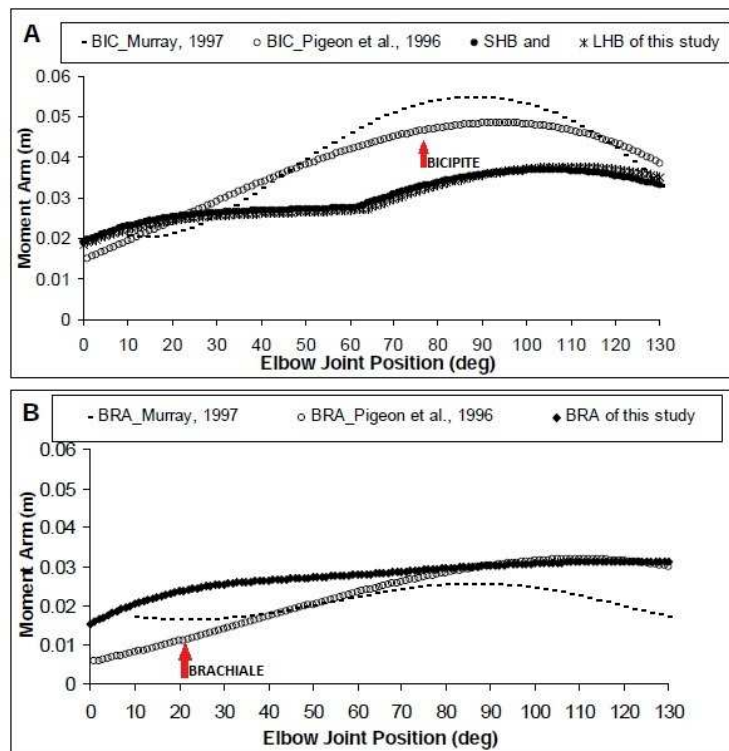


Figura 4.7: Confronto riguardo il braccio della forza del muscolo, nostro studio e altro trovato in letteratura (bicipite, brachiale).

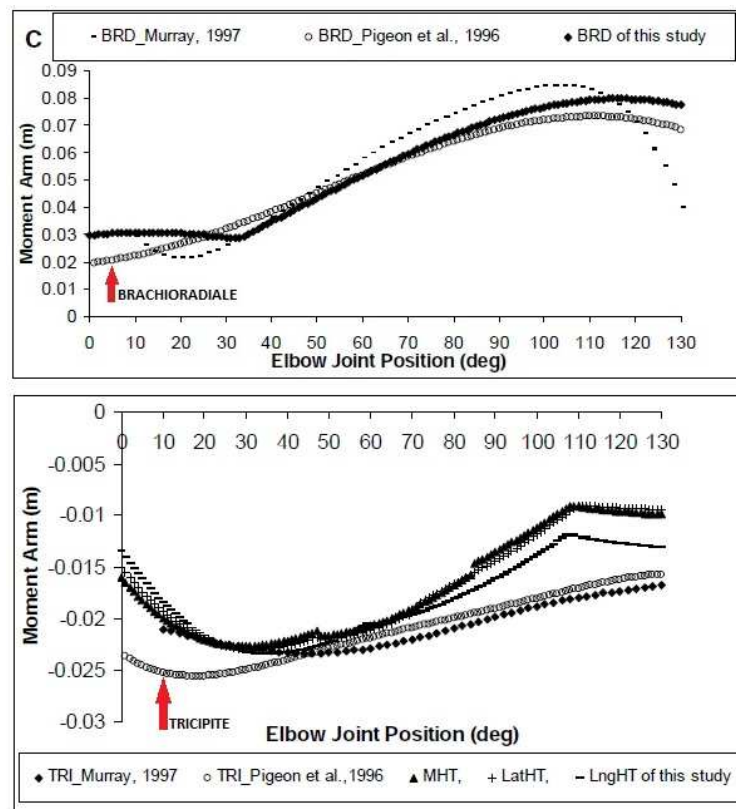


Figura 4.8: Confronto riguardo il braccio della forza del muscolo, nostro studio e altro trovato in letteratura (brachioradiale, tricipite).

4.2 Prelievo segnale EMG ed elaborazione

Attraverso l' elettromiografo BTS FREEEMG 300, descritto precedentemente si è passati all' acquisizione del segnale sui diversi muscoli presi in considerazione. I muscoli interessati durante l' acquisizione sono stati:

- bicipite;
- brachioradiale;
- tricipite capo lungo;
- tricipite capo laterale;

Le zone cutanee dove sono stati fatti aderire gli elettrodi sono state trattate al fine di ridurre l' impedenza della pelle e gli elettrodi sono stati posizionati in accordo con le direttive consigliate da [14].

Le Figure 4.9-4.10 mostrano il sito di applicazione degli elettrodi rispettivamente per il tricipite capo laterale e capo lungo, il bicipite e il brachioradiale.

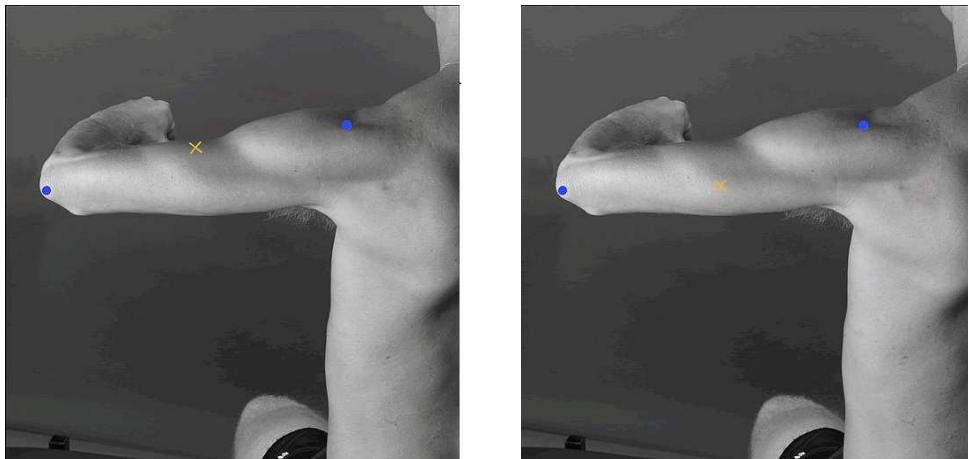


Figura 4.9: Posizionamento elettrodi: tricipite capo laterale e tricipite capo lungo.

A questo punto sono state prelevate le misure relative alla massima forza erogata dai singoli muscoli, MVC (massima contrazione volontaria); questi dati sono stati raccolti in condizioni di contrazione isometrica. Ciò è stato fatto per la successiva fase di elaborazione del segnale e la modalità per avere questi dati

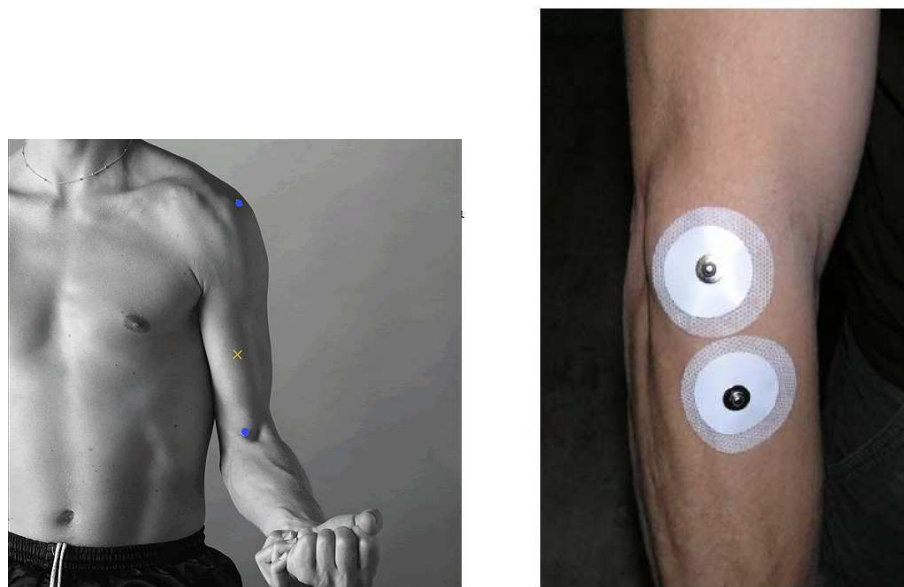


Figura 4.10: Posizionamento elettrodi: bicipite brachiale e brachioradiale.

è spiegata graficamente nella Figura 4.11,[11].

Le MVC sono state ottenute, per i muscoli flessori, chiedendo al paziente di flettere il braccio, partendo da un angolo di 90° tra braccio e avambraccio, portando la mano a toccare la spalla mentre un secondo soggetto bloccava l' avambraccio in modo che non vi fosse la flessione.

Per i muscoli estensori al paziente viene chiesto di estendere il braccio, partendo da un angolo di 90° tra braccio e avambraccio, portando la mano a toccare la spalla mentre un secondo soggetto blocca l' avambraccio in modo che non vi sia l' estensione.

Seguendo le direttive Seniam [14], la Figura 4.12 mostra i siti di applicazione degli elettrodi sui vari muscoli del paziente.

Dopo l' acquisizione delle MVC si è passati all' acquisizione del segnale in diversi regimi di movimento di flesso-estensione del gomito.

Il paziente è stato fatto sedere, e il braccio destro è stato fatto appoggiare a un piano in modo che l' articolazione della spalla fosse immobile durante la flesso-estensione del gomito e il braccio fosse il più completamente esteso.

Tuttavia al paziente è stato chiesto di mantenere un peso da 1.5 Kg nella mano durante tutti i movimenti, questo perchè fossero maggiormente sollecitati i mu-

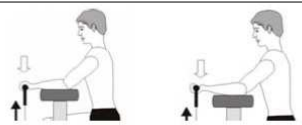


Muscle group	Exercise	Comments
Forearm flexors / extensors		Select a seated or kneeling position (in front of a bench) and arrange a stable forearm support. Manual resistance, barbells or cable/belts can be used. Consider using the latissimus d. and pectoralis major MVC test as a control exercise
Biceps Brachii		A valid biceps b. MVC needs a very stable elbow and trunk fixation. This can best be arranged in a seated or kneeling position (in front of a bench). Consider using the latissimus d. MVC-test as a control exercise.
Triceps Brachii		Same instruction as biceps b.! Consider using the pectoralis major MVC-test as a control exercise.

Figura 4.11: Modalità pratica per avere la MVC, massima contrazione volontaria.

scoli durante la flessione-estensione e quindi la loro attivazione fosse maggiore.

I movimenti chiesti al paziente sono stati:

- lento;
- medio;
- veloce;
- con interruzioni;
- con cambio di direzione;
- senza l' appoggio dell' arto;

Per ogni tipologia di movimento, al paziente è stato chiesto di ripeterlo 3 volte nella stessa sessione di registrazione per avere 3 risultati e poter capire se durante le acquisizioni ci sono stati errori di qualche tipo.

Dei movimenti lento, medio e veloce si è andati a modificare la velocità d' effettuazione del movimento; nel movimento con interruzioni si è inserita una pausa tra i 50°-80° sia nella fase di flessione che di estensione; nel movimento con cambio direzione si è partiti dalla massima estensione possibile e si sono raggiunti all' incirca gli 80° si è tornati poi all' estensione massima producibile, successivamente si è raggiunti la massima flessione (circa 140°), si è tornati a 100° e di nuovo a 140° e poi alla massima estensione.



Figura 4.12: Siti di applicazione elettrodi sEMG su paziente per la prova sperimentale.

Nel movimento senza appoggio, l'arto superiore non aveva una base sottostante e ciò è servito per vedere come i muscoli flessori-estensori lavorano quando devono contrastare anche la forza di gravità.

4.2.1 Elaborazione segnale sEMG

I segnali EMG prelevati sia per la MVC che durante i movimenti di flessione-estensione sono stati elaborati usando lo strumento Smart Analyzer.

Per le acquisizioni dei MVC è stato creato uno specifico protocollo, Figura 4.13, esempio per bicipite, che a partire dal segnale grezzo ha permesso di ottenere le attivazioni muscolari; tale protocollo è caratterizzato dalle seguenti 4 fasi:

1. rettifica del segnale grezzo;
2. integrazione del segnale rettificato con una finestra mobile, di lunghezza pari a 0.2 secondi;
3. filtraggio del segnale ottenuto filtro Butterworth passa basso, frequenza di taglio 4 Hz;

4. individuazione del valore massimo;

I 4 valori massimi trovati, per i 4 muscoli sotto esame sono:

- bicipite: 413.963 μV
- brachioradiale: 912.879 μV
- tricipite capo lungo: 360.547 μV
- tricipite capo laterale: 213.33 μV

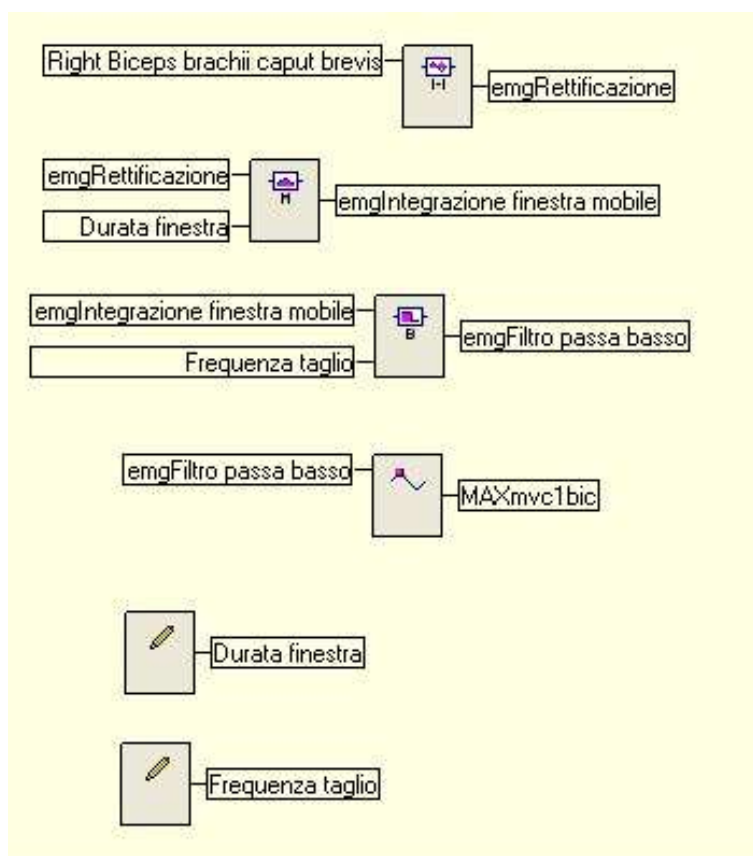


Figura 4.13: Protocollo utilizzato con Smart Analyzer per elaborare il segnale EMG grezzo nell' acquisizione MVC.

