

POLITECNICO DI TORINO

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA MECCANICA E AEROSPAZIALE

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**Variazione della forza elettricamente indotta in funzione
dell'angolo articolare e della posizione degli elettrodi di
stimolazione:**

**nuove proposte per una ottimizzazione della stimolazione
elettrica funzionale**

Relatore:

Prof. Martins Taian Veiera

Corelatore:

Talita Peixoto Pinto

Candidato:

Sara Ramona Cristiano

Marzo 2020

Ringraziamenti

Al mio papà e alla mia mamma, vi ringrazio per avermi sostenuta in questi anni, spronandomi a dare sempre il meglio e ricordandomi che sapersi guardare indietro è la chiave per costruirsi il domani migliore.

Alla mia mamma, hai sempre rimpianto le occasioni mancate della tua vita e, nonostante tutto il dolore che queste ti riportavano alla luce, le hai sempre usate per farmi capire quale fosse il mio obiettivo e come raggiungerlo. Grazie per aver creduto in me, più di quanto sia lecito che una madre creda e confidi nel proprio figlio. Grazie per non avermi abbandonata nemmeno alle 2 di notte, quando, in preda al panico, avevo solo bisogno di sentire la tua voce. E, col cuore in mano, ti chiedo scusa, mamma, se quando tu hai avuto bisogno di me, non sono stata fisicamente al tuo fianco. Avrei voluto essere davvero il tuo bastone. Sei e sarai per sempre la mia roccia tra tutte queste pietre. Grazie.

Alla mia piccola straordinaria sorellina. La forza che fuoriesce dalla tua corazza è indescrivibile e mi ha sempre fatto credere che fosse la chiave del tuo successo. In realtà, in questi mesi mi hai insegnato che quelle che per alcuni possono sembrare debolezze, per i veri forti non sono altro che trampolini di lancio verso qualcosa di più bello. Grazie, Ilaria, per avermi insegnato a non aver paura, ad affrontare tutto quello che la vita mi offre e per aver avuto la pazienza di aiutarmi anche se non era un tuo dovere.

Al mio papà, grazie per avermi riservato solo chiacchiere spensierate nelle chiamate che ci siamo dedicati. Pur non sentendoti spesso, ho sempre saputo che, se avessi avuto bisogno di sdrammatizzare sulle mie paure, sarebbe bastato uno squillo. Grazie per avermi sempre elogiato con i tuoi amici e i tuoi colleghi. Sapere del tuo orgoglio, con me troppe volte silente, mi ha dato la marcia in più che mi serviva in ogni singolo sforzo.

Al mio Francesco, il compagno fedele di questo viaggio. Sei stato il mio punto di riferimento in questi mesi, dandomi forza e amore con semplici gesti. Se sono riuscita ad arrivare fin qui, lo devo a te, che mi hai sempre spronata a fare di più, a fare di meglio, a non arrendermi di fronte alle difficoltà, a non abbattermi quando ricevevo delle critiche. Hai placato, per quanto possibile, le mie impulsività, rendendomi una persona migliore e capace di affrontare ciò che, a prima vista, sembrava più grande di me. Ti ringrazio per avermi aiutata e accompagnata sempre mano nella mano in questo percorso, per aver cercato di capire cose che non rientravano nei tuoi interessi pur di aiutarmi a venirne a capo. Il tuo sapermi ascoltare, mettendo al primo posto le mie esigenze, nonostante ti tenessero sveglio oltre il tuo coprifuoco, sono state le forbici che mi hanno fatto tagliare questo traguardo. Ti ringrazio per aver fatto sì che le speranze che, giorno dopo giorno, disegnavo con te, siano diventate realtà. Grazie.

Ai miei nonni. Durante questi anni, ogni volta che tornavo a casa, ho trovato sul vostro viso sempre qualche rughetta in più, ma il sorriso che a 32 denti (finti) mi rivolgevatte, era il regalo più bello.

Nonno, i racconti di quando eri appena un ragazzino e, pur di imparare qualcosa in più, ti sporcavi il naso con la cenere di quella candela, sono stati per me la spinta ad andare avanti sulla mia strada ed arrivare fin qui. Ti ringrazio per non aver mai smesso di chiedermi, ai nostri appuntamenti telefonici settimanali, novità “sui libri” e su quello che ho fatto e che vorrei fare, nonostante tu non abbia avuto le basi per capirlo. I tuoi grandi occhi verdi che, stringendosi, si sforzavano di capire quello di cui ti stavo parlando, sono ciò che avevo fisso in mente ogni volta che ero io a non capire quello che stavo facendo.

Nonna, purtroppo la vita ti ha riservato troppo dolore per te che sei piccola e fragile come una foglia. Tu non hai mai voluto parlare di “scuola”, perché, come per tutte le nonne, l’unica domanda da farmi è sempre stata “È tutto a posto, sì?”, perché per te era l’unica cosa importante. È tutto a posto, nonna. Ti ringrazio per avermi insegnato che le cose brutte accadono a tutti, ma che, con lo spirito giusto, che hai avuto tu, tutti le possono affrontare, perfino io.

Al mio coinquilino. Alberto, so che non sono la coinquilina ideale, perché non ti ho dato soddisfazioni con la pizza kebab mai provata, ma ti ringrazio per essere stato il mio Drogon contro il temutissimo Matlab. Grazie per le pause relax e per i costanti e puntuali aggiornamenti COVID-19 che, paradossalmente, hanno ridotto i miei sintomi di ipocondria e allontanato le mie ansie sempre più incombenti.

A Mariagrazia. Grazie per essere stata la mia confidente in questo percorso e nella vita. Tornare giù e passare con te le sere uggiose nel nostro piccolo paese, affrontando le nostre ansie e le nostre speranze sul futuro, mi hanno insegnato a non sottovalutare il coraggio che ho avuto a lasciare la nostra terra.

A Maurizia, da tutta la vita, sei la persona con cui ho condiviso quasi tutto. Ti ringrazio per non aver mollato la presa in questo periodo con me. Grazie per avermi alleggerito le giornate con i tuoi “scoop” durante le nostre infinite chiamate, riuscendo a farmi vivere questo percorso come se fossimo rimaste congelate nella nostra idilliaca infanzia, in cui non ci preoccupavamo di niente.

Alle Zobole. I miei più veri e sinceri amici di Torino. Vi ringrazio per aver reso le mie giornate e notti di studio un po' meno odiose. Grazie per l'anno meraviglioso di convivenza che avete condiviso con me, facendomi sentire sempre a casa. Siete la mia famiglia del Nord. Grazie per tutte le risate, i giochi inventati, per tutte le cene, i pranzi, le colazioni e le pause caffè, che mi avete regalato. Grazie per essermi stati vicini ogni volta che ne avevo bisogno anche semplicemente ascoltando il mio silenzio. Senza di voi, non sarei arrivata a questa fine con lo stesso sorriso.

Grazie agli amici impavidi, che senza remore, si sono sottoposti a questo studio, incuranti del dolore e del tempo che hanno sottratto ai loro impegni. Senza di voi, non ce l'avrei fatta a concludere questo percorso.

Ringrazio, infine, il mio relatore Taian e la mia co-relatrice Talita, per avermi dato la possibilità di promuovere questa ricerca e di imparare ogni giorno qualcosa di nuovo. Vi ringrazio per il sostegno che mi avete dato e, soprattutto, per i vostri rimproveri che mi hanno fatta crescere ed hanno fondato le basi per la mia carriera futura.

Indice Analitico

Capitolo 1	INTRODUZIONE	1
Capitolo 2	STATO DELL'ARTE	3
2.1	Il muscolo scheletrico	3
2.1.1	Struttura del muscolo scheletrico	3
2.1.1.1	Tipologie di fibre muscolari	5
2.1.2	Meccanismo di contrazione	5
2.1.3	Tipi di contrazione	6
2.1.3.1	Caratteristiche della contrazione isometrica	6
2.1.3.2	Curva tensione-lunghezza nel muscolo	8
2.2	Elettrostimolazione	9
2.2.1	Tipologie di correnti terapeutiche	9
2.2.2	Effetti delle variazioni della corrente nei tessuti	11
2.2.3	Tipologie di elettrodi di stimolazione	12
2.2.4	Configurazione degli elettrodi	13
2.3	Differenze tra contrazione volontaria e contrazione elettricamente stimolata	15
2.3.1	Attivazione volontaria delle unità motorie	15
2.3.2	Ordine di attivazione delle unità motorie con la stimolazione elettrica	15
2.4	Elettromiografia	17
2.4.1	EMG e stimolazione elettrica	17
2.5	Ultrasonografia	19
2.5.1	Ultrasonografia e sistema muscolare	19
2.6	La curva momento-angolo articolare	21
2.7	Tecniche di stimolazione elettrica e applicazioni	23

2.7.1	FES-Cycling.....	25
2.7.2	FES-Rowing.....	26
2.7.3	Cinematica del passo.....	27
Capitolo 3 MATERIALI E METODI		30
3.1	Setup sperimentale	30
3.1.1	Trasduttore di Coppia.....	30
3.1.2	Ecografo	31
3.1.3	Stimolatore elettrico neuromuscolare.....	33
3.1.4	Sistema DuePro.....	37
3.1.5	Sistema Forza.....	39
3.2	Protocollo	41
3.2.1	Partecipanti.....	41
3.2.2	Posizionamento degli elettrodi di prelievo.....	41
3.2.3	Posizionamento del soggetto nel trasduttore di coppia	42
3.2.4	Posizionamento degli elettrodi di stimolazione	45
3.2.5	Protocollo di stimolazione.....	49
3.2.5.1	Esecuzione della prova di contrazione massima volontaria	49
3.2.5.2	Esecuzione della prova di stimolazione elettrica	49
3.3	Elaborazione dei dati acquisiti.....	54
3.3.1	Elaborazione dei dati della contrazione massima volontaria	54
3.3.2	Elaborazione dei dati della contrazione elettricamente indotta.....	57
3.3.3	Statistica dati di coppia di estensione del ginocchio	64
3.3.4	Elaborazione dei dati della sEMG.....	65
3.3.5	Statistica dei dati dell'EMG.....	68
Capitolo 4 RISULTATI E DISCUSSIONI		71
4.1	Immagini ecografiche.....	71

4.1.1	Presentazione dei risultati	71
4.1.2	Discussione dei risultati	73
4.2	Coppia di estensione del ginocchio	74
4.2.1	Presentazione dei risultati	74
4.2.2	Discussione dei risultati	75
4.2.2.1	Influenza della distanza interelettroica sulla coppia di estensione.....	75
4.2.2.2	Influenza dell'angolo articolare sulla coppia di estensione.....	76
4.2.2.3	Interazione angolo-distanza interelettroica sulla coppia di estensione.....	77
4.3	EMG dei muscoli agonisti e antagonisti	79
4.3.1	Presentazione dei risultati	79
4.3.2	Discussione dei risultati	80
Capitolo 5 CONCLUSIONI		82
Bibliografia		85

Indice delle Figure

<i>Figura 2.1.1.1: Struttura gerarchica del muscolo striato</i>	4
<i>Figura 2.1.2.1: Modificazioni del sarcomero durante la contrazione</i>	6
<i>Figura 2.1.3.1: Scossa semplice e tetano fuso (in blu) e registrazioni grafiche delle contrazioni muscolari (miogramma, in rosso)</i>	7
<i>Figura 2.1.3.2: Curva tensione-lunghezza del muscolo: tensione passiva, attiva e totale</i>	8
<i>Figura 2.2.1.1: Corrente diretta (DC)</i>	10
<i>Figura 2.2.1.2: Corrente alternata (AC)</i>	10
<i>Figura 2.2.1.3: Corrente pulsata (PC) e caratteristiche specifiche</i>	11
<i>Figura 2.2.4.1: Configurazione monopolare degli elettrodi di stimolazione (catodo e anodo)</i>	13
<i>Figura 2.2.4.2: Configurazione bipolare degli elettrodi di stimolazione (catodo e anodo)</i>	14
<i>Figura 2.4.1.1: Stimolo elettrico, periodo di latenza e onda M</i>	17
<i>Figura 2.4.1.2: Artefatto di stimolazione Onda M</i>	18
<i>Figura 3.1.1.1: Trasduttore di coppia</i>	30
<i>Figura 3.1.2.1: Ecografo</i>	31
<i>Figura 3.1.2.2: a) Sonda sul vasto laterale, b) Sonda sul retto femorale, c) Sonda sul vasto mediale</i>	32
<i>Figura 3.1.2.3: Misura spessore sottocutaneo e muscolare del VL</i>	32
<i>Figura 3.1.3.1: Stimolatore Elettrico Portatile RehaStim</i>	33
<i>Figura 3.1.3.2: Stimolatore elettrico connesso al sistema di acquisizione</i>	35
<i>Figura 3.1.3.3: Elettrodi di stimolazione</i>	36
<i>Figura 3.1.3.4: Sistema di acquisizione del segnale di stimolazione</i>	36
<i>Figura 3.1.3.5: Sistema di acquisizione del segnale di stimolazione connesso allo stimolatore elettrico</i>	37
<i>Figura 3.1.4.1: Sonde Due connesse agli elettrodi di prelievo</i>	38
<i>Figura 3.1.4.2: Sonda DueBio</i>	39
<i>Figura 3.1.5.1: Sistema Forza (FZ005 ed FZ007) connesso ai due canali della sonda DueBio</i>	40
<i>Figura 3.2.2.1: Posizionamento elettrodi di prelievo sui muscoli antagonisti</i>	42
<i>Figura 3.2.3.1: Trasduttore di coppia a 30°</i>	43
<i>Figura 3.2.3.2: Trasduttore di coppia a 60°</i>	44
<i>Figura 3.2.3.3: Trasduttore di coppia a 90°</i>	44
<i>Figura 3.2.3.4: Trasduttore di coppia a 120°</i>	45
<i>Figura 3.2.4.1: Posizionamento elettrodi in L1</i>	46
<i>Figura 3.2.4.2: Posizionamento elettrodi in L3</i>	47
<i>Figura 3.2.4.3: Posizionamento del soggetto sul trasduttore di coppia</i>	48
<i>Figura 3.2.5.1: Angolo articolare di 120° in L3</i>	50
<i>Figura 3.2.5.2: Angolo articolare di 30° in L1</i>	51
<i>Figura 3.2.5.3: Angolo articolare di 60° in L3</i>	51

<i>Figura 3.2.5.4: GUI- Connessione sonde Due e DueBio al PC</i>	52
<i>Figura 3.2.5.5: GUI- Impostazione della frequenza di stimolazione (20 pps) e dei canali di stimolazione</i>	52
<i>Figura 3.2.5.6: GUI- Impostazione dei parametri di stimolazione (intensità e durata dell'impulso)</i>	53
<i>Figura 3.3.1.1: Segnale di coppia grezzo nella prima MVC</i>	54
<i>Figura 3.3.1.2: Segnale di coppia grezzo nella seconda MVC</i>	55
<i>Figura 3.3.1.3: Segnale di coppia risultante nella prima MVC [Nm]</i>	56
<i>Figura 3.3.1.4: Segnale di coppia risultante nella seconda MVC [Nm]</i>	56
<i>Figura 3.3.2.1: Segnale di coppia grezzo</i>	57
<i>Figura 3.3.2.2: Segnale di coppia risultante filtrato</i>	58
<i>Figura 3.3.2.3: Segnale di coppia risultante filtrato in assenza di plateau</i>	59
<i>Figura 3.3.2.4: Risposta di un sistema del primo ordine a un input a gradino</i>	59
<i>Figura 3.3.2.5: MSE</i>	61
<i>Figura 3.3.2.6: Funzione reale vs funzione esponenziale ideale</i>	62
<i>Figura 3.3.2.7: Segnale di coppia L1 a 30°</i>	63
<i>Figura 3.3.2.8: Segnale di coppia L3 a 90°</i>	63
<i>Figura 3.3.4.1: sEMG BF</i>	65
<i>Figura 3.3.4.2: sEMG ST</i>	66
<i>Figura 3.3.4.3: sEMG VL</i>	66
<i>Figura 3.3.4.4: sEMG VM</i>	67
<i>Figura 3.3.4.5: Onda M media dei muscoli antagonisti</i>	68
<i>Figura 3.3.4.6: Onda M media dei muscoli agonisti</i>	68
<i>Figura 4.1.1.1: Istogramma dello spessore del tessuto sottocutaneo</i>	72
<i>Figura 4.1.1.2: Istogramma dello spessore del tessuto muscolare</i>	72
<i>Figura 4.2.1.1: Coppia di estensione del ginocchio</i>	74
<i>Figura 4.2.1.2: Risultati di gruppo assoluti e normalizzati della coppia</i>	75
<i>Figura 4.3.1.1: EMG dei muscoli agonisti e antagonisti</i>	79
<i>Figura 4.3.1.2: Risultati di gruppo dell'EMG dei muscoli agonisti e antagonisti</i>	80

Indice delle Tabele

<i>Tabella 3.1.3-1: Dettagli Tecnici dello Stimolatore RehaStim</i>	35
<i>Tabella 3.2.4-1: Caratteristiche Fisiche e lunghezza di riferimento dei soggetti</i>	47
<i>Tabella 3.3.3-1: ANOVA per la coppia di estensione</i>	64
<i>Tabella 3.3.5-1: ANOVA per EMG del BF</i>	69
<i>Tabella 3.3.5-2: ANOVA per EMG del ST</i>	69
<i>Tabella 3.3.5-3: ANOVA per EMG del VM</i>	70
<i>Tabella 3.3.5-4: ANOVA per EMG del VL</i>	70

Indice delle Equazioni

<i>Equazione 1: Profondità del tessuto</i>	19
<i>Equazione 2: Conversione dei segnali acquisiti dal sistema Forza</i>	40
<i>Equazione 3: Risposta di un sistema del I ordine a una variazione dell'input a gradino</i>	60
<i>Equazione 4: Formula per il calcolo dell'MSE</i>	60

ABSTRACT

la forza muscolare può essere generata volontariamente, mediante contrazioni volontarie, ed elettricamente, mediante la stimolazione elettrica. La stimolazione elettrica dei muscoli negli ultimi anni è diventata un'opzione molto importante a cui fanno ricorso un grande numero di soggetti. Questa infatti può essere applicata per contrarre i muscoli nei pazienti che hanno riscontrato lesioni midollari, soggetti emiplegici, pazienti con paralisi cerebrale, ecc. La maggior parte di questi soggetti non è più in grado di compiere importanti movimenti funzionali. Il rischio legato alla stasi muscolare non solo è alto per il sistema motorio, poiché causa atrofia, contratture, rigidità e altri gravi problemi conseguenti a questi, ma anche per il sistema circolatorio, in quanto il movimento dei muscoli promuove il ritorno venoso al cuore, coadiuvando quest'ultimo nel lavoro di pompa.

Diventa importante ottimizzare i protocolli che prevedono la stimolazione elettrica al fine di avere un beneficio maggiore e migliore per i soggetti che si sottopongono a questa. La stimolazione elettrica che produce il movimento funzionale viene detta stimolazione elettrica funzionale: l'obiettivo di tale tipologia di stimolazione è quello di produrre, tramite l'applicazione di stimoli elettrici sul muscolo e/o sul nervo, una forza massimale con la minore quantità di corrente iniettata possibile. Se questo è relativamente semplice da ottenere in condizioni statiche, applicando gli elettrodi di stimolazione in particolari regioni del corpo, durante il movimento vi è il rischio che la forza massimale elettricamente indotta diminuisca in conseguenza sia di fattori fisiologico-anatomici e sia a causa dello spostamento degli elettrodi rispetto al muscolo che si ha intenzione di stimolare.

Lo scopo del presente studio è quello di valutare se la forza elettricamente indotta sui muscoli sia legata al movimento articolare e al posizionamento degli elettrodi di stimolazione sul muscolo.

Valutare la coppia prodotta in diversi angoli articolari è importante, in quanto le fibre muscolari sono in grado di accorciarsi di quantità differenti, a seconda di quanto la loro lunghezza di partenza si discosta dalla lunghezza di equilibrio. L'accorciamento delle fibre muscolari, nonché la loro contrazione, è indice della forza che il muscolo è in grado di produrre e, nel momento in cui le condizioni della stimolazione elettrica non cambiano, è interessante notare se una variazione della forza possa essere legata anche allo spostamento relativo tra gli elettrodi di stimolazione e il muscolo, oltre che ai fattori fisiologici.

Al fine di rispondere all'ipotesi dello studio, è stata presa come riferimento la coppia di estensione del ginocchio prodotta dal muscolo quadricipite durante la stimolazione tetanica dello stesso. In particolare, è stata valutata la suddetta coppia con il ginocchio posizionato in quattro angoli articolari differenti, 30°, 60°, 90° e 120°, considerando che 0° di angolo articolare ne indica una completa estensione.

Allo scopo di produrre la contrazione del muscolo quadricipite, gli elettrodi di stimolazione sono stati posizionati su tre delle teste di tale muscolo: vasto mediale, retto femorale e vasto laterale. Inoltre, per valutare se la distanza tra gli elettrodi di stimolazione possa influire sulla coppia di estensione prodotta, a causa della quantità di

fibre muscolari interessate dal passaggio di corrente, la stimolazione elettrica è stata applicata con gli elettrodi di stimolazione posizionati a due distanze interelettrodiche diverse (L_0-L_1 ed L_0-L_3). Nella prima configurazione elettrodica (L_0-L_1), il catodo è stato posto al 20% della distanza tra la spina iliaca antero-superiore e l'apice della patella, mentre l'anodo al 18,7% della distanza tra la spina iliaca antero-superiore e l'apice della patella, partendo da L_0 . Nella seconda configurazione elettrodica (L_0-L_3), il catodo è stato posto sempre al 20% della distanza tra la spina iliaca antero-superiore e l'apice della patella, mentre l'anodo al 44% della distanza tra la spina iliaca antero-superiore e l'apice della patella, partendo da L_0 .

Il protocollo sperimentale è stato sottoposto a 9 soggetti. Le prove eseguite durante il protocollo sperimentale sono 10: nelle prime due prove, è stato chiesto al soggetto di effettuare una contrazione volontaria massimale con il ginocchio posizionato a 90° . Nelle restanti 8 prove, è stata effettuata la stimolazione elettrica per le due distanze interelettrodiche e per i quattro angoli articolari.

Nelle prove di stimolazione tetanica è stato stimolato il muscolo a diverse intensità di corrente, con una frequenza degli impulsi pari a 20 impulsi al secondo e una durata dell'impulso pari a 500 μ s. In particolare, l'intensità di stimolazione è stata aumentata gradualmente fino ad ottenere la forza massimale, data dalla massima intensità di stimolazione tollerabile dal soggetto. Nell'analisi finale, è stata considerata la coppia di estensione del ginocchio prodotta durante l'ultimo livello di intensità di stimolazione, in quanto per ogni soggetto è stato osservato un costante aumento di questa all'aumentare dell'intensità di stimolazione. La coppia ottenuta durante la stimolazione elettrica è stata normalizzata con quella ottenuta durante la contrazione volontaria massimale al fine di rendere possibile il confronto dei risultati con altri campioni.

Durante l'esecuzione delle prove, è stata valutata, inoltre, l'elettromiografia di superficie dei muscoli antagonisti all'estensione del ginocchio, per analizzarne lo stato di attivazione e valutare se e quanto questa possa incidere sulla coppia di estensione del ginocchio prodotta dai muscoli agonisti. In particolare, è stata valutata l'entità dell'onda M dei muscoli antagonisti, sulla base della sua ampiezza picco-picco.

I risultati ottenuti evidenziano un aumento della coppia di estensione del ginocchio con l'aumento della distanza interelettrodica (la coppia aumenta infatti dal 30% al 60% nella configurazione L_0-L_3). D'altro canto, la coppia di estensione maggiore è stata ottenuta ad un angolo articolare differente a seconda che la distanza interelettrodica fosse quella minore o maggiore. Infatti, gli angoli che hanno mostrato le coppie di estensioni maggiori sono stati 60° nella configurazione L_0-L_3 e 90° nella configurazione L_0-L_1 .

I muscoli antagonisti non sembrano aver influito sulla coppia di estensione prodotta, in quanto il loro livello di attivazione è stato sempre dell'ordine delle centinaia di microvolt, indipendentemente dalla distanza tra gli elettrodi di stimolazione e dalla posizione del ginocchio.

In conclusione, sia la distanza tra gli elettrodi che l'angolo articolare sembrano influire criticamente sulla forza elettricamente indotta sui muscoli. Questo risultato è di grande rilievo nell'ottimizzazione dei protocolli di esercizi basati sulla stimolazione elettrica funzionale.

Capitolo 1 INTRODUZIONE

La forza muscolare può essere prodotta volontariamente, tramite l'eccitazione dei motoneuroni, oppure elettricamente, tramite la stimolazione elettrica neuromuscolare. Quest'ultima possibilità viene utilizzata per produrre il movimento nelle persone che non sono in grado di attivare volontariamente i muscoli, come, ad esempio, persone con lesioni midollari. Le tecniche moderne di stimolazione elettrica neuromuscolare consentono di trattare oggi, con ottimi risultati, una grande varietà di patologie (dall'incontinenza urinaria all'emiplegia), causa di invalidità e ritenute fino a qualche anno fa poco trattabili o curate con scarsi risultati terapeutici, incidendo così sulla vita del paziente. Un discreto numero di queste tecniche, fatta eccezione per il trattamento in ambito ortopedico-sportivo, sono ancora poco applicate, sia per la scarsa conoscenza da parte degli operatori, sia per l'enorme professionalità e dispendio di energie che esse richiedono per essere praticate. Questo è probabilmente collegato al fatto che molte metodiche sono ancora in via di elaborazione, nonché oggetto di sperimentazione e di studio (ad esempio la stimolazione elettrica craniale – CES, la stimolazione elettrica terapeutica – TES, la stimolazione elettrica funzionale – FES, l'elettrostimolazione epidurale spinale) e quindi in costante evoluzione. Ad oggi, i soggetti che possono ricorrere al trattamento elettrostimolante sono coloro che presentano lesioni del sistema nervoso centrale, lesioni al midollo spinale, chirurgia postoperatoria in disordini del II motoneurone o lesioni al plesso brachiale. L'uso della stimolazione elettrica del sistema nervoso periferico per attivare la contrazione muscolare o per assistere in attività funzionali costituisce la cosiddetta FES (*Functional electrical stimulation*). Al contrario, l'uso della stimolazione elettrica per attivare direttamente i muscoli, bypassando i nervi periferici, costituisce la EMS (*Electrical muscle stimulation*) [1].

Ottimizzare i parametri della stimolazione elettrica è di grande importanza, non solo per l'efficacia della stimolazione stessa, portando alla produzione di una forza massimale con la minore quantità di corrente iniettata, ma anche per la salvaguardia del confort dei pazienti, che ricorrono alla stimolazione elettrica per sopperire alle funzioni vitali e funzionali che altrimenti sarebbero compromesse o, addirittura, non avrebbero luogo. I parametri della stimolazione elettrica riguardano il posizionamento degli elettrodi sulla cute, la distanza interelettrodo, l'intensità della corrente di stimolazione, la frequenza di stimolazione, il tipo di frequenza (continua o variabile), la durata dell'impulso di stimolazione e il numero degli impulsi in un secondo di stimolazione.

Anche se esiste una regione cutanea specifica dove un minimo stimolo può generare una grande forza muscolare [2], la posizione di questa regione può variare durante il movimento. A seconda di quanto questa posizione cambia, la produzione della forza può diminuire al di sotto dei livelli funzionali. Fisiologicamente, la forza prodotta da un muscolo, a parità di eccitazione neurale o a parità del numero di unità motorie reclutate, quindi del numero di fibre, è funzione della lunghezza di partenza delle fibre muscolari: infatti, esiste una lunghezza delle fibre a cui corrisponde un accorciamento, e quindi una contrazione, ottimale. Nel caso in cui però il muscolo non è sottoposto a una contrazione volontaria, ma ad una contrazione dettata da una stimolazione elettrica, è ragionevole aspettarsi che non intervengano solo fattori fisiologici (variazione della lunghezza delle

fibre muscolari rispetto alla lunghezza di equilibrio delle fibre stesse) nella modifica della forza prodotta, ma anche fattori derivanti dall'angolo articolare e dalla distanza interelettrodica, nonché dalla distanza tra l'elettrodo di stimolazione e il muscolo stesso. A seconda dell'angolo articolare a cui il muscolo viene stimolato, le fibre del muscolo non solo avranno una lunghezza di partenza diversa, ma saranno anche coinvolte in quantità differente dal passaggio di corrente, e quindi dalla stimolazione. Infatti, con il movimento articolare, si avrà uno spostamento relativo delle fibre all'interno del muscolo: la variazione della loro organizzazione risulta in una variazione della quantità e qualità delle fibre coinvolte dalla stimolazione. Inoltre, nel momento in cui si ha una lunghezza diversa di partenza delle fibre, si osserverà anche una variazione nella sezione trasversale del muscolo stesso, e quindi del numero di fibre in parallelo coinvolte dal passaggio di corrente, che si traduce in una variazione della forza prodotta con la stimolazione. La distanza interelettrodica e la posizione relativa tra elettrodo e cute incidono sia sul numero delle fibre in serie e sia sul numero delle fibre in parallelo che vengono coinvolte dal passaggio di corrente e che quindi saranno stimolate a produrre una forza elettricamente indotta.

Lo scopo di questo studio è quello di valutare se e come la forza muscolare, prodotta in seguito alla stimolazione elettrica, vari in funzione del movimento articolare e della configurazione degli elettrodi di stimolazione.

Al fine di verificare l'ipotesi di questo studio, si è scelto di analizzare il comportamento del muscolo quadricipite, valutando la coppia di estensione prodotta in seguito alla stimolazione tetanica. È stata valutata la massima coppia di estensione del ginocchio in quattro angoli articolari differenti, 30°, 60°, 90° e 120°, considerando che 0° di angolo articolare ne indica una completa estensione. Inoltre, per valutare quanto la distanza interelettrodica influisca sulla coppia di estensione prodotta dal quadricipite, gli elettrodi di stimolazione sono stati posizionati a due diverse distanze: una minore (L_0-L_1) ed una maggiore (L_0-L_3). Dunque, per ogni angolo e per ogni distanza interelettrodica è stata valutata la coppia di estensione massimale, derivante dalla massima intensità di stimolazione tollerata dal soggetto.

Sono state effettuate delle misure ecografiche per la valutazione dello spessore del tessuto sottocutaneo e muscolare, al fine di verificare se possano aver influito sulla quantità di carica che ha attraversato il muscolo stesso e quindi sulla qualità della stimolazione. Inoltre, è stato analizzato l'sEMG dei muscoli agonisti ed antagonisti all'estensione del ginocchio, per essere certi che l'entità dell'attivazione di questi ultimi, causata dall'eccessiva ampiezza di stimolazione nell'ultimo livello, non abbia prodotto una coppia di flessione tale da portare ad una sottostima della coppia di estensione ottenuta.

Prima di procedere alla descrizione del protocollo sperimentale, è indispensabile contestualizzare l'oggetto dello studio, fornendo i concetti di base della fisiologia del muscolo, dell'elettrostimolazione, dell'elettromiografia e dell'ultrasonografia e le loro applicazioni in letteratura. Di seguito, saranno poi descritti tutti i materiali, nonché i metodi di analisi utilizzati nell'esecuzione della parte sperimentale del lavoro. Si procederà quindi con l'esposizione dei risultati ottenuti e la loro valutazione, spostandosi poi sugli sviluppi che tali risultati potrebbero avere nel futuro.