Successivamente si è passati all' acquisizione del segnale EMG durante i diversi tipi di movimenti citati precedentemente; si è quindi creato uno specifico protocollo, Figura 4.14, per ottenere l' attivazione caratterizzato dalle seguenti fasi:

1. rettifica del segnale grezzo;
2. integrazione del segnale rettificato con una finestra mobile, di lunghezza pari a 0.2 secondi;
3. filtraggio del segnale ottenuto filtro Butterworth passa basso, frequenza di taglio 4 Hz;
4. normalizzazione del segnale con il valore massimo ottenuto nel protocollo precedente (MVC) per ogni muscolo;

Le attivazioni dei quattro muscoli, per ogni movimento, così calcolate sono valori compresi tra 0 e 1 in quanto sono normalizzate al rispettivo valore massimo. Questo permette di capire come durante i diversi movimenti di flessione-estensione i vari muscoli lavorino, con attivazioni in funzione dell'angolo di flessione-estensione.

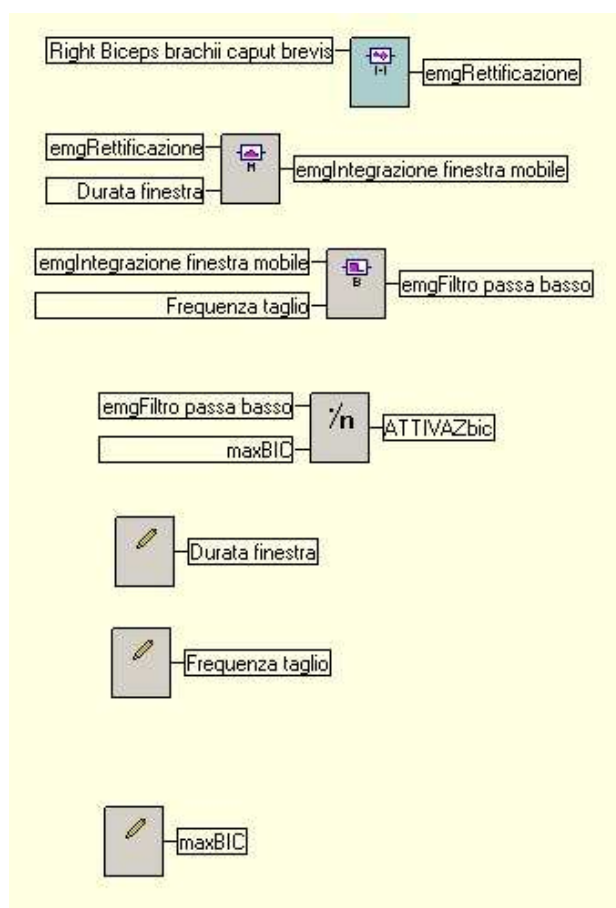


Figura 4.14: Protocollo utilizzato con Smart Analyzer per elaborare il segnale EMG grezzo nell'acquisizione durante i diversi movimenti.

4.2.2 Angoli, segnale sEMG e attivazioni per i vari muscoli

Come detto precedentemente, ogni prova di flesso-estensione è stata ripetuta tre volte e per il successivo calcolo dei momenti è stata presa in considerazione solo la prima delle tre ripetizioni.

Ciò in quanto la prima e la seconda risultavano essere le migliori in termini di segnale, mentre la terza a fine esercizio mostrava spesso disturbi.

Nei grafici che seguiranno, le tre prove per ogni esercizio sono suddivise da una linea rossa, mentre la linea verde indica il punto in cui si ha il massimo angolo, ossia la massima flessione del braccio.

Nel grafico relativo alla sovrapposizione delle attivazioni di tutti e quattro i muscoli, viene mostrato il solo primo ciclo di flesso-estensione.

1. Movimento lento;

Nelle immagini che seguono si può osservare come si muove l' avambraccio durante la flesso-estensione del gomito, indicato dalla variazione dell' angolo nel tempo; inoltre sono presentate, sovrapposte, le attivazioni dei vari muscoli in modo da avere un' idea relativamente a come vari l' attivazione al cambiare dell' angolo. Infine sono mostrati i Grafici relativi al segnale grezzo sEMG e alla sua elaborazione tramite protocollo per avere le singole attivazioni.

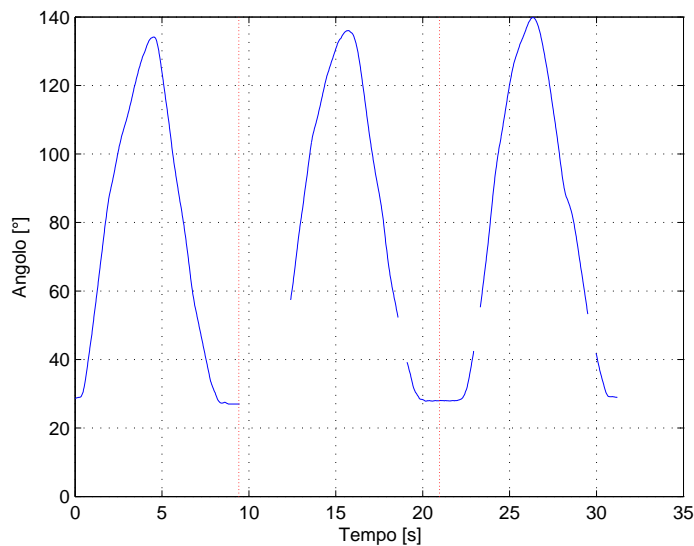


Figura 4.15: Andamento dell' angolo durante il movimento di flessione-estensione.

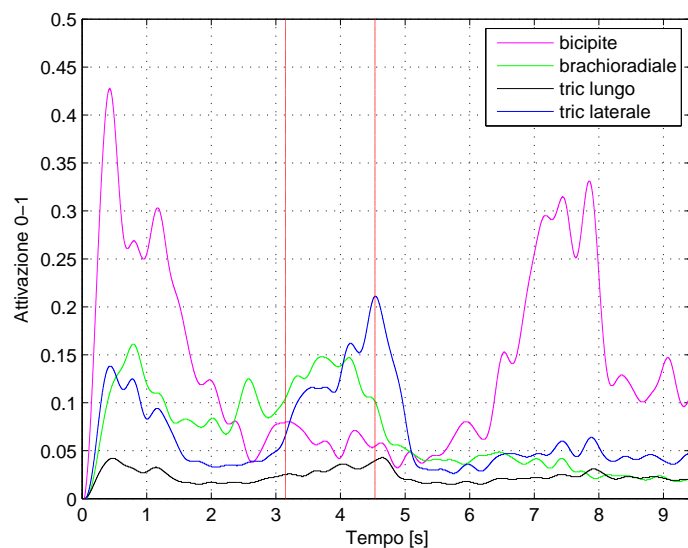


Figura 4.16: Confronto delle attivazioni muscolari dei quattro muscoli, per il movimento lento, la prima linea verticale è in corrispondenza dell' angolo a 114° mentre la seconda è relativa alla flessione massima.

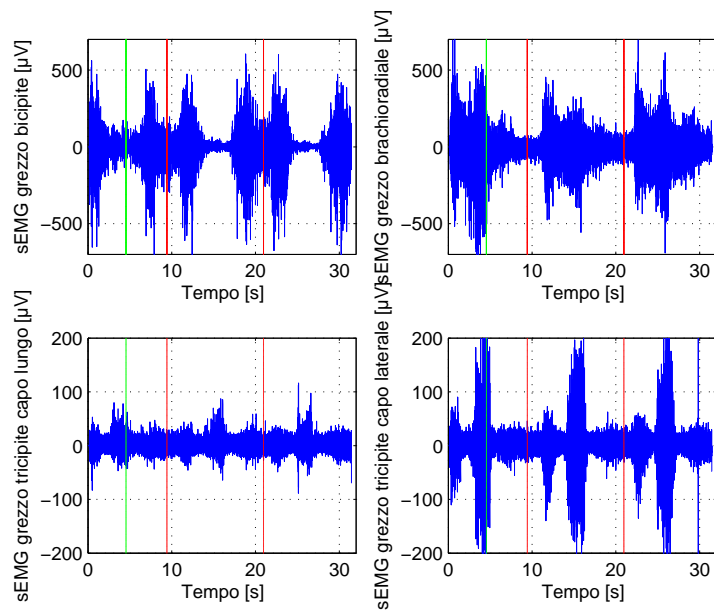


Figura 4.17: Segnali EMG grezzi registrati mediante l' elettromiografo.

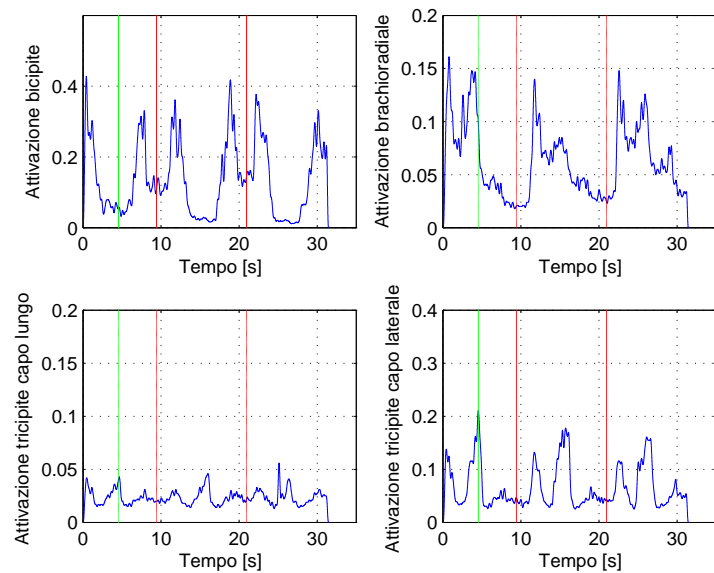


Figura 4.18: Segnali EMG elaborati mediante protocollo per avere l' attivazione, movimento lento di flessione-estensione del gomito.

2. Movimento media velocità;

Nelle immagini che seguono si può osservare come si muove l' avambraccio durante la flessione-estensione del gomito, indicato dalla variazione dell' angolo nel tempo; inoltre sono presentate, sovrapposte, le attivazioni dei vari muscoli in modo da avere un' idea relativamente a come vari l' attivazione al cambiare dell' angolo. Infine sono mostrati i Grafici relativi al segnale grezzo sEMG e alla sua elaborazione tramite protocollo per avere le singole attivazioni.

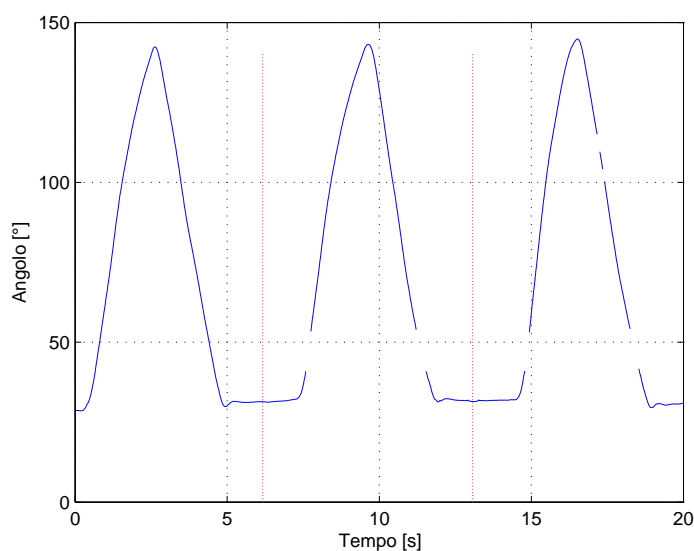


Figura 4.19: Andamento dell' angolo durante il movimento di flessione-estensione.

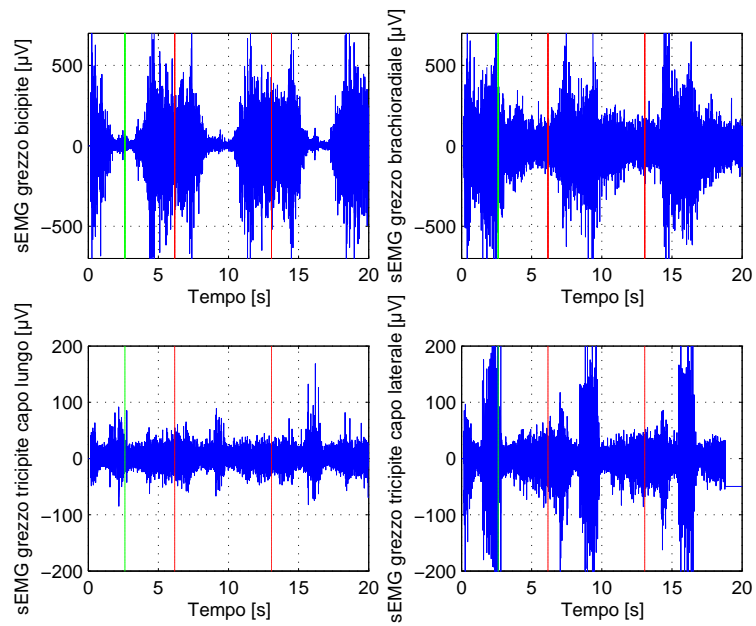


Figura 4.20: Segnali EMG grezzi registrati mediante l' elettromiografo.

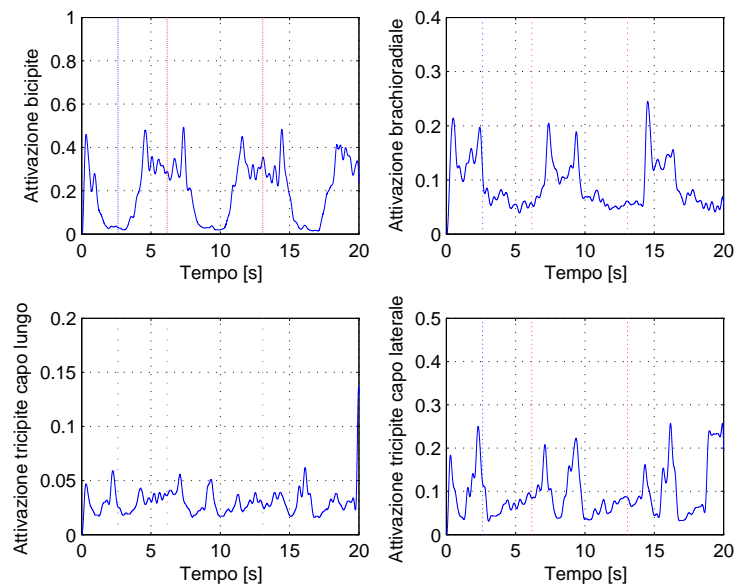


Figura 4.21: Segnali EMG elaborati mediante protocollo per avere l' attivazione, movimento media velocità di flessione-estensione del gomito.