Capitolo 2 STATO DELL'ARTE

2.1 Il muscolo scheletrico

Il tessuto muscolare rappresenta la componente tissutale più abbondante nell'organismo umano. La funzione fondamentale del tessuto muscolare è la contrazione, durante la quale il muscolo sviluppa una forza, accorciandosi, al fine di produrre un lavoro meccanico. I muscoli sono responsabili di quasi tutti i tipi di movimento che avvengono nell'organismo, da quelli più ovvi, come camminare, correre e respirare, a quelli meno evidenti, come la propulsione del contenuto intestinale o quella del sangue nei vasi sanguigni, il movimento oculare o l'espressione facciale. L'attività muscolare è essenziale per il mantenimento di molte funzioni vitali, quali per esempio la circolazione sanguigna, la respirazione, la digestione e l'assorbimento dei cibi, e di molte altre funzioni che, sebbene non vitali, sono di estrema importanza, come il mantenimento della postura, la locomozione, la fonazione, eccetera. Il muscolo può essere considerato come un motore biologico che produce un lavoro meccanico, utilizzando l'energia chimica derivante dall'idrolisi dell'adenosin-trifosfato (ATP). I muscoli presenti nell'uomo possono essere classificati secondo un criterio strutturale in muscoli lisci e muscoli striati. I muscoli striati possono a loro volta essere distinti in muscoli scheletrici e muscolo cardiaco. I muscoli scheletrici striati, che possono essere attivati coscientemente, si definiscono volontari, perché attivati dal sistema nervoso centrale attraverso le fibre motorie in risposta a un desiderio conscio[3].

2.1.1 Struttura del muscolo scheletrico

Il muscolo scheletrico è composto da un insieme di cellule multinucleate allungate, le fibre muscolari, formate dalla fusione di alcune cellule mononucleate, chiamate mioblasti. Le fibre muscolari scheletriche hanno una struttura grossolanamente cilindrica con un diametro compreso tra i 10 e 100 μm e si estendono generalmente da un capo all'altro del muscolo. La loro lunghezza può arrivare anche a parecchi centimetri. Le fibre muscolari sono delimitate dalla membrana cellulare, il sarcolemma, e sono di solito rivestite da uno strato sottile di collagene, chiamato endomisio. Gruppi di fibre sono raccolti in fascicoli circondati da un ulteriore strato di tessuto connettivo, il perimisio, e il muscolo intero è circondato da una membrana connettivale robusta, detta epimisio. Le fibre muscolari terminano all'estremità con una porzione di tessuto connettivo elastico che costituisce la componente tendinea della fibra; l'insieme delle terminazioni tendinee di tutte le fibre va a formare il tendine, una struttura elastica molto robusta, attraverso la quale la forza muscolare viene trasmessa alle ossa.

All'interno delle fibre muscolari si possono distinguere le miofibrille, strutture approssimativamente cilindriche con diametro intorno a 1 μm , che corrono per l'intera lunghezza della fibra. Le miofibrille contengono gli elementi contrattili responsabili della contrazione e mostrano la caratteristica striatura: sono disposte in parallelo nelle fibre, così come le singole fibre sono disposte in parallelo nel muscolo. Le miofibrille sono formate da un insieme di strutture molto organizzate che si ripetono regolarmente lungo

la miofibrilla stessa ogni 2,5 μm , chiamate sarcomeri. Il sarcomero costituisce l'unità anatomico-funzionale del muscolo, cioè la più piccola struttura muscolare in grado di sviluppare forza e di accorciarsi.

Dal punto di vista meccanico, si può dire che il muscolo scheletrico è formato da un insieme di micromotori, i sarcomeri, disposti in serie lungo la singola miofibrilla e in parallelo nelle diverse miofibrille e nelle diverse fibre e che sono disposti a loro volta in parallelo nel muscolo. La forza muscolare totale deriva quindi dalla somma delle forze di tutti i sarcomeri in parallelo, mentre l'entità dell'accorciamento corrisponde alla somma degli accorciamenti di tutti i sarcomeri in serie.

Il muscolo striato deve il suo nome alle caratteristiche striature trasversali dovute all'alternarsi regolare di bande chiare, dette bande I (isotrope) e bande scure, dette bande A (anisotrope), lungo la miofibrilla. Il sarcomero è delimitato dalle linee, o dischi, Z, che dividono a metà le bande chiare. Le bande scure, che si trovano al centro del sarcomero, sono divise a metà da una zona più chiara chiamata zona H, a sua volta divisa metà da una linea scura centrale, detta linea M. Il sarcomero ha una struttura molto ordinata e regolare costituita da due gruppi di filamenti contrattili: i filamenti spessi, filamenti di miosina, e i filamenti sottili, filamenti di actina. I filamenti sottili sono connessi nella zona centrale alle linee Z e si estendono da queste simmetricamente fino all'interno delle bande A di dei due sarcomeri adiacenti, dove si sovrappongono con i filamenti spessi di miosina (Figura 2.1.1.1). Le bande scure corrispondono alla zona dove sono presenti i filamenti spessi, mentre le bande chiare corrispondono alle zone in cui sono presenti i filamenti di actina[3].

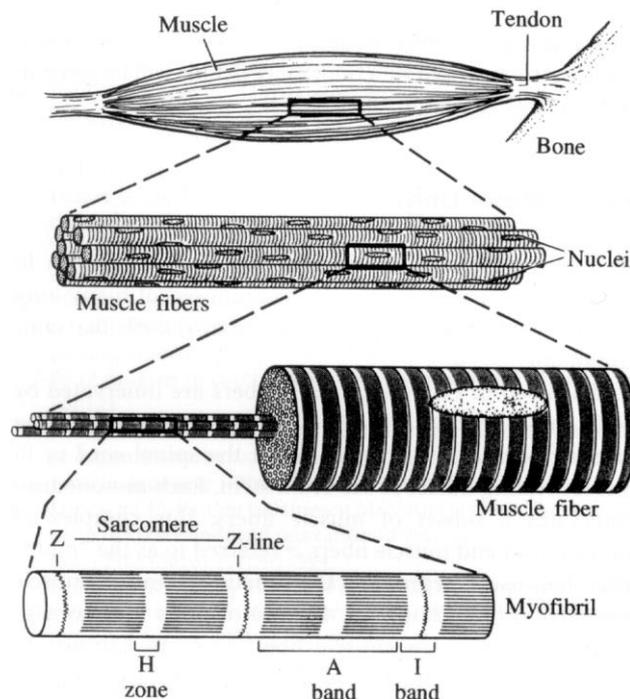


Figura 2.1.1.1: Struttura gerarchica del muscolo striato

2.1.1.1 Tipologie di fibre muscolari

I muscoli scheletrici sono formati da fibre muscolari di diverso tipo, aventi proprietà differenti. La differenziazione riguarda sia la struttura sia la biochimica, rendendo le varie fibre adatte a diversi compiti specifici a cui esse sono dedicate. Le fibre muscolari si dividono in fibre bianche e fibre rosse, a seconda della loro struttura e del loro contenuto di mioglobina. Le fibre rosse esprimono le isoforme lente della miosina (tipo I), mentre le fibre bianche le isoforme rapide (tipi IIA-IIB). La mioglobina è la proteina che lega e libera l'ossigeno, consentendo un apporto rapido di tale elemento al muscolo in caso di necessità. Le fibre rosse si possono suddividere in fibre rosse lente e rapide: le fibre rosse lente sono molto resistenti alla fatica e sono presenti in prevalenza nei muscoli che hanno attività prolungata nel tempo. Le fibre bianche sono specializzate per contrazioni veloci e potenti, ma non sono resistenti alla fatica e non sono molto vascolarizzate perché la loro attività non dipende dall'apporto di ossigeno. Il loro metabolismo è anaerobico e sono prevalenti nei muscoli che sviluppano grande forza ma per periodi brevi [3].

2.1.2 Meccanismo di contrazione

La contrazione muscolare è generata dal legame temporaneo che si crea tra i due miofilamenti di miosina ed actina. La tensione nel muscolo è prodotta dallo scorrimento del filamento sottile su quello spesso e dal conseguente accorciamento della banda I e del sarcomero in generale (Figura 2.1.2.1). Le contrazioni dei muscoli scheletrici sono il risultato di uno sforzo volontario, che ha origine nel cervello. Il segnale elettrochimico, correlato alla volontà della contrazione, viene trasmesso attraverso il sistema nervoso al motoneurone che innerva le fibre muscolari. Il segnale, noto come potenziale d'azione, è il risultato delle fluttuazioni del potenziale di membrana nelle cellule eccitabili, causate da depolarizzazioni o iperpolarizzazioni, che si verificano a seguito di aperture e chiusure di canali di sodio regolati dalla tensione. Un motoneurone, il neurone localizzato all'interno del sistema nervoso centrale (SNC) e che trasporta il segnale all'esterno del SNC per controllare direttamente o indirettamente i muscoli e il movimento dei muscoli, e le fibre muscolari scheletriche (innervate dai terminali assonici di quel motoneurone) formano l'unità motoria. Il potenziale d'azione, che si propaga lungo il motoneurone, raggiunge la giunzione neuromuscolare, ossia la sinapsi chimica tra il motoneurone e la fibra muscolare. Secondo la "teoria dello scorrimento dei miofilamenti", l'accorciamento e l'allungamento dei sarcomeri avviene grazie allo scorrimento dei due gruppi di filamenti l'uno sull'altro con variazione nella loro sovrapposizione ma senza cambiamenti nella loro lunghezza. Nelle zone di sovrapposizione si formano i cosiddetti *cross-bridge* tra alcune molecole presenti sulla miosina e sull'actina che agiscono in maniera asincrona, come generatori di forza indipendenti (la forza individuale sviluppata non dipende dal loro numero) disposti in parallelo[3].

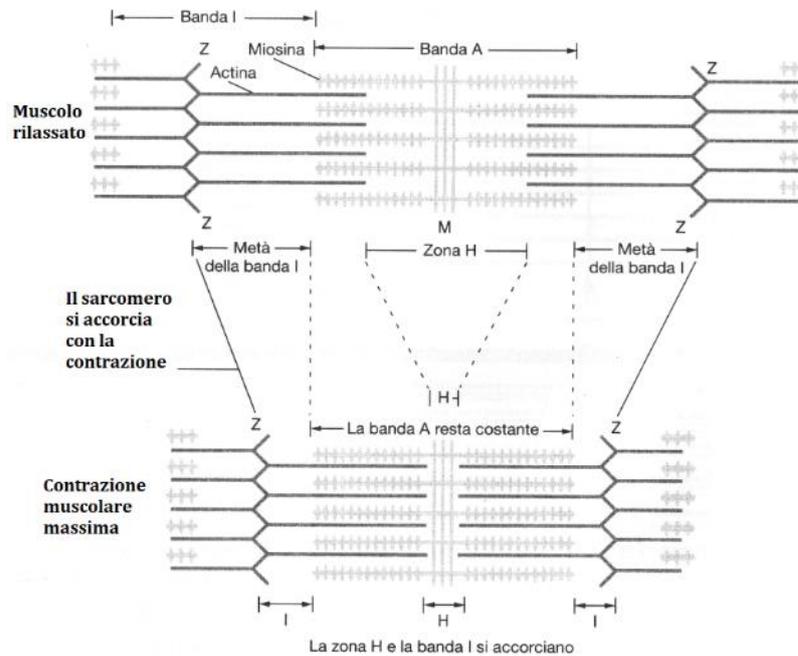


Figura 2.1.2.1: Modificazioni del sarcomero durante la contrazione

2.1.3 Tipi di contrazione

La contrazione muscolare può essere eseguita mantenendo o modificando la lunghezza del muscolo stesso e può essere classificata in base a questi diversi comportamenti.

- La contrazione isotonica comporta il cambiamento della lunghezza del muscolo con conseguente movimento (contrazione dinamica). Può essere concentrica se c'è un accorciamento del muscolo mentre la tensione è mantenuta a un valore fisso. Questo tipo di contrazione è suscitato ad esempio durante il sollevamento di un carico, inferiore alla massima forza tetanica del muscolo coinvolto. La contrazione isotonica eccentrica implica, invece, l'allungamento delle fibre mentre rispondono a una forza opposta maggiore rispetto alla massima tensione che il muscolo può generare.
- La contrazione isometrica comporta variazioni di tensione ed energia mentre la lunghezza del muscolo viene mantenuta costante. Questa condizione implica che non venga eseguito alcun movimento e non vi è alcun cambiamento nel giunto angolare (contrazione statica). Questa situazione si verifica generalmente fornendo forza contro un carico immobile.

2.1.3.1 Caratteristiche della contrazione isometrica

La tensione, o forza muscolare, viene espressa di solito nella forma normalizzata per la sezione trasversale del muscolo, o della singola fibra muscolare, in esame. Poiché la forza è proporzionale alla sezione (maggiore è la sezione, maggiore è il numero di fibre o di miofibrille in parallelo), la forza normalizzata, chiamata anche forza specifica, è espressa

in Newton/m^2 (Pa) e non dipende dalle dimensioni del muscolo, ma solo dalle proprietà meccaniche intrinseche del meccanismo contrattile. Lo sviluppo di una forza, in risposta a un singolo stimolo elettrico, viene detto scossa semplice: si tratta dello sviluppo di forza transitorio relativamente breve che ha una fase di salita, un picco e una fase più lenta di discesa (rilasciamento). Il tempo di raggiungimento del picco dipende da molti fattori, quali per esempio la temperatura, il tipo di muscolo, la componente tendinea associata al muscolo e la specie animale. Se si applica un secondo stimolo, prima che la tensione sviluppata in seguito al primo sia caduta a zero, si ottiene una sommazione delle risposte e la tensione di picco raggiunge un valore più alto. Aumentando progressivamente il numero degli stimoli, la tensione sale ulteriormente fino a che si raggiunge una situazione di equilibrio nella quale la tensione oscilla (con una frequenza pari a quella di stimolazione), intorno a un livello costante di plateau, fintantoché non cessa la stimolazione e la tensione scende nuovamente a zero (rilasciamento). L'applicazione di più stimoli consecutivi si chiama stimolazione tetanica e la risposta del muscolo viene detta contrazione tetanica, o più semplicemente tetano. Nella situazione appena descritta, il tetano viene detto incompleto, o tetano non fuso, perché durante il plateau la tensione oscilla. Se si aumenta progressivamente la frequenza di stimolazione, diminuendo l'intervallo di tempo tra uno stimolo e l'altro, l'oscillazione della tensione diminuisce fintantoché si raggiunge una determinata frequenza, detta frequenza di fusione. Alla frequenza di fusione, il livello di plateau diventa costante senza oscillazioni, o con oscillazioni trascurabili. Questo avviene perché lo stimolo successivo viene applicato prima che la tensione prodotta dal precedente sia calata significativamente. Il livello di plateau viene mantenuto per tutto il tempo della stimolazione o fino a che non interviene la fatica muscolare. Il tetano con queste caratteristiche si chiama tetano fuso, o completo, e la tensione raggiunta al plateau isometrico viene indicata con P_0 (massima tensione sviluppabile) (Figura 2.1.3.1). La tensione sviluppata dalle singole fibre, sia nella scossa sia nel tetano, è del tipo *tutto o nulla*, nel senso che la tensione non dipende dall'intensità dello stimolo, purché questo superi la soglia di eccitazione nel muscolo. Se la stimolazione non è massimale viene attivata solo una parte delle fibre che lo compongono e quindi la tensione sviluppata è minore di quella massima possibile [3].

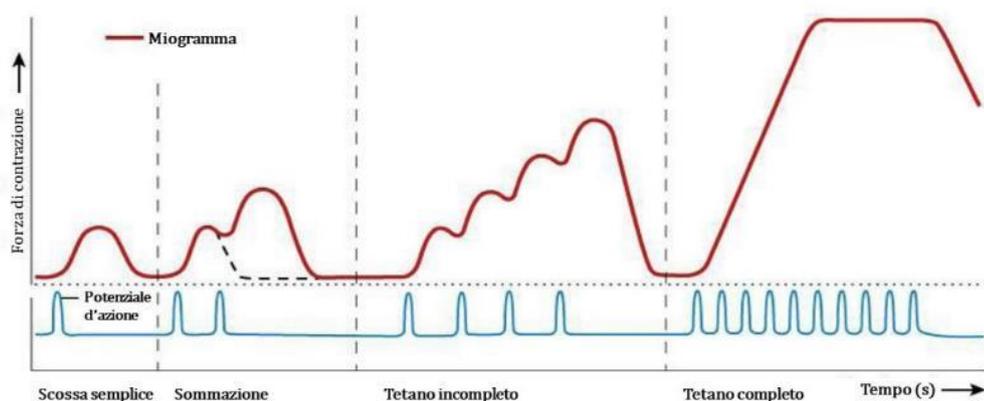


Figura 2.1.3.1: Scossa semplice e tetano fuso (in blu) e registrazioni grafiche delle contrazioni muscolari (miogramma, in rosso)

2.1.3.2 Curva tensione-lunghezza nel muscolo

In generale, al momento della dissezione, il muscolo passivo non stimolato si accorcia passando dalla lunghezza in situ, chiamata l_0 , a una lunghezza inferiore, chiamata lunghezza di equilibrio o l_e . L'allungamento del muscolo isolato, oltre la lunghezza di equilibrio, richiede l'applicazione di una forza, detta passiva, che aumenta in maniera monotona e quasi esponenziale con l'allungamento. Essa è dovuta principalmente alla distensione delle componenti elastiche connettivali presenti nei vari muscoli. Anche la tensione attiva sviluppata dal muscolo dipende dalla sua lunghezza, ma l'andamento è molto diverso da quello della forza passiva. La curva tensione-lunghezza (Figura 2.1.3.2), che esprime questa dipendenza, si ottiene misurando la tensione sviluppata al plateau tetanico da un muscolo mantenuto in condizioni isometriche a varie lunghezze. La tensione sviluppata cresce a partire dalla lunghezza di equilibrio, raggiunge il massimo alla lunghezza di riposo e diminuisce di nuovo a lunghezze superiori. La somma della tensione attiva e passiva costituisce la tensione totale del muscolo. La tensione passiva viene generata dallo sperimentatore mediante l'allungamento del muscolo a riposo, mentre quell'attiva è sviluppata dal muscolo alle varie lunghezze in risposta alla stimolazione [3].

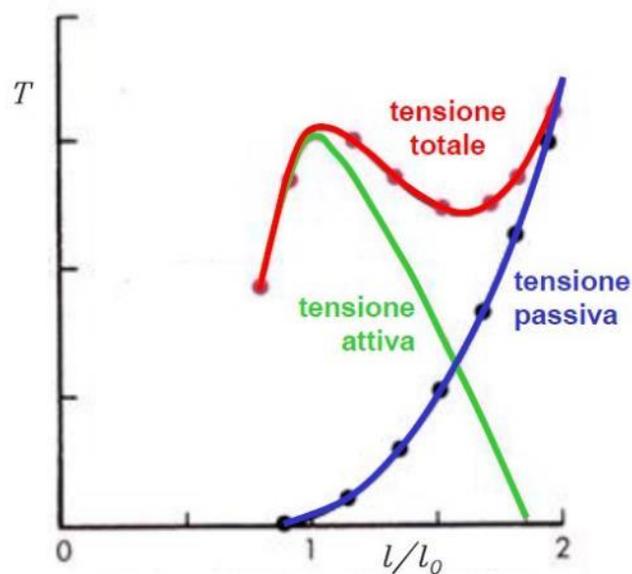


Figura 2.1.3.2: Curva tensione-lunghezza del muscolo: tensione passiva, attiva e totale

2.2 Elettrostimolazione

La contrazione muscolare è il risultato di un'eccitazione cellulare trasmessa al muscolo dal sistema nervoso centrale tramite le proprie fibre nervose per mezzo di impulsi elettrochimici. La stimolazione elettrica è in grado di indurre una contrazione sostituendosi agli impulsi organici, determinando dei potenziali d'azione a livello delle cellule eccitabili (nervose o muscolari), grazie all'utilizzo di una corrente elettrica prodotta autonomamente da un generatore. La zona del sistema nervoso in cui è applicata la corrente viene detta placca motrice o giunzione neuromuscolare: si tratta di un'espansione discoide dove una fibra nervosa mielinica motoria raggiunge una fibra muscolare scheletrica. Tale zona, oltre ad essere un punto di facile reperimento anatomico, soprattutto a livello dei punti motori (le proiezioni sulla pelle della placca motrice), è priva di rivestimento mielinico, che ostacolerebbe, con la sua naturale funzione isolante, un agevole passaggio della corrente alla fibra nervosa. La stimolazione indotta elettricamente agisce direttamente a livello periferico e la conseguente contrazione muscolare non è mediata dal sistema nervoso centrale. Si crea, in pratica, un circuito elettrico applicando sulla superficie cutanea del muscolo o del nervo prescelto, degli elettrodi di polarità differente, collegati a uno specifico generatore di corrente elettrica. Alla chiusura del circuito, si creerà un passaggio di corrente con il rispettivo campo elettrico che, penetrando nel muscolo, induce l'*overshoot* (stimolo di soglia) e la conseguente depolarizzazione e contrazione muscolare. In terapia fisica, si possono distinguere tre tipologie di corrente terapeutica [1]:

- corrente continua o diretta (DC),
- corrente alternata (AC),
- corrente ad impulsi (PC).

2.2.1 Tipologie di correnti terapeutiche

La corrente diretta (DC) si produce con il flusso di cariche elettriche per almeno un secondo, la direzione del flusso è determinata dalla polarità selezionata, fissata per convenzione nel senso del moto delle cariche positive (Figura 2.2.1.1). La corrente è unidirezionale e costante e causa un aumento in temperatura ed un accumulo di ioni nei tessuti (elettrolisi). Può produrre bruciature elettrochimiche e cicatrici. Ad oggi, l'utilizzo di una corrente continua si è rivelato poco efficace per la stimolazione dei tessuti.

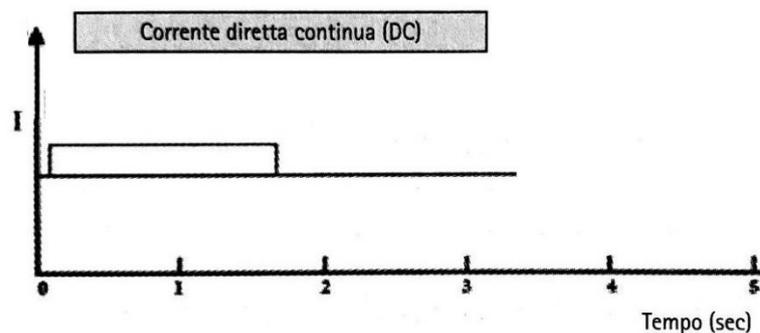


Figura 2.2.1.1: Corrente diretta (DC)

La corrente alternata (AC) è il flusso continuo, bidirezionale di cariche elettriche: il suo andamento è periodico e le sue polarità vengono periodicamente invertite ad ogni ciclo, secondo un ritmo denominato frequenza. Può essere simmetrica o asimmetrica ed ogni ciclo è completo almeno una volta al secondo (Figura 2.2.1.2).

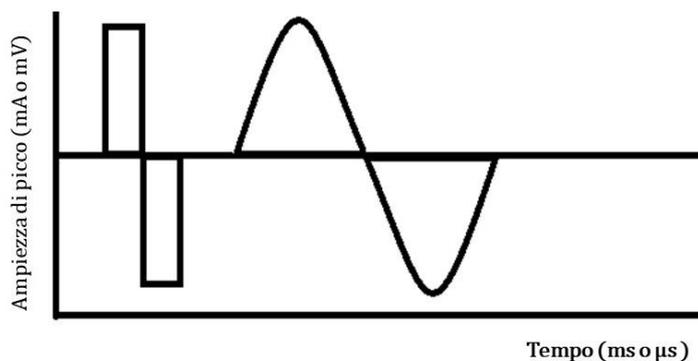


Figura 2.2.1.2: Corrente alternata (AC)

La corrente pulsata (PC) è il flusso unidirezionale o bidirezionale di cariche elettriche che durano meno di un secondo e periodicamente si interrompono, per un periodo finito, prima del nuovo impulso (Figura 2.2.1.3).

L'AC e la PC possiedono delle caratteristiche specifiche quali, ad esempio, l'ampiezza di picco (massima corrente raggiunta in un impulso), durata dell'impulso (tempo trascorso tra l'inizio e la fine di un impulso), frequenza (numero di impulsi per unità di tempo, espressa in impulsi per secondo – pps o hertz – Hz) [1].

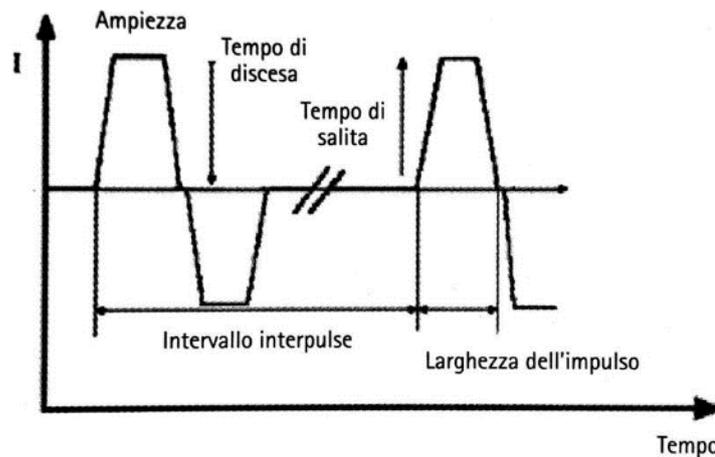


Figura 2.2.1.3: Corrente pulsata (PC) e caratteristiche specifiche

2.2.2 Effetti delle variazioni della corrente nei tessuti

La profondità di penetrazione della corrente elettrica nei tessuti aumenta se:

- diminuisce la durata dell'impulso,
- aumenta l'ampiezza, cambiata modificando:
 - intensità,
 - durata,
 - frequenza,
- aumenta la distanza degli elettrodi sul corpo,
- aumentano le dimensioni degli elettrodi,
- si posizionano gli elettrodi su superfici opposte del corpo [1].

Se la potenza dello stimolo viene aumentata si osservano sequenzialmente tre livelli di risposta:

- 1) Sensorio: sono eccitati i neuroni sensitivi che suppliscono i meccanocettori della pelle. Gli effetti fisiologici che avvengono a questo livello di stimolazione includono: diminuzione del dolore, diminuzione dell'edema e dell'effusione articolare, aumento della velocità di riparazione dei tessuti, aumento della microcircolazione nell'area del flusso di corrente [1].
- 2) Motorio: sono eccitati i nervi che suppliscono i vari muscoli ed il risultato è la contrazione muscolare; l'effetto motorio avviene quando l'ampiezza dello stimolo è sufficiente ad eccitare gli assoni dei motoneuroni. Ci sono quattro tipi di contrazione che possono essere ottenuti con la stimolazione elettrica:
 - a. Contrazione muscolare intermittente: prodotta da stimoli che sono forniti lentamente in modo da permettere il rilassamento muscolare tra gli stimoli (1-5 Hz);

- b. Battimento: scossa, vibrazione, tremolio del muscolo, non è presente un completo rilassamento del muscolo tra gli stimoli, con conseguente incompleta fusione o sommazione (6-25 Hz);
 - c. Contrazione tetanica sostenuta: una prolungata, consolidata contrazione, in cui non avviene rilassamento tra gli stimoli in quanto gli intervalli tra gli impulsi sono troppo corti. Vi è una completa fusione/sommazione di singole contrazioni (25 Hz);
 - d. Contrazione tetanica intermittente: una serie di contrazioni tetaniche che non sono sostenute o prolungate, è molto simile alla contrazione muscolare fisiologica (>25 Hz) [1].
- 3) Analgesico: sono stimulate le fibre di piccolo diametro che trasmettono informazioni algiche e circa la temperatura. Le applicazioni cliniche di questo livello di stimolazione riguardano il controllo del dolore e l'attivazione muscolare [1].

2.2.3 Tipologie di elettrodi di stimolazione

Gli elettrodi costituiscono l'interfaccia tra l'apparecchio elettrostimolante e il paziente, ad essi viene affidato il compito di rilevare potenziali elettrici dalla superficie del corpo oppure di introdurre l'energia sottoforma di corrente elettrica. Nelle prime forme di elettrostimolazione muscolare venivano utilizzati elettrodi metallici, abitualmente di rame o di acciaio inossidabile, che conducevano la corrente sulla pelle per mezzo di spugnette imbevute di soluzione salina. Per ovviare ai numerosi inconvenienti che questi dispositivi comportavano, sono stati introdotti nella stimolazione elettrodi di gomma conduttiva spalmati di gel conduttivo sulla faccia a contatto con la cute e trattenuti in posizione sul muscolo con bande elastiche. Attualmente gli elettrodi sono realizzati in morbido elastomero dotato di gel conduttivo autoadesivo su una faccia. La tecnologia dei materiali usati ha permesso da una parte di avere un elettrodo aderente e capace di seguire le deformazioni della superficie cutanea determinate dalla contrazione, dall'altra di ridurre drasticamente la resistenza elettrica nell'interfaccia elettrodo-gel-cute. Lo scadimento delle caratteristiche originali degli elettrodi, per mancanza di manutenzione o per invecchiamento degli stessi, comporta inevitabilmente una notevole diminuzione di efficacia dell'elettrostimolazione. Tipicamente un elettrostimolatore necessita di 2 elettrodi per canale: in alcuni casi uno dei conduttori può essere sdoppiato per una migliore distribuzione della corrente e si possono avere 3 elettrodi per canale. La scelta della dimensione degli elettrodi va fatta sulla base di diverse considerazioni. L'elettrodo deve essere grande abbastanza da coprire il maggior numero di punti motori del muscolo: i muscoli grandi necessitano di elettrodi di grandi dimensioni; un elettrodo di ampia superficie distribuisce uniformemente il flusso di corrente e ne tiene bassa la densità relativa, offrendo una minore resistenza al passaggio della corrente, evitando l'insorgere di irritazioni o bruciate della cute. Normalmente, vengono impiegati elettrodi di forma rettangolare (5 x 9 cm); per muscoli piccoli o per stimolazioni localizzate si utilizzano elettrodi di forma quadrata (5 x 5 cm). Esistono anche elettrodi di altre forme e dimensioni che vengono però impiegati solo per usi specifici o particolari [4].

2.2.4 Configurazione degli elettrodi

Il posizionamento degli elettrodi è di grande importanza per la produzione di un effetto terapeutico, inoltre, è necessario mantenere un buon contatto fra la pelle e gli elettrodi. L'uso di una soluzione conduttrice o di un gel riduce la resistenza: si può ricorrere a soluzioni di cloruro di sodio, soluzioni saponose, gel ed altre sostanze conduttrici, l'importante è che non siano irritanti per la pelle stessa. Comunemente, vengono utilizzate due tecniche di stimolazione elettrica in riferimento alla configurazione degli elettrodi:

- Configurazione monopolare,
- Configurazione bipolare.