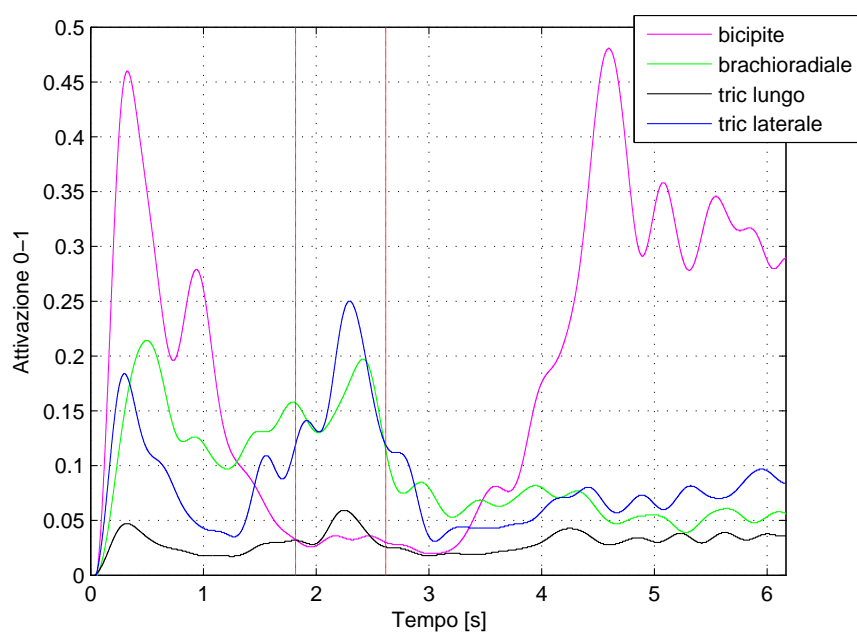


Figura 4.22: Confronto delle attivazioni muscolari dei quattro muscoli, per il movimento media velocità, la prima linea verticale è in corrispondenza dell'angolo a 114° mentre la seconda è relativa alla flessione massima.

3. Movimento veloce;

Nelle immagini che seguono si può osservare come si muove l' avambraccio durante la flessione-estensione del gomito, indicato dalla variazione dell' angolo nel tempo; inoltre sono presentate, sovrapposte, le attivazioni dei vari muscoli in modo da avere un' idea relativamente a come vari l' attivazione al cambiare dell' angolo. Infine sono mostrati i Grafici relativi al segnale grezzo sEMG e alla sua elaborazione tramite protocollo per avere le singole attivazioni.

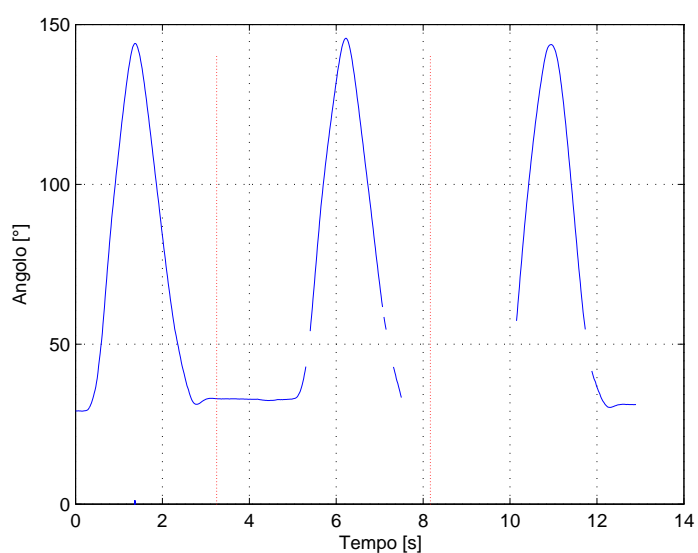


Figura 4.23: Andamento dell' angolo durante il movimento di flessione-estensione.

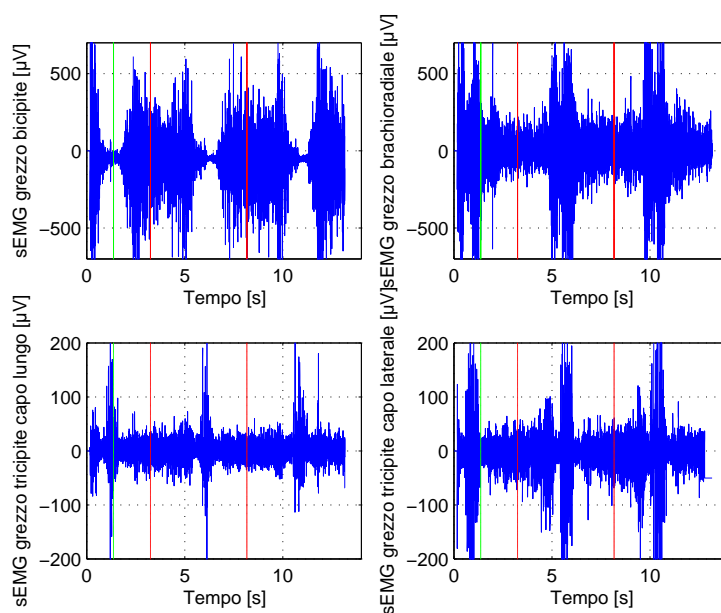


Figura 4.24: Segnali EMG grezzi registrati mediante l' elettromiografo.

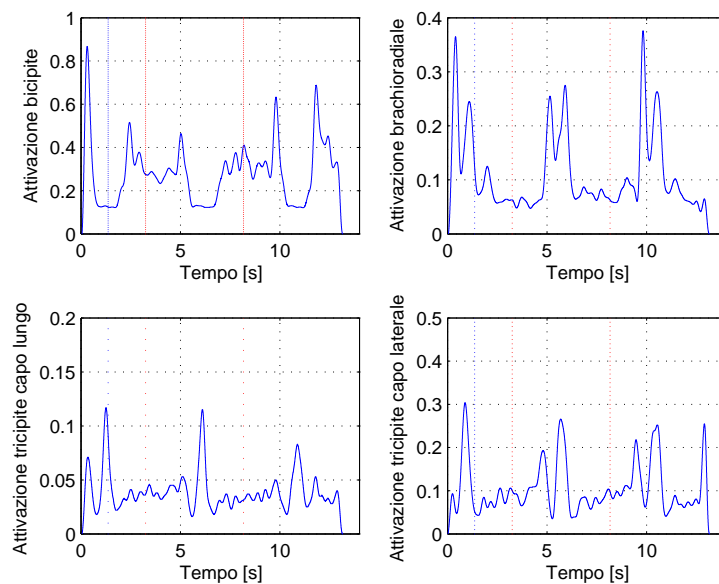


Figura 4.25: Segnali EMG elaborati mediante protocollo per avere l' attivazione, movimento veloce di flessione-estensione del gomito.

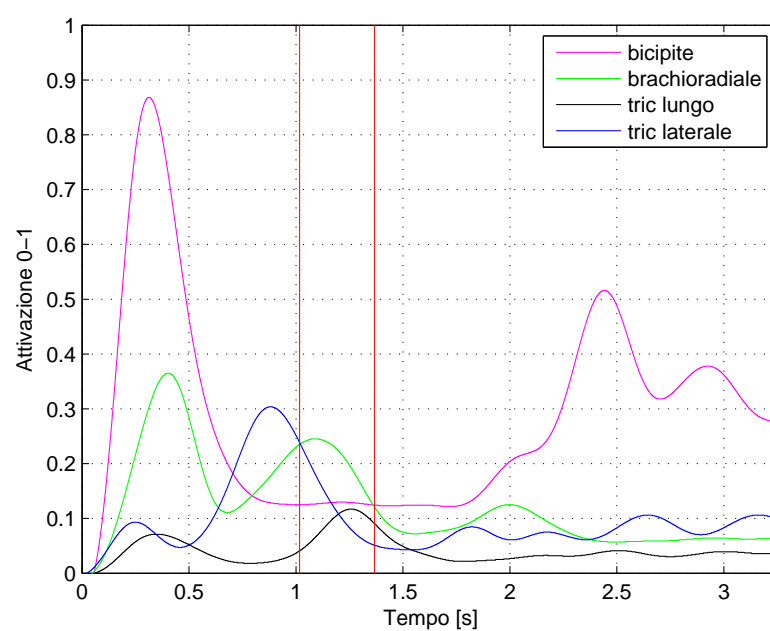


Figura 4.26: Confronto delle attivazioni muscolari dei quattro muscoli, per il movimento veloce, la prima linea verticale è in corrispondenza dell'angolo a 114° mentre la seconda è relativa alla flessione massima.

4. Movimento con pausa;

Nelle immagini che seguono si può osservare come si muove l' avambraccio durante la flessione-estensione del gomito, indicato dalla variazione dell' angolo nel tempo; inoltre sono presentate, sovrapposte, le attivazioni dei vari muscoli in modo da avere un' idea relativamente a come varia l' attivazione al cambiare dell' angolo. Infine sono mostrati i Grafici relativi al segnale grezzo sEMG e alla sua elaborazione tramite protocollo per avere le singole attivazioni.

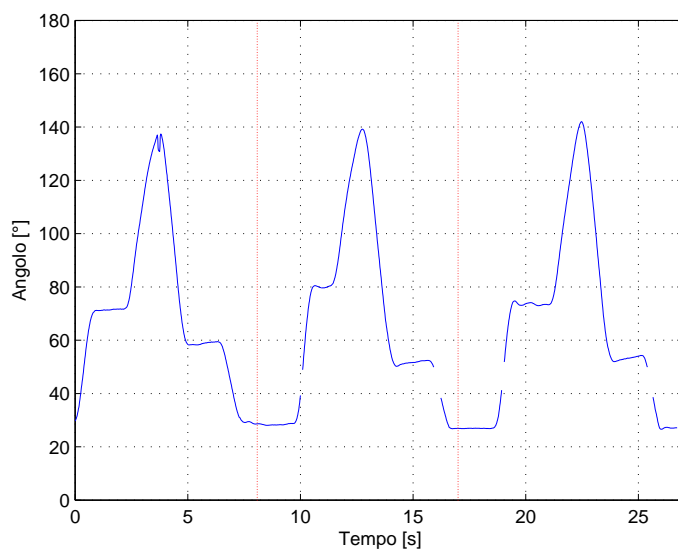


Figura 4.27: Andamento dell' angolo durante il movimento di flessione-estensione.

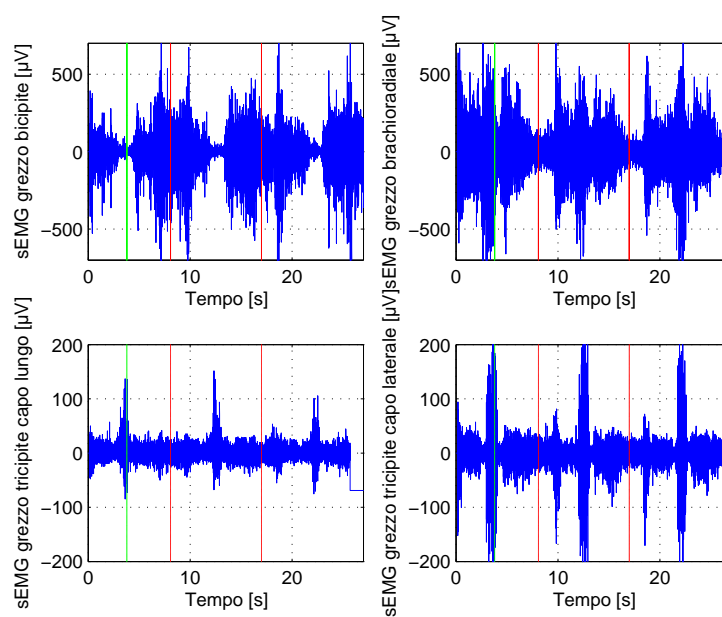


Figura 4.28: Segnali EMG grezzi registrati mediante l' elettromiografo.

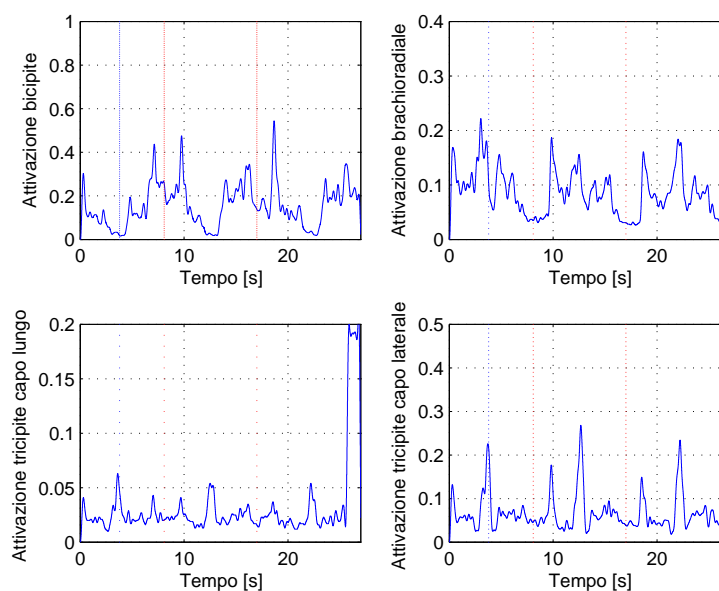


Figura 4.29: Segnali EMG elaborati mediante protocollo per avere l' attivazione, movimento con pausa durante la flessione-estensione del gomito.

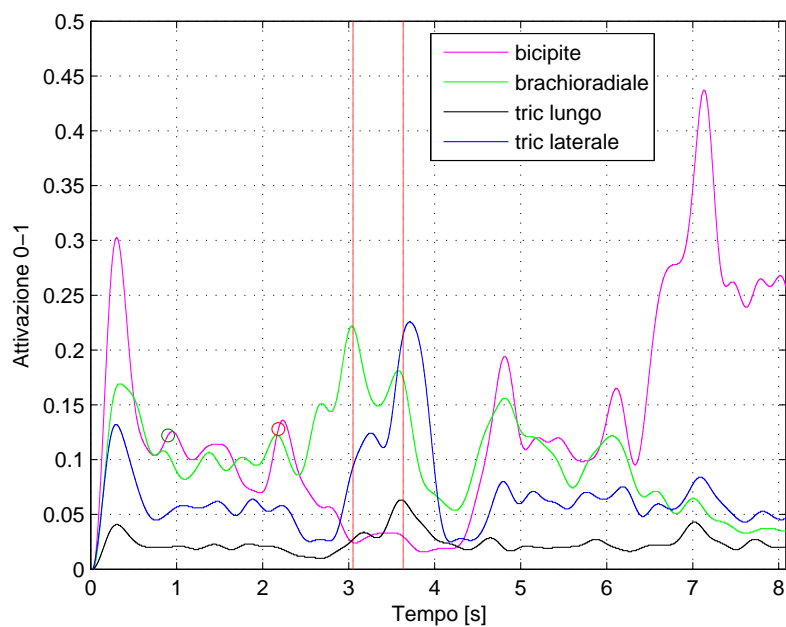


Figura 4.30: Confronto delle attivazioni muscolari dei quattro muscoli, per il movimento con pausa, la prima linea verticale è in corrispondenza dell'angolo a 114° mentre la seconda è relativa alla flessione massima.

5. Movimento senza l' appoggio del braccio;

Nelle immagini che seguono si può osservare come si muove l' avambraccio durante la flessione-estensione del gomito, indicato dalla variazione dell' angolo nel tempo; inoltre sono presentate, sovrapposte, le attivazioni dei vari muscoli in modo da avere un' idea relativamente a come vari l' attivazione al cambiare dell' angolo. Infine sono mostrati i Grafici relativi al segnale grezzo sEMG e alla sua elaborazione tramite protocollo per avere le singole attivazioni.

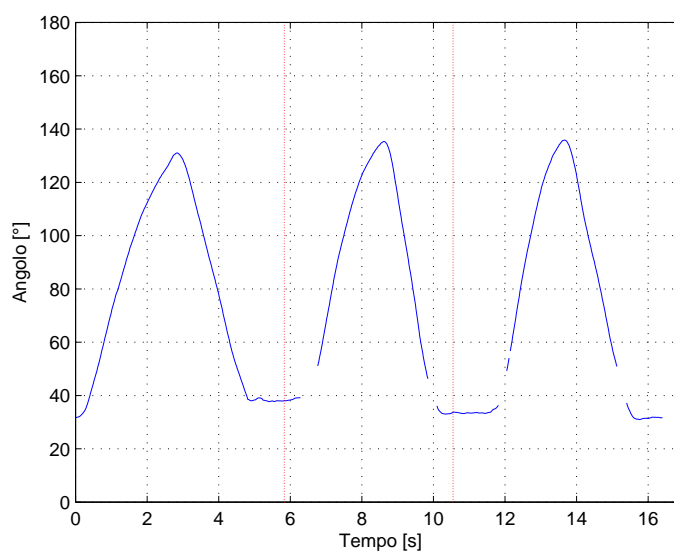


Figura 4.31: Andamento dell' angolo durante il movimento di flessione-estensione.

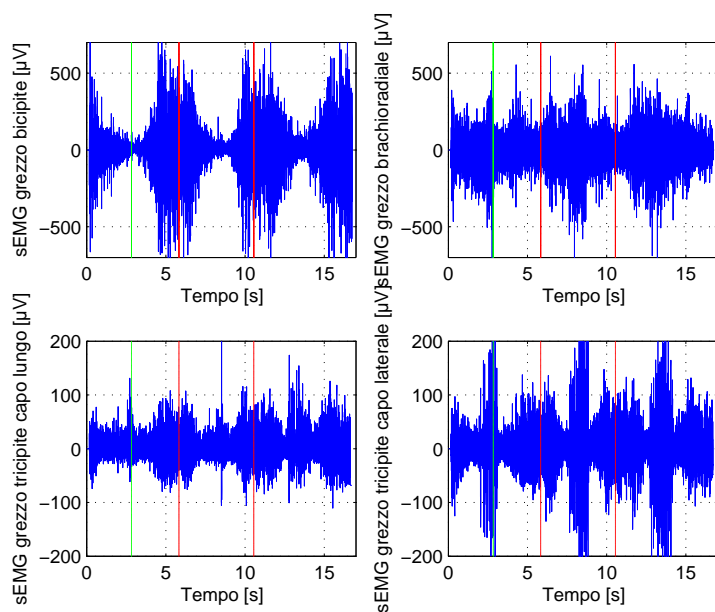


Figura 4.32: Segnali EMG grezzi registrati mediante l' elettromiografo.

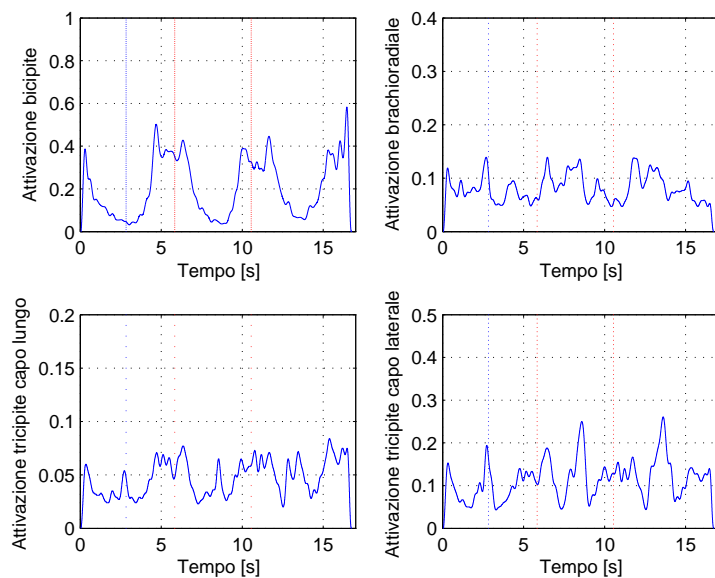


Figura 4.33: Segnali EMG elaborati mediante protocollo per avere l' attivazione, movimento senza appoggio del gomito.

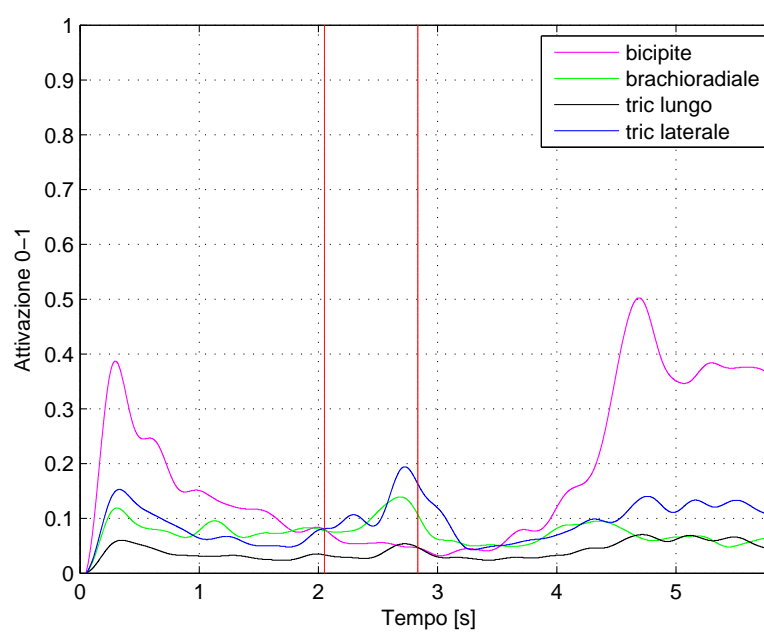


Figura 4.34: Confronto delle attivazioni muscolari dei quattro muscoli, per il movimento senza appoggio, la prima linea verticale è in corrispondenza dell'angolo a 114° mentre la seconda è relativa alla flessione massima.

Relativamente all' intervallo dell' angolo di flessione-estensione del gomito mentre nel modello iniziale si era scelto un range compreso tra 0° e 114° , ora con i valori sperimentali si è diminuito tale intervallo in quanto l' angolo minimo che si ha per la massima estensione è sempre di circa 30° per tutte le prove.

Questo perchè durante i test, a causa della base d' appoggio del gomito non si poteva mai avere una estensione completa del braccio.

Quindi tutti i calcoli per le forze e i momenti muscolari verranno fatte nel nuovo intervallo angolare 30° - 114° .

Riguardo alle attivazioni muscolari nei movimenti lento, veloce e medio, si ha che il bicipite è quello che mostra l' attivazione maggiore e ciò è in linea con le nostre aspettative in quanto è il muscolo flessore più forte. Anche il brachioradiale mostra attivazioni plausibili e inferiori a quelle del bicipite.

Inoltre dai grafici precedenti si nota come il bicipite sia attivato maggiormente all' inizio dell' esercizio, quindi per angoli compresi tra i 25° e i 70° mentre il brachioradiale rimane attivo anche per angoli maggiori.

Per i muscoli estensori quali il tricipite capo lungo e laterale, il capo lungo mostra attivazioni molto basse in tutti i movimenti mentre il capo laterale mostra un' attivazione presente nelle fasi in cui bicipite e brachioradiale risultano avere attività molto bassa. Questo è più che plausibile in quanto essendo un muscolo antagonista degli altri due lavora quando i due muscoli flessori sono "inattivi".

Per il movimento senza base d' appoggio nella Figura 4.31 si osserva come l' andamento delle attivazioni rispetto ai movimenti lento, medio e veloce sia più lineare e dolce, mancano improvvisi picchi e cambi di valore; questo perchè in mancanza di un appoggio i muscoli mostrano un' attivazione di base superiore in quanto devono mantenere il braccio sollevato e parallelo al suolo, in assenza della base d' appoggio.

Analizzando i risultati delle attivazioni per i diversi movimenti, si può dire che i seguenti muscoli mostrano le attivazioni più alte nei seguenti intervalli angolari:

- bicipite: a inizio movimento, angoli compresi tra 25° e 70° ;

- brachioradiale: a inizio movimento come il bicipite, mostra attività anche per la massima flessione intorno ai 130°;
- tricipite capo laterale: in prossimità dell' angolo massimo, angoli compresi tra 100° e 140°;
- tricipite capo lungo: stesso andamento del tricipite capo laterale ma con attivazioni molto più basse;

4.3 Calcolo delle forze muscolari

Parte fondamentale del nostro modello riguarda il calcolo delle forze muscolari, il cui valore viene trovato a partire dalle equazioni a partire dalla 1.1 alla 1.12 e spiegate nel dettaglio nella sezione 1.3.

Per il calcolo delle forze prodotte dai singoli muscoli sono stati necessari dei passaggi intermedi:

1. Calcolo delle forze della componente F_{PE} , cui codici sono presenti nella sezione A.1;
2. Calcolo delle forze della componente F_{CE} , cui codici sono presenti nella sezione A.1;
3. Calcolo della forza totale del singolo muscolo $F_i = F_{CE} + F_{PE}$;

Al fine del calcolo della F_i è stato necessario mediante Matlab l' utilizzo e la modifica della funzione `fsolve` che andasse a risolvere un sistema di equazioni non lineari, il cui codice è presente nella sezione A.1.

Relativamente ai valori dei parametri inseriti nelle equazioni dalla eq1.1 alla eq1.12 questi sono stati ottenuti dalla Tabella 4.2 presa dal lavoro di [6].

I valori presenti in tabella 4.2 sono stati però elaborati tenendo conto del fatto che, gli stessi autori del lavoro esprimono come tali valori possano essere modificati di un $\pm 20\%$ per la L_{CE_0} e la L_{T_s} e di un $\pm 50\%$ per la $F_{CE_{max}}$.

Tale intervallo è dovuto al fatto che i diversi valori dei parametri derivano da misure fatte su muscoli di diversi soggetti e in seguito ad algoritmo di ottimizzazione che meglio vanno a stimare tali parametri.

Tabella 4.2: Tabella parametri necessari per il calcolo della forza muscolare.

Muscolo	L_{max} [cm]	L_{CE_0} [cm]	L_{T_s} [cm]	$F_{CE_{max}}$ [N]	α [%]	S_{PE}	S_{SE}
BIC	40.46	13.07	22.98	461.76	56	9	2.8
BRACHIA	13.01	10.28	1.75	853.9	38	9	3
BRACHIOD	35.35	27.03	6.04	101.58	75	9	2.6
TBlong	40.29	15.24	19.05	1000	66	10	2.3
TBlat	28.22	6.17	19.64	1000	56	10	2.3

Nel nostro lavoro di tesi la modifica di tali cifre, all' interno dell' intervallo percentuale indicato precedentemente, è stata fatta in modo da avere un rapporto tra $(L_{PE} - L_{CE_0} - L_{T_s})$ e $(L_{max} - L_{CE_0} - L_{T_s})$ che fosse compreso tra 0 e 1 o al massimo con una percentuale di valori compresi tra, 0 e -0.2, molto bassa.

Seguendo questo criterio è stata costruita una nuova Tabella, 4.3, con i nuovi valori dei parametri che potessero funzionare con i nostri dati di L_{PE} calcolati precedentemente nella Sezione 4.1. Infatti le L_{PE} qui citate altro non sono che le lunghezza del muscolo L_m ottenute dalla funzione polinomiale.

Tabella 4.3: Tabella parametri modificati, necessari per il calcolo della forza muscolare.

Muscolo	L_{max} [cm]	L_{CE_0} [cm]	L_{T_s} [cm]	$F_{CE_{max}}$ [N]	α [%]	S_{PE}	S_{SE}
BIC	37	14.72	17.8	690	56	9	2.8
BRACHIA	14.21	8.70	1.45	1000	38	9	3
BRACHIOD	27.2	14.72	7.01	250	75	9	2.6
TBlong	30.6	10.5	17.5	500	66	10	2.3
TBlat	25.3	9.4	12.74	500	66	10	2.3

Sono stati usati inoltre diversi valori di $F_{CE_{max}}$ in quanto quelle relative al tricipite capo lungo e laterale erano sovrastimate, mentre per i muscoli flessori erano sottostimate, questo in accordo con altri valori trovati in letteratura, [21, 39].

Relativamente ai valori di L_{CE_0} , L_{T_s} e $F_{CE_{max}}$ del tricipite capo lungo e laterale, i parametri sono stati modificati più del $\pm 20\%$ in quanto le nostre lunghezze di tale muscolo, trovate con la funzione polinomiale, sono diverse per la lunghezza massima in funzione dell'angolo.