La stimolazione monopolare (Figura 2.2.4.1) consiste nell'applicazione di stimoli elettrici solo attraverso uno dei due elettrodi di stimolazione. Il primo elettrodo (elettrodo di stimolazione) è di piccole dimensioni (pochi centimetri quadrati) e potrebbe trovarsi vicino a un nervo (stimolazione nervosa) o su un punto motore del muscolo (stimolazione del punto motore). Il secondo elettrodo (elettrodo di riferimento) è più grande del primo (dieci centimetri quadrati) ed è generalmente posizionato sul muscolo antagonista. A causa delle piccole dimensioni dell'elettrodo di stimolazione, la densità di corrente nelle sue vicinanze può superare il livello di eccitazione dei rami nervosi, ma, grazie alla grande dimensione dell'elettrodo di riferimento, la densità di corrente sotto quell'elettrodo rimane al di sotto della soglia di eccitazione. Questa tecnica consente la stimolazione di popolazioni localizzate di unità motorie superficiali.

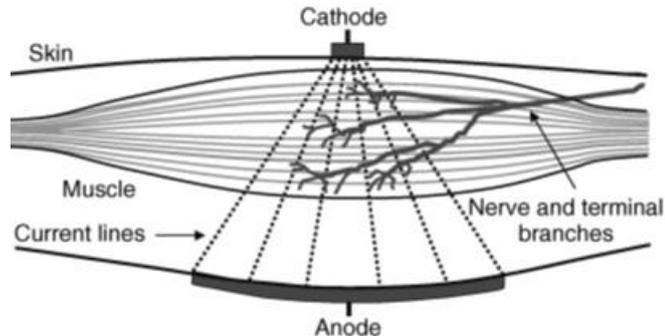


Figura 2.2.4.1: Configurazione monopolare degli elettrodi di stimolazione (catodo e anodo)

Nella configurazione bipolare (Figura 2.2.4.2), i due elettrodi hanno le stesse dimensioni e vengono posizionati sul muscolo. La distribuzione di corrente è limitata nello spazio e la densità corrente è più uniforme lungo il percorso tra gli elettrodi, il che implica una stimolazione meno localizzata.

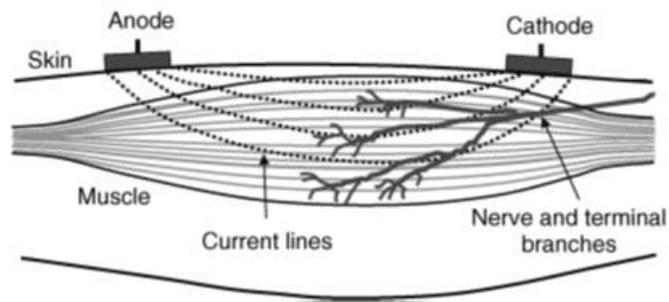


Figura 2.2.4.2: Configurazione bipolare degli elettrodi di stimolazione (catodo e anodo)

In entrambe le configurazioni, la posizione degli elettrodi di stimolazione è un problema critico sia per l'ottimizzazione dei parametri di stimolazione, sia per massimizzare la forza, evitando livelli di corrente di stimolazione che creino fastidio. La stimolazione bipolare è comunemente usata nei protocolli di riabilitazione e allenamento, perché in questi casi lo scopo è di massimizzare la produzione di forza, minimizzando la corrente iniettata e il disagio. Questo obiettivo è ottenuto posizionando gli elettrodi di stimolazione vicino ai tendini prossimale e distale. In questo modo, le linee di corrente corrono attraverso la direzione longitudinale del muscolo, massimizzando così il numero di assoni attivati e quindi la forza prodotta. La stimolazione monopolare, invece, viene utilizzata nel campo della ricerca. Viene utilizzata nell'elettromiografia (EMG) e nella meccanomiografia (MMG), al fine di caratterizzare le proprietà periferiche delle unità motorie. Ottimizzare il modello di stimolazione significa produrre un'attivazione selettiva e stabile di poche unità motorie iniettando la minore quantità possibile di corrente: ciò si ottiene posizionando l'elettrodo appena sopra il punto motore principale del muscolo. La localizzazione precisa dei punti motori muscolari è l'obiettivo principale per migliorare l'efficacia terapeutica dei blocchi nervosi motori anestetici o neuroletici [5].

2.3 Differenze tra contrazione volontaria e contrazione elettricamente stimolata

I muscoli generano una forza necessaria al movimento richiesto e il sistema nervoso genera l'attivazione dei segnali per mobilitare i muscoli richiesti all'intensità appropriata per l'azione che si intende compiere. Il segnale di attivazione è mandato dalle cellule nervose, i motoneuroni, posti nel midollo spinale o nel tronco encefalico. Nel muscolo, ogni fibra è attivata da un singolo motoneurone, ma ogni motoneurone innerva da decine a migliaia di fibre muscolari. Il segnale di attivazione comprende brevi impulsi elettrici (1 o 2 ms di durata) che corrispondono alle variazioni della differenza di potenziale attraverso la membrana cellulare eccitabile dell'assone. Questi impulsi, noti come potenziali d'azione, possono viaggiare lungo l'assone a velocità di 80 m/s: la velocità di propagazione del segnale dipende dal diametro dell'assone. I motoneuroni possono propagare i potenziali d'azione a frequenze che vanno oltre i 100 impulsi al secondo (pps) durante alcuni movimenti [6].

2.3.1 Attivazione volontaria delle unità motorie

Il sistema nervoso centrale controlla la forza muscolare variando l'attività delle unità motorie del muscolo. Il punto in cui il motoneurone innerva un singolo muscolo, viene detto nucleo motore o punto motore. La forza prodotta dal muscolo durante una contrazione dipende dal numero di motoneuroni che sono attivati e dalla frequenza di trasmissione del potenziale d'azione: reclutamento e frequenza di sparo, rispettivamente. Nonostante la diversità nelle proprietà del punto motore e della fibra muscolare, l'organizzazione funzionale del punto motore sembra obbedire sempre alle stesse regole. Tra queste regole vi è il principio della dimensione di Henneman, che dice che l'ordine in cui i motoneuroni sono attivati durante la contrazione procede dal più piccolo al più grande. L'ordine di reclutamento delle unità motorie è relativamente invariante ed è dettato dalla dimensione fisica del motoneurone e dalle proprietà intrinseche del motoneurone, relative alla sua dimensione [6].

2.3.2 Ordine di attivazione delle unità motorie con la stimolazione elettrica

Contrariamente a ciò che succede durante la contrazione volontaria, la visione classica è che gli assoni a largo diametro sono più facilmente eccitabili da un campo elettrico indotto, cosa che andrebbe contro al principio della dimensione di Henneman. Il meccanismo che sottolinea questa inversione nell'ordine di attivazione è la relazione inversa tra il diametro degli assoni e la resistenza assiale, che permette al flusso di corrente di scorrere a correnti di transmembrana minori lungo gli assoni a grande diametro. Tuttavia, questa spiegazione è dipendente dalla posizione della sorgente di corrente: non è ancora chiaro, infatti, se sia la stimolazione del nervo o del punto motore a causare questa inversione nell'ordine di attivazione. Inoltre, la stimolazione elettrica

neuromuscolare ha una minore influenza sull'ordine in cui le unità motorie sono attivate durante una contrazione, sia se la contrazione è provocata solamente dalla stimolazione sia se include sia la stimolazione che l'attivazione volontaria. Nonostante spesso sia trascurata, la stimolazione periferica evoca attività diffuse nel sistema nervoso centrale, che è poi in grado di mediare un adattamento, incluso un aumento di forza nei muscoli controlaterali [6].

2.4 Elettromiografia

Il segnale elettromiografico (EMG) è la rappresentazione del campo elettrico generato dalla depolarizzazione del sarcolemma. La sua rivelazione include l'uso di elettrodi intramuscolari o di superficie posti a una certa distanza dalla sorgente. Le caratteristiche del segnale EMG dipendono da numerosi fattori, tra cui lo spessore dello strato di tessuto sottocutaneo, la profondità della sorgente entro il muscolo, la distanza della sorgente rispetto agli elettrodi, l'inclinazione del sistema di rivelazione rispetto all'orientamento delle fibre muscolari, la lunghezza delle fibre, la posizione degli elettrodi sul muscolo, la distanza interelettroica e il *crossstalk* tra i muscoli. La forza muscolare e l'ampiezza del segnale EMG aumentano con l'aumentare del numero di unità motorie reclutate e con l'aumento della loro frequenza di sparo. Poiché sia la forza muscolare che l'ampiezza del segnale EMG aumentano in conseguenza degli stessi meccanismi, si può stimare la forza muscolare con l'analisi dell'EMG di superficie. La possibilità di poter stimare la forza muscolare dal segnale EMG è molto importante perché permette di valutare i contributi dei singoli muscoli alla forza totale prodotta da un gruppo muscolare. La relazione tra l'ampiezza del segnale EMG e la forza varia con la strategia di reclutamento e con l'uniformità tra i picchi delle frequenze di sparo delle singole unità motorie.

2.4.1 EMG e stimolazione elettrica

I segnali elettromiografici di superficie (sEMG) possono essere rivelati durante la stimolazione elettrica di un ramo nervoso o di un punto motore del muscolo. Il segnale dell'sEMG risultante viene denominato onda M (Figura 2.4.1.1, nella quale viene mostrata la corrispondenza tra lo stimolo elettrico e il periodo di latenza, la durata e l'ampiezza dell'onda M).

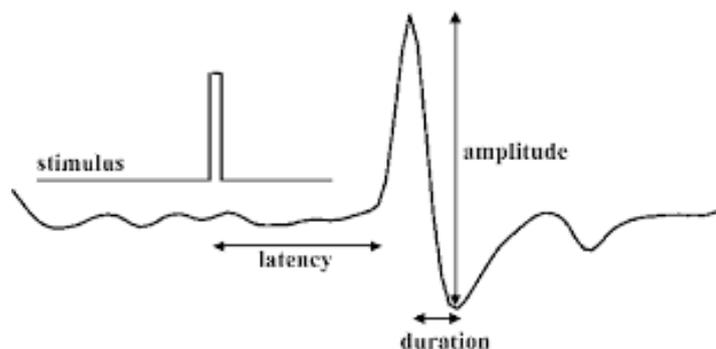


Figura 2.4.1.1: Stimolo elettrico, periodo di latenza e onda M

Poiché l'onda M rappresenta la somma dei potenziali delle unità motorie reclutate, la sua variazione riflette i cambiamenti sia del numero che delle proprietà del sarcolemma delle unità motorie reclutate. Uno dei problemi principali, nello studio dell'onda-M, è l'artefatto di stimolazione (Figura 2.4.1.2, nella quale viene mostrata la successione tra l'artefatto di stimolazione e l'onda M).

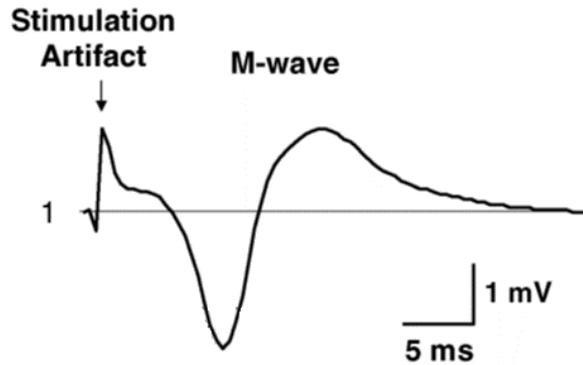


Figura 2.4.1.2: Artefatto di stimolazione Onda M

Durante uno stimolo elettrico, il campo di corrente si estende per un grande volume che, di solito, include anche il volume di prelievo degli elettrodi usati per il prelievo del segnale sEMG. L'artefatto di stimolazione ha, tipicamente, una forma a punta ed è seguito da un decadimento esponenziale, la cui ampiezza e costante di tempo dipendono dall'intensità e dalla forma di stimolazione, dal tipo di stadio di uscita dello stimolatore, dalla geometria relativa della stimolazione, dagli elettrodi di prelievo e dalle proprietà dello stadio di entrata dell'amplificatore di segnale. L'artefatto di stimolazione influisce sulle caratteristiche temporali e spettrali del segnale sEMG, poiché costituisce una componente in alta frequenza del segnale. Poiché l'artefatto di stimolazione è stretto e sincrono in tutti i canali dell'sEMG, esso influenza la stima della velocità di conduzione e i parametri spettrali verso valori alti e può addirittura sovrapporsi all'onda-M e modificarne la forma. È possibile ridurre l'artefatto di stimolazione con tre approcci principali: tecniche hardware, metodi software e metodi orientati all'ottimizzazione del set-up sperimentale [5].

L'elettromiografia costituisce una tecnica neurofisiologica capace di determinare l'integrità funzionale del motoneurone, dei nervi periferici, della giunzione neuromuscolare e del muscolo, consentendo di localizzare il livello e la gravità di una specifica patologia neuromuscolare.

2.5 Ultrasonografia

I dispositivi ad ultrasuoni sono dispositivi per imaging che utilizzano le radiazioni acustiche come forma di energia per gestire l'interazione con la materia. Si tratta di dispositivi che ad oggi offrono la più alta risoluzione temporale. Volgarmente, i dispositivi ad ultrasuoni vengono detti ecografi e sfruttano l'effetto della riflessione. Gli ultrasuoni sono suoni oltre la soglia dell'udibile dall'orecchio umano (frequenze > 20 kHz), sono onde meccaniche (elastiche) di compressione e trasferiscono ai tessuti, a cui vengono applicate, solo energia meccanica eccitando le molecole dei tessuti stessi. La velocità di propagazione degli ultrasuoni nei mezzi dipende dall'elasticità del mezzo stesso. Siccome gli ultrasuoni sfruttano le proprietà elastiche dei tessuti, tessuti più elastici e meno elastici funzionano in modo diverso, condizionando la velocità di propagazione degli ultrasuoni all'interno dei tessuti. A generare la riflessione è in realtà la variazione dell'impedenza acustica, che, nei tessuti biologici, non varia di molto se non per l'osso. I moderni dispositivi ad ultrasuoni sono caratterizzati da un ecografo con il monitor, una sonda e l'elettronica necessaria. Le sonde più diffuse sono di tipo lineare e sono adatte per applicazioni superficiali, nonché per l'indagine di tutto ciò che va dai 3 ai 4 cm sotto la cute. Per distinguere i tessuti che si stanno indagando, si utilizza il tempo di volo: questo è definito come il tempo che intercorre da quando la sonda ha emesso l'impulso a quando questa riceve l'eco di ritorno. Nota la velocità di propagazione (c) e il tempo di volo (Δt), allora la profondità (d) del tessuto in esame è pari a

Equazione 1: Profondità del tessuto

$$d = \frac{1}{2} c \Delta t$$

In base al coefficiente di riflessione del tessuto, viene ricostruita l'immagine in una scala di grigi: maggiore è l'intensità del coefficiente di riflessione, maggiore sarà la brillantezza del tessuto rappresentato. Poiché sono noti i coefficienti di riflessione dei vari tessuti biologici per diverse frequenze delle sonde, analizzando l'ampiezza del segnale riflesso è possibile distinguere i vari tessuti in immagine.

2.5.1 Ultrasonografia e sistema muscolare

L'ecografia muscolare è una tecnica utile per visualizzare il tessuto muscolare normale e patologico, in quanto essa non è invasiva e fornisce delle immagini in tempo reale. I disturbi neuromuscolari provocano dei cambiamenti muscolari strutturali che possono essere visualizzati con gli ultrasuoni. Ad esempio, l'atrofia può essere oggettivata misurando lo spessore muscolare, mentre l'infiltrazione di grasso e tessuto fibroso nei muscoli aumenta l'intensità dell'ecografia muscolare, cioè i muscoli appariranno più brillanti e bianchi, nell'immagine ecografica. L'analisi della scala dei grigi, che può essere facilmente applicata nella pratica clinica quotidiana, permette di interpretare le immagini ecografiche sulla base dell'età dei pazienti e delle differenze tra i singoli muscoli. Utilizzando questa tecnica è possibile rilevare disturbi neuromuscolari con valori predittivi del 90% (solo nei bambini e nelle miopatie metaboliche la sensibilità è inferiore). Inoltre, l'ecografia è una tecnica dinamica e quindi in grado di visualizzare i

movimenti muscolari normali e patologici. L'ecografia sembra essere ancora più sensibile nel rilevare i fascicoli muscolari rispetto all'EMG e alle osservazioni cliniche, in quanto permette la visualizzazione di una vasta area muscolare e di muscoli localizzati in profondità. Con il miglioramento della risoluzione e della frequenza dei fotogrammi è possibile anche rilevare l'attività muscolare spontanea su piccola scala, come le fibrillazioni. Questo apre la strada ad un uso più ampio dell'ecografia muscolare nella diagnosi dei nervi periferici e dei disturbi muscolari [7]. Nel presente studio, l'importanza dell'ultrasonografia risiede nell'identificazione delle regioni corrispondenti al tessuto sottocutaneo e al tessuto muscolare, in quanto tale identificazione è stata necessaria per valutare l'influenza degli spessori nella quantità di carica di corrente che effettivamente raggiunge le fibre muscolari.

2.6 La curva momento-angolo articolare

I muscoli permettono il movimento grazie allo sviluppo della forza che viene trasmessa allo scheletro. Come anticipato nel paragrafo precedente (2.1.3.2), una delle caratteristiche più importanti del muscolo scheletrico è la curva tensione-lunghezza, che rappresenta la potenziale forza che il muscolo può produrre in relazione alla sua lunghezza. La curva tensione-lunghezza ha un andamento iniziale crescente, seguito da un plateau, un andamento decrescente e un ultimo andamento crescente. Le fasi ascendente e discendente iniziali sono dovute all'aumento e decremento della sovrapposizione dei filamenti di actina e miosina, la fase ascendente finale è attribuita invece alla rigidità passiva del muscolo [8].

Il parametro più critico della curva tensione-lunghezza è la lunghezza muscolare ottimale, definita come la lunghezza muscolare alla quale il muscolo può produrre la forza massima [9]. Si hanno, tuttavia, poche informazioni, circa la determinazione della curva tensione-lunghezza "in vivo", dal momento che la maggior parte degli studi ha esaminato, piuttosto, la relazione angolo-momento intorno alle articolazioni, le cosiddette curve di forza. Assumere che le curve di forza siano rappresentative della curva tensione-lunghezza dei muscoli, può portare a conclusioni sbagliate, perché il momento ottenuto a un dato angolo articolare rappresenta il risultato meccanico di tutti i muscoli sinergici e antagonisti che partecipano al movimento di un'articolazione e, inoltre, le fibre muscolari e la lunghezza del braccio del momento del tendine non sono funzioni lineari dell'angolo articolare [10]. L'angolo articolare ottimale, ossia l'angolo corrispondente alla lunghezza muscolare ottimale, determina l'intervallo operativo nella curva tensione-lunghezza mediante movimento articolare ed escursione tendinea. Capire le caratteristiche della contrazione muscolare in vivo è importante nella progettazione delle procedure di trasferimento del tendine. Infatti, quando un tendine viene spostato in una nuova posizione, le fibre muscolari potrebbero essere troppo lunghe o troppo corte per sviluppare una forza attiva. I pazienti che non possono generare una forza muscolare sufficiente o momenti articolari sufficienti, potrebbero poi ritrovarsi con arti deboli e non funzionanti. La lunghezza muscolare ottimale porta alla lunghezza ideale del muscolo nella posizione articolare funzionale, riflettendosi sull'efficacia delle procedure operative. Inoltre, una completa conoscenza delle caratteristiche del muscolo con le considerazioni meccaniche e fisiologiche, fornirebbe le guide di base ai progetti ergonomici e ai programmi riabilitativi per ottenere i massimi benefici dai vantaggi della curva tensione-lunghezza per i singoli muscoli.

In letteratura, a causa dell'importanza critica della lunghezza muscolare ottimale sulla curva tensione-lunghezza, e della forza muscolare sulla contrazione del muscolo, esistono diversi studi che hanno avuto lo scopo di predire tale lunghezza, il corrispondente angolo articolare ottimale e la forza muscolare. Ad esempio esistono degli studi fatti sui muscoli flessori del gomito, con modelli matematici, misure sperimentali e ottimizzazioni computerizzate, che hanno portato alla determinazione della lunghezza ottimale e del corrispondente angolo articolare ottimale del bicipite, del brachiale e del brachioradiale (14.05, 6.53 e 17.24 cm per la lunghezza ottimale e 110°, 100° e 50° per l'angolo ottimale di flessione, rispettivamente) [9]. Altri studi hanno invece determinato le caratteristiche della curva tensione-lunghezza del muscolo tibiale anteriore e soleo, utilizzando tecniche dinamometriche, stimolazione elettrica e tecniche di imaging, quali l'ultrasonografia e la

risonanza magnetica. Questi sono stati eseguiti in un range articolare che comprende angoli di flessione della caviglia di -30° e -15° , angoli di estensione della caviglia di $+15^\circ$, $+30^\circ$ e $+45^\circ$, con angolo articolare della caviglia di riposo a 0° . In questo studio, è stato ottenuto che l'angolo ottimale per il soleo corrisponde a -30° , mentre per il tibiale anteriore a $+30^\circ$, osservando una lunghezza ottimale delle fibre muscolari pari a 3.8 e 5.6 cm, per il soleo e il tibiale anteriore rispettivamente [10]. Questi studi offrono però delle informazioni che hanno indagato il comportamento dei muscoli in soggetti sani, che non hanno quindi patologie a livello del sistema nervoso centrale e periferico, né tantomeno a livello del sistema muscolo-scheletrico.

In ambito clinico, i soggetti che hanno subito lesioni al midollo spinale vanno incontro alle contratture, ossia delle complicazioni che portano ad una perdita del range di movimento (ROM) associato ad una variazione delle proprietà meccaniche dei tessuti articolari. Le contratture si manifestano attraverso due meccanismi: un aumento nella rigidità del tessuto connettivo nella capsula articolare, o nei muscoli associati, e un accorciamento dei muscoli causato da una riduzione dei sarcomeri o delle fibre muscolari. Questi due fenomeni portano inevitabilmente alla perdita del ROM dell'articolazione interessata. Inoltre, l'immobilizzazione in una posizione accorciata del muscolo porta a un decremento nel numero dei sarcomeri, che a sua volta causa un decremento nella lunghezza ottimale della fibra, alterando le proprietà muscolari nella curva tensione-lunghezza. Alcuni autori hanno quantificato le contratture, in alcuni soggetti con lesioni al midollo spinale, attraverso delle misure della resistenza passiva dell'articolazione della caviglia a movimenti imposti, rappresentandone i risultati attraverso la curva angolo-momento. Questi studi avevano lo scopo di determinare se le contratture alla caviglia in tali soggetti fossero il risultato di variazioni nella lunghezza muscolare, dimostrando che le differenze nella relazione angolo-momento riflettono un cambiamento nella lunghezza muscolare, manifestato da un cambiamento nella curva tensione-lunghezza [11]. Nonostante per la maggior parte dei muscoli, le caratteristiche della curva tensione-lunghezza, siano sempre le stesse, col tipico andamento mostrato in Figura 2.1.3.2, alcuni autori hanno dimostrato che l'andamento di questa curva nei muscoli erettori del busto è lineare monotonica, rispecchiando l'aumento lineare osservato nella capacità di resistenza di estensione verso la completa flessione. I risultati ottenuti da tale studio non solo hanno implicazioni riguardanti la stima della tensione muscolare nella modellazione biomeccanica dei muscoli del tronco, ma potrebbero anche suggerire un possibile meccanismo di lesione dovuto alla lombalgia, causato dallo stiramento dei tessuti durante il sollevamento di pesi in posizione completamente flessa [12].

2.7 Tecniche di stimolazione elettrica e applicazioni

A livello dell'interfaccia elettrodo-tessuto è necessaria una conversione tra le correnti di elettroni prodotte dal generatore esterno passanti attraverso i fili e le correnti di ioni che si muovono dentro i tessuti. Applicando una corrente esterna fino a un valore di soglia, viene prodotta la depolarizzazione del nervo e del muscolo con il trasporto degli ioni attraverso la membrana tissutale. I fattori che determinano l'insorgenza del potenziale d'azione sono:

- l'impedenza dei tessuti corporei,
- la dimensione e la posizione degli elettrodi,
- i parametri di stimolazione [1].

I muscoli sono buoni conduttori ma conducono meglio nella direzione longitudinale delle loro fibre; il tessuto adiposo, al contrario, è un ottimo isolante. Con la stimolazione elettrica di superficie, l'effetto della corrente elettrica diminuisce con la profondità del tessuto. L'uso della stimolazione elettrica del sistema nervoso periferico intatto per contrarre un muscolo costituisce la cosiddetta NMES (*Neuromuscular electrical stimulation*), che viene utilizzata per:

- il potenziamento del muscolo attraverso programmi di esercizi di potenza e resistenza,
- il mantenimento o l'accrescimento del range di movimento, inclusa la correzione di contratture,
- la gestione della scoliosi,
- facilitare e rieducare la funzione motoria volontaria,
- la gestione dell'edema acuto o cronico,
- la temporanea inibizione di spasticità o spasmi muscolari [1].

Le applicazioni della stimolazione elettrica funzionale (FES - *Functional electrical stimulation*) costituiscono un sottogruppo della NMES e sono principalmente rappresentate da: esercizi ortotici, flessione del piede emiplegico, spalla emiplegica, ecc [1]. L'uso della stimolazione elettrica per attivare direttamente i muscoli costituisce la EMS (*Electrical muscle stimulation*), appropriata per la contrazione dei muscoli denervati. La differenza tra le due suddette sottoclassi di NMES non risiede solo in ciò che viene stimolato, ma anche nella modalità di reclutamento delle unità motorie del muscolo. Questa differenza è stata dimostrata stimolando elettricamente il muscolo tibiale anteriore, sia tramite i suoi punti motori, sia tramite la stimolazione del nervo peroneo comune. Infatti, è risultato che durante la stimolazione dei punti motori dapprima vengono reclutate le unità motorie superficiali, poi, aumentando l'ampiezza della stimolazione, vengono reclutate anche le unità motorie profonde. Al contrario, nel caso della stimolazione del nervo peroneo comune, vengono reclutate egualmente sia le unità motorie profonde che quelle superficiali, indipendentemente dall'ampiezza di stimolazione [13]. D'altro canto, la stimolazione dei punti motori del tibiale anteriore e del vasto laterale, con ampiezza degli stimoli regolata sulla base dell'EMG evocato, ha prodotto dei parametri contrattili (coppia tetanica) maggiori, evidenziando l'importanza di una stimolazione ottimizzata, confortevole ed efficace, per promuovere il rafforzamento muscolare [14].

La FES recentemente è emersa come una delle tecniche fondamentali per il condizionamento fisico nei soggetti paraplegici. In seguito a lesioni del midollo spinale, la quantità di massa muscolare sotto il controllo volontario è in costante decrescita e, di conseguenza, la domanda aerobica e metabolica imposta dall'esercizio fisico è fortemente compromessa. Per non soccombere a questo problema è stata suggerita l'esecuzione di esercizi che combinano sia contrazioni volontarie sia elettricamente indotte [15]. Le lesioni o le malattie del midollo spinale possono portare a disabilità perché diminuiscono il flusso di segnali neurali tra i centri superiori del sistema nervoso centrale e i sistemi sensoriali e motori periferici.

In breve, una lesione del midollo spinale comporta le seguenti conseguenze:

- non vengono utilizzati i muscoli paralizzati dedicati alla funzione motoria,
- la gamma di movimento delle articolazioni viene ridotta dalla mancanza di equilibrio tra i muscoli sinergici,
- i muscoli utilizzati per la compensazione della gravità sono atrofizzati,
- alcuni muscoli perdono le proprietà contrattili,
- i riflessi spinali vengono modificati portando ad una maggiore rigidità e una migliore risposta allo stretching.

I muscoli che perdono innervazione subiscono un rapido deterioramento che, nel caso delle lesioni a livello del midollo spinale, è attribuito all'inattività muscolare dopo aver perso i segnali nervosi efferenti dal cervello e dai segmenti del midollo spinale ai motoneuroni. L'attività neuromuscolare si riduce dopo le lesioni del midollo spinale, ma varia a seconda del livello di spasticità. Gli studi fino ad oggi suggeriscono che gran parte dell'atrofia dovuta al disuso dei muscoli paralizzati dovrebbe essere attribuita a cambiamenti concomitanti della lunghezza dei muscoli o delle condizioni di carico, piuttosto che a un declino dell'attività neuromuscolare. La prevenzione dell'atrofia, causata dalla denervazione dei muscoli, dipende dalla capacità dei motoneuroni sopravvissuti di re-innervare le fibre muscolari. Di conseguenza, le fibre muscolari possono sopravvivere e contrarsi in risposta all'attivazione prodotta dalla stimolazione elettrica delle strutture neuromuscolari. L'atrofia è più pronunciata nei muscoli che attraversano una singola articolazione: sono i principalmente responsabili del mantenimento della postura e del peso corporeo, come ad esempio, il soleo e il quadricipite. Questo suggerisce anche che i cambiamenti nel carico o nella lunghezza dei muscoli paralizzati dopo le lesioni del midollo spinale sono responsabili dell'atrofia. Gli attuali risultati clinici indicano che, nella maggior parte dei soggetti con lesione del midollo spinale, la pratica di attività fisica coinvolgente i muscoli paralizzati (esercizio passivo, esercizio attivo, stimolazione elettrica, vibrazione, appoggio assistito e camminata da un sistema robotico) contribuisce al recupero della funzione, alla minimizzazione della perdita muscolare e prevenzione delle contratture [16].

Inoltre, una delle risposte patologiche, in seguito a lesioni al midollo spinale, è un aumento automatico del tono dei muscoli interessati e una maggiore sensibilità all'allungamento. L'effetto è un'assenza di input inibitori e output patologici ai sistemi motori, che porta a una condizione denominata spasticità. Questa consiste nella diminuzione della destrezza, perdita di forza, aumento degli strappi ai tendini, aumento della resistenza allo stiramento muscolare passivo e riflessi di flessione iperattiva (spasmi

dei flessori). Attualmente, l'unico modo possibile per l'attivazione dei muscoli paralizzati è proprio l'uso della stimolazione elettrica funzionale [16].

2.7.1 FES-Cycling

In particolare, il ciclismo assistito dalla FES (FES-Cycling) fornisce l'attivazione muscolare e la rotazione ripetuta e controllata delle articolazioni delle gambe attraverso un'ampia gamma di movimenti, mantenendo la spasticità a un livello basso [16]. Numerosi studi di ricerca hanno proposto ergometri per la FES, al fine di fornire un coinvolgimento attivo degli arti inferiori e per sviluppare dispositivi di locomozione per attività quotidiane e di svago in caso di paraplegia. Tra queste alternative, una delle opzioni più raccomandate ai soggetti con lesioni al midollo spinale, vi è il FES-Cycling, una opportunità per le persone che vivono con tali lesioni e interessate a praticare sport. Vi sono numerosi rapporti dettagliati sui progressi tecnici e sui benefici derivanti dall'allenamento FES-Cycling, attraverso il quale il reclutamento muscolare naturale e artificiale è innescato da un sistema sofisticato; al contrario, difficilmente si trovano informazioni su quali sarebbero i presupposti e i parametri da raccomandare per preparare un allenamento FES-Cycling nei casi di paraplegia. A tale scopo, diversi autori hanno effettuato degli studi per fornire dei protocolli di FES-Cycling, studiando alcune caratteristiche personali, cliniche, strutturali e funzionali delle persone con paraplegia interessate allo sport, valutando la loro capacità di risposta alla stimolazione elettrica neuromuscolare (NMES) e i potenziali aspetti legati a questo problema. Per poter ottenere delle raccomandazioni sui protocolli di FES-Cycling, è molto importante considerare l'eziologia del trauma e il livello della lesione spinale: è stato dimostrato infatti che i soggetti con lesioni traumatiche del midollo spinale al di sopra della dodicesima vertebra toracica sono i migliori candidati per l'allenamento basato sul FES-Cycling [17].

D'altronde, il FES-Cycling richiede comunque un'impostazione manuale dei parametri di allenamento, cosa che comporta un dispendio di tempo e rende la procedura poco ripetibile. A tal fine, sono state ricercate delle procedure automatiche per l'impostazione di tali parametri per ottimizzare lo svolgimento della sessione di allenamento nei soggetti affetti da emiparesi. È stata ricercata una strategia di stimolazione che prevedesse l'individuazione degli intervalli angolari durante i quali guidare il movimento con la FES, confrontando tale strategia con la strategia di attivazione muscolare fisiologica volontaria. La procedura individuata, ha massimizzato il rendimento del motore entro i limiti di tolleranza, identificando una strategia biomimetica della durata di 5 minuti: infatti la durata e la natura di tale strategia rende la procedura attuabile all'inizio delle sessioni di allenamento, migliorando così le prestazioni del FES-Cycling [18]. Altri studi, hanno indagato la biomeccanica dell'anca, del ginocchio e della caviglia durante un protocollo di FES-Cycling a resistenza progressiva nel tentativo di rilevare e misurare la presenza di affaticamento muscolare, ipotizzando che la potenza del ginocchio possa essere utilizzata come indicatore di affaticamento per valutare le prestazioni dei soggetti affetti da lesioni al midollo spinale. I risultati principali sono state le diminuzioni della potenza in uscita di caviglia e ginocchio e l'aumento della potenza in uscita dell'anca con l'aumentare della resistenza. L'intensità di stimolazione e la forza del pedale risultante sono stati predittivi della potenza del ginocchio ed è stato così possibile sviluppare un indice di affaticamento, esprimendo quantitativamente la capacità di potenza dell'articolazione del ginocchio

rispetto a un livello di potenza di base definito dall'affaticamento. Tuttavia, la riduzione della potenza in uscita, rende i protocolli a resistenza progressiva poco appropriati per i soggetti affetti da lesioni al midollo spinale, in quanto comportano un aumento dell'affaticamento muscolare [19].

Inoltre, come anticipato precedentemente, le contratture, in seguito a lesioni al midollo spinale, causano la riduzione del range di movimento delle articolazioni. L'allenamento basato sul FES-Cycling ha dimostrato di riuscire ad aumentare significativamente la quantità di movimento della caviglia, dando un grande beneficio a tali pazienti [20]. Sono stati studiati anche dei protocolli che sfruttano l'EMG per ottenere un feedback sulla forza muscolare residua: infatti, usando l'ampiezza del segnale EMG ottenuto in tempo reale, è possibile controllare l'intensità della stimolazione durante il FES-Cycling [21]. Al giorno d'oggi, esistono in realtà anche delle sedie a rotelle da ciclismo, come quella prodotta in Giappone (Profhand), utile nella riabilitazione delle funzioni motorie degli arti inferiori, attraverso la FES. Infatti, è stato sviluppato un prototipo che, attraverso la stimolazione elettrica del gluteo e del quadricipite, riesca a provocare la spinta della sedia a rotelle stessa e, nello stesso tempo, che la regolazione dell'angolo dei pedali, in base all'angolo articolare della caviglia, permetta di regolare la forza da produrre tramite FES in modo appropriato alla spinta della sedia [22]. L'utilizzo del FES-Cycling non è solo utilizzato in caso di lesioni al midollo spinale: infatti, è una tecnologia che può offrire la possibilità di rafforzare gli arti inferiori, migliorare l'indipendenza funzionale e aumentare la partecipazione ad attività fisiche, ai bambini con paralisi cerebrale. Vi sono, infatti, anche in questo caso, degli allenamenti di FES-Cycling che vengono aggiunti alle cure standard abituali seguite da bambini affetti da paralisi cerebrale [23].

2.7.2 FES-Rowing

Oltre all'allenamento di tipo FES-Cycling, molto in uso vi è l'allenamento di tipo FES-Rowing (canottaggio assistito dalla FES), per il condizionamento cardiovascolare dei pazienti paraplegici. Uno dei problemi aperti circa il FES-Rowing è il fatto che l'affaticamento muscolare dei muscoli elettricamente stimolati influenza quelli che possono essere i benefici di tale allenamento, per cui l'ottimizzazione dei protocolli di stimolazione durante il FES-Rowing è ancora una questione di importanza cruciale. Modellare il profilo di stimolazione in base all'angolo del ginocchio costituisce probabilmente un mezzo per garantire che i muscoli sopportino l'esercizio assistito elettricamente per periodi più lunghi, massimizzando i benefici del FES-Rowing sulla salute. Si potrebbe modellizzare il profilo di stimolazione in base alla velocità e alle relazione tensione-lunghezza dei muscoli, monitorando l'angolo dell'articolazione del ginocchio, garantendo un'intensità di stimolazione maggiore per ciascun muscolo quando questo è in grado di produrre livelli di forza massimi. Nonostante, finora si è cercato di misurare le variazioni angolari con sensori inerziali e videocamere, il tempo necessario per la preparazione di tale strumentazione, non la rende una soluzione accettabile. A tale scopo, è stata offerta una soluzione per stimare i cambiamenti nell'angolo del ginocchio durante il FES-Rowing, che descrivesse l'adattamento di un vogatore, per fornire i dati in tempo reale su maniglia e posizione del sedile, presentando un modello biomeccanico relativo alla posizione del sedile con l'angolo dell'articolazione del ginocchio. Le

variazioni dell'angolo del ginocchio, stimate con il vogatore, sono state confrontate con le variazioni effettive dell'angolo del ginocchio [24].

Le persone con lesioni del midollo spinale sono tra le più inattive nella società. Inoltre, le persone con tetraplegia hanno riportato un'attività significativamente inferiore rispetto alle persone con paraplegia. L'inattività aumenta la morbilità e la mortalità delle malattie cardiovascolari e, in caso di danno cervicale completo, l'inattività è aggravata da un'interruzione autonoma che aumenta ulteriormente il rischio di malattie cardiovascolari. Di conseguenza, per tali soggetti, viene raccomandato come terapia aggiuntiva un esercizio fisico regolare. Le azioni di trazione, coinvolte nel FES-Rowing, possono anche ridurre il dolore e il disagio dell'arto superiore abitualmente vissuti da soggetti con lesioni del midollo spinale che usano sedie a rotelle manuali, bilanciando la muscolatura della cintura posteriore della spalla. Sono stati mostrati i risultati preliminari di un programma di allenamento progressivo di FES-Rowing che coinvolge la tetraplegia completa e incompleta. Gli obiettivi principali sono stati quelli di valutare la capacità delle persone con tetraplegia di far fronte e rispondere a un programma di formazione progressivo e strutturato di FES-Rowing, nonché esaminare l'effetto dell'allenamento FES-Rowing sui miglioramenti della potenza erogata nell'arco di 12 mesi, sulla percezione dello sforzo associato all'allenamento, sulla praticità e la sicurezza delle modifiche alle attrezzature necessarie. I risultati ottenuti hanno mostrato un aumento della potenza muscolare media degli arti inferiori, dovuta all'aumento della massa muscolare in risposta al condizionamento delle gambe, associata ad un aumento del costo metabolico [25].

2.7.3 Cinematica del passo

La FES viene utilizzata anche sui pazienti che hanno avuto ictus con conseguente perdita della capacità di sollevare il piede durante il cammino. Il ciclo del passo è composto da due fasi principali: la *stance* (o fase di appoggio) e la *swing* (o fase di oscillazione). La fase di appoggio si suddivide a sua volta in 3 fasi di doppio appoggio, nel quale entrambi i piedi sono a contatto col suolo, e in 2 fasi di appoggio monopodalico, nelle quali l'arto inferiore sostiene per intero il peso del corpo. La fase di oscillazione è costituita invece da 3 fasi che descrivono la traiettoria percorsa dell'arto in volo durante la progressione. La caduta del piede è definita come un deficit nella rotazione della caviglia e delle dita dei piedi verso l'alto durante la deambulazione, nota come dorsiflessione dell'articolazione della caviglia. Il nervo peroneo e fibulare profondo innerva il compartimento anteriore della gamba e gioca un ruolo importante nella dorsiflessione dell'articolazione della caviglia. Gravi lesioni, o lesioni che danneggiano questo nervo, portano all'incapacità della gamba di dorsiflettere il piede e alla conseguente caduta del piede. Le lesioni da caduta del piede hanno origine neurologica, muscolare o anatomica e spesso si sovrappongono in modo significativo. La dorsiflessione della caviglia e la flessione plantare sono azioni importanti nel ciclo del passo. I muscoli coinvolti nella dorsiflessione della caviglia durante il ciclo del passo sono il tibiale anteriore e l'estensore lungo delle dita. Senza l'azione della dorsiflessione motoria, i pazienti tendono a trascinare i piedi durante la deambulazione, con conseguente alto rischio di contrarre ulteriori lesioni, a causa del comportamento delle dita che colpiscono oggetti ingombranti sul pavimento, portando a fratture da caduta, in particolare per gli

anziani. A lungo termine, questa condizione causerebbe molto dolore alle articolazioni degli arti inferiori. Viene raccomandato a tali soggetti di indossare o utilizzare dispositivi di ausilio alla mobilità, come un'ortesi del piede alla caviglia (*ankle foot orthosis, AFO*), e la FES, che ad oggi è la scelta più consigliata.

I sistemi convenzionali di stimolazione elettrica funzionale (FES) disponibili sul mercato consistono sostanzialmente di stimolatori elettrici del piede cadente, sensori ed elettrodi di stimolazione (WalkAide2 e NessL3000) [26]. Molti studi hanno dimostrato che l'uso di tali stimolatori migliora la velocità della deambulazione, riduce la spasticità e riduce lo sforzo fisiologico della deambulazione. Gli attuali stimolatori elettrici del piede cadente, attraverso l'attivazione del nervo peroneale comune, inducono la dorsiflessione della caviglia durante la fase di oscillazione del passo. Questi dispositivi sono generalmente pilotati da una resistenza di rilevamento della forza, posizionata nella scarpa del lato interessato, sono attivati dall'innalzamento del tallone e disattivati dall'impatto del tallone con il suolo. Tuttavia, la modulazione in tempo reale dell'intensità della FES per fornire un'erogazione più ottimizzata della stimolazione, e anche per regolare la dorsiflessione in presenza di disturbi, come affaticamento e spasticità, può aumentare il numero di potenziali utenti di stimolatori elettrici del piede cadente. A tale scopo sarebbe interessante poter estrarre informazioni continue, quali l'indice del ciclo del passo (GCI), da un'unità di misura inerziale (IMU) che misura l'angolo di inclinazione della gamba, pilotando così lo stimolatore elettrico [27]. Solitamente, vengono stimolati elettricamente solo i dorsiflessori della caviglia durante la fase di oscillazione; tuttavia, la stimolazione elettrica dei muscoli plantari e dei dorsiflessori può correggere i deficit nel cammino dei pazienti che sono stati affetti da ictus all'articolazione della caviglia e del ginocchio, sia durante la fase di oscillazione che durante la fase di appoggio [28]. Inoltre, l'applicazione della FES su pazienti affetti da sclerosi multipla, è risultata in un effetto ortotico che ha portato ad una variazione nella cinematica di caviglia e ginocchio e in un aumento nella velocità della camminata per brevi distanze in tali pazienti [29]. Nel caso di soggetti paraplegici, è stata valutata la fattibilità del controllo della rigidità della caviglia usando la stimolazione elettrica funzionale (FES) per lo sviluppo di sistemi di feedback nel controllo dell'equilibrio. Il lavoro è stato eseguito utilizzando un apparato in cui il soggetto si trova con tutte le articolazioni al di sopra delle caviglie rinforzate ed è stato fornito il momento della caviglia tramite la FES dei muscoli flessori ed estensori della caviglia. È stata proposta una strategia di verifica per il controllo della rigidità della caviglia, in cui il momento della caviglia viene dato da un valore di riferimento uguale al prodotto della rigidità desiderata e all'angolo della caviglia misurato. Il controllo della rigidità della caviglia, fino ai limiti di forza fondamentali dei muscoli, può essere ottenuto con la FES e, in caso di paraplegia, ha il potenziale per facilitare il compito di stabilizzare la postura eretta mediante l'applicazione di forze addizionali nella parte superiore del corpo [30].

Un'altra possibilità è quella di sviluppare un algoritmo che tenga conto dei cambiamenti nell'attività dei muscoli interessati nella deambulazione (per esempio del muscolo tibiale anteriore), tramite l'EMG di questi, con la velocità del passo, in modo da adattare la FES alle velocità tipiche della deambulazione di pazienti emiplegici [31]. Inoltre, è stato dimostrato che i dispositivi di FES per la correzione del piede cadente, che erogano impulsi a frequenza variabile, sono in grado di correggere in maniera migliore tale difetto, rispetto ai dispositivi che erogano impulsi a frequenza costante [32]. Altri autori hanno valutato la possibilità di applicare la FES al gluteo nella fasi di appoggio e al tibiale

anteriore nella fase di oscillazione o solo al tibiale anteriore nella fase di oscillazione, verificando come, nel primo caso, si abbia avuto un miglioramento dei parametri spaziotemporali del ciclo del passo nei soggetti affetti da ictus emiparetico [33].

Come già detto, solitamente, il sensore che monitora il passo è posizionato sul piede interessato per rilevarne la posizione e stimare il momento giusto per erogare la stimolazione elettrica. Questa metodica ha però un punto debole, in quanto un minimo movimento irregolare prodotto dall'arto interessato, potrebbe produrre per errore la generazione della stimolazione. Pertanto, si è cercato di migliorare la FES convenzionale, adottando un nuovo posizionamento del sensore. Diversi autori si sono posti l'obiettivo di progettare un sistema FES basato sul normale rilevamento del movimento dell'oscillazione del braccio umano utilizzando un accelerometro. La teoria alla base si fonda sull'atto di sincronizzare l'oscillazione del braccio umano e il movimento delle gambe durante la deambulazione normale [26].

Capitolo 3 MATERIALI E METODI

3.1 Setup sperimentale

Al fine di verificare l'ipotesi di questo studio, sono stati utilizzati diversi strumenti, messi a disposizione dal laboratorio di ingegneria del sistema neuromuscolare (LISiN), del dipartimento di elettronica e telecomunicazioni (Politecnico di Torino), nonché riferimento per lo studio del sistema neuromuscolare nel mondo, di cui ne verrà spiegato il principio di funzionamento nel seguito. Il setup sperimentale comprende la seguente strumentazione:

1. Trasduttore di Coppia;
2. Ecografo;
3. Stimolatore elettrico;
4. Sistema DuePro;
5. Sistema Forza.

3.1.1 Trasduttore di Coppia

Il trasduttore di coppia (Figura 3.1.1.1) utilizzato durante lo studio è costituito da due supporti meccanici, contenenti una cella di carico ciascuno. Le celle di carico hanno rispettivamente una sensibilità (S) di 2.408 mV/V e di 2.242 mV/V ed entrambe un fondo scala (F.S.) pari a 150 Nm.



Figura 3.1.1.1: Trasduttore di coppia

La cella di carico è un trasduttore in grado di misurare la forza applicata su un oggetto tramite la misura di un segnale elettrico che varia a causa della deformazione che la forza produce sull'oggetto. La coppia di estensione prodotta dal ginocchio è stata misurata da entrambe le celle di carico e il risultato della loro somma è proprio il valore della coppia di estensione prodotta dal ginocchio. Entrambe le celle di carico sono state connesse al Sistema Forza, a sua volta collegato ai due canali della sonda DueBio, al fine di acquisire e memorizzare i dati per le successive elaborazioni.

3.1.2 Ecografo

È stato utilizzato un ecografo (*Echo Blaster 128, TELEMED, Milano, Italia; Figura 3.1.2.1*) [34] per valutare lo spessore del muscolo quadricipite e lo spessore del tessuto sottocutaneo tra gli elettrodi di stimolazione e l'aponeurosi superficiale del muscolo quadricipite.



Figura 3.1.2.1: Ecografo

La sonda ecografica (62 mm x 210 mm x 165 mm) è lineare, con frequenza da 2 a 10 MHz ed è stata disposta parallelamente all'asse longitudinale di tre delle quattro teste del quadricipite (vasto laterale (VL), retto femorale (RF) e vasto mediale (VM), Figura 3.1.2.2) e in posizione centrale rispetto alle due distanze interelettrodiche valutate.

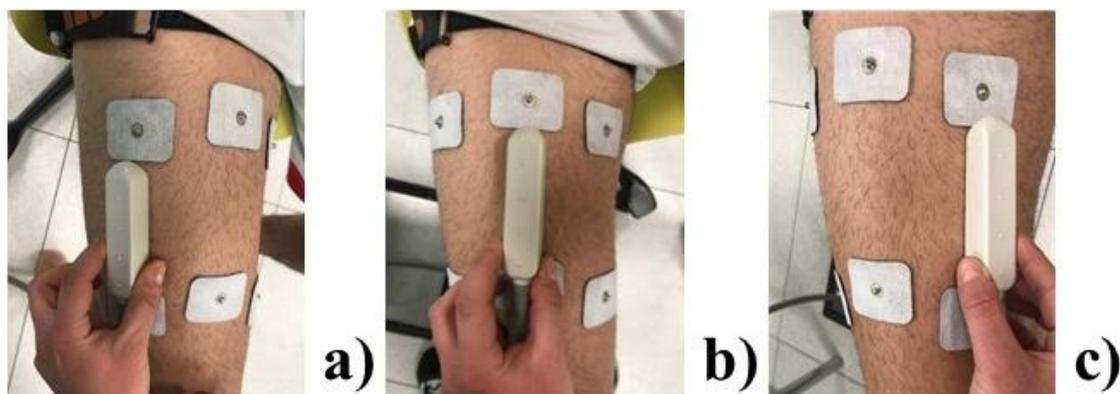


Figura 3.1.2.2: a) Sonda sul vasto laterale, b) Sonda sul retto femorale, c) Sonda sul vasto mediale

L'utilizzo dell'ecografo per la misura dei due spessori sopracitati ha avuto lo scopo di verificare se questi possano influire sulle fibre interessate dalla densità di corrente e quindi sul valore della coppia di estensione del ginocchio prodotta dal quadricipite. In particolare, uno spessore sottocutaneo elevato, porta a una distanza elevata tra l'elettrodo di stimolazione e le fibre muscolari e quindi a una ridotta quantità di fibre elettricamente eccitate che si contraggono per la produzione della coppia di estensione del ginocchio. Inoltre, uno spessore muscolare minore indica la presenza di un minor numero di fibre per unità di volume nel muscolo: una quantità piccola di fibre presenti nel muscolo porta a una contrazione di livello minore e quindi una coppia di estensione del ginocchio minore. La misura dei due spessori è stata ottenuta tramite il software *Echo Wave 3.3.0*, utilizzando il comando "distance" (Figura 3.1.2.3).

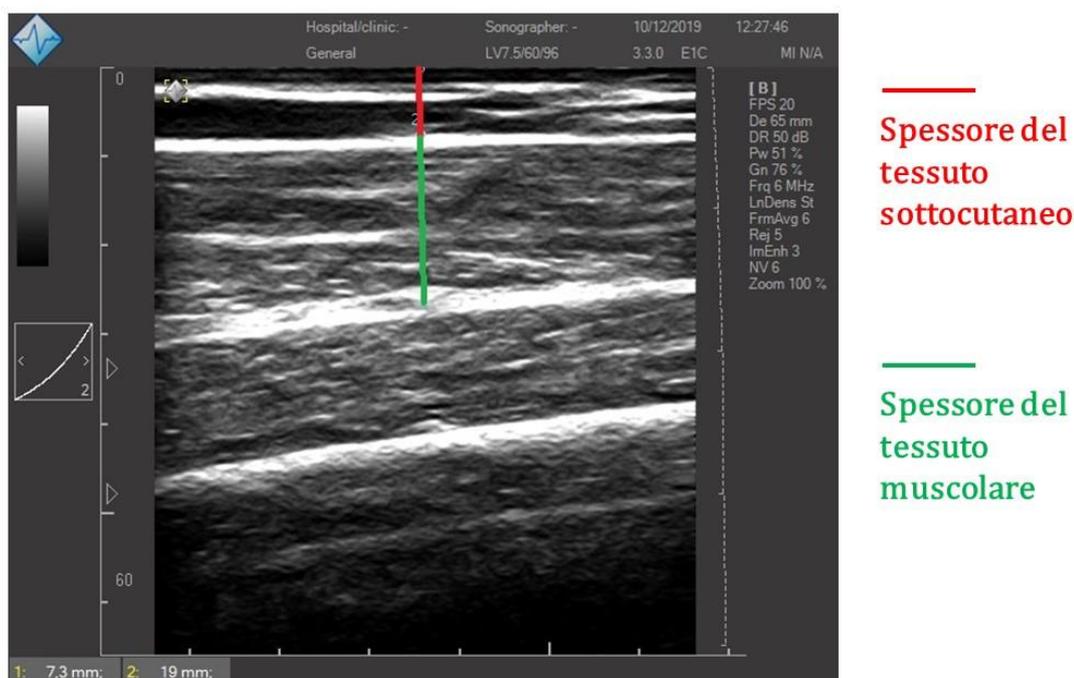


Figura 3.1.2.3: Misura spessore sottocutaneo e muscolare del VL

3.1.3 Stimolatore elettrico neuromuscolare

Lo stimolatore elettrico è stato utilizzato per la stimolazione elettrica del muscolo quadricipite. Si tratta di uno strumento che permette di indurre la contrazione del muscolo tramite l'applicazione di corrente pulsata sul muscolo in questione. La corrente viene indotta nel muscolo grazie all'utilizzo di elettrodi di stimolazione, quindi per quanto concerne la stimolazione elettrica neuromuscolare è stato necessario l'utilizzo dello stimolatore, degli elettrodi di stimolazione e di un circuito utilizzato per acquisire il segnale di stimolazione e sincronizzarlo ai restanti segnali.

1. **Stimolatore.** È stato utilizzato lo stimolatore presente in laboratorio: il RehaStim (*HASOMED GmbH, GmbH, Magdeburg, Germania*) mostrato in Figura 3.1.3.1. Si tratta di uno stimolatore elettrico a 8 canali, che è possibile controllare da un dispositivo esterno, quale ad esempio un PC, tramite un'interfaccia USB standard, grazie al modello di comunicazione seriale *ScienceMode*. Lo stimolatore RehaStim è un prodotto medico certificato che possiede due sorgenti di corrente indipendenti, multiplexate ciascuna a 4 output. Per ogni sorgente di corrente, vi sono due moduli di stimolazione indipendenti, per cui è possibile la generazione di impulsi contemporanei da entrambi. Inoltre, il modulo A ha i primi 4 canali di stimolazione, mentre il modulo B gli ultimi quattro.



Figura 3.1.3.1: Stimolatore Elettrico Portatile RehaStim

Per questioni di sicurezza, lo stimolatore fornisce un controllo della resistenza tra l'elettrodo e la pelle: se questa non dovesse rientrare nei range normali, allora non verrà generato alcun impulso di stimolazione [35].

In

Tabella 3.1.3-1 vengono elencati i dettagli tecnici dello stimolatore.

Tabella 3.1.3-1: Dettagli Tecnici dello Stimolatore RehaStim

<i>Corrente</i>	0...126 mA a passi di 2 mA
<i>Durata dell'impulso</i>	0, 20...500 μ s a passi di 1 μ s
<i>Frequenza</i>	Single Pulse, Continuous Channel List and One Shot Channel List Modes
<i>Canali</i>	8 (4 per i due moduli)
<i>Porte seriali</i>	USB con isolamento galvanico

Lo stimolatore offre differenti modalità di generazione degli impulsi di stimolazione: quella utilizzata in questo studio è la **modalità a singoli impulsi**. Con questa modalità, tramite dei comandi presenti su un'interfaccia esterna, vengono generati dei singoli impulsi su uno specifico canale con una determinata ampiezza e durata dell'impulso stesso. È il dispositivo esterno (PC) ad essere responsabile del controllo dei tempi di stimolazione, come, ad esempio, dell'intervallo tra gli impulsi di stimolazione [35].

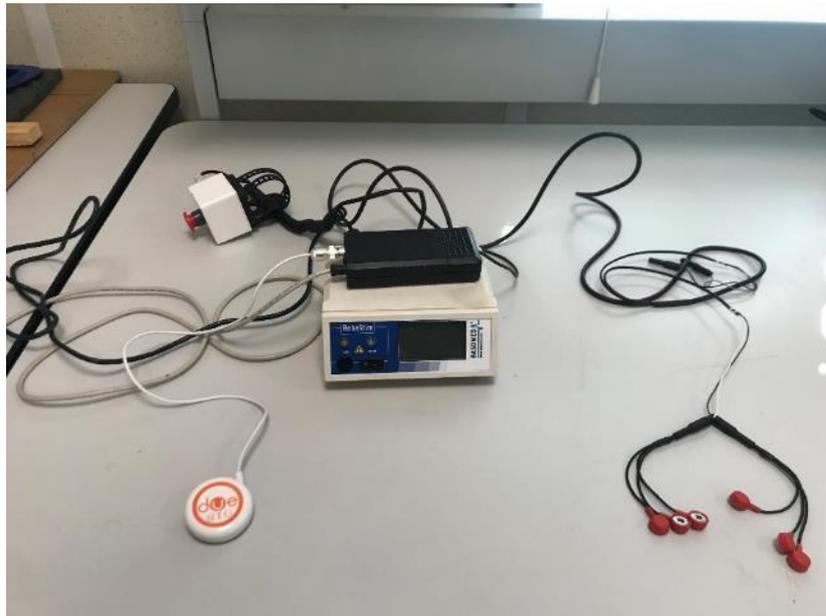


Figura 3.1.3.2: Stimolatore elettrico connesso al sistema di acquisizione

- Elettrodi di stimolazione.** Per la stimolazione sono state utilizzate tre coppie di elettrodi rettangolari adesivi, monouso a bottone in carbonio, smussati agli angoli, di dimensioni 35x45 mm (*EB Neuro, Firenze, Italia*) (Figura 3.1.3.3).



Figura 3.1.3.3: Elettrodi di stimolazione

Per ciascuna delle tre coppie, un elettrodo è stato utilizzato come catodo e uno come anodo. Gli elettrodi sono stati collegati al Canale 1 (*Modulo A*) dello stimolatore neuromuscolare.

3. **Circuito di acquisizione del segnale di stimolazione.** Al Canale 3 dello stimolatore (*Modulo A*) è stato collegato un circuito per acquisire il segnale di stimolazione (Figura 3.1.3.4), in modo da avere, graficamente, una sincronizzazione tra gli stimoli generati, la coppia di estensione prodotta dal ginocchio e i segnali elettromiografici di superficie.



Figura 3.1.3.4: Sistema di acquisizione del segnale di stimolazione



Figura 3.1.3.5: Sistema di acquisizione del segnale di stimolazione connesso allo stimolatore elettrico

3.1.4 Sistema DuePro

Sono state utilizzate 4 sonde del sistema DuePro (*OT Bioelettronica, Torino, Italia*) per 3 diversi scopi: per il prelievo dei segnali elettromiografici, per la registrazione dei segnali della coppia di estensione del ginocchio e per la registrazione del segnale di stimolazione. Il sistema Due infatti è dotato di sonde dette *Due* (Figura 3.1.4.1) progettate per il prelievo dei segnali elettromiografici di superficie (sEMG) e di sonde dette *DueBio* (Figura 3.1.4.2) per il prelievo di grandezze biomeccaniche. La rilevazione dei segnali elettromiografici avviene mediante l'utilizzo di elettrodi di superficie, mentre il prelievo delle grandezze biomeccaniche avviene tramite sensori integrati nelle sonde dedicate. Le informazioni prelevate vengono condizionate e poi trasferite al PC mediante comunicazione wireless. Tutte le sonde hanno due canali di ingresso [36].

1. **Prelievo dei segnali elettromiografici.** Due sonde wireless (*Due*) sono state utilizzate per il prelievo dei segnali elettromiografici di superficie al fine di monitorare l'attività mioelettrica dei muscoli VM, VL, bicipite femorale (BF) e semitendinoso (ST). Le sonde del sistema Due sono dotate di due canali, per cui una sonda *Due* è stata utilizzata per il prelievo dell'attività elettromiografica dei muscoli agonisti (VL e VM), mentre la seconda sonda *Due* è stata utilizzata per il prelievo dei segnali elettromiografici dei muscoli antagonisti (BF e ST). Gli elettrodi utilizzati per il prelievo dei segnali sEMG (*Spes Medica, Genova, Italia*) sono stati posizionati in corrispondenza dei muscoli sopracitati in configurazione bipolare e con una distanza inter-elettrodica di 35 mm (Figura 3.1.4.1). A differenza degli elettrodi di stimolazione, quelli di prelievo utilizzati sono circolari e con diametro pari a 24 mm.



Figura 3.1.4.1: Sonde Due connesse agli elettrodi di prelievo

2. **Registrazione del segnale di coppia di estensione del ginocchio.** Una sonda wireless (DueBio) è stata utilizzata per il prelievo del segnale della coppia di estensione del ginocchio (Figura 3.1.4.2). Poiché il trasduttore di coppia è costituito da due supporti metallici, a cui corrisponde una cella di carico, il segnale di coppia di estensione misurato da una cella di carico è stato prelevato da un canale della sonda, mentre il segnale di coppia misurato dalla seconda cella di carico è stato prelevato dal secondo canale.
3. **Registrazione del segnale di stimolazione.** Un'ultima sonda wireless (DueBio) (Figura 3.1.4.2) è stata utilizzata per il prelievo del segnale costituito dagli impulsi monofasici della stimolazione (forma d'onda monofasica di durata pari a 500 μ s e ampiezza pari al valore dell'intensità di corrente), proveniente dal circuito di acquisizione del segnale di stimolazione. Essendoci un solo segnale da prelevare, è stato utilizzato solo un canale di questa sonda.



Figura 3.1.4.2: Sonda DueBio

3.1.5 Sistema Forza

Il Sistema Forza (*OTBioelettronica, Torino, Italia*) è un amplificatore monocanale utile per amplificare e filtrare qualsiasi segnale singolo differenziale [37]. In questo esperimento, il segnale differenziale è il segnale di coppia di estensione del ginocchio, trasmesso da ciascuna delle due celle di carico del trasduttore di coppia, per cui queste sono state collegate all'ingresso di due amplificatori forza: l'FZ005 e l'FZ007 (Figura 3.1.5.1).