In letteratura sono stati trovati quindi valori di lunghezze più verosimili con le nostre e i parametri della tabella, per questi due muscoli, sono stati cambiati in accordo con quelli di [21, 39, 40].

4.4 Calcolo del momento muscolare totale

Il momento sviluppato dall'articolazione del gomito è la somma di tutti i momenti dei singoli muscoli operanti nel movimento di flesso estensione.

Vengono quindi addizionati i singoli momenti dei muscoli flessori ed estensori, quali rispettivamente bicipite, brachiale, brachioradiale e tricipite capo lungo, capo laterale.

Le equazioni necessarie sono:

$$M_i = F_i \cdot b_i \quad (4.3)$$

$$M_{tot} = \sum M_i \quad (4.4)$$

All'interno delle equazioni 4.3-4.4 la simbologia utilizzata è rappresentativa di:

- i è l'indice dei vari muscoli, nel nostro caso cinque;
- M_{tot} è il momento totale dell'articolazione dato dalla somma dei momenti dei muscoli flessori ed estensori, tenendo conto del segno;
- M_i il momento prodotto dal singolo muscolo;
- F_i la forza prodotta dal singolo muscolo;
- b_i il braccio della forza, calcolato precedentemente, del singolo muscolo;

Come detto nella parte di anatomia dell'arto superiore il muscolo bicipite è un muscolo biarticolare, costituito da un capo breve e un capo lungo.

Tuttavia le misure elettromiografiche prese si rifanno a solo uno dei due capi

anche se nella produzione della forza agiscono entrambi. Per tale motivo nel calcolo del momento totale, il contributo dato dal bicipite è stato moltiplicato per due semplificando la presenza dei due capi e trattandoli, dal punto di vista di produzione della forza, come uguali.

4.4.1 Calcolo forza e momento muscolo Brachiale

Relativamente al muscolo brachiale, data la sua locazione anatomica non è stato possibile la registrazione del segnale elettromiografico con la tecnica superficiale in quanto sarebbe servita una tecnica più invasiva quale quella che ricorre all' uso di elettrodi ad ago.

In mancanza quindi del segnale emg, non è possibile il calcolo del momento attraverso il metodo adottato per gli altri muscoli, quindi è stato utilizzato il criterio "maximum endurance of musculoskeletal function", [41].

Tale criterio afferma che muscoli con sezione trasversale maggiore tendono a condividere la forza e il momento maggiormente rispetto a muscoli che hanno sezione trasversale minore.

Quindi il calcolo della F e del M relativamente al brachioradiale, è stato effettuato sulla base della conoscenza delle forze prodotte dal bicipite e dal brachioradiale.

A livello matematico, ciò è espresso dalle seguenti equazioni matematiche:

$$F_{BRA} = \left(\frac{b_{BRA}}{b_{\Sigma}} \right)^{1/2} \left(\frac{F_{BRA}^{max}}{F_{\Sigma}^{max}} \right)^{3/2} F_{\Sigma} \quad (4.5)$$

$$b_{\Sigma} = \frac{M_{\Sigma}}{F_{\Sigma}} \quad (4.6)$$

$$F_{\Sigma} = F_{BRD} + 2F_{BIC} \quad (4.7)$$

$$M_{\Sigma} = M_{BRD} + 2M_{BIC} \quad (4.8)$$

All' interno delle equazioni 4.5-4.7, F_{BRA} indica la forza prodotta dal brachiale, b è il braccio della forza e F_{BRA}^{max} è la massima forza che il muscolo può erogare, parametro Tabella 4.3.

4.4.2 Momenti totali dei muscoli

Noti dunque attraverso elaborazioni dei segnali sEMG e calcoli matematici le attivazioni, lunghezze, bracci della forza, forze esercitate è possibile ora il calcolo dei momenti come spiegato precedentemente.

Nei grafici che seguiranno sono mostrati i singoli momenti e quelli totali dell'articolazione del gomito nel range degli angoli 30° - 114° , suddivisi per tipologia di movimento.

1. Movimento lento;

Come si osserva dalle figure l' andamento, del momento in funzione dell' angolo, mostra una "campana" con valori massimi in corrispondenza degli angoli compresi tra 50° e 60° e un picco iniziale minore in corrispondenza dell' inizio del movimento.

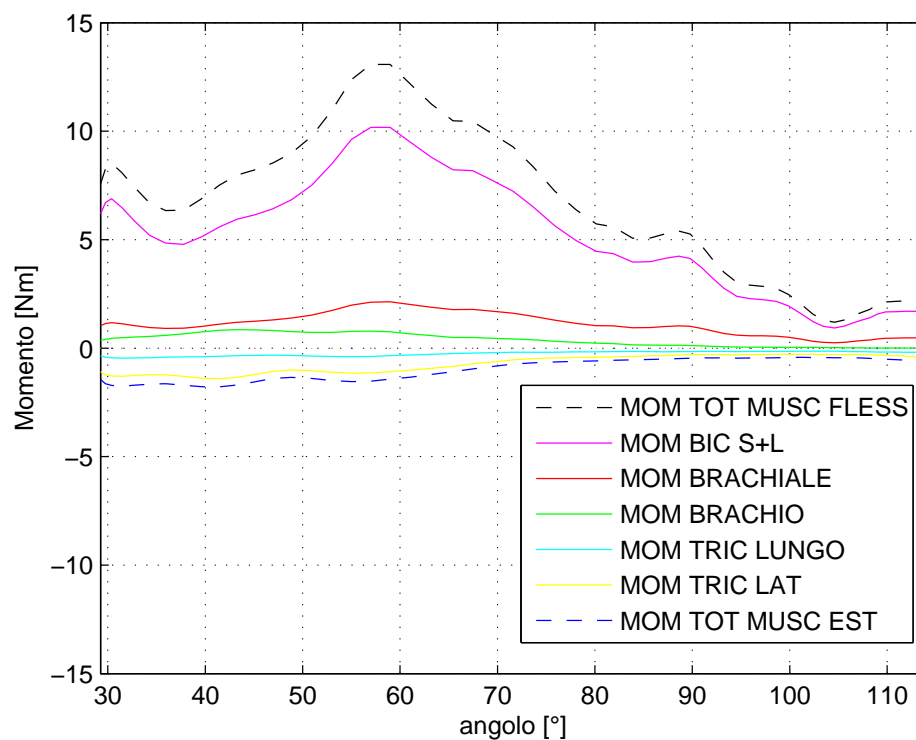


Figura 4.35: Momenti dei singoli muscoli studiati e momento totale dei muscoli flessori ed estensori, movimento lento.

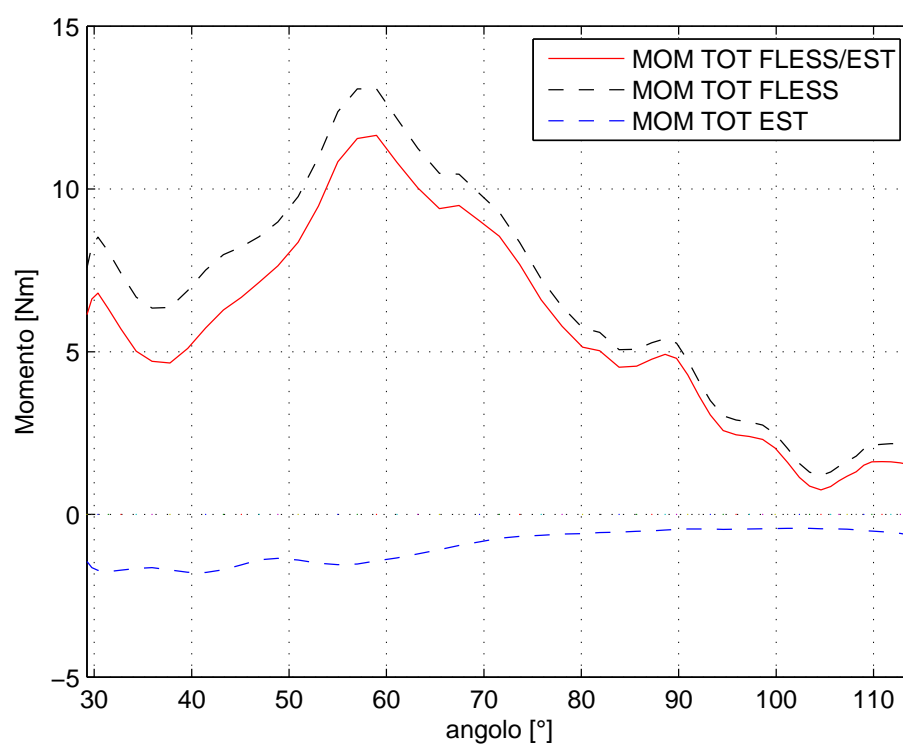


Figura 4.36: Momento totale dell' articolazione del gomito, movimento lento.

2. Movimento media velocità;

Come per il movimento lento, anche per questo test si osserva per il momento un andamento a "campana" con valori massimi in corrispondenza degli angoli compresi tra i 60° e un picco iniziale minore in corrispondenza dell' inizio del movimento.

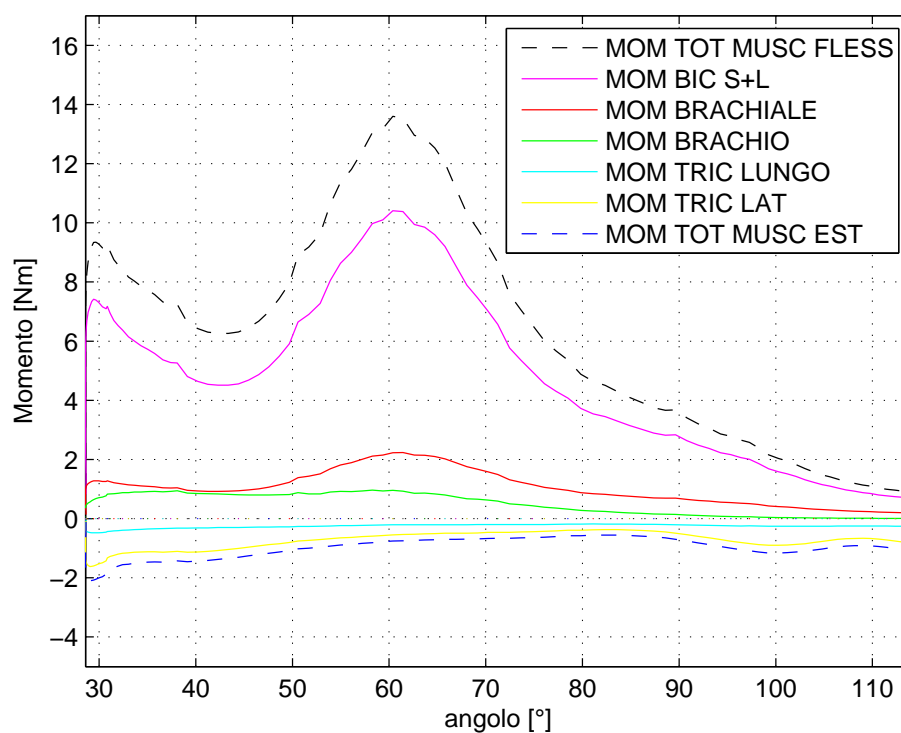


Figura 4.37: Momenti dei singoli muscoli studiati e momento totale dei muscoli flessori ed estensori, movimento media velocità.

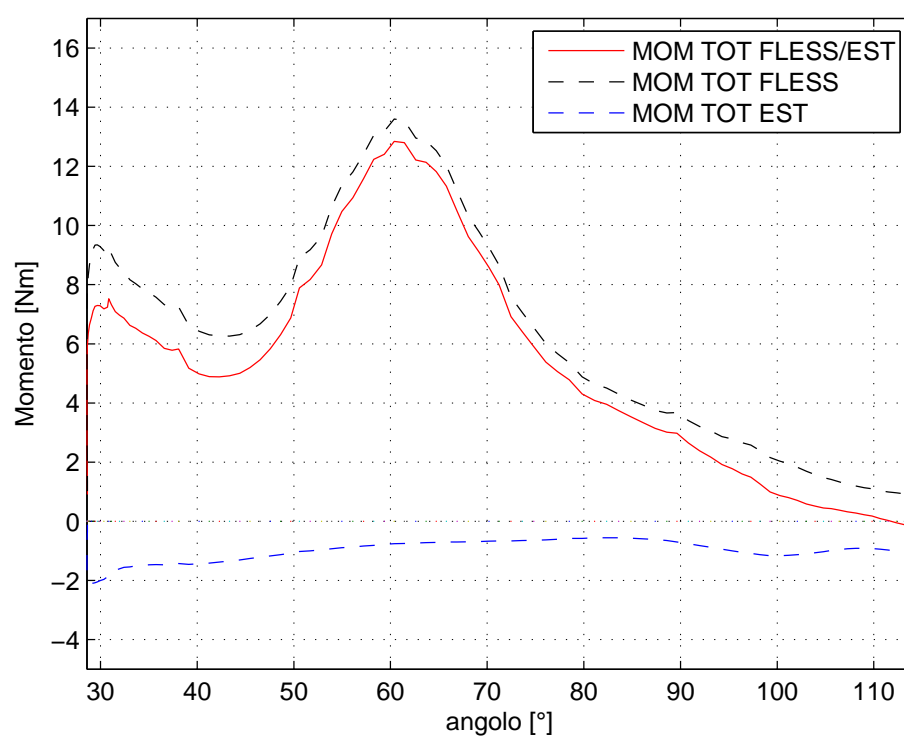


Figura 4.38: Momento totale dell' articolazione del gomito, movimento media velocità.

3. Movimento veloce;

Come osservabile dalle due figure l' andamento del momento, in funzione dell' angolo, non mostra nessun andamento a campana; anzi vi è un picco massimo all' inizio del movimento e in seguito con l' aumentare dell' angolo una progressiva diminuzione del momento totale, ciò a causa dell' elevata velocità del movimento effettuato.