Figura 3.1.5.1: Sistema Forza (FZ005 ed FZ007) connesso ai due canali della sonda DueBio

È stato impostato un guadagno opportuno, ossia un'amplificazione del sistema che ne evitasse la saturazione, ed è stato rimosso l'offset prima di iniziare ogni prova. Il segnale in uscita dall'amplificatore di forza è espresso in mV, mentre quello che interessa è il valore della coppia di estensione del ginocchio in unità di Nm. A tal fine, i segnali di coppia prelevati dal sistema DueBio sono stati convertiti tramite la seguente formula:

Equazione 2: Conversione dei segnali acquisiti dal sistema Forza

$$\text{Torque [Nm]} = \frac{V_{out} \text{ [mV]} \times F.S. \text{ [Nm]}}{S \left[\frac{\text{mV}}{\text{V}} \right] \times 5 \text{ [V]} \times G \left[\frac{\text{V}}{\text{V}} \right]}$$

dove

- V_{out} è il segnale prelevato dalla sonda in uscita dall'amplificatore,
- $F.S.$ e S sono rispettivamente il fondo-scala e la sensibilità della cella di carico,
- G è il guadagno selezionato sull'amplificatore,
- 5 è un fattore di amplificazione.

3.2 Protocollo

3.2.1 Partecipanti

Il protocollo sperimentale è stato applicato a 9 soggetti sani (7 uomini e 2 donne), di età compresa tra i 22 e i 30 anni, con altezza compresa tra i 163 e i 198 cm e peso compreso tra i 53 e gli 87 kg. Prima di partecipare allo studio, sono stati informati nei minimi dettagli sul protocollo di stimolazione a cui sarebbero stati sottoposti tramite un consenso scritto e informato, firmato da tutti i soggetti. Nessuno dei partecipanti è stato affetto da lesioni muscolo-scheletrico nell'ultimo anno né era sottoposto a specifiche terapie mediche durante e nei mesi antecedenti all'applicazione del protocollo. Il protocollo di stimolazione è stato applicato al quadricipite dominante, che è risultato essere il destro per 8 soggetti su 9.

3.2.2 Posizionamento degli elettrodi di prelievo

Per quanto riguarda il posizionamento degli elettrodi di prelievo, sono state necessarie 4 coppie di elettrodi di prelievo per valutare, tramite l'sEMG, l'attivazione dei muscoli VL, VM, BF e ST. È stata indagata l'attivazione dei muscoli antagonisti (BF e ST) per verificare se la coppia di estensione del ginocchio, ottenuta durante la stimolazione elettrica, potesse essere stata in qualche modo ridotta dall'attivazione di questi.

Il posizionamento degli elettrodi di prelievo sui muscoli posteriori della coscia (BF ed ST) è avvenuto con il soggetto in posizione eretta: dopo aver rasato e pulito con una pasta abrasiva la porzione di pelle interessata, sono stati posizionati gli elettrodi in configurazione bipolare e con distanza interelettrodoica pari a 35 mm. Gli elettrodi di prelievo sono stati posizionati in direzione longitudinale rispetto all'asse del muscolo e con il centro della distanza interelettrodoica sulla superficie della pelle corrispondente al punto di massima ampiezza del ventre dei due muscoli (Figura 3.2.2.1).



Figura 3.2.2.1: Posizionamento elettrodi di prelievo sui muscoli antagonisti

Il posizionamento degli elettrodi di prelievo sui muscoli anteriori della coscia (VM e VL) è avvenuto con il soggetto già disposto sulla sedia con il trasduttore di coppia: anche in questo caso, dopo aver rasato e pulito con una pasta abrasiva la porzione di pelle interessata, sono stati posizionati gli elettrodi in configurazione bipolare e con distanza interelettrodica pari a 35 mm. Gli elettrodi di prelievo, in questo caso, sono stati posizionati in direzione trasversale rispetto all'asse del muscolo e con il centro degli elettrodi nella parte superficiale della pelle. In particolare, per quanto riguarda il VM sono stati posti sulla porzione della pelle corrispondente all'80% della distanza tra la spina iliaca antero-superiore e lo spazio articolare di fronte al bordo anteriore del legamento mediale. Per quanto riguarda il VL, al 66,7% della distanza tra la spina iliaca antero-superiore e la parte laterale della rotula [38] (Figura 3.2.4.1). La scelta della disposizione in direzione trasversale è risultata dal fatto che in questo modo gli elettrodi di prelievo non si sarebbero trovati a distanza ravvicinata rispetto agli elettrodi di stimolazione: questo avrebbe di certo influito sulla qualità dell'sEMG per tali muscoli.

Una volta posizionati tutti gli elettrodi di prelievo, questi sono stati connessi ai canali delle due sonde Due per la successiva registrazione e il successivo immagazzinamento dei dati.

3.2.3 Posizionamento del soggetto nel trasduttore di coppia

Il soggetto è stato disposto in posizione seduta, con le braccia distese e rilassate lungo il corpo. Le anche sono state disposte in una posizione angolare di 90° rispetto all'asse medio-laterale, così come il ginocchio non dominante: questo infatti è stato posizionato nel piano sagittale a 90°, tale per cui un angolo articolare di 0° indica la completa estensione del ginocchio e lo spostamento crescente degli angoli ne indica una flessione. Per evitare affaticamento del soggetto, è stato richiesto di mantenere una posizione

rilassata del ginocchio non dominante durante l'intera prova, mentre è stato richiesto di mantenere la schiena dritta solo durante la stimolazione. Il ginocchio dominante, su cui è stato eseguito il protocollo di stimolazione, è stato inizialmente posizionato a 90° , perché considerata come posizione neutra del ginocchio.

Il fine di questo studio è quello di valutare gli effetti della stimolazione elettrica per due distanze interelettrodiche e quattro angoli articolari del ginocchio. Le due distanze interelettrodiche verranno indicate con $L_0 - L_1$ e $L_0 - L_3$ rispettivamente, mentre i quattro angoli articolari in cui verrà effettuata la stimolazione elettrica sono 30° (Figura 3.2.3.1), 60° (Figura 3.2.3.2), 90° (Figura 3.2.3.3) e 120° (Figura 3.2.3.4 **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**).

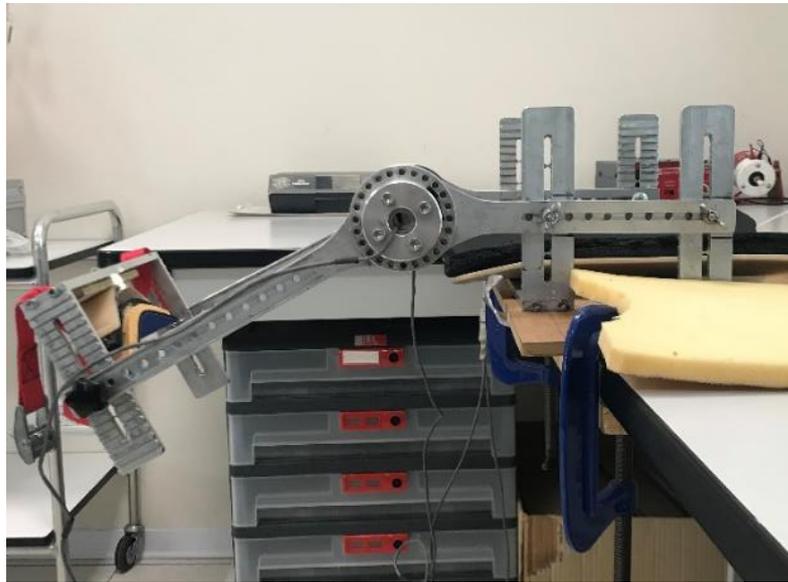


Figura 3.2.3.1: Trasduttore di coppia a 30°

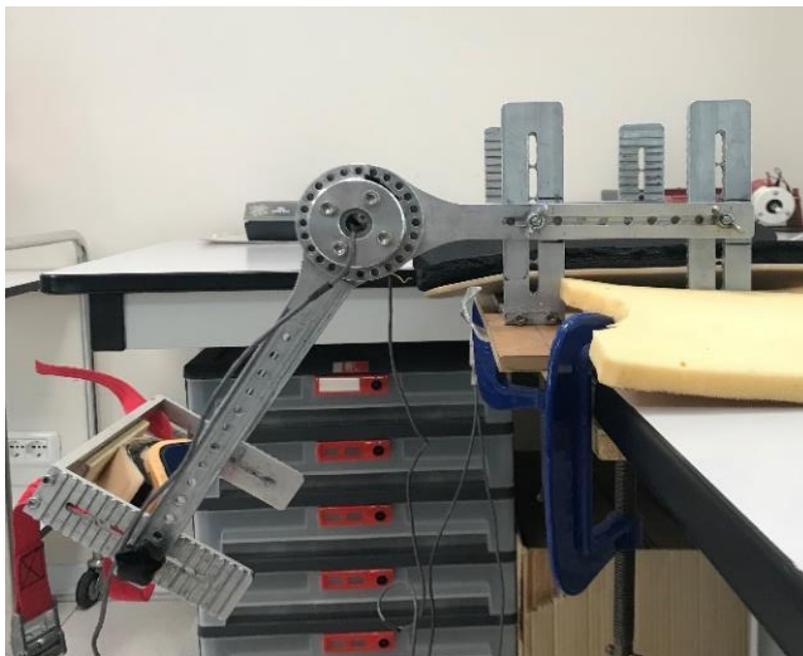


Figura 3.2.3.2: Trasduttore di coppia a 60°

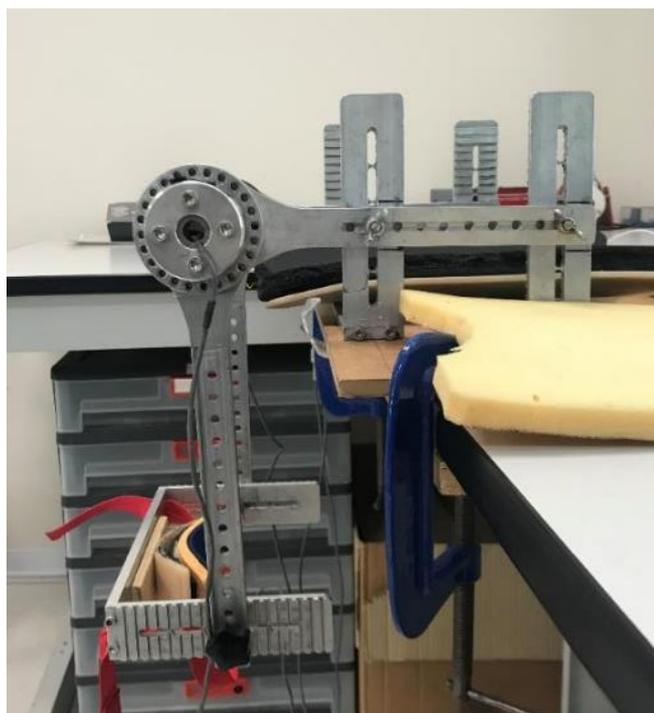


Figura 3.2.3.3: Trasduttore di coppia a 90°

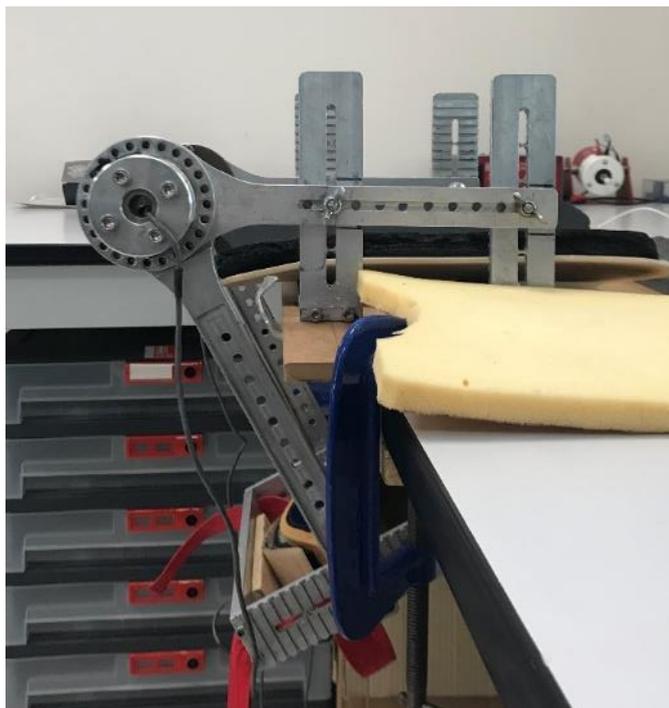


Figura 3.2.3.4: Trasduttore di coppia a 120°

3.2.4 Posizionamento degli elettrodi di stimolazione

Al fine di ridurre il più possibile le esigenze in termini di tempo, che sono una questione cruciale nell'ambito della stimolazione elettrica funzionale, è stata normalizzata la posizione prossimo-distale degli elettrodi rispetto ai punti anatomici di riferimento della coscia. Infatti, con il ginocchio dominante posizionato a 90°, è stata inizialmente disegnata sulla pelle una linea di riferimento (d_{p-asis}) tra l'apice della patella e la spina iliaca antero-superiore. A questo punto, sono state calcolate tre lunghezze di riferimento: L_0 , L_1 ed L_3 [39]. La lunghezza L_0 è stata definita come il 20% della lunghezza d_{p-asis} , la

lunghezza L_1 (Figura 3.2.4.1) è stata definita come il 18.7% della lunghezza $d_{p\text{-axis}}$, infine, la lunghezza L_3 (Figura 3.2.4.2) è stata definita come il 44% della lunghezza $d_{p\text{-axis}}$.



Figura 3.2.4.1: Posizionamento elettrodi in L1



Figura 3.2.4.2: Posizionamento elettrodi in L3

Nella Tabella 3.2.4-1 sono mostrati i dati relativi alle caratteristiche dei partecipanti.

Tabella 3.2.4-1: Caratteristiche Fisiche e lunghezza di riferimento dei soggetti

Soggetto	Sesso	Età [anni]	Altezza [cm]	Peso [kg]	d _{p-asis} [cm]
1	Femmina	30	162	62	41.0
2	Maschio	24	178	73	46.0
3	Maschio	25	172	68	47.0
4	Maschio	24	198	87	50.0
5	Maschio	22	169	57	41.5
6	Maschio	24	174	76	44.0
7	Maschio	30	183	67	46.0
8	Femmina	26	163	53	40.0
9	Maschio	25	180	70	44.0

Dopo aver posizionato una coppia di elettrodi di prelievo sui muscoli BF e ST, si è proseguito con il posizionamento del soggetto sul trasduttore di coppia (Figura 3.2.4.3). In particolare, il soggetto è stato disposto confortabilmente in posizione seduta su una sedia progettata su misura in laboratorio, con il ginocchio dominante assicurato al trasduttore di coppia e con gli epicondili femorali laterale e mediale orientati coassialmente all'asse di rotazione del dispositivo.



Figura 3.2.4.3: Posizionamento del soggetto sul trasduttore di coppia

Con il soggetto disposto nella posizione iniziale, ossia con il ginocchio dominante a 90° sulla sedia del trasduttore di coppia ed epicondili femorali laterale e mediale orientati coassialmente all'asse di rotazione del dispositivo, si è proceduto con il posizionamento degli elettrodi di stimolazione.

Sono state utilizzate tre coppie di elettrodi, il cui orientamento è stato disposto in modo tale che la dimensione minore dell'elettrodo fosse in linea con l'asse longitudinale del muscolo. Per ogni coppia di elettrodi, uno è andato a costituire l'anodo, mentre l'altro il catodo. In particolare, i tre catodi sono stati posizionati distalmente: il centro di ogni catodo è stato allineato lungo la circonferenza della gamba corrispondente alla lunghezza L_0 . Gli anodi delle tre coppie invece sono stati posizionati longitudinalmente alle due lunghezze L_1 ed L_3 [39]: gli elettrodi mediale, centrale e laterale sono stati posizionati sulla regione della pelle in cui è prevista la presenza dei punti motori del VM, del RF e del VL rispettivamente [2].

3.2.5 Protocollo di stimolazione

Il protocollo di stimolazione consiste nell'esecuzione di dieci prove alternate con 5 minuti di riposo, per evitare eventuale affaticamento del soggetto. Le dieci prove consistono in due prove di contrazione massima volontaria (MVC) e otto prove di stimolazione elettrica tetanica del muscolo quadricipite.

3.2.5.1 Esecuzione della prova di contrazione massima volontaria

Durante la MVC, il sistema muscolare è in grado di esprimere la massima forza possibile, ossia la forza massimale: in questo caso, si è voluta ottenere la forza massimale statica, cioè quella che rappresenta la massima forza che il sistema neuromuscolare riesce ad esercitare in una contrazione volontaria contro un'opposizione insuperabile. Le MVC sono state necessarie nel calcolo della coppia di estensione relativa, rappresentata dal rapporto tra la coppia di estensione elettricamente indotta e la coppia di estensione volontaria, al fine di rendere possibile il confronto dei risultati con altri campioni. Le due prove di MVC hanno avuto ciascuno una durata di 5 secondi, durante i quali è stato acquisito il valore della coppia di estensione del ginocchio. Sono state eseguite sempre nella posizione iniziale (ginocchio flesso a 90°) ed è stato richiesto al soggetto di estendere con la massima forza possibile il ginocchio dominante senza aiutarsi in alcun modo con la parte superiore del corpo.

3.2.5.2 Esecuzione della prova di stimolazione elettrica

Dopo aver terminato le due prove di MVC ed aver atteso un periodo di 5 minuti per consentire al soggetto di riposarsi, sono state eseguite le prove di stimolazione elettrica. Sono quindi state effettuate otto prove in cui è stata valutata la coppia di estensione del ginocchio per le due distanze interelettrode L₀ – L₁ ed L₀ – L₃ e per i quattro angoli articolari del ginocchio 30° (Figura 3.2.5.2), 60° (Figura 3.2.5.3), 90° e 120° (Figura 3.2.5.1).

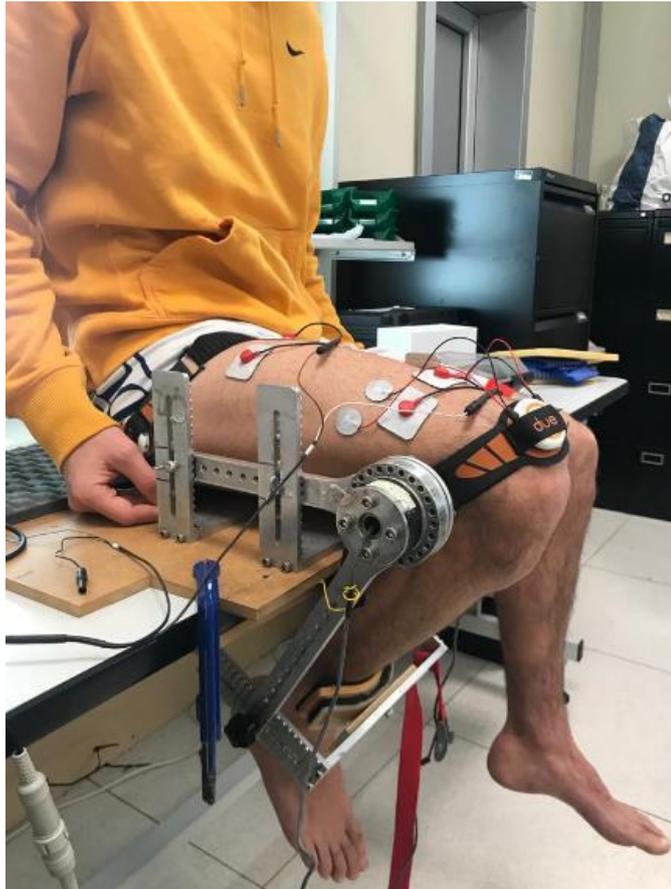


Figura 3.2.5.1: Angolo articolare di 120° in L3

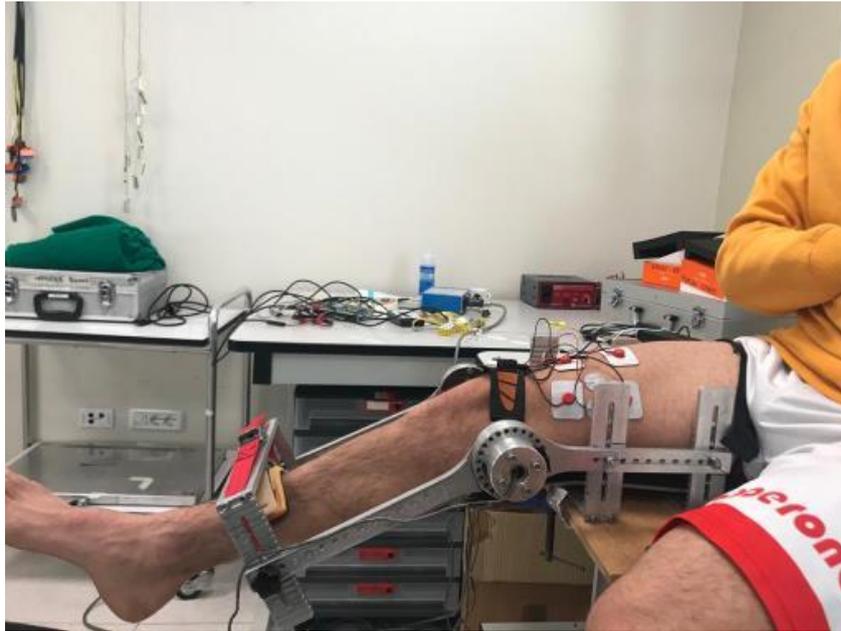


Figura 3.2.5.2: Angolo articolare di 30° in L1

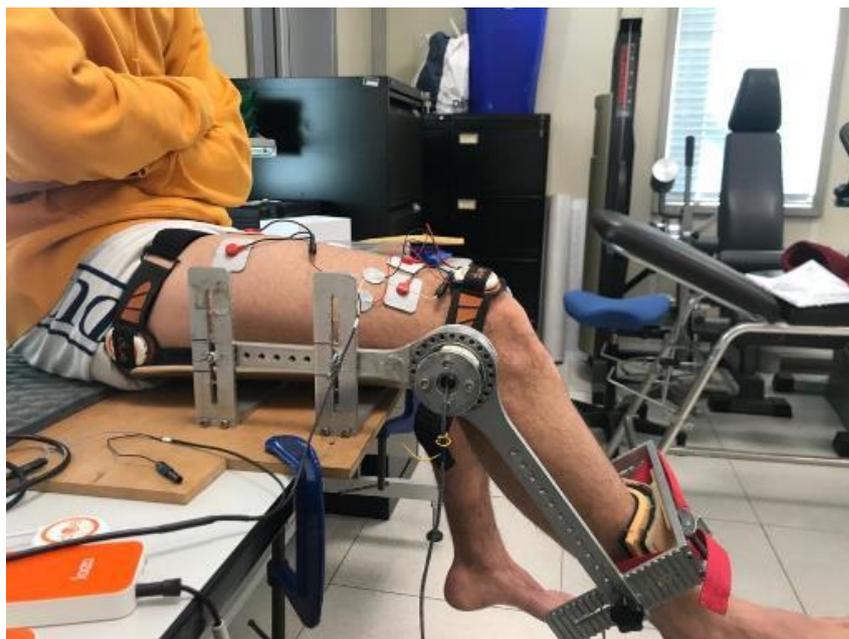


Figura 3.2.5.3: Angolo articolare di 60° in L3

Per eseguire le prove è stata utilizzata una GUI (graphical user interface) nell'ambiente *Matlab*, che collegandosi al sistema DuePro e allo stimolatore elettrico neuromuscolare, non solo consente di impostare i valori di intensità di corrente, durata dell'impulso di stimolazione e numero di impulsi al secondo (Figura 3.2.5.4 e Figura 3.2.5.6), ma anche di acquisire, registrare e immagazzinare i dati ottenuti (Figura 3.2.5.5).

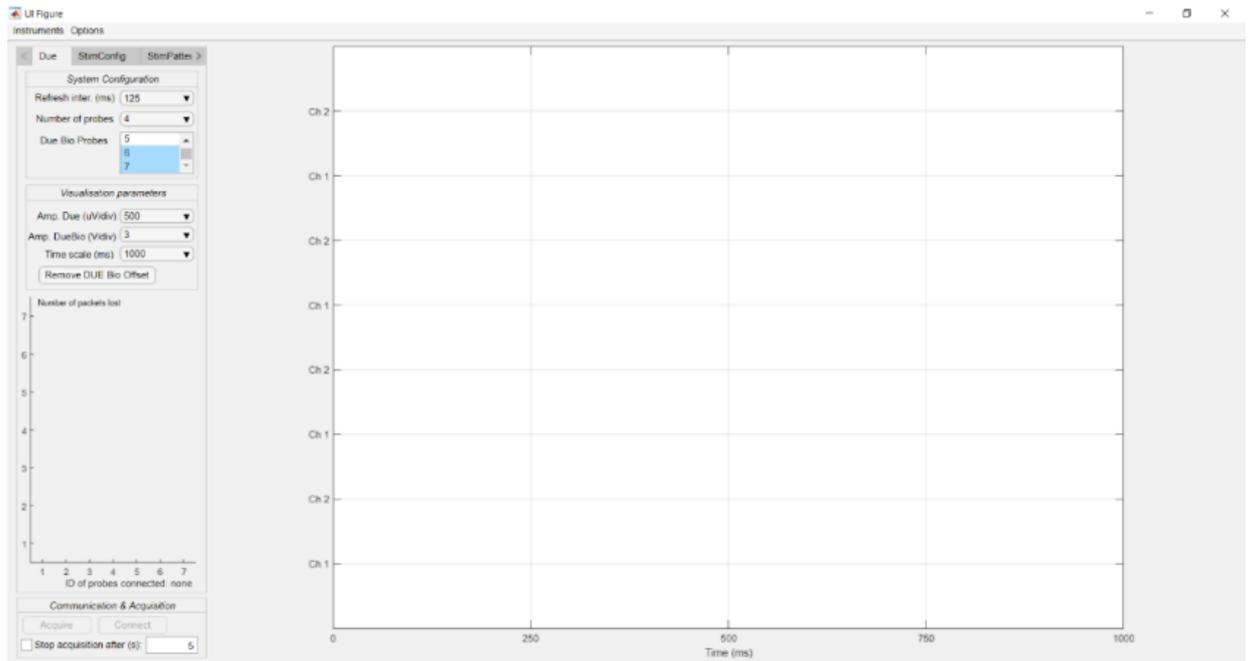


Figura 3.2.5.4: GUI- Connessione sonda Due e DueBio al PC

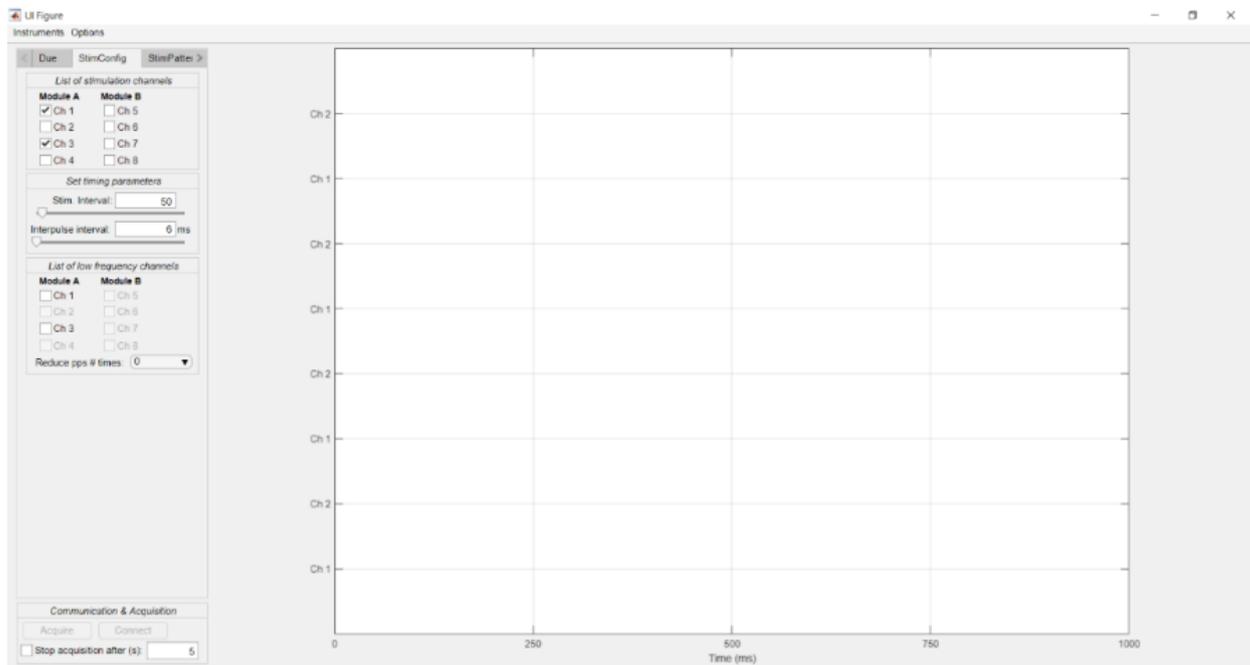


Figura 3.2.5.5: GUI- Impostazione della frequenza di stimolazione (20 pps) e dei canali di stimolazione

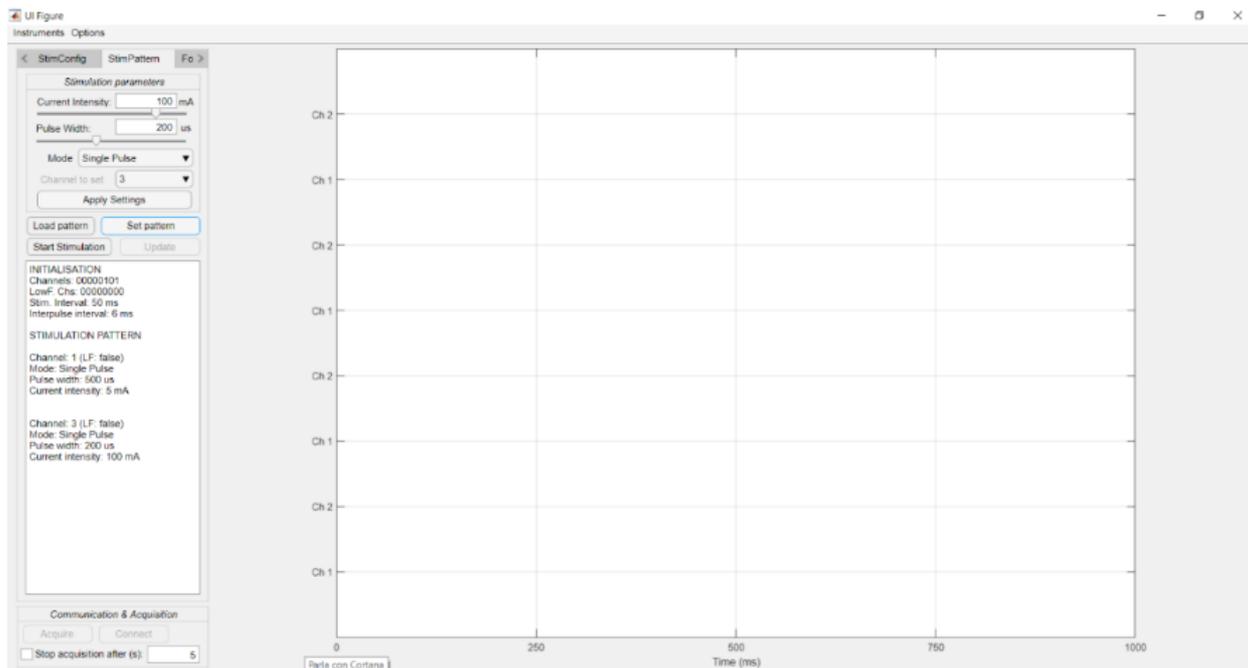


Figura 3.2.5.6: GUI- Impostazione dei parametri di stimolazione (intensità e durata dell'impulso)

Partendo dalla posizione iniziale (ginocchio dominante a 90° sulla sedia del trasduttore di coppia) sono stati posizionati gli elettrodi nella prima configurazione, $L_0 - L_1$. È stata effettuata così la prima prova di stimolazione e in seguito altre tre in cui la configurazione degli elettrodi è rimasta invariata: è stato fatto variare in ordine casuale solo l'angolo articolare. Dopodiché, si è tornati nella posizioni iniziale e sono stati posizionati gli elettrodi nella seconda configurazione, $L_0 - L_3$. Allo stesso modo, è stata effettuata così la quinta prova di stimolazione e in seguito le altre tre: mantenendo invariata la configurazione degli elettrodi e cambiando in ordine casuale gli angoli articolari.

Prima di iniziare con le prove di stimolazione vere e proprie, sono stati emessi sporadicamente impulsi di corrente monofasici della durata di $500 \mu\text{s}$ e di piccole intensità (5 mA) [39]. Una volta che il soggetto si è sentito sicuro con la sensazione dovuta a una stimolazione elettrica, si è passati all'esecuzione delle prove.

Durante ogni prova sono stati emessi impulsi di corrente monofasica della durata di $500 \mu\text{s}$ sulle tre teste del muscolo quadricipite (VM, RF, e VL). Partendo da un'intensità di corrente minima pari a 10 mA, questa è stata gradualmente aumentata, a passi di 10 mA, fino alla massima intensità di corrente tollerata dal soggetto, che corrisponde all'intensità di corrente in cui il fastidio non era più sopportabile dal soggetto stesso [39]. Sono stati applicati un totale di 60 impulsi a una frequenza di 20 impulsi per secondo (pps) [39], per ogni intensità di corrente.

Al termine delle prove, sono state effettuate le misure ecografiche per valutare lo spessore del tessuto sottocutaneo e lo spessore del muscolo quadricipite. Riposizionando il soggetto nella posizione iniziale, sono state acquisite tre immagini, una per ogni testa del muscolo quadricipite: la sonda è stata posizionata con orientamento longitudinale rispetto

all'asse del muscolo e a una distanza intermedia rispetto alle due distanze interelettrodiche $L_0 - L_1$ ed $L_0 - L_3$.

3.3 Elaborazione dei dati acquisiti

L'elaborazione di tutti i dati acquisiti è stata svolta nell'ambiente *Matlab*.

3.3.1 Elaborazione dei dati della contrazione massima volontaria

Come già detto precedentemente, le due prove di contrazione massima volontaria sono state effettuate in un periodo di tempo pari a 5 secondi. Inoltre, i segnali di coppia di estensione del ginocchio sono due, ciascuno registrato da uno dei due canali della sonda DueBio, connessi a loro volta, tramite gli amplificatori del sistema Forza, a una delle due celle di carico del trasduttore di coppia.

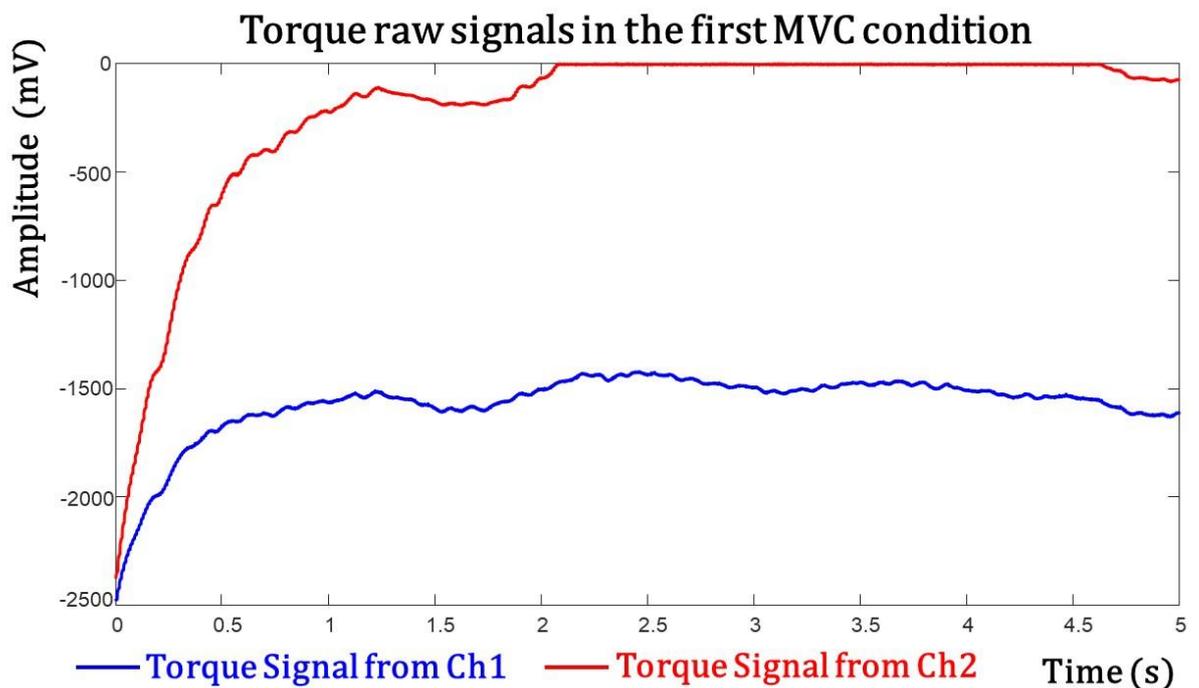


Figura 3.3.1.1: Segnale di coppia grezzo nella prima MVC

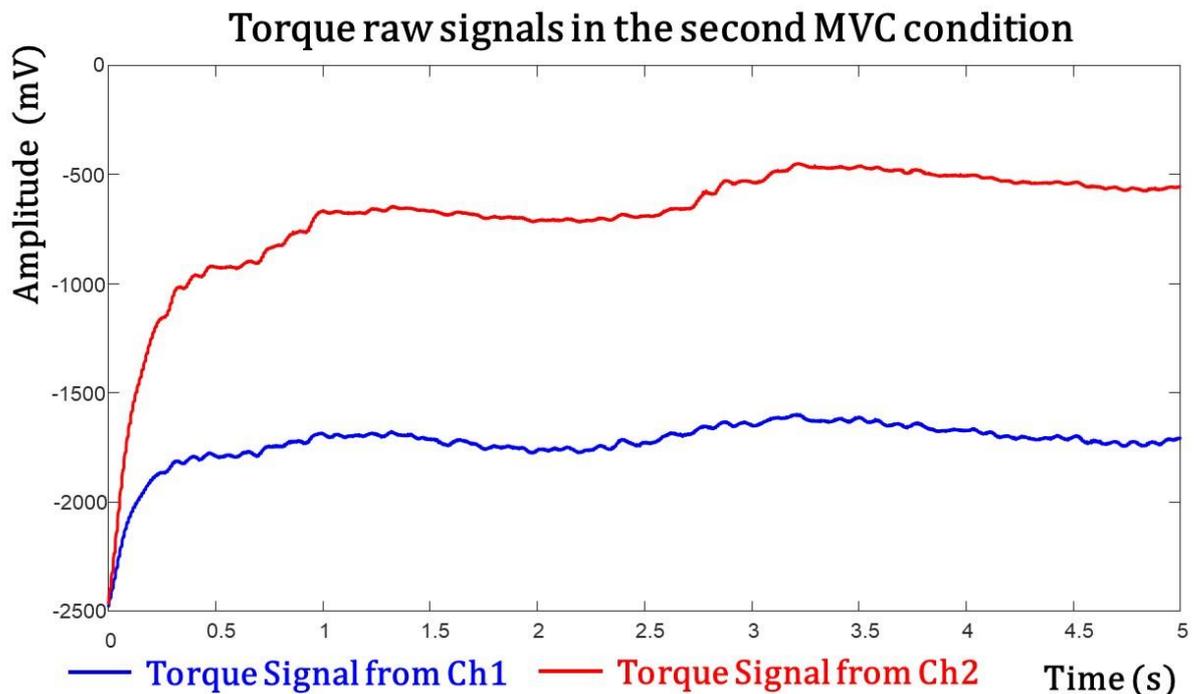


Figura 3.3.1.2: Segnale di coppia grezzo nella seconda MVC

Dopo aver acquisito i due segnali di coppia (Figura 3.3.1.1 e Figura 3.3.1.2), per prima cosa questi sono stati filtrati con un filtro passabasso di Butterworth del secondo ordine e con frequenza di taglio pari a 10 Hz, tramite l'utilizzo della funzione di *Matlab* "butter", che restituisce i coefficienti del filtro digitale di Butterworth, e tramite l'utilizzo della funzione di *Matlab* "filtfilt", che prendendo in ingresso i coefficienti del filtro e il segnale, ne restituisce il segnale filtrato.

I segnali in uscita dal sistema Forza, come già anticipato, sono nell'unità dei mV, mentre il segnale di interesse, essendo una coppia, deve avere le unità di Nm. È stata così applicata l'Equazione 2 vista nella sezione riguardante il sistema Forza, inserendo come guadagno un valore che, a seconda dei soggetti, variava tra i 200 e i 1000 V/V. A questo punto, è stato rimosso l'offset dai segnali filtrati e convertiti dei due canali della sonda DueBio, calcolando la mediana del segnale nei primi 10 ms di acquisizione per poi rimuovere questo valore dall'intero segnale.

I due segnali così ottenuti dai due canali sono stati sommati punto per punto per ottenere il valore effettivo risultante della coppia di estensione. Affinché si potesse utilizzare un valore unico di ampiezza della coppia, da utilizzare per normalizzare i segnali di coppia di estensione risultanti dalla stimolazione elettrica, per ogni soggetto è stata calcolata la media del segnale di coppia risultante nei tre secondi centrali dell'acquisizione. Nella Figura 3.3.1.3 e Figura 3.3.1.4, sono mostrate le coppie di estensione del ginocchio risultanti

e sono presentati due punti (evidenziati da due cerchi rossi) che indicano i punti del segnale tra cui è stato calcolato il valore medio della coppia.

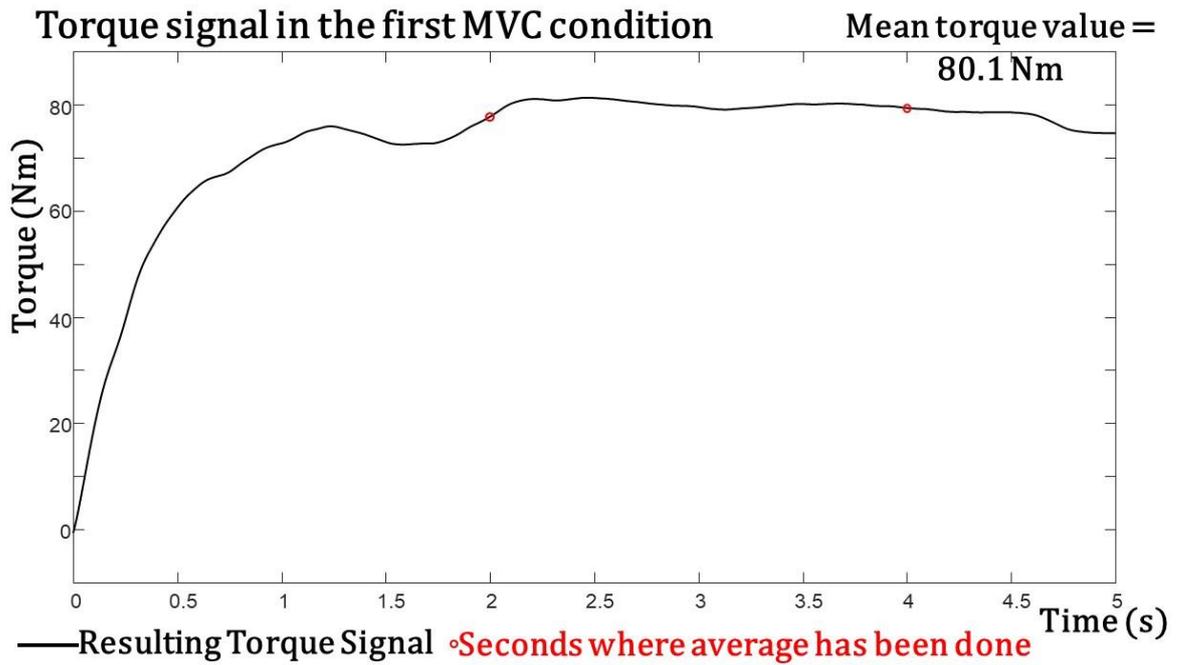


Figura 3.3.1.3: Segnale di coppia risultante nella prima MVC [Nm]

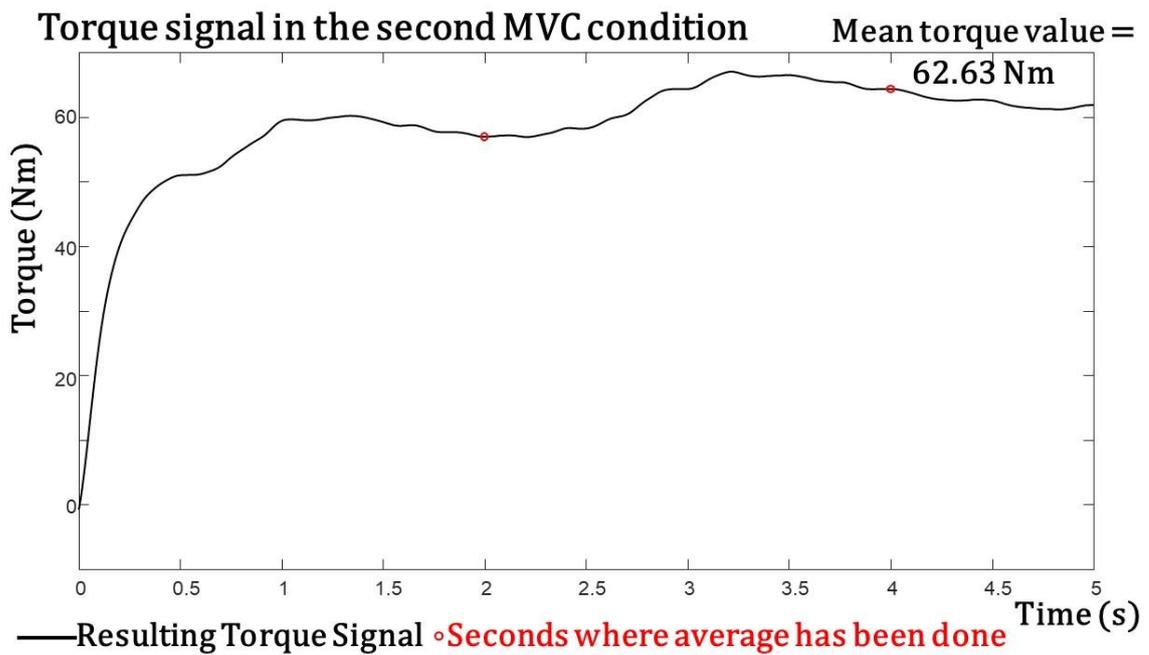


Figura 3.3.1.4: Segnale di coppia risultante nella seconda MVC [Nm]

I valori medi ottenuti nelle due prove di MVC sono stati a loro volta mediati, al fine di ottenere un solo valore medio di ampiezza della coppia di estensione del ginocchio per la condizione di contrazione massima volontaria per ciascun soggetto.

3.3.2 Elaborazione dei dati della contrazione elettricamente indotta

I segnali, derivanti dall'acquisizione della coppia di estensione del ginocchio durante la contrazione elettricamente indotta, sono otto per ogni soggetto e di durata compresa tra i 20 e i 35 secondi, a seconda dell'intensità del massimo livello di corrente elettrica tollerata dal soggetto. Come nel caso precedente, i segnali di coppia di estensione del ginocchio acquisiti durante ogni prova sono due, ciascuno registrato da uno dei due canali della sonda DueBio. I passi iniziali dell'elaborazione dei dati acquisiti sono identici al caso precedente. Infatti, anche in questo caso, dopo aver acquisito i due segnali di coppia (Figura 3.3.2.1), questi sono stati filtrati con un filtro passabasso di Butterworth del secondo ordine e con frequenza di taglio pari a 10 Hz, tramite l'utilizzo delle funzioni di *Matlab* "butter" e "filtfilt".

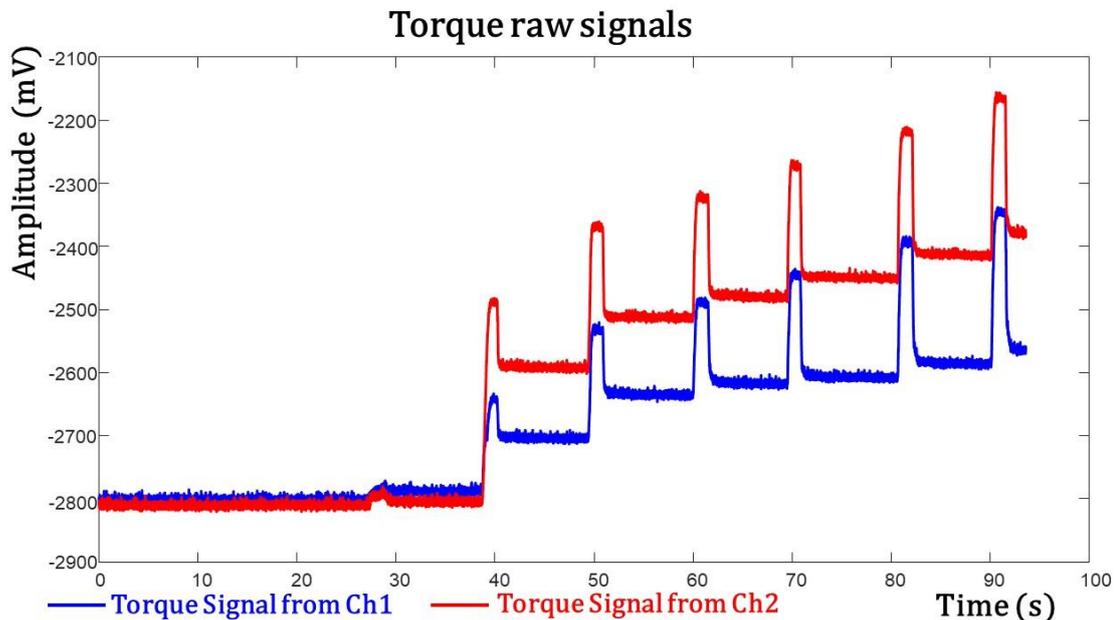


Figura 3.3.2.1: Segnale di coppia grezzo

È stata applicata l'Equazione 2 vista nella sezione riguardante il sistema Forza, inserendo come guadagno un valore che, a seconda dei soggetti, variava tra i 200 e i 1000 V/V, per convertire l'unità del segnale da mV a Nm.

Come si può vedere dalle figure, il segnale di coppia, acquisito da entrambi i canali, non torna sempre sulla stessa linea di base, per cui, per rimuovere l'offset è stata attuata una strategia leggermente diversa da quella ottenuta nel caso dei segnali acquisiti durante le prove MVC. Infatti, il valore di offset da rimuovere al segnale è diverso per ogni intensità di stimolazione in quanto al termine di ogni livello di stimolazione si è verificata una perdita ulteriore dal segnale acquisito dalle celle di carico del trasduttore di coppia, dovuta, presumibilmente, dall'usura dei supporti metallici del trasduttore stesso. È stato necessario quindi calcolare tale valore per ogni intensità di stimolazione come la mediana del segnale durante il primo secondo precedente all'inizio della stimolazione, per poi rimuovere tale valore dai segnali filtrati e convertiti dei due canali della sonda DueBio. I due segnali così ottenuti sono stati sommati punto per punto per ottenere un solo segnale di coppia di estensione del ginocchio risultante (Figura 3.3.2.2).

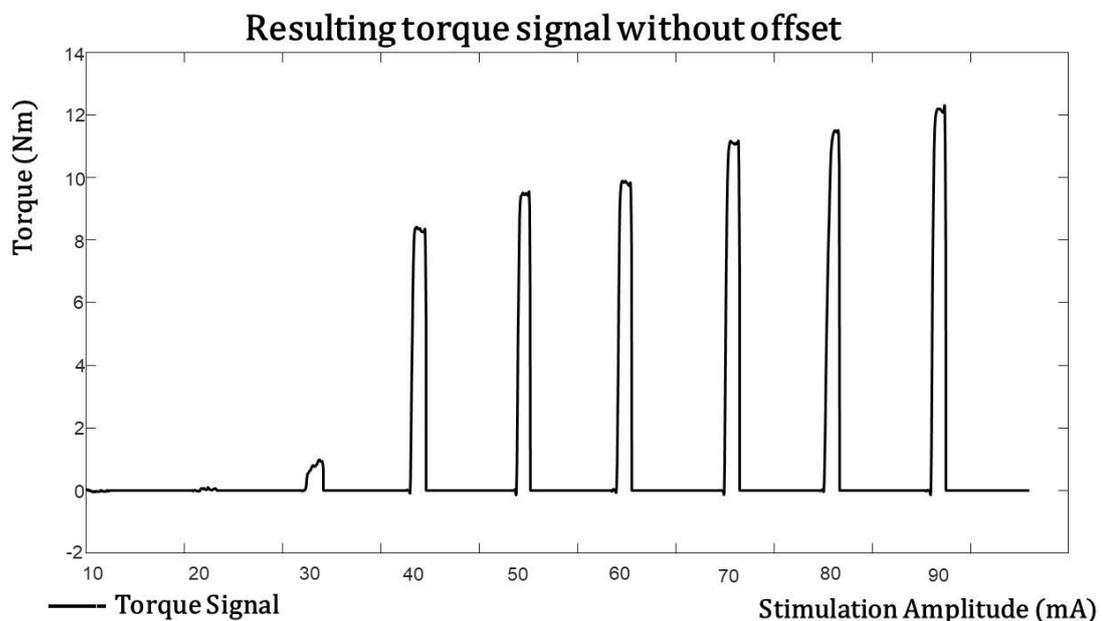


Figura 3.3.2.2: Segnale di coppia risultante filtrato

Durante la stimolazione tetanica, che avviene per frequenze di impulsi maggiori di 20 Hz, accade che le fibre muscolari, tra un impulso e il successivo, non abbiano il tempo di rilassarsi, per cui in realtà la forza sviluppata dalla fibra durante un impulso va a sommarsi a quella prodotta durante l'impulso precedente[40]. Per questo motivo, i segnali di coppia di estensione hanno un andamento crescente fino a un valore massimo di plateau e che mantengono per tutta la durata della stimolazione per poi decrescere. Tuttavia, a causa di alcuni problemi riguardanti il trasduttore di coppia, in alcune condizioni di stimolazione per tutti i soggetti, ciò non è accaduto portando a dei risultati che si discostano molto dalla teoria. In Figura 3.3.2.3 ne è mostrato un esempio.

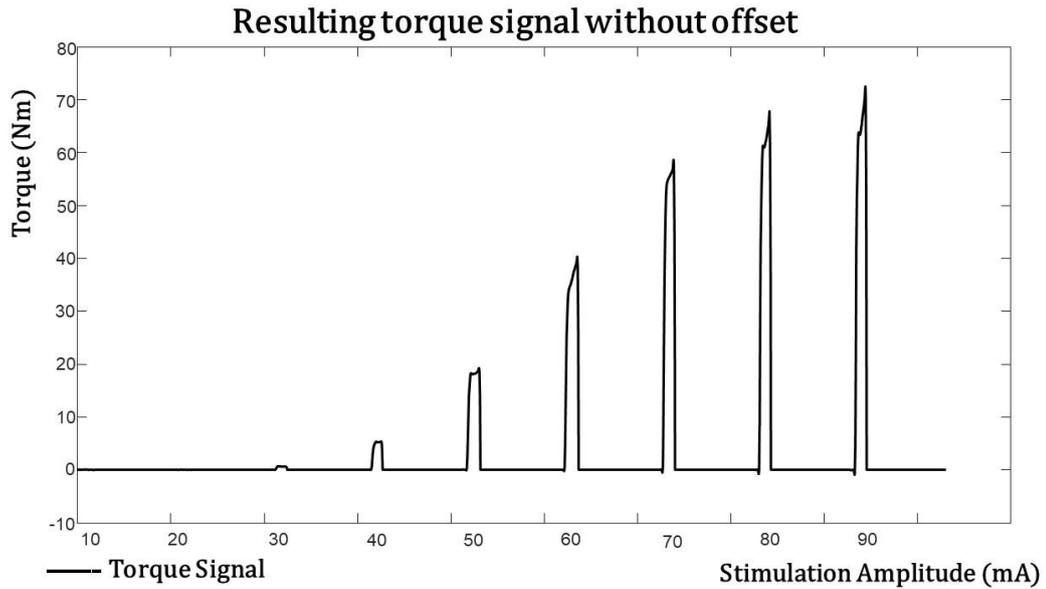


Figura 3.3.2.3: Segnale di coppia risultante filtrato in assenza di plateau

Per sopperire a tale problematica è stata necessaria un'elaborazione del segnale di tipo numerico.

Per ogni soggetto si è sempre verificata, almeno in una condizione, la presenza del plateau, quindi, tra le varie condizioni che rispettassero questo andamento, ne è stata scelta una, utilizzata in seguito come riferimento per l'elaborazione dei restati segnali di quel soggetto.

L'andamento del segnale di riferimento è simile alla risposta di un sistema di misura del primo ordine a una variazione a gradino dell'input (Figura 3.3.2.4), la cui equazione risulta essere quella illustrata di seguito:

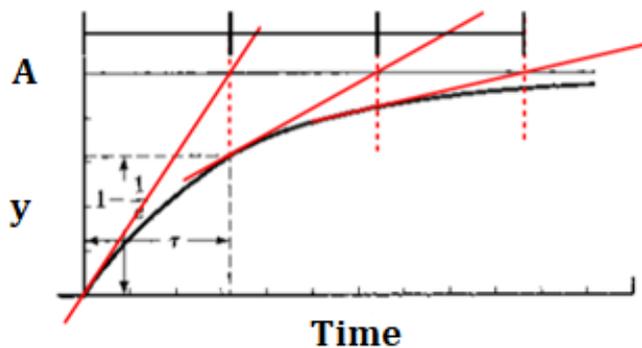


Figura 3.3.2.4: Risposta di un sistema del primo ordine a un input a gradino

Equazione 3: Risposta di un sistema del I ordine a una variazione dell'input a gradino

$$y = \begin{cases} A \left(1 - e^{-\frac{t-t_0}{\tau}} \right), & t > t_0 \\ 0, & t \leq t_0 \end{cases}$$

Dove

- A è il valore a cui tende la funzione;
- t_0 è l'istante di tempo in cui la funzione inizia a crescere;
- τ è la costante di tempo del segnale, un parametro che caratterizza la frequenza di risposta di un sistema dinamico lineare stazionario.

L'idea è stata quindi quella di trovare la funzione esponenziale che al meglio approssimasse il segnale di riferimento scelto. In realtà, poiché il fine di questo studio è quello di capire se la forza massimale elettricamente indotta su un muscolo dipende dall'angolo articolare, avendo osservato che al crescere dell'intensità della corrente di stimolazione, la forza prodotta dal muscolo quadricipite continuava a sua volta ad essere sempre più elevata, si è scelto come segnale di riferimento solo la porzione di segnale di coppia relativo all'ultimo livello di stimolazione. Per fare questo, il segnale acquisito è stato segmentato al fine di avere solamente le porzioni di segnali corrispondenti ai vari livelli di stimolazione e poi è stata presa la parte di segnale relativa all'ultimo livello di intensità come segnale di riferimento \hat{y} .

Il parametro A è stato ricavato dal segnale acquisito, dividendolo in un numero di gruppi pari alla radice quadrata del numero totale dei campioni del segnale, per ognuno di questi gruppi è stato valutato il valore più ricorrente e il numero di volte che ha ricorso: il valore più frequente tra tutti i gruppi è stato scelto come parametro A .

Gli altri due parametri che caratterizzano la funzione esponenziale y sono la costante di tempo τ e l'istante di tempo iniziale t_0 . Poiché esistono infinite coppie di valori di (τ, t_0) che riescono ad approssimare il segnale \hat{y} , si è ricercata la coppia che minimizzasse l'errore quadratico medio (MSE) tra il segnale acquisito \hat{y} e quello ideale y :

Equazione 4: Formula per il calcolo dell'MSE

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\hat{y}_i - y_i)^2$$

Dove

- MSE è l'errore quadratico medio
- N è il numero dei campioni del segnale

Per fare ciò, è stato definito un range di valori plausibili per i due parametri. Per quanto riguarda la scelta dei possibili valori di t_0 , si è proceduti in questo modo: è stata calcolata la media e la deviazione standard della porzione del segnale in cui i valori della coppia di estensione erano vicini allo 0. In particolare, sono stati valutati i campioni che avessero un valore di coppia di estensione inferiore a 0.5 Nm ed è stato calcolato il *valore limite* di tale intervallo come la somma tra la media e il triplo della deviazione standard. Poi è stato ricercato il campione del segnale che avesse la minima differenza in ordinata con il *valore limite* e il doppio del tempo relativo a tale campione è stato utilizzato come limite superiore del range di t_0 .

Per quanto riguarda la scelta dei possibili valori di τ , invece, innanzitutto è stato calcolato il *rise time*, ossia il periodo di tempo in cui la funzione è cresciuta dal *valore limite* fino ad arrivare al valore definito dal parametro A. Poiché per un sistema del primo ordine, il *rise time* è definito da un intervallo di tempo pari a 5 volte la costante di tempo τ ($\text{rise time} = 5 \times \tau$), il limite superiore del range di τ è stato definito da un tempo pari al doppio rispetto al valore rappresentato da un quinto del *rise time*.