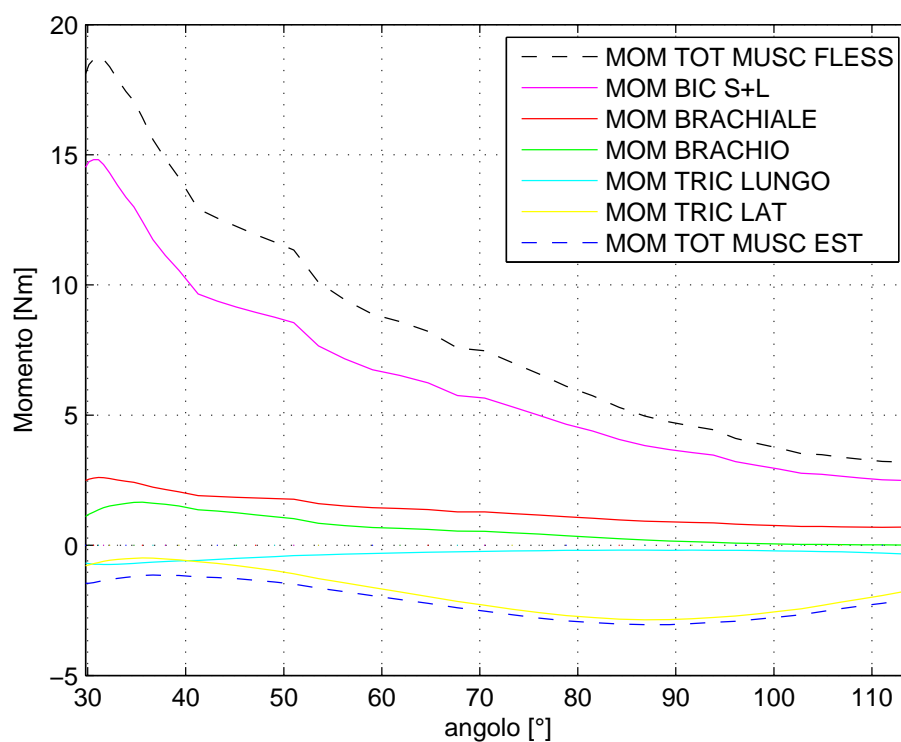


Figura 4.39: Momenti dei singoli muscoli studiati e momento totale dei muscoli flessori ed estensori, movimento veloce.

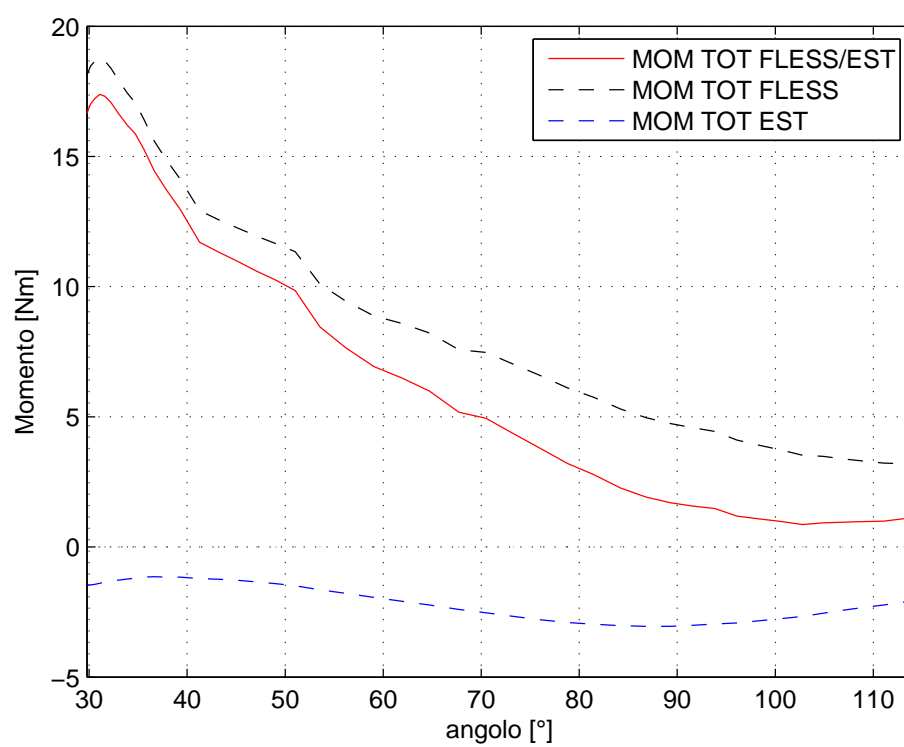


Figura 4.40: Momento totale dell' articolazione del gomito, movimento veloce.

4. Movimento senza appoggio per il gomito;

Come osservabile dalle due figure l'andamento, del momento in funzione dell'angolo, è molto più dolce, non vi è un effettivo andamento a campana anche se sono presenti tre piccoli picchi in corrispondenza dei 30°, 55° e 70°. Questo può essere dovuto al fatto che i muscoli sono attivati in modo più costante data l'assenza dell'appoggio sottostante.

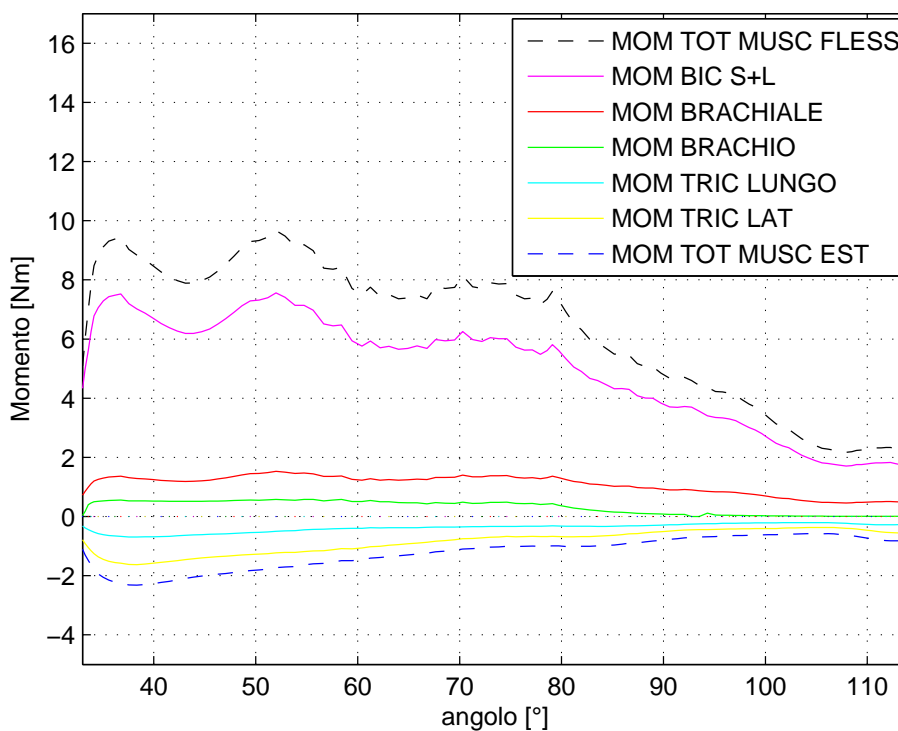


Figura 4.41: Momenti dei singoli muscoli studiati e momento totale dei muscoli flessori ed estensori, movimento senza appoggio del gomito.

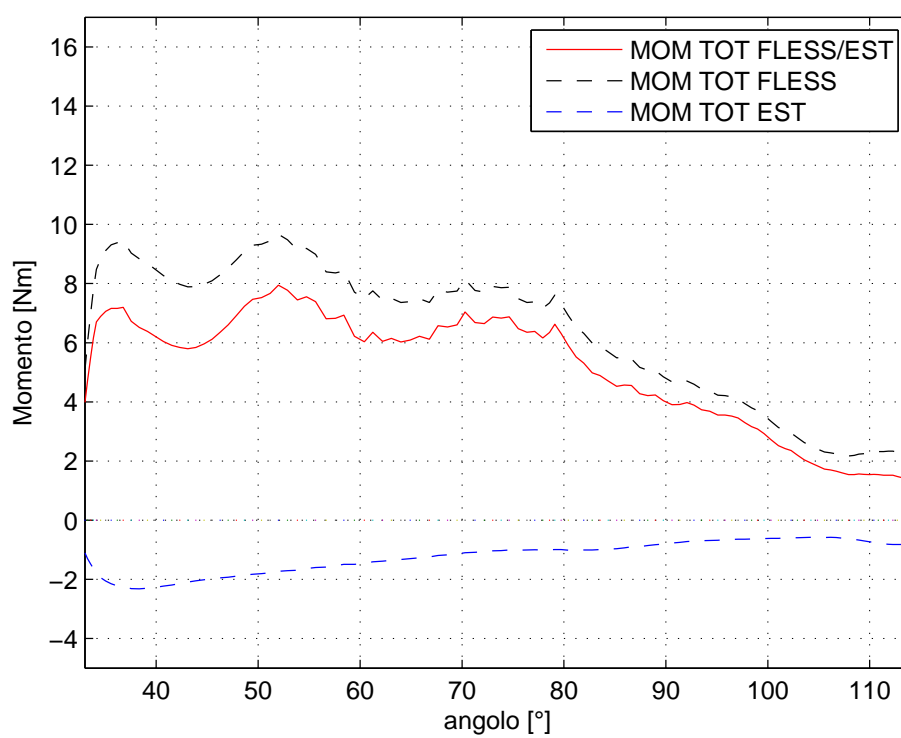


Figura 4.42: Momento totale dell' articolazione del gomito, movimento senza appoggio del gomito.

5. Movimento con pausa;

In questo movimento caratterizzato da una pausa intorno ai 70° di flessione e della durata di circa 1.2 secondi, si osserva un andamento del momento distinto dalla presenza di un picco iniziale e di altri due picchi in corrispondenza dell'istante iniziale e finale della pausa.

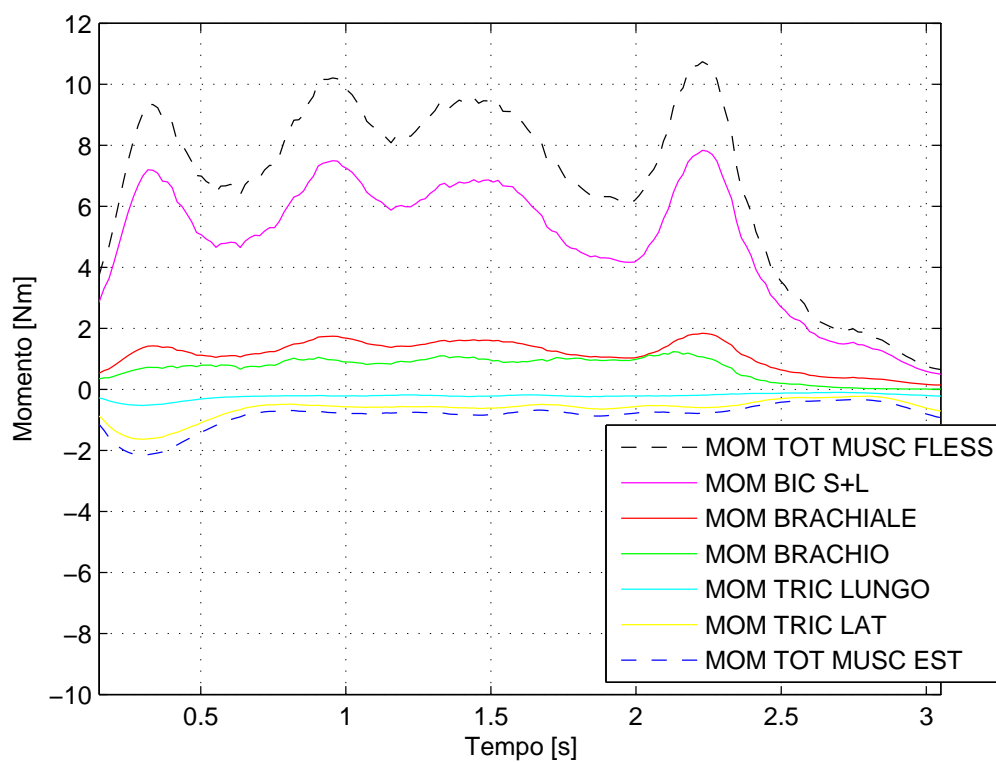


Figura 4.43: Momenti dei singoli muscoli studiati e momento totale dei muscoli flessori ed estensori, movimento con pausa.

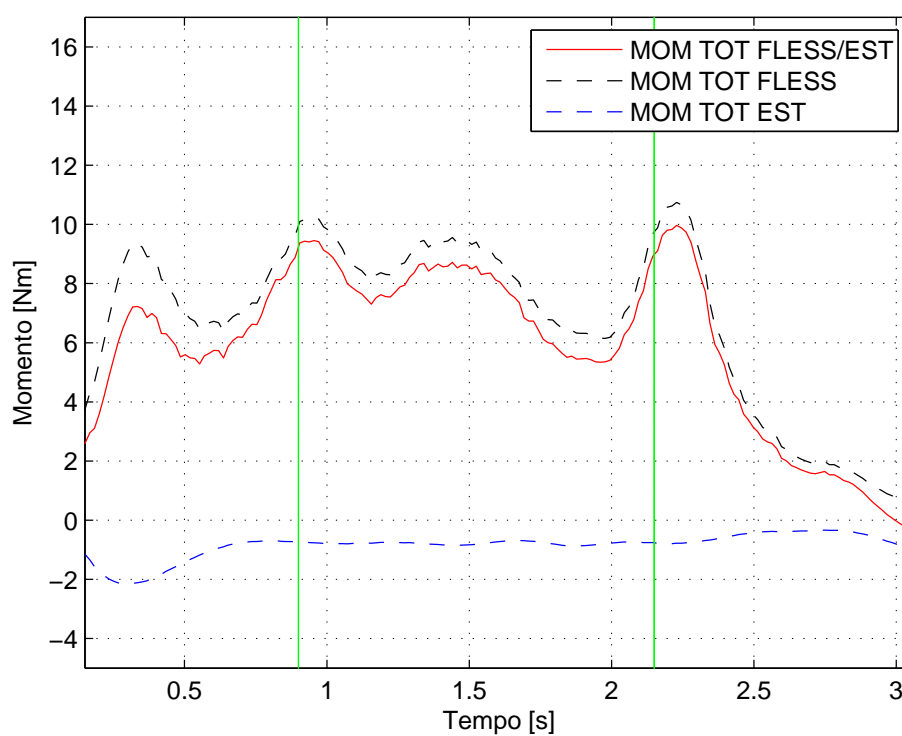


Figura 4.44: Momento totale dell' articolazione del gomito, movimento con pausa, l' intervallo temporale compreso tra le due linee verdi indica la fase di pausa.

4.4.3 Validazione momenti ottenuti

I risultati da noi ottenuti, in termini di momento, e presentati nel paragrafo precedente sono diversi in funzione del tipo di movimento effettuato.

Il contributo più forte al momento viene sempre dato dal bicipite, in quanto è il maggiore muscolo flessore del braccio mentre come si osserva dalle figure precedenti i muscoli estensori, tricipite capo laterale e capo lungo, danno un contributo basso in quanto i movimenti studiati sono di flessione del gomito.

I movimenti lento e medio sono molto simili in termini di andamento a campana e momenti massimi; per il movimento veloce il modello non è riuscito a dare una stima reale del momento a causa forse dell' elevata velocità del movimento.

I picchi massimi tra i 55° e i 65° , per i movimenti lento e medio sono accettabili e plausibili perchè come mostrato nella Figura 4.45 con il diminuire dell' attivazione si ha una diminuzione della forza massima e quindi anche del momento e uno spostamento di tali valori massimi verso angoli più bassi, quindi con lunghezze maggiori di quella ottimale.

Inoltre va tenuto in considerazione che la Figura 4.45 si riferisce ad attivazioni costanti mentre nel nostro caso le attivazioni variano nel tempo con il variare dell' angolo.

Nei lavori [40, 21] svolti da altri gruppi di ricerca, vengono stimati i momenti di flessione del gomito, che possono essere confrontati con quelli ottenuti in questo lavoro di tesi.

In questi due articoli i momenti ottenuti sono relativi a movimenti di natura isometrica, quindi con la massima forza esercitabile nei diversi angoli e ad attivazione costante massima. La Figura 4.46, [21], mostra i risultati per tre diversi modelli e l' andamento del momento in funzione dell' angolo, è confrontabile con quello ottenuto nel modello implementato in questa tesi.

Infatti per i tre diversi modelli presi in considerazione si hanno i massimi valori del momento nei corrispettivi angoli:

- modello di Buchanan: 95° - 100° ;
- modello di Amis: 60° - 65° ;

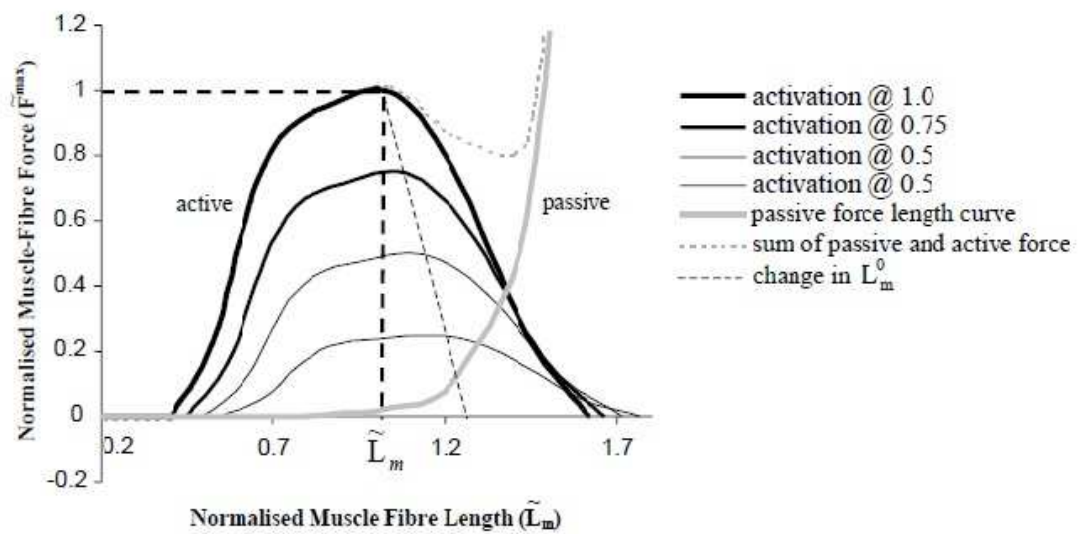


Figura 4.45: Andamento delle forze attiva e passiva del muscolo in funzione dell'attivazione, le curve sono normalizzate alla F_{max} e alla lunghezza a riposo.

- modello di Holzbaur: 90° - 95° ;

Inoltre è importante osservare la forma grafica della funzione, che ha un andamento a "campana" analogo a quello da noi trovato.

Anche nel lavoro [40] si hanno risultati molto simili in termini di andamento a campana del momento in funzione dell'angolo. Infatti come mostrato nella Figura 4.47 i massimi valori si hanno ai seguenti angoli:

- soggetti maschio: 75° - 80° ;
- soggetti donna: 55° - 60° ;
- media soggetti: 60° - 70° ;
- modello: 75° - 80° ;

Nei due lavori qui citati, si hanno differenze notevoli relativamente alle ampiezze del momento rispetto ai nostri risultati; questo è tuttavia normale poiché i risultati da loro ottenuti si rifanno a movimenti isometrici, ossia con massima forza sviluppabile dai muscoli, quindi con valori di attivazioni muscolari massimi;

invece nel nostro caso, come osservabile dai grafici delle attivazioni, le nostre attivazioni hanno valori bassi in quanto ottenuti da movimenti di flesso-estensione semplici, senza la massima contrazione muscolare.

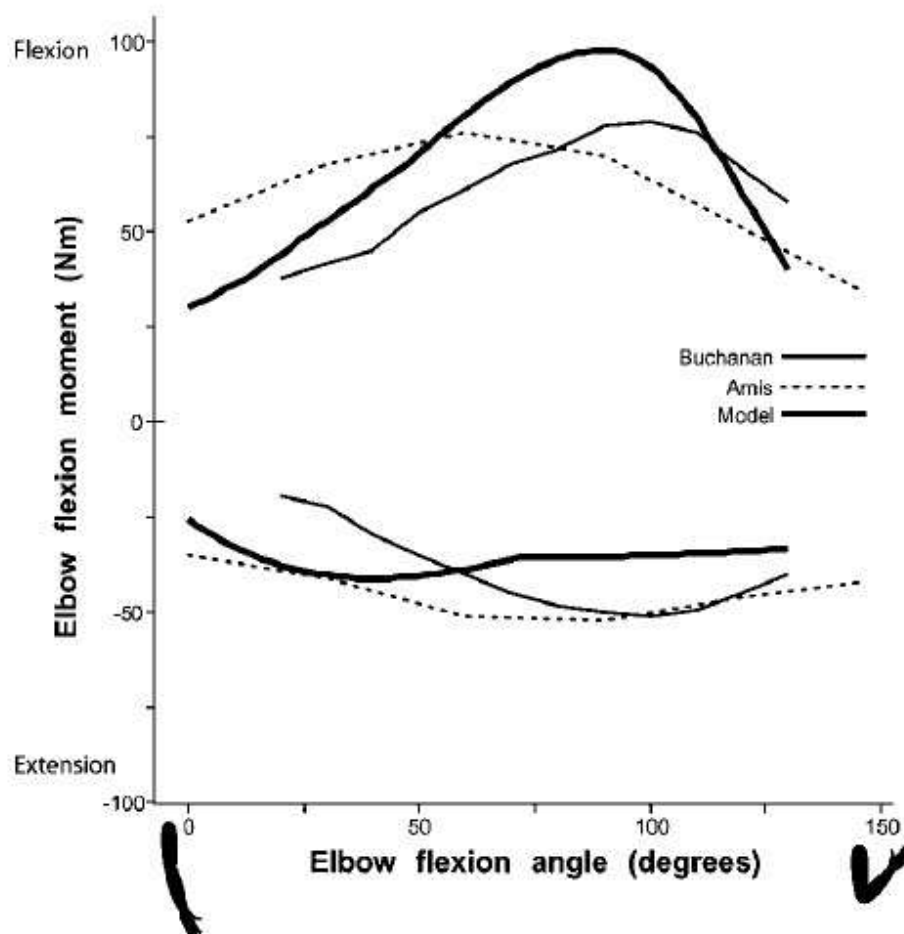


Figura 4.46: Momento totale dell' articolazione del gomito, tre diversi modelli presi dalla letteratura.

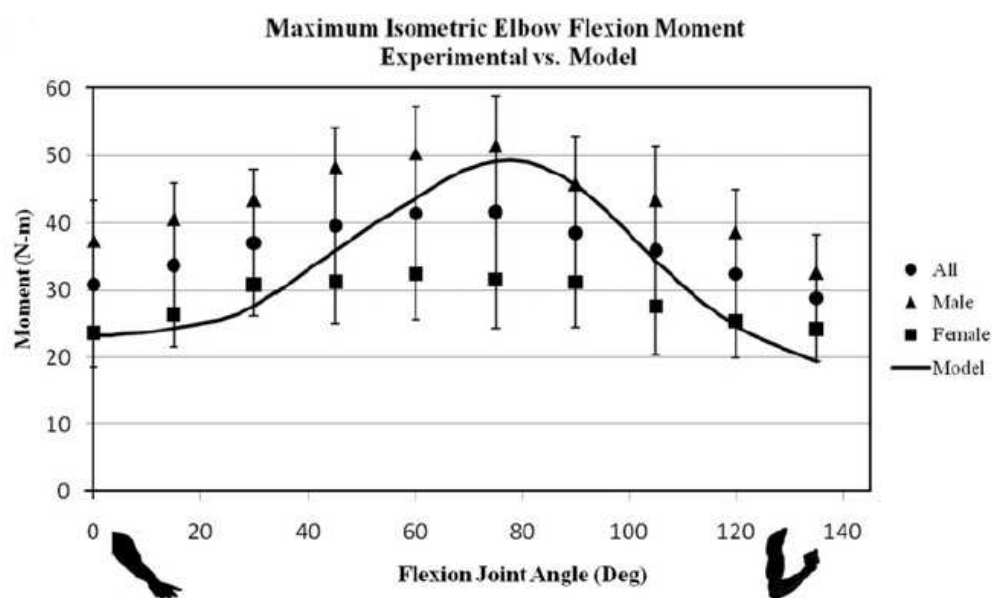


Figura 4.47: Momento totale dell' articolazione del gomito per diversi soggetti, dalla letteratura.

4.5 Verifica dell' accelerazione

Calcolati quindi i momenti totali di flessione per opera dei muscoli flessori ed estensori si è andati a fare una verifica relativamente alla dinamica del movimento.

Sono stati presi in considerazione le posizioni, cioè la variazione dell' angolo di flessione registrato mediante il sistema stereo fotogrammetrico. Calcolando la derivata seconda dell' angolo si è ottenuti l' accelerazione compiuta dall' avambraccio durante il movimento.

E' stato poi calcolato il momento derivante dall' azione della forza di gravità sul nostro avambraccio, tenendo in considerazione anche la presenza della bottiglia, secondo la formula:

$$M_{grav} = g \cdot Massa_{tot} \cdot L_{baric} \cdot \cos \theta \quad (4.9)$$

dove $Massa_{tot}$ è la massa dell' avambraccio sommata a quella della bottiglia, L_{baric} è la lunghezza del baricentro sull' avambraccio calcolato tenendo conto del peso nella mano e θ è l' angolo usato per il calcolo della forza di gravità ortogonale al braccio della forza.

Successivamente si è passati al calcolo dell' inerzia del gomito secondo l' equazione:

$$Inerzia = \frac{(Massa_{avamb} \cdot L_{tot})^2}{12} + M \cdot L_{baric}^2 + Massa_{bott} \cdot \left(\frac{L_{av} + L_{man}}{2} \right)^2 \quad (4.10)$$

dove $Massa_{avamb}$ è la sola massa dell' avambraccio, L_{tot} è la lunghezza totale avambraccio più mano e L_{av} e L_{man} sono rispettivamente la lunghezza dell' avambraccio e della mano e $Massa_{bott}$ è la massa della bottiglia.

Con a disposizione questi dati è stato quindi possibile il confronto tra le seguenti grandezze:

1. Momento gravità: M_{grav} ;
2. Momento totale derivante dal modello: M_i ;
3. Momento disponibile, come differenza tra il momento derivante dal modello e quello di gravità: $M_{disp} = M_i - M_{grav}$;

4. Momento dato dall' accelerazione calcolata a partire dalla derivata seconda dell' angolo, moltiplicata per l' inerzia del gomito: $M_{acc} = \ddot{\theta} \cdot Inerzia$;

Tuttavia le accelerazioni rilevate dal modello non sono risultate coerenti con quelli misurate direttamente dal sistema di acquisizione del movimento e ciò potrebbe essere dovuto a:

1. Possibili errori nella misura dell' angolo da parte del sistema stereofotogrammetrico, in seguito a problemi nel corretto posizionamento e rilevazione dei marcatori;
2. Il modello muscolo-scheletrico utilizzato, nella prima fase del movimento, cioè quando il braccio si trova ancora esteso, non è in grado di dare una stima corretta del momento per poter poi essere confrontato con quello ottenuto dalla misura diretta della posizione angolare;
3. All' interno dell' articolazione del gomito, potrebbero agire anche forze d' attrito viscoso che non sono state prese in considerazione nel modello implementato, forze che dipendono quindi dalla velocità e che possono influenzare il momento finale risultante.

Per il movimento veloce è tuttavia osservabile come la verifica dell' accelerazione dia risultati soddisfacenti, in quanto all' inizio del movimento si ha un momento positivo elevato, quindi accelerazione positiva. Successivamente con il proseguire del movimento si ha una diminuzione di tale valore, fino a valori negativi, quindi accelerazione negativa, indice di una fase di decelerazione, in quanto l' avambraccio si sta portando alla sua massima flessione, Figura 4.48.

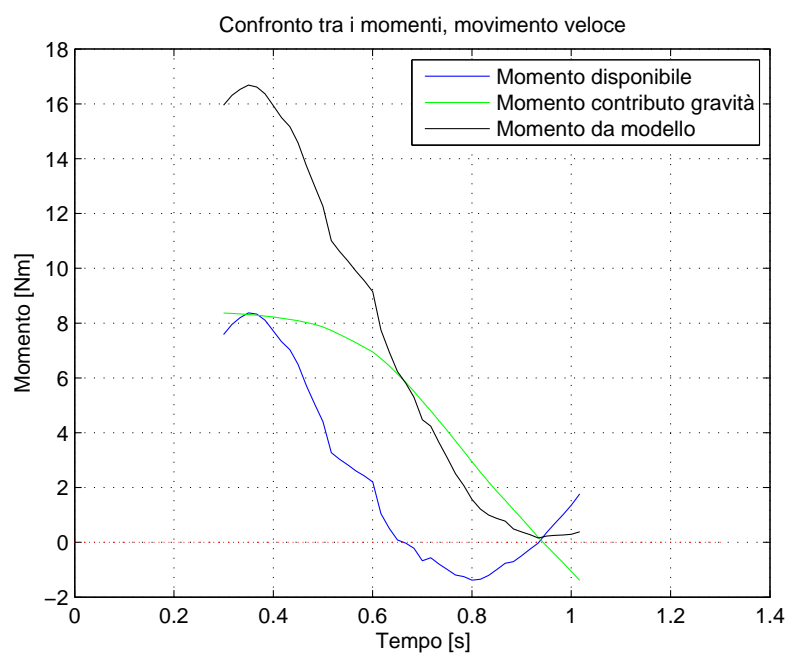


Figura 4.48: Confronto tra momento disponibile, momento del modello e momento della gravità per il movimento veloce.