Trovati i ranges dei valori di t_0 e τ , ogni possibile combinazione di questi è stata utilizzata per definire la funzione esponenziale e per calcolare l'errore quadratico medio tra questa e il segnale acquisito. La coppia di (τ, t_0) che ha dato l'errore quadratico medio minore è stata dunque utilizzata per il calcolo della funzione esponenziale ideale, questa volta, di riferimento. In Figura 3.3.2.5 e Figura 3.3.2.6 è mostrato un esempio:

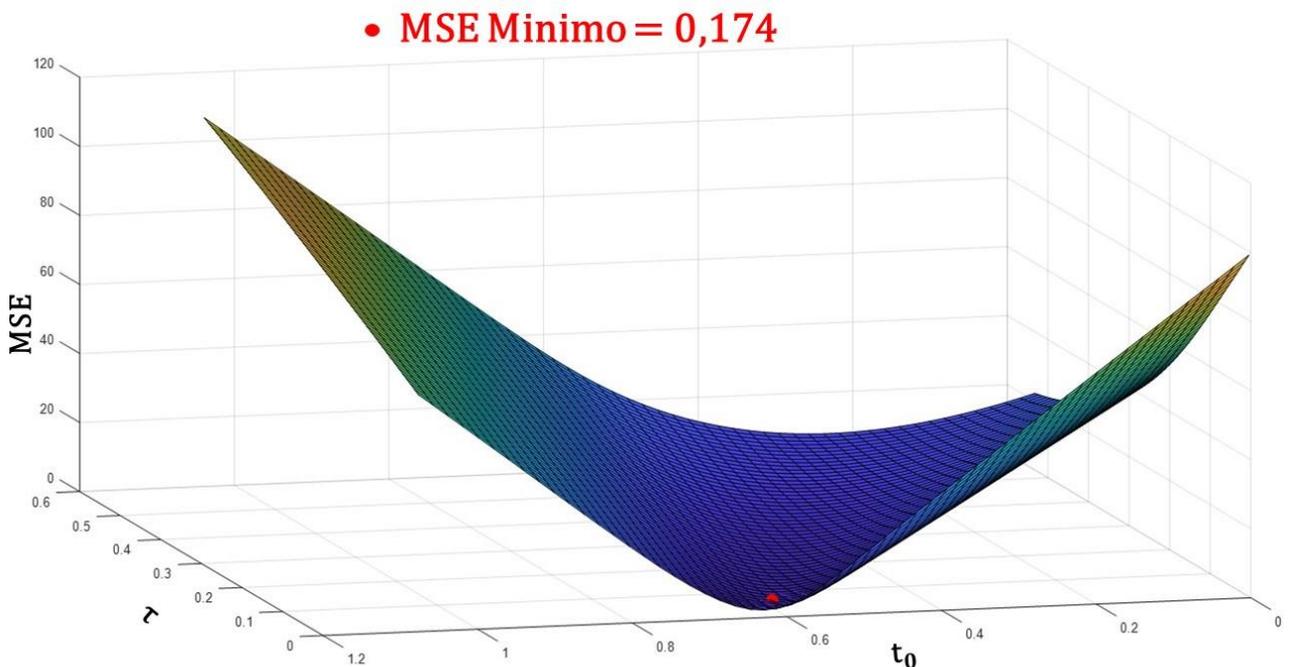


Figura 3.3.2.5: MSE

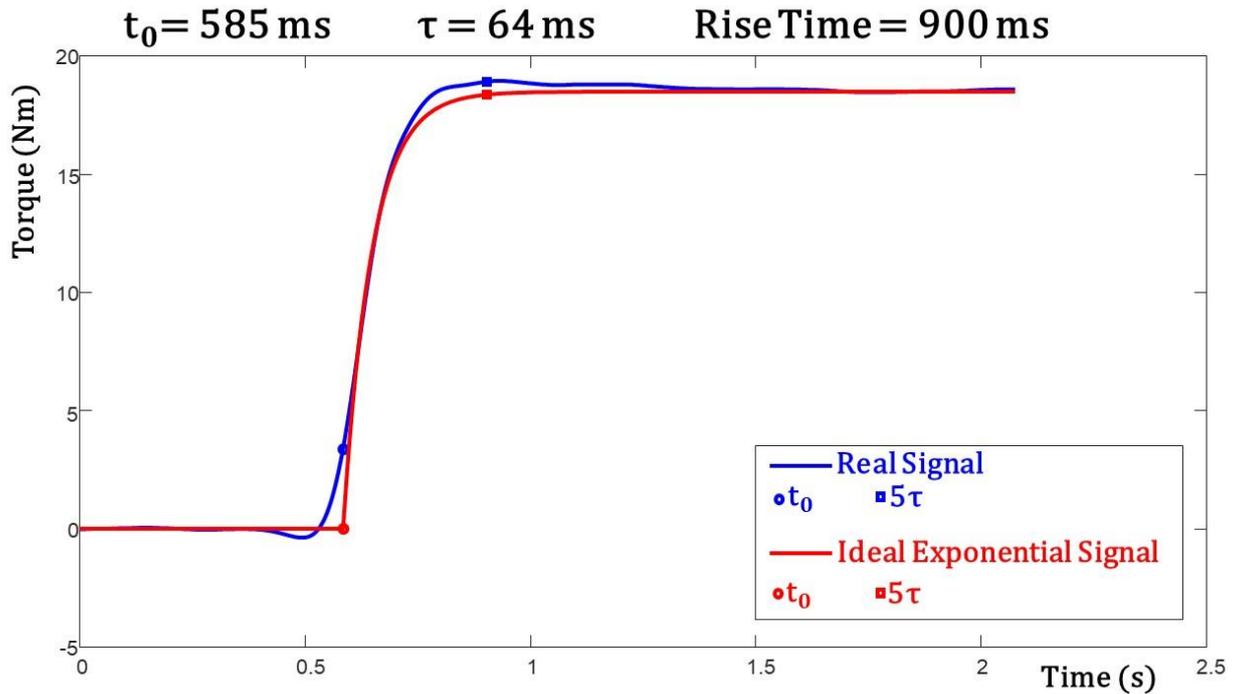


Figura 3.3.2.6: Funzione reale vs funzione esponenziale ideale

Con il valore di τ risultante, si è proceduto all'elaborazione dei restanti segnali acquisiti per le due distanze interelettrodiche e i quattro angoli articolari del ginocchio. Infatti, per i segnali acquisiti che non mostrano un andamento crescente con picco nel plateau si è presupposto che il periodo di salita (*rise time*) avrebbe dovuto essere lo stesso di quello della condizione di riferimento. Per ogni segnale è stato quindi calcolato l'istante di tempo iniziale t_0 , ossia l'istante di tempo a cui corrispondesse il *valore limite*. Anche in questo caso, è stata calcolata la media e la deviazione standard della porzione del segnale in cui i valori della coppia avessero un valore inferiore a 0.5 Nm ed è stato calcolato il *valore limite* di tale intervallo (*valore limite* = *media* + $3 \times$ *deviazione standard*). È stato preso il campione del segnale che avesse la minima differenza in ordinata con il *valore limite* e considerato come istante di tempo t_0 . Il valore di coppia di estensione del ginocchio per ogni condizione è stato preso, partendo dall'istante di tempo iniziale t_0 di ciascuna condizione, al tempo pari a 5 volte la τ del segnale ideale. La scelta di questo metodo per definire la coppia di estensione massima è derivata dal fatto che per ogni soggetto si è supposto un tempo di salita del segnale di coppia identico in ciascuna condizione. Trovare numericamente il tempo di salita dalla condizione di riferimento rende il calcolo di tale tempo accettabile perché basato sulla risposta di un sistema del primo ordine a un input a gradino: questa condizione è proprio quella che si è verificata in questo studio. Al termine della salita del segnale, questo sarebbe dovuto arrivare a una condizione di plateau, in cui la coppia ottenuta avrebbe dovuto mantenere un valore pressoché simile a quello individuato nell'istante di tempo pari a 5 volte la τ del segnale ideale.

Un esempio del valore (contrassegnato da un quadrato) considerato come risultato della coppia di estensione del ginocchio per le due condizioni è mostrato nella Figura 3.3.2.7 e nella Figura 3.3.2.8.

S2, L1, 30° $t_0 = 566 \text{ ms}$ $\tau = 64 \text{ ms}$ Rise Time = 884 ms

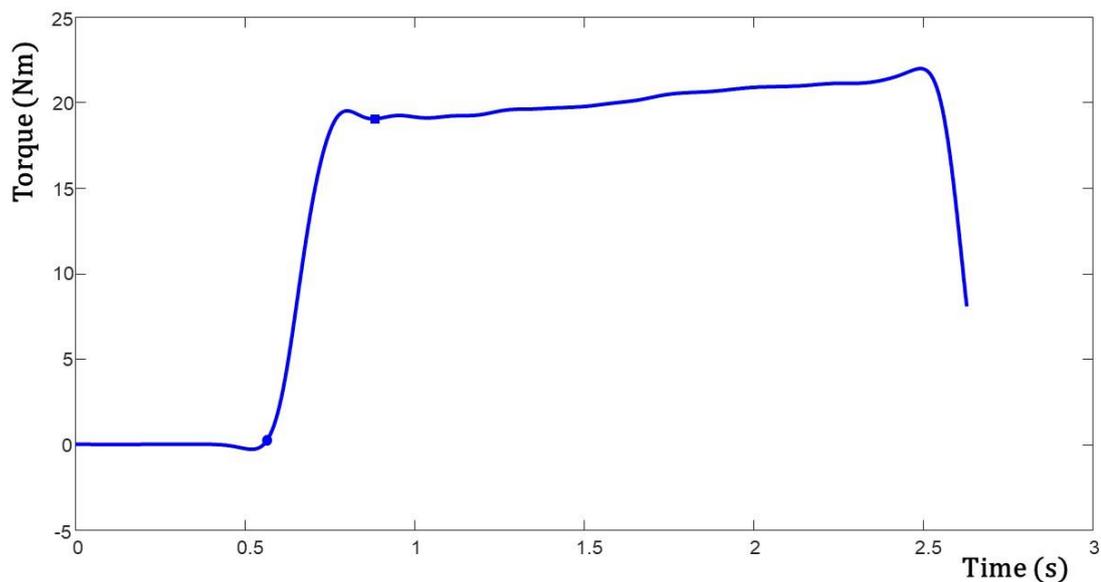


Figura 3.3.2.7: Segnale di coppia L1 a 30°

S2, L3, 90° $t_0 = 534 \text{ ms}$ $\tau = 64 \text{ ms}$ Rise Time = 852 ms

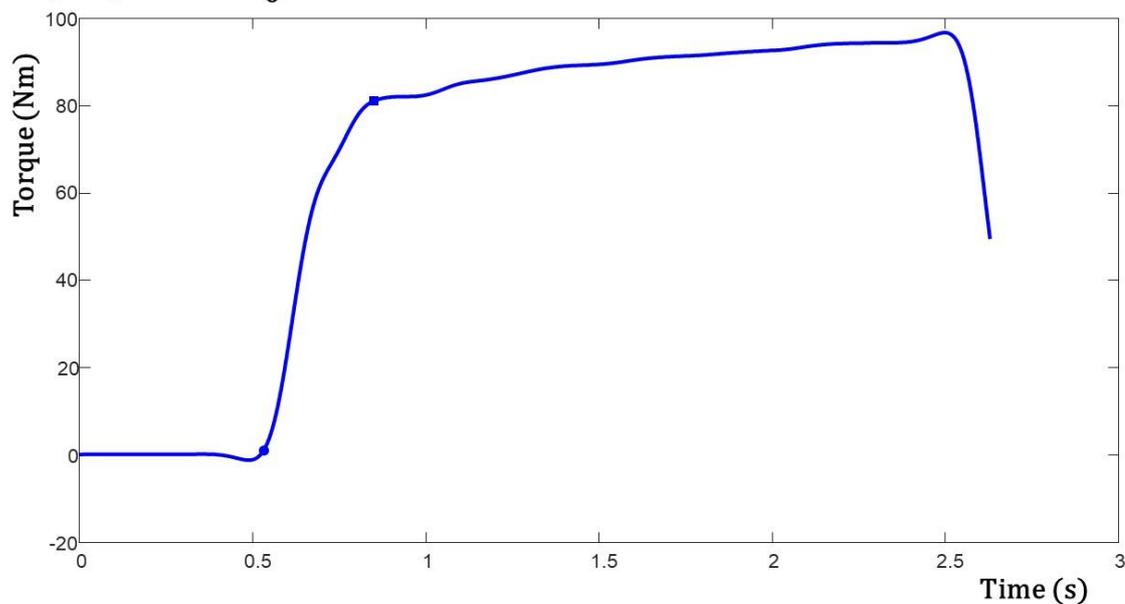


Figura 3.3.2.8: Segnale di coppia L3 a 90°

3.3.3 Statistica dati di coppia di estensione del ginocchio

I risultati di coppia ottenuti sono stati testati statisticamente mediante l'ANOVA a 2 vie, nell'ambiente *Matlab*, utilizzando la funzione "anova2". Lo scopo di questo test è quello di valutare se ci sia un effetto dell'angolo articolare (4 livelli: 30,60,90, 120 gradi) e della distanza interelettrica (2 livelli: L₀ – L₁ e L₀ – L₃) sulla coppia di estensione prodotta e se ci sia un'interazione tra angolo articolare e distanza interelettrica sulla coppia di estensione prodotta.

In

Tabella 3.3.3-1 sono mostrati i *valori p* per queste tre condizioni. Si evince che la coppia di estensione, ottenuta nei 4 angoli articolari e nelle due distanze interelettriche, non è la stessa, quindi che vi è un effetto importante della posizione del ginocchio e della distanza interelettrica sull'entità della coppia di estensione prodotta ($p=0.0031$ nel caso degli angoli articolari e $p=0$ nel caso delle distanze interelettriche). Invece, dall'ultimo *valore p* ottenuto (mostrato in **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**), si deduce che non vi è un'interazione tra gli angoli articolari e le distanze interelettriche sulla coppia prodotta dal quadrupite, il che sta ad indicare che la coppia di estensione prodotta in seguito alla stimolazione non dipende dall'interazione di questi due fattori ($p=0.2411$).

Tabella 3.3.3-1: ANOVA per la coppia di estensione

Valore-p per i 4 angoli articolari	Valore-p per le 2 distanze interelettriche	Valore-p per l'interazione tra gli angoli e le distanze interelettriche
0.0031	0.000	0.2411

È stato poi effettuato un test *post hoc* per valutare per quali valori di angolo la coppia è diversa. È stata utilizzata la funzione "multcompare" di *Matlab*, per valutare gli intervalli di confidenza, in modo da effettuare un'analisi a confronto multiplo. Da questo test è emerso che le medie della coppia di estensione tra 30° e 60° sono significativamente differenti e quindi che la media a 30° è minore dalla media a 60° ($p=0.0019$). Invece, la media della coppia di estensione tra 30° e 90° e tra 30° e 120° non è significativamente differente ($p=0.106$ e $p=0.5493$, rispettivamente), la media della coppia di estensione tra 60° e 90° e tra 60° e 120° non è significativamente differente ($p=0.4479$ e $p=0.0734$, rispettivamente), così come, infine, la media della coppia di estensione tra 90° e 120° non è significativamente differente ($p=0.7553$).

3.3.4 Elaborazione dei dati della sEMG

I segnali elettromiografici di superficie, acquisiti durante le prove di stimolazione, sono quattro, ciascuno registrato dai due canali delle sonde Due. Un segnale elettromiografico è stato acquisito dal muscolo BF, uno dal muscolo ST, uno dal muscolo VM e uno dal muscolo VL. Per quanto riguarda l'elaborazione di tali segnali, poiché il fine della loro analisi è stata quella di individuare l'entità dell'attivazione dei muscoli agonisti e antagonisti della coscia durante lo sviluppo della coppia di estensione del ginocchio e, dal momento che la coppia di estensione valutata è stata quella relativa all'ultimo livello di stimolazione, anche in questo caso è stata considerata la porzione di segnale relativa all'ultimo livello di stimolazione. Partendo dal segnale di stimolazione, prelevato dal canale della sonda DueBio, sono stati individuati, in questo, i campioni relativi all'istante di inizio del primo stimolo di ciascun pattern di stimolazione. Sono stati individuati i campioni relativi all'inizio di ogni impulso di stimolazione nell'ultimo livello di intensità di stimolazione: si tratta di circa 60 campioni, in quanto, per ogni livello di stimolazione, la cui durata totale era pari a 3 secondi, sono stati erogati degli impulsi di corrente con frequenza di stimolazione pari a 20 pps (Figura 3.3.4.1, Figura 3.3.4.2, Figura 3.3.4.3 e Figura 3.3.4.4).

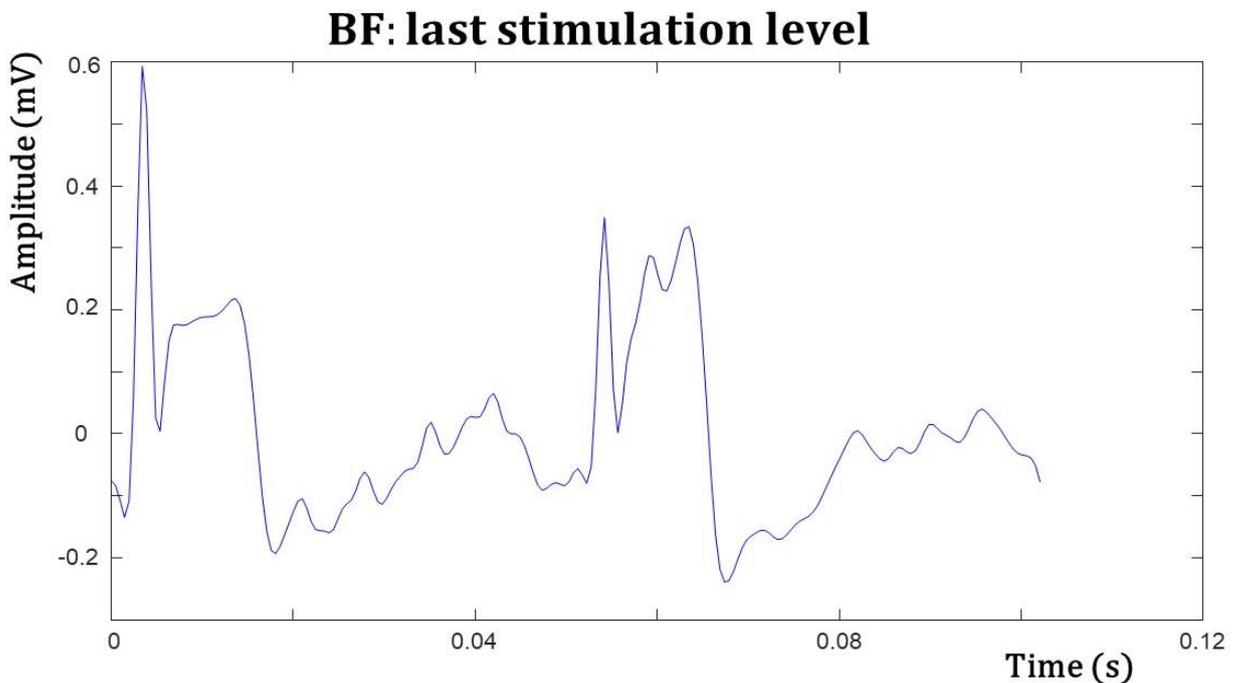


Figura 3.3.4.1: sEMG BF

ST: last stimulation level

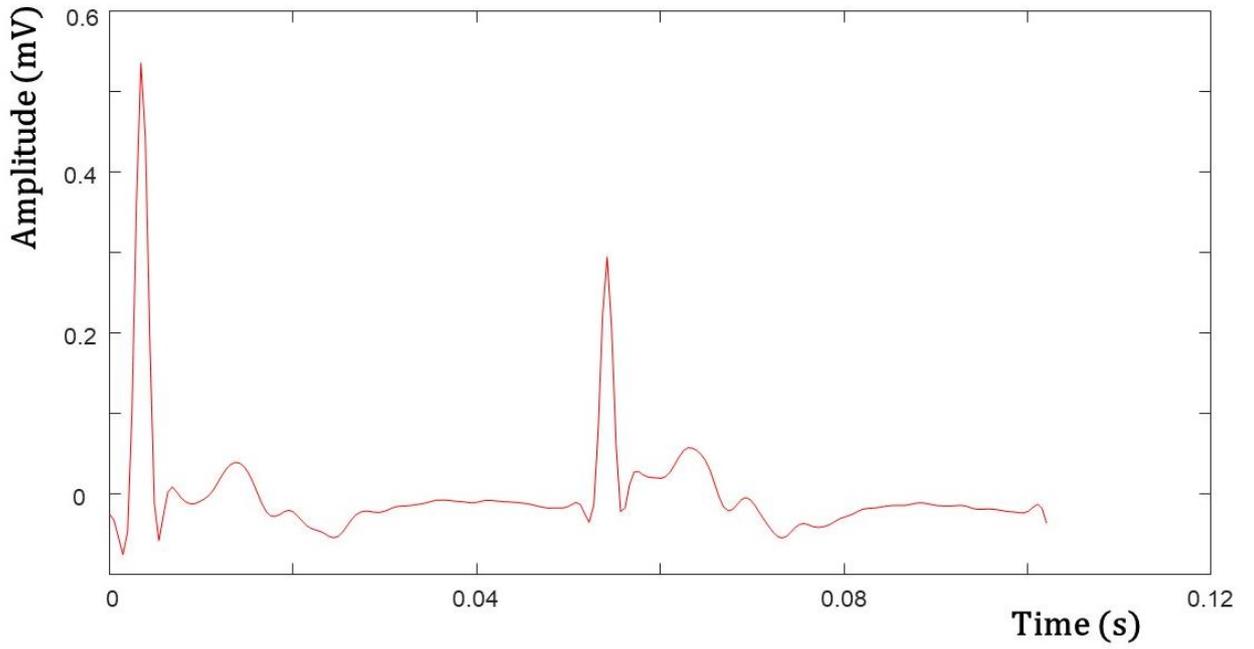


Figura 3.3.4.2: sEMG ST

VL: last stimulation level

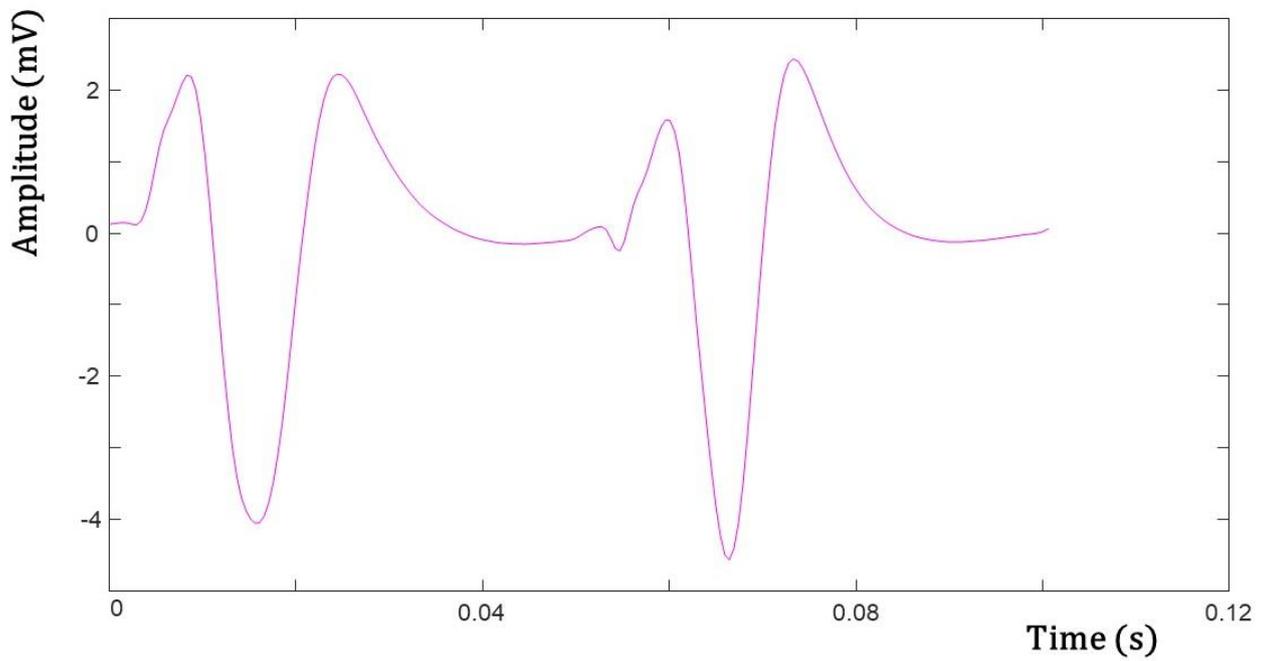


Figura 3.3.4.3: sEMG VL

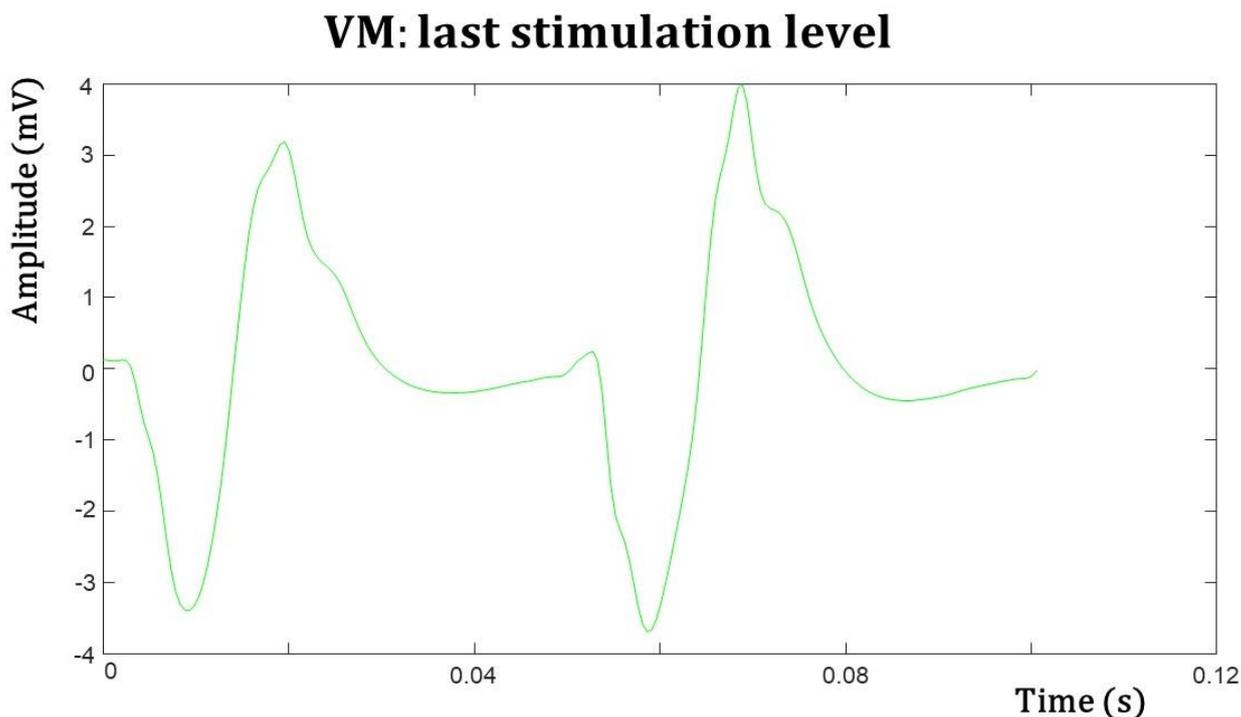


Figura 3.3.4.4: sEMG VM

In seguito, è stato calcolato il valore medio del segnale nel secondo precedente al primo impulso di stimolazione. È stato sostituito questo valore alla porzione di segnale caratterizzata dall'artefatto di stimolazione: è stata stimata una durata di 3 ms per l'artefatto di stimolazione, per cui partendo dal campione relativo ad ogni impulso di stimolazione, per i 3 ms successivi è stato modificato il valore del segnale. A questo punto i 4 segnali ottenuti sono stati filtrati con un filtro passabanda di Butterworth del secondo ordine con banda passante tra 15 Hz e 350 Hz, tramite l'utilizzo della funzione di *Matlab* "butter". Il segnale filtrato è stato diviso così in epoche di durata pari all'intervallo tra due campioni indicanti l'inizio di impulsi successivi di corrente. In ogni epoca, è stata così ottenuta un'onda M, indicante l'attività elettrica dei muscoli. Le onde M relative alle diverse epoche, sono state mediate, punto per punto, per ottenere un'unica onda M media indicativa dell'entità della contrazione dei quattro muscoli, durante l'ultimo livello di stimolazione. A questo punto, è stata calcolata l'ampiezza picco-picco dell'onda M media, che, successivamente, è stata utilizzata per l'analisi dei risultati. L'ampiezza picco-picco dell'onda M, utilizzata per caratterizzare la risposta EMG agli stimoli non dovrebbe essere affetta dall'artefatto, quanto il valore efficace o il valore assoluto. In Figura 3.3.4.5 e Figura 3.3.4.6 è mostrato un esempio delle onde M dei muscoli antagonisti e agonisti e le loro rispettive ampiezze picco-picco.

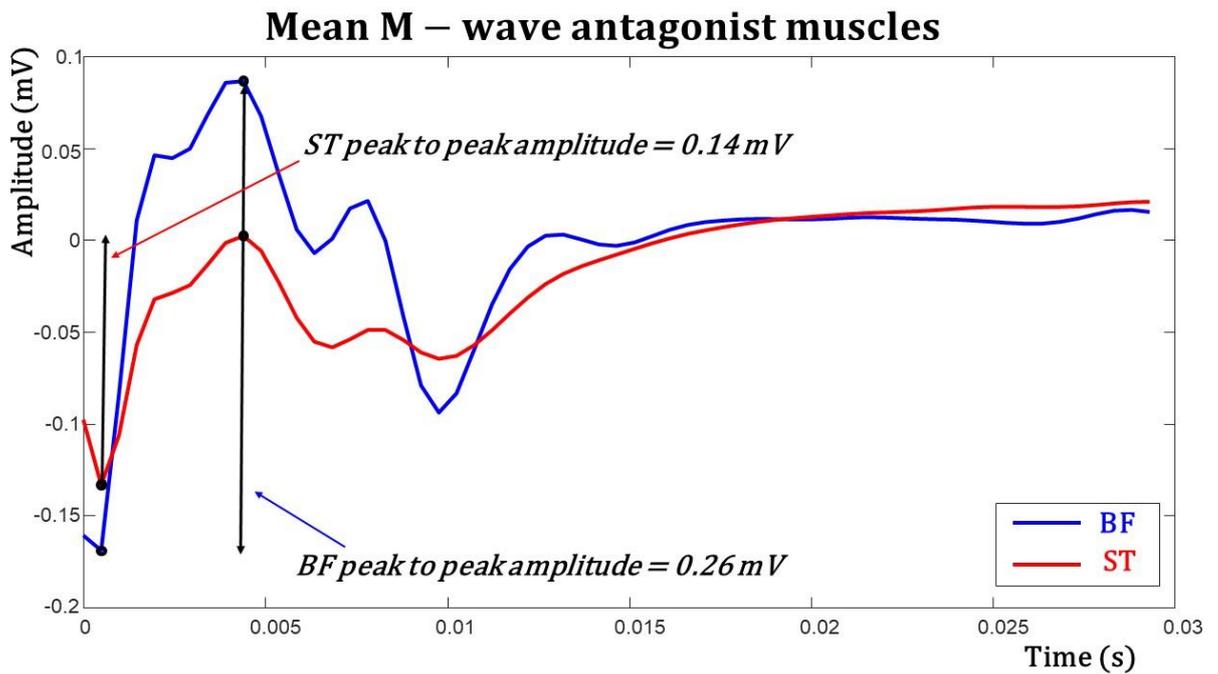


Figura 3.3.4.5: Onda M media dei muscoli antagonisti

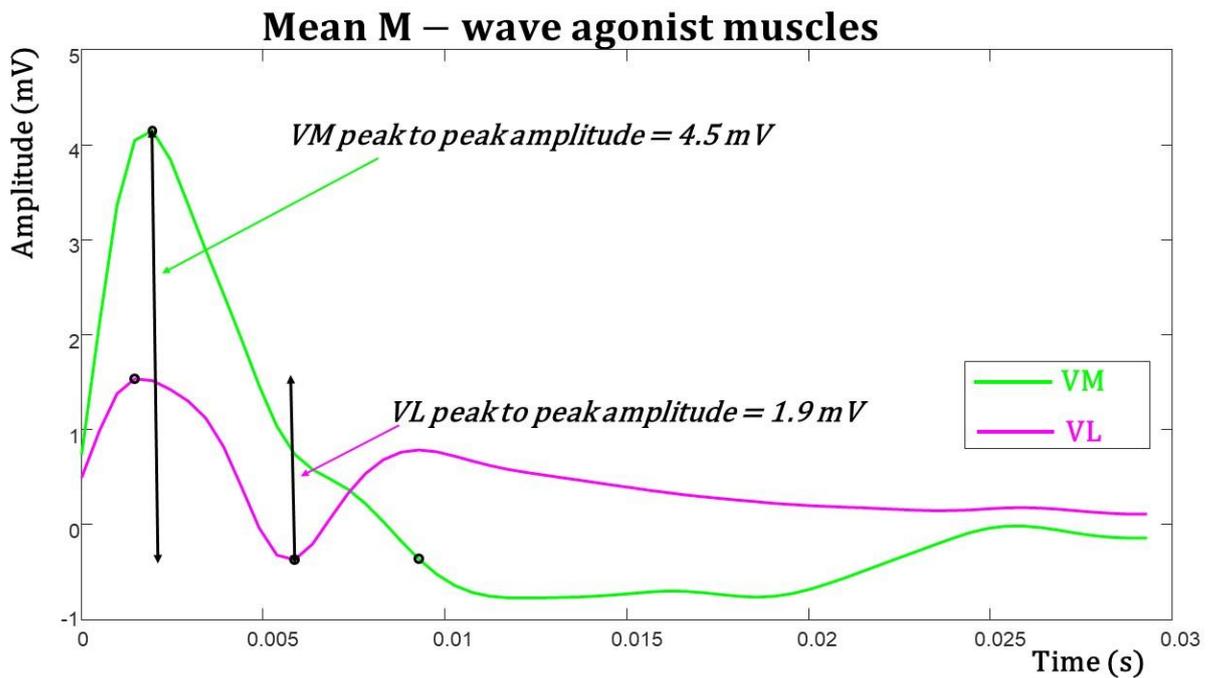


Figura 3.3.4.6: Onda M media dei muscoli agonisti

3.3.5 Statistica dei dati dell'EMG

I risultati degli sEMG ottenuti sono stati testati statisticamente mediante l'ANOVA a 2 vie, nell'ambiente *Matlab*, utilizzando la funzione "anova2". Lo scopo di questo test è

quello di valutare se ci sia un'interazione tra l'angolo e l'onda M, tra le distanze interelettrodiche e l'onda M e tra gli angoli e le distanze interelettrodiche insieme e l'onda M dei muscoli antagonisti e agonisti.