Conclusioni

In questo lavoro di tesi sono state prese in considerazione diverse conoscenze, relative alla composizione dei muscoli e al loro funzionamento.

Da un quadro più generale, quello muscolare, si è soffermati al distretto corporeo dell' arto superiore, studiando più nel dettaglio i vari muscoli qui presenti.

Successivamente si è riposta l' attenzione sull' articolazione del gomito e su come avviene il movimento di flessione e quali muscoli tale movimento coinvolge.

E' stato necessario anche acquisire le conoscenze relative all' uso dell' elettromiografo di superficie e alle tecniche di registrazione del movimento mediante stereofotogrammetria.

Tali competenze sono state necessarie al fine di ottenere l' andamento, dell' angolo di flesso-estensione del gomito, nel tempo e le attivazioni muscolari nei diversi movimenti di flesso-estensione eseguiti.

In seguito usando particolari modelli matematici basati su funzioni polinomiali è stato possibile il calcolo delle lunghezze muscolari in funzione dell' angolo e i relativi braccio delle forze. A questo punto, a partire dal modello muscolare di Hill si è elaborato un particolare modello neuro-muscolo-scheletrico per avere le forze muscolari dei singoli muscoli, note dunque le forze e il braccio delle forze è stato possibile il calcolo dei singoli momenti muscolari.

Dai singoli momenti si è ricavati dunque il momento totale dell' articolazione, per i diversi regimi di movimenti effettuati sul paziente e successivamente si è passati allo studio dinamico del nostro sistema gomito.

Relativamente alla validazione dei risultati da noi ottenuti , si può dire che gli andamenti del momento dell' articolazione del gomito sono confrontabili con quelli trovati in letteratura, tenendo comunque presente le differenze dovute alla diversa tipologia di test eseguito; bisogna inoltre evidenziare che il modello del muscolo è un modello molto complesso che dipende da molti parametri, come visto precedentemente, parametri che possono variare notevolmente da un valore all' altro in quanto a livello muscolare non esiste ancora una standardizzazione dei valori.

Inoltre bisogna tenere in considerazione i livelli di attivazione ottenuti dal sEMG in quanto anche se risultato di elaborazioni per renderli i più "puliti" possibili, il segnale sEMG conterrà sempre dei disturbi, i quali andranno a influenzare poi i risultati finali in quanto l' attivazione è uno degli ingressi fondamentali del nostro modello.

Per lo studio della dinamica del gomito possibili cause della discordanza nei valori confrontati possono ricercarsi, come detto precedentemente o in un problema del modello che non riesce a stimare correttamente il momento nei primi istanti del movimento oppure in una errata rilevazione degli angoli, da parte del sistema stereofotogrammetrico, angoli che sono ingresso fondamentale nel nostro modello.

Dopo aver indagato il funzionamento del sistema neuro-muscolare su un paziente sano, possibili sviluppi possono essere l' applicazione del modello, opportunamente modificato, su molteplici soggetti in modo da avere una standardizzazione e un confronto dei dati su diverse persone.

Possibile sviluppo è anche lo studio su pazienti con patologie neuro-muscolari al fine di individuare le principali differenze in termini di attivazioni muscolari e produzione delle forze, per individuarne le sostanziali differenze.

Inoltre il modello neuro-muscolo-scheletrico qui elaborato può essere inserito all' interno del lavoro relativo al controllo del movimento per andare a studiare nel dettaglio come noi eseguiamo e pianifichiamo un determinato movimento dell' arto superiore.

Appendice A

Appendice

In questa sezione sono presenti un elenco di chiavi di ricerca (*keyword*), con relativa traduzione italiana, utili per la ricerca degli argomenti sui motori di ricerca internazionali e parte dei codici utilizzati per l' implementazione del modello neuro-muscolo-scheletrico.

A.1 Codici utilizzati

Codice Matlab utilizzato per il calcolo della forza prodotta dal bicipite, per gli altri muscoli la struttura del codice è la stessa ma cambiano i valori dei parametri.

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
Lce=[];          %inizializzo vettore vuoto che conterrà lunghezza CE  
global XPREC     %variabili necessarie all' interno della fsolve  
global I  
global a  
num_iter=length(ml_bic); %numero iterazioni ciclo for  
XPREC=0;  
load ml_bic  
attivazione=frame_att_bic(1:end,1);  
  
for i=1:1:num_iter
```

```

    if XPREC==0                %if per calcolo primo valore (velocità=0)
        x0 = [0;0;0] ;
        I=i;
        a=attivazione(i);
        options=optimset('MaxFunEvals',100000,'MaxIter', 500);
        [x,fval] = fsolve(@bicipite_lce_primovalore,x0,options);
        XPREC=x(1);
        Lce(i)=[x(1)];
        Fl(i)=[x(2)];
        FV(i)=[x(3)];
    else
x0 = [0;0;0;0];
I=i;
a=attivazione(i);
options=optimset('MaxFunEvals',100000,'MaxIter', 500);
[x,fval] = fsolve(@bicipite_lce,x0,options);
XPREC=x(1);
Lce(i)=[x(1)];
Fl(i)=[x(2)];
FV(i)=[x(3)];
VCE(i)=[x(4)];
    end
end

Fcemax=461.76;                % massima forza prodotta dal CE [N]
attivazione=frame_att_bic(1:end,1);
a=attivazione';
Fce=a.*Fl.*FV*Fcemax;        % formula forza componente CE

```

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

A seguire, la funzione richiamata all' interno del codice sopracitato, necessaria per il calcolo della prima lunghezza della componente CE in quanto per il pri-

mo valore il muscolo si trova in una condizione di staticità, nessuna contrazione quindi velocità nulla.

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
function F = bicipite_lce_primovalore(x)
% Lce=x(1) lunghezza della parte contrattile del muscolo CE
% fl=x(2) forza-lunghezza
% fv=x(3) forza-velocità

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%variabili globali usate per richiamare valore precedente
global I a
Fcemax=461.76;          % massima forza prodotta dal CE [N]
Sse=2.8;               % parametro forma
Lts=0.18;             % lunghezza parte tendine [cm]
LmaxSE=0.03*Lts;      % massima variazione lunghezza SE

load ml_bic
%carico valori lunghezza bicipite
Lpe=ml_bic./100;

ff=0.56;              % percentuale fibre veloci
Lce0=0.1307;         % lunghezza ottimale CE [m]
Vce0=0.5*(a+1)*(2*Lce0+8*Lce0*ff); % velocità CE ottimale

aa=0;                %valore per rendere zero il termine della velocitàCE

F=[(((1.3*Fcemax)/(exp(Sse)-1))*(exp((Sse/LmaxSE)*(Lpe(I)-Lts-x(1)))-1))..
    *(Lpe(I)>=Lts+x(1))-(a*x(2)*x(3)*Fcemax);
    x(2)-(exp(-0.5*(((x(1)-Lce0)/Lce0)-0.05)/0.19)^2));
    x(3)-(0.1433/(0.1074+exp(-1.3*sinh(2.8*(aa/Vce0)+1.64))))];

```

%%%

La funzione chiamata nel momento in cui inizia il movimento di flessione-estensione, quindi in presenza di velocità di accorciamento delle fibre muscolari.

%%%

```
function F = bicipite_lce(x)
% Lce=x(1) lunghezza della parte contrattile del muscolo CE
% fl=x(2) forza-lunghezza
% fv=x(3) forza-velocità
% Vce=x(4) velocità parte contrattile del muscolo CE

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% bicipite %%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%variabili globali usate per richiamare valore precedente
global XPREC
global I a
Fcemax=461.76;           % massima forza prodotta dal CE [N]
Sse=2.8;                % parametro forma
Lts=0.18;               % lunghezza parte tendine [cm]
LmaxSE=0.03*Lts;       % massima variazione lunghezza SE

load ml_bic
%carico valori lunghezza bicipite
Lpe=ml_bic./100;

ff=0.56;                % percentuale fibre veloci
Lce0=0.1307;           % lunghezza ottimale CE [m]
Vce0=0.5*(a+1)*(2*Lce0+8*Lce0*ff); % velocità CE ottimale
t=4/length(Lpe);       % tempo campionamento
```


A.2 Chiavi di ricerca

Inglese	Italiano
elbow	gomito
upper limb	arto superiore
flexion-extension model	modello di flessione-estensione
Hill model	modello di Hill
dynamic joint torques	Momento dinamico
sEMG	elettromiografia di superficie
muscles structure	struttura muscolare
stereofotogrammetry	stereofotogrammetria
sEMG signal elaboration	elaborazione segnale sEMG
neuromusculoskeletal model implementation	implementazione modello neuro-muscolo-scheletrico

Bibliografia

- [1] <http://en.wikipedia.org/wiki/Muscle>.
- [2] G. C. Baldoni, A. Bastianini, S. Castorina, and L. Comparini, *Trattato di anatomia umana*. Italia: Edi ermes, 2008.
- [3] F. Pizzutilo, “Fisiologia del muscolo scheletrico,” Corso di Bioingegneria del Movimento e Riabilitazione, Università degli Studi di Padova, 2010-2011.
- [4] <http://muscle.ucsd.edu/musintro/jump.shtml>.
- [5] <http://www.lifemodeler.com/LMManual/Amusclesform.shtml>.
- [6] E. Cavallaro, J. Rosen, C. Perry, and S. Burns, “Real-time myoprocessors for a neural controlled powered exoskeleton arm,” *Ieee Transactions on Biomedical engineering*, vol. 53, no. 11, 2006.
- [7] <http://www.my personaltrainer.it/fisiologia/>.
- [8] http://perstrainer.interfree.it/fibre_muscolari.htm.
- [9] <http://www.musclepedia.org/articles/view.php?id=39>.
- [10] G. Lloyd and T. Besier, “An emg driven musculoskeletal model to estimate muscle force and knee joint movements in vivo,” *Journal of Biomechanics*, pp. 765–776, 2003.
- [11] P. Konrad, *The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*.
- [12] J. H. Quach, *Surface Electromyography: Use, Design and Technological Overview*.

-
- [13] J. Hermens and B. Freriks, “Development of recommendations for semg sensors and sensors placement procedures,” *Journal of Electromyography*, pp. 361–374, 2000.
- [14] <http://www.seniam.org/>.
- [15] F. Pizzutilo, “Elettromiografia: Strumentazione ed analisi dei segnali,” Corso di Bioingegneria del Movimento e Riabilitazione, Università degli Studi di Padova, 2010-2011.
- [16] <http://www.sieso.info/en/product-info/disposable-emg-electrodes-suited-for-bf001-50-pcs/327>.
- [17] M. Menchi and M. Manazzoni, *I principali muscoli dell’ arto superiore (Dalla fisiologia all’ allenamento)*.
- [18] F. Milani, “Studio e valutazione di robot per la riabilitazione,” Tesi di Laurea in Ingegneria Biomedica, Università degli Studi di Padova, 2004-2005.
- [19] P. Pigeon, H. Yahia, and G. Feldman, “Moment arms and lengths of human upper limb muscles as functions of joint angles,” *Journal of Biomechanics*, vol. 29, pp. 1365–1370, 1996.
- [20] M. Murray, L. Delp, and S. Buchanan, “Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position,” *J Biomechanics*, vol. 28, no. 5, pp. 513–525, 1995.
- [21] S. Holzbaur and R. Murray, “A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery,” *Annals of Biomedical Engineering*, pp. 829–840, 2005.
- [22] T. Kodek and M. Munih, “An analysis of static and dynamic joint torques in elbow flexion extension movements,” *Simulation Modelling*, pp. 297–311, 2003.
- [23] P. Lavoie *et al.*, *An introduction to NURBS*, January 1999.

- [24] D. Surdilovic, R. Bernhardt, and T. Schmidt, "STRING-MAN: A new wire robotic system for gait rehabilitation," in *Proceedings of the IEEE 8th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR2003*, Daejeon, Republic of Korea, Apr. 2003.
- [25] <http://www.merlo.it>.
- [26] <http://www.salviofiore.it/ANATOMIA/muscoliartsuperiori1.htm>.
- [27] <http://medicinapertutti.altervista.org>.
- [28] <http://medimages.hostzi.com/album/ARTOSUPERIORE/Spalla/slides/muscoliavambracciogomito.html>.
- [29] <http://www.lswn.it/robotica/articoli/manobiomeccatronicaacinqueditamanoumanaecibernetica>.
- [30] <http://www.benessere.com/fitness-e-sport/traumi-da-sport/ilgomito.htm>.
- [31] F. Pizzutilo, "Misura del movimento e della postura: Stereofotogrammetria," Corso di Bioingegneria del Movimento e Riabilitazione, Università degli Studi di Padova, 2010-2011.
- [32] G. Wua and F. Helmb, "Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems part ii," *Journal of Biomechanics*, pp. 981–992, 2005.
- [33] D. Callegaro, "Ruolo del feedforward nell' apprendimento di task motori," Tesi di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica, Università degli studi di Padova, 2010-2011.
- [34] A. Portone, "Studi sperimentali sulle strategie per il controllo di diversi tipi di movimento del braccio," Dottorato di ricerca in Neuroscienze, Università degli studi di Roma Tor Vergata, 2008-2009.
- [35] H. Ting and J. Macpherson, "A limited set of muscle synergies for force control during postural task," *Journal Neurophysiol*, pp. 609–613, 2005.

-
- [36] F. Hug, N. Turpin, and A. Guevel, "Is interindividual variability of emg patterns in trained cyclists related to different muscle synergies," *J Appl Physiol*, vol. 108, 2010.
- [37] L. Le, "Muscolotendon modeling of the elbow joint for unimpaired subjects and persons after stroke using noninvasive and in vivo information," Tesi di Laurea in Ingegneria Biomedica, The Hong Kong Polytechnic University, 2006-2007.
- [38] M. Murray, "The functional capacity of the elbow muscles: Anatomical measurements, computer modeling, and anthropometric scaling," Tesi di Laurea in Ingegneria Biomedica, Northwestern University, 1997-1998.
- [39] A. Michel, A. Patrick, and E. Crago, "A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm and wrist," *J. Biomechanics*, vol. 29, no. 10, pp. 1319–1330, 1996.
- [40] R. Hale, D. Dorman, and R. Gonzalez, "Individual muscle force parameters and fiber operating ranges for elbow flexion extension and forearm pronation supination," *Journal of Biomechanics*, vol. 44, pp. 650–656, 2011.
- [41] R. Crowninshield and A. Brand, "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion," *J Biomech*, vol. 14, 1981.