Nel caso del bicipite femorale, osservando i dati in Tabella 3.3.5-1, si evince che l'ampiezza dell'onda M rilevata nelle due distanze interelettrodiche non è la stessa, quindi che il posizionamento degli elettrodi influisce sull'attivazione del muscolo ($p=0.0202$), mentre né l'angolo articolare e né l'interazione tra l'angolo articolare e la distanza interelettrodica influiscono sull'attivazione del bicipite femorale ($p=0.5276$ e $p=0.8336$, rispettivamente).

Tabella 3.3.5-1: ANOVA per EMG del BF

Valore-p per i 4 angoli articolari	Valore-p per le 2 distanze interelettrodiche	Valore-p per l'interazione tra gli angoli e le distanze interelettrodiche
0.5276	0.0202	0.8336

Anche nel caso del muscolo semitendinoso, osservando i dati in Tabella 3.3.5-2, si evince che l'ampiezza dell'onda M rilevata nelle due distanze interelettrodiche non è la stessa, quindi che il posizionamento degli elettrodi influisce sull'attivazione del muscolo ($p=0.0152$), mentre né l'angolo articolare e né l'interazione tra l'angolo articolare e la distanza interelettrodica influiscono sull'attivazione del semitendinoso ($p=0.8881$ e $p=0.7473$, rispettivamente).

Tabella 3.3.5-2: ANOVA per EMG del ST

Valore-p per i 4 angoli articolari	Valore-p per le 2 distanze interelettrodiche	Valore-p per l'interazione tra gli angoli e le distanze interelettrodiche
0.8881	0.0152	0.7473

Nel caso del muscolo vasto mediale, osservando i dati in Tabella 3.3.5-3, si evince che l'ampiezza dell'onda M rilevata nei quattro angoli articolari non è la stessa, quindi che l'angolo articolare influisce sull'entità dell'attivazione del muscolo ($p=0.0003$), mentre né le due distanze interelettrodiche e né l'interazione tra l'angolo articolare e la distanza

interelettrodica influiscono sull'attivazione del vasto mediale ($p=0.0598$ e $p=0.7279$, rispettivamente).

Tabella 3.3.5-3: ANOVA per EMG del VM

Valore-p per i 4 angoli articolari	Valore-p per le 2 distanze interelettrodiche	Valore-p per l'interazione tra gli angoli e le distanze interelettrodiche
0.0003	0.0598	0.7279

Infine, nel caso del muscolo vasto laterale, osservando i dati in *Tabella 3.3.5-4* si evince che l'angolo articolare, la distanza interelettrodica e l'interazione tra l'angolo articolare e la distanza interelettrodica non influiscono sull'attivazione del vasto laterale ($p=0.0593$, $p=0.1695$ e $p=0.7279$, rispettivamente).

Tabella 3.3.5-4: ANOVA per EMG del VL

Valore-p per i 4 angoli articolari	Valore-p per le 2 distanze interelettrodiche	Valore-p per l'interazione tra gli angoli e le distanze interelettrodiche
0.0593	0.1695	0.9472

Capitolo 4 RISULTATI E DISCUSSIONI

Nonostante nessuno dei partecipanti fosse mai stato sottoposto alla stimolazione elettrica di tipo tetanico, tutti i soggetti hanno tollerato bene l'esperimento. Lievi forme di fastidio si sono manifestate, con livelli di tolleranza diversi tra i soggetti, all'aumentare dell'intensità di stimolazione per entrambe le configurazioni elettrodeiche e per i quattro angoli articolari. La massima intensità di corrente tollerata da ogni partecipante è ricaduta in un range compreso tra 60 e 110 mA.

4.1 Immagini ecografiche

4.1.1 Presentazione dei risultati

In **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.** è mostrato l'istogramma dello spessore del tessuto sottocutaneo riferito ai 3 muscoli su cui è stata applicata la stimolazione elettrica: vasto laterale, retto femorale e vasto mediale. Lo spessore sottocutaneo, così come lo spessore del tessuto muscolare, è stato rilevato mediante l'utilizzo dell'ecografo. Gli istogrammi rappresentano i risultati di gruppo dei 9 soggetti. Dopo aver calcolato per ogni soggetto lo spessore sottocutaneo tra la superficie della pelle e l'aponeurosi superficiale dei tre muscoli, è stata calcolata la media e la deviazione standard tra i valori ottenuti da ciascun soggetto mediante le apposite funzioni presenti nell'ambiente *Excel*. Le unità di misura degli spessori sono espresse in mm. Si può notare che lo spessore del tessuto sottocutaneo sia circa pari a 7 mm: si evince una maggiore variabilità dei dati riguardanti il retto femorale. Anche la deviazione standard, che è un indice di variabilità dei risultati ottenuti, è molto bassa, indicando che i risultati ottenuti dai singoli soggetti non si discostano molto dal risultato d'insieme. In **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**, invece, è mostrato l'istogramma dello spessore muscolare dei 3 muscoli di riferimento. Anche in questo caso, l'istogramma rappresenta i risultati di gruppo dei 9 soggetti. Per ogni soggetto è stato calcolato lo spessore muscolare del VL, del RF e del VM come la distanza tra l'aponeurosi superficiale e l'aponeurosi centrale. Sono state calcolate di nuovo la media e la deviazione standard tra gli spessori dei muscoli di tutti i soggetti mediante le apposite funzioni presenti nell'ambiente *Excel*. In questo caso, dai risultati di gruppo si nota che lo spessore dei 3 muscoli si mantiene al di sotto dei 23 mm.

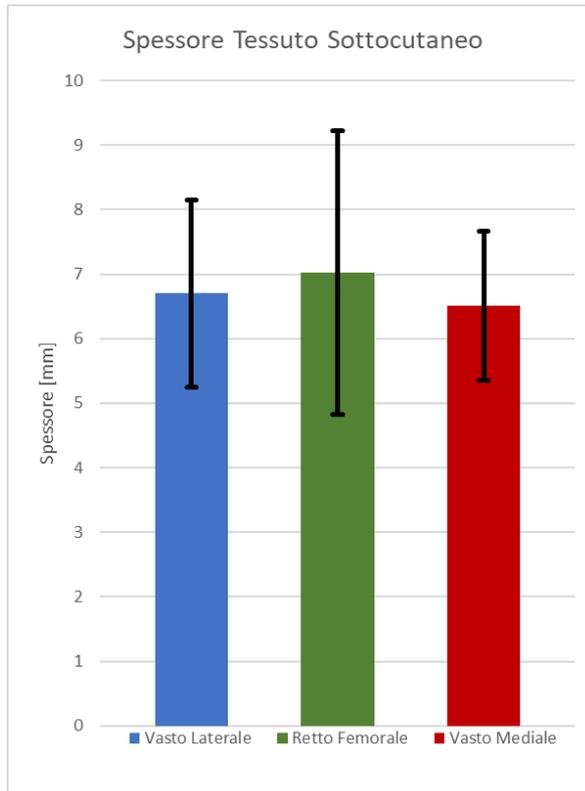


Figura 4.1.1.1: Istogramma dello spessore del tessuto sottocutaneo

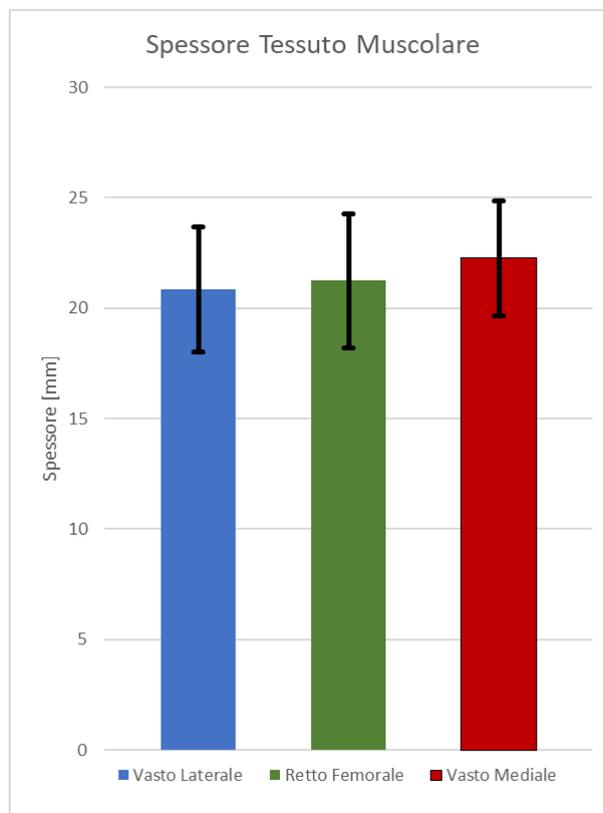


Figura 4.1.1.2: Istogramma dello spessore del tessuto muscolare

4.1.2 Discussione dei risultati

Le immagini ecografiche del tessuto muscolare sono relativamente nere (Figura 3.1.2.3), in accordo alla letteratura. Infatti, l'aspetto ecografico dei muscoli può essere discretamente valutato, distinguendolo dalle altre strutture circostanti, quali, grasso sottocutaneo, ossa, nervi e vasi sanguigni. Le immagini ecografiche sono state ottenute, come esposto precedentemente, con la sonda ecografica posta al 50% della distanza tra la configurazione $L_0 - L_1$ e la configurazione $L_0 - L_3$ ed è stata posizionata lungo l'asse longitudinale dei muscoli. In tale configurazione, l'architettura dei fascicoli muscolari è molto visibile e le riflessioni del perimisio risultano in una struttura unipennata nel vasto mediale e nel vasto laterale e bipennata nel retto femorale. Grazie all'alta capacità di riflessione dell'epimisio, i contorni stessi del muscolo sono chiaramente distinguibili. Il tessuto sottocutaneo, invece, appare scuro in prossimità del tessuto adiposo e chiaro nella regione superficiale, essendo molto più vicina alla sonda [7]. La quantificazione dello spessore del tessuto sottocutaneo è molto importante per diverse ragioni. Innanzitutto, essendo composto per lo più da tessuto adiposo, funge da isolante, limitando attraverso di esso, il passaggio della corrente proveniente dagli elettrodi di stimolazione. Tuttavia, i risultati ottenuti mostrano che lo spessore del tessuto sottocutaneo è basso, per cui è possibile affermare che non abbia eccessivamente influito sulla qualità della stimolazione.

In realtà, queste misure sono state ottenute con il ginocchio del soggetto posizionato a 90° . Le prove eseguite durante il protocollo prevedevano, però, la variazione dell'angolo articolare. Questa questione è rilevante, in quanto non c'è nessuna certezza che lo spessore del tessuto sottocutaneo e del tessuto muscolare sia rimasta invariata col movimento, anzi, la fisiologia suggerirebbe il contrario. Infatti, è probabile che durante la flessione del ginocchio, lo spessore del tessuto sottocutaneo sia diminuito in conseguenza all'aumento della sezione trasversale del muscolo stesso. Ciò porterebbe alla supposizione che la densità di carica che attraversa il muscolo, a parità di intensità di stimolazione, aumenti con la flessione del ginocchio stesso. D'altro canto, la diminuzione della sezione trasversale del muscolo, con l'allungamento delle fibre muscolari, in fase di estensione del ginocchio lascerebbe presumere un aumento delle fibre muscolari coinvolte dalla densità di corrente e quindi ad una stimolazione più efficace.

A causa della mancanza di ulteriori dati, dunque, non è possibile quantificare e oggettivare i risultati ottenuti dalle immagini ecografiche.

4.2 Coppia di estensione del ginocchio

4.2.1 Presentazione dei risultati

Come già anticipato precedentemente, il valore di riferimento della coppia di estensione del ginocchio utilizzato per l'analisi e la discussione dei risultati è quello nel campione corrispondente alla fine del tempo di salita del segnale. In Figura 4.2.1.1 è mostrato un esempio dei segnali di coppia di estensione del ginocchio per le due distanze interelettrodiche ($L_0 - L_1$ ed $L_0 - L_3$) e per i 4 angoli articolari. Il segnale rappresentato in Figura 4.2.1.1 ha una durata di circa 3 secondi, in quanto corrisponde alla porzione di segnale derivante dall'ultimo livello di stimolazione. Si può notare come, in questo caso specifico, si manifesti un andamento molto simile del segnale tra le varie condizioni, ma un'ampiezza del segnale molto maggiore nel caso della distanza interelettrodica maggiore.

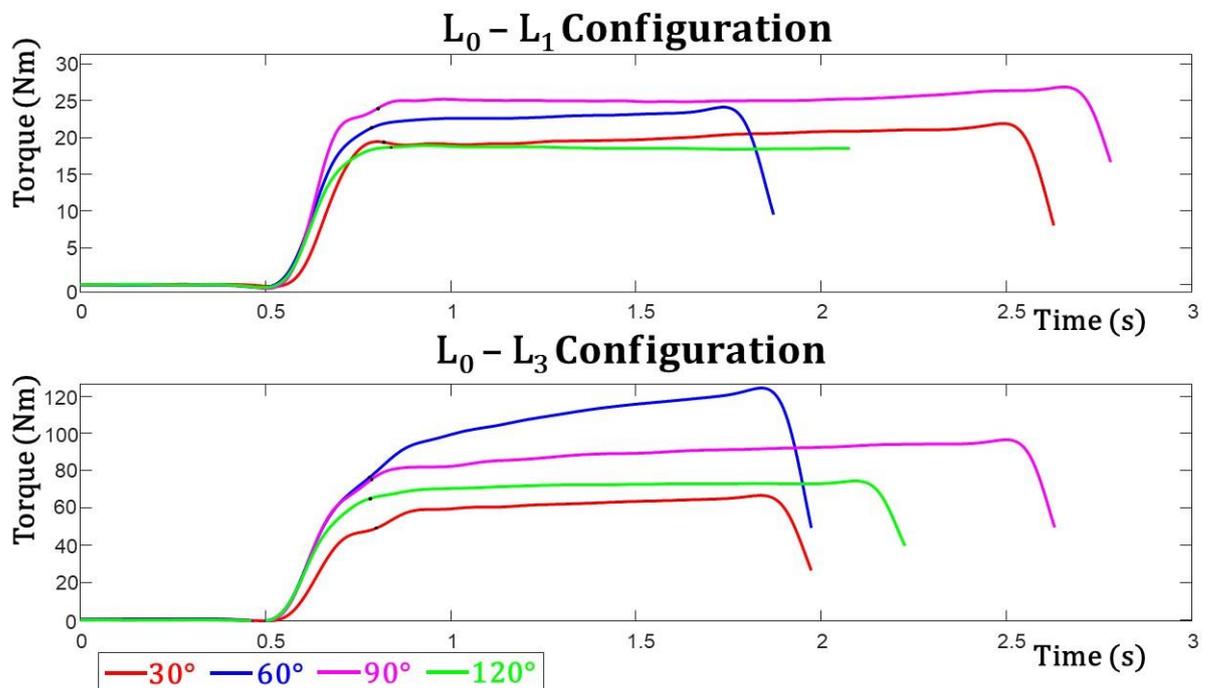


Figura 4.2.1.1: Coppia di estensione del ginocchio

In Figura 4.2.1.2 sono mostrati i risultati di gruppo della coppia di estensione del ginocchio. In particolare, i valori di coppia assoluti sono stati ottenuti mediando la coppia di estensione del ginocchio di tutti i soggetti per ogni condizione e per le due distanze interelettrodiche. Questi valori sono assoluti in quanto dipendono dai soggetti in sé. Al fine di ottenere dei risultati il più obiettivi e generalizzati possibile, il valore di riferimento della coppia di estensione del ginocchio di ciascun soggetto, ottenuta durante la stimolazione elettrica in tutte le 8 condizioni, è stato diviso per il valore di riferimento della coppia di estensione del ginocchio, ottenuto durante la prova di massima contrazione volontaria. Sono stati ancora una volta mediati i risultati ottenuti: in Figura 4.2.1.2 sono mostrati i valori normalizzati, espressi in percentuale. Per ogni angolo articolare, in entrambe le condizioni, oltre ad essere mostrato il valore medio risultante

della coppia di estensione del ginocchio, è mostrata anche la barra d'errore relativa alla deviazione standard dei valori calcolati. Come si può notare dalla grandezza di tali barre, vi è una grande variabilità dei dati (soprattutto a 60°), probabilmente causata dall'usura del trasduttore di coppia utilizzato.

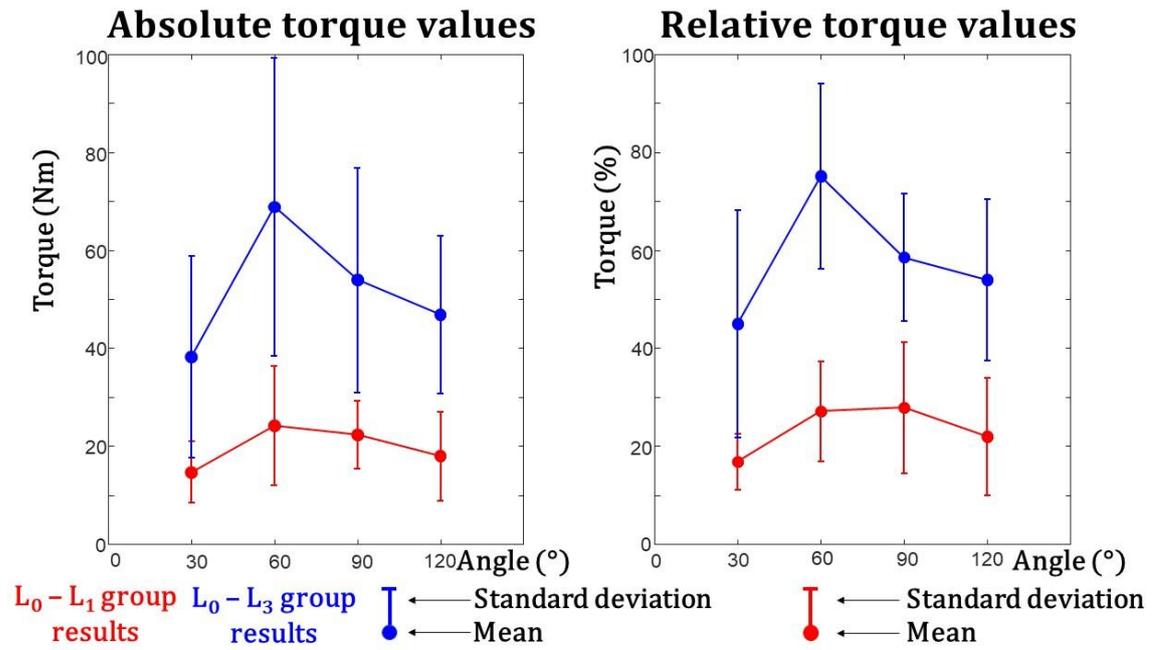


Figura 4.2.1.2: Risultati di gruppo assoluti e normalizzati della coppia

4.2.2 Discussione dei risultati

4.2.2.1 Influenza della distanza interelettrodica sulla coppia di estensione

Come precedentemente affermato, l'ipotesi di questo studio è la variazione della forza massimale elettricamente indotta con il movimento articolare e con la distanza interelettrodica. In questo esperimento, i muscoli del quadricipite sono stati sottoposti, in ogni condizione, ad una stimolazione elettrica di tipo tetanico, al fine di produrre una contrazione tetanica, che, come anticipato precedentemente, porta alla produzione di una forza massimale. Questa ipotesi è stata verificata in quanto la coppia di estensione del ginocchio assume valori massimali che differiscono sia con l'angolo articolare, in cui è stato posizionato il ginocchio, sia con la distanza tra gli elettrodi. In particolare, i risultati ottenuti mostrano che la coppia di estensione del ginocchio aumenta con l'aumentare della distanza interelettrodica, quindi nella condizione L₀ - L₃. La posizione degli elettrodi è un fattore molto importante, perché determina l'entità della risposta del muscolo alla stimolazione elettrica. Inoltre, è da supporre che la risposta ottenuta dal muscolo sia quella maggiore possibile, avendo posizionato gli elettrodi nel punto in cui ci si aspetta che vi siano i punti motori delle tre teste del quadricipite indagate [16]. La ragione più probabile nell'aumento della coppia di estensione prodotta con la distanza

interelettrodica risiede nella vasta distribuzione dei punti motori nella regione prossimo distale delle tre teste del quadricipite. Aumentando la distanza tra il catodo e l'anodo, il numero delle fibre motorie eccitate, e quindi la coppia di estensione del ginocchio prodotta, aumentano. In realtà, però, per nessun soggetto si è verificata la condizione in cui, aumentando la corrente di stimolazione, la coppia di estensione prodotta rimaneva costante: ciò lascia presupporre che la coppia di estensione prodotta non è quella massima producibile, ma piuttosto quella dovuta alla massima corrente tollerabile dal soggetto. Detto ciò, è possibile che i valori di coppia ottenuti sia in $L_0 - L_1$ che in $L_0 - L_3$, avrebbero potuto essere molto più elevati. Si evince da questo studio che, nel momento in cui lo scopo è quello di ottenere la massima contrazione del muscolo, il posizionamento degli elettrodi diventa un parametro molto importante (già dimostrato da altri autori [39]).

La massimizzazione della forza elettricamente indotta, minimizzando il disagio del soggetto che si sottopone a tale tecnica, è un criterio fondamentale nella determinazione della migliore configurazione degli elettrodi nei protocolli di FES. Secondo quanto emerge da questo studio, la configurazione $L_0 - L_3$ sembra la più adatta, soprattutto perché gli impulsi di corrente sono stati generati su VL, RF e VM insieme e non sui singoli muscoli del quadricipite separatamente, portando ad un incremento della coppia di estensione. Esiste, tuttavia, ancora un problema aperto riguardante la possibilità che la sensibilizzazione dei nocicettori muscolari e cutanei possa causare la disreflessia automa (patologia molto comune nei pazienti con lesioni al midollo spinale), a causa della stimolazione elettrica [41] [42]. In realtà, l'assenza di dolore nella configurazione $L_0 - L_3$ lascia supporre che tale patologia non debba verificarsi e quindi che la suddetta configurazione elettrodica sia rilevante per gli esercizi basati sulla FES nei soggetti con lesioni al midollo spinale. Una limitazione di questo studio, come dello studio utilizzato come punto di partenza per la configurazione elettrodica, è stata l'impossibilità di valutare il grado di flessione dell'anca, provocato dalla stimolazione del muscolo RF (l'unica testa del quadricipite che si estende sia sull'articolazione del ginocchio che su quella dell'anca). Infatti, gli impulsi di corrente erogati sul RF non solo hanno provocato l'estensione del ginocchio, ma anche la flessione dell'anca, soprattutto nella configurazione $L_0 - L_3$: questo effetto, che non è stato misurato quantitativamente, era chiaramente visibile sui soggetti in quanto tendevano ad inclinare il tronco in avanti, e probabilmente, ha portato ad una sottostima della coppia di estensione del ginocchio.

4.2.2.2 Influenza dell'angolo articolare sulla coppia di estensione

Dai risultati ottenuti, si evince che l'angolo articolare influisce sulla coppia di estensione prodotta dal ginocchio. Infatti, si nota una discrepanza tra i valori massimali di coppia con il movimento articolare.

In particolare, si nota che la coppia di estensione prodotta tende ad essere minima all'estremità del range articolare indagato (30° e 120°). Ciò è imputabile non solo alla variazione della lunghezza delle fibre, ma anche alla conseguente variazione della sezione trasversale del muscolo.

Infatti, con il ginocchio posizionato a 30° di flessione, la lunghezza delle fibre si discosta molto da quella di equilibrio, risultando in uno stiramento eccessivo delle stesso. Questo comporta che la corrente normalmente necessaria alla produzione della contrazione, non sarà solo necessaria per la formazione del legame actina-miosina, ma anche al ritorno

della fibra nella lunghezza di equilibrio. Inoltre, a 30° di flessione, la sezione trasversale del muscolo diminuisce, come risultato dell'allungamento delle fibre, favorendo la contrazione di un numero più elevato di fibre nel muscolo, ma nello stesso tempo tenderebbe ad aumentare lo strato di tessuto sottocutaneo, in cui andrà a trovarsi la densità di carica elettrica, a discapito delle fibre muscolari stesse. Con il ginocchio posizionato a 120° di estensione, la lunghezza delle fibre si discosta molto, di nuovo, da quella di equilibrio, risultando, in questo caso, in un accorciamento eccessivo delle stesse che, nonostante la stimolazione elettrica, non riescono a produrre una contrazione massimale propriamente detta. L'aumento della sezione trasversale del muscolo riduce la quantità di fibre che vengono coinvolte dal passaggio di corrente, portando ad una diminuzione della forza di contrazione, nonostante lo spessore del tessuto sottocutaneo diminuisca, favorendo una densità di carica maggiormente concentrata nel muscolo stesso. Inoltre, in tali angoli, è altamente possibile che si sia verificato uno spostamento relativo tra gli elettrodi di stimolazione e i punti motori delle tre teste del quadrupite, portando ad una variazione del percorso della densità di carica elettrica, che ha influito in maniera rilevante sulla qualità e quantità delle fibre muscolari stimulate.

Gli angoli articolari che producono la coppia massimale sono quelli che corrispondono ad un angolo del ginocchio di 60° e 90°. In questo caso, la lunghezza delle fibre e la sezione trasversale del muscolo si trovano nelle condizioni ottimali per poter produrre una contrazione massimale ottimale. Infatti, le fibre muscolari risultano in questo caso nella lunghezza ottimale, per cui la carica elettrica iniettata avrà come unico risultato l'accorciamento delle stesse e la produzione della contrazione massimale. Inoltre, la sezione trasversale del muscolo interessata dal passaggio di carica, nonostante non sia quella massima, è comunque elevata, risultando in un grande numero di fibre che, contraendosi contemporaneamente, aumentano insieme la quantità della forza prodotta.

Da queste considerazioni, si deduce che anche l'angolo articolare influenza la forza muscolare elettricamente indotta, lasciando supporre che, nell'ottimizzazione dei parametri dei protocolli di esercizio basati sulla FES, è indispensabile effettuare delle considerazioni sull'angolo articolare ottimale.

4.2.2.3 Interazione angolo-distanza interelettrodica sulla coppia di estensione

Osservando i risultati di gruppo (Figura 4.2.1.2), non si evince un'interazione tra l'angolo articolare e la distanza interelettrodica sulla coppia di estensione prodotta dal ginocchio, in quanto l'andamento delle coppie massimali ai vari angoli e nelle due condizioni non è lo stesso.

Nella condizione $L_0 - L_1$, si nota un aumento della coppia prodotta normalizzata fino all'angolo articolare del ginocchio di 90° (d'ora in poi definito come *posizione neutra*), per poi osservare una diminuzione della stessa. Nella condizione $L_0 - L_3$, invece, si osserva una situazione diversa: il quadrupite non esercita la sua forza massima nella posizione neutra, bensì nell'angolo articolare di 60°. Risulta ovvio, d'altronde, che con la flessione, le fibre muscolari del quadrupite tendono ad accorciarsi, sviluppando di conseguenza una forza diversa. Le variazioni nella coppia di estensione prodotta risultano

quindi in una conseguenza sia delle fibre muscolari, e quindi della lunghezza ottimale, e sia della sezione trasversale del muscolo.

Nella condizione $L_0 - L_1$, l'aumento della coppia massima di estensione fino alla posizione neutra potrebbe derivare solo in minima parte dalla lunghezza ottimale e dalla sezione trasversale del muscolo, piuttosto sarebbe dovuta alla minima quantità di fibre coinvolte dalla stimolazione elettrica. Da ciò se ne deduce che la stimolazione elettrica ottenuta con distanze interelettrode minori, porta alla produzione della coppia di estensione massima in posizione neutra e quindi che l'angolo ottimale è quello che definisce la posizione neutra dell'articolazione.

Nella condizione $L_0 - L_3$, invece, l'aumento della coppia massima di estensione del ginocchio fino ad una posizione angolare che equivale ad una lunghezza delle fibre maggiore di quella di riposo (2.1.3.2), indica che l'angolo ottimale è quello di 60° per il ginocchio. Ciò lascia intuire che, nel caso di una stimolazione elettrica con gli elettrodi posti a una grande distanza, i sarcomeri del muscolo quadricipite abbiano una lunghezza ottimale che ricade nella regione destra del plateau della curva tensione-lunghezza e che quindi il quadricipite operi nella regione ascendente e nel primo plateau della stessa[10].

In sostanza, considerando sia la posizione dell'articolazione che la distanza interelettrode, dai risultati ottenuti in questo studio, risulta chiaro che, per quanto riguarda l'articolazione del ginocchio, la migliore soluzione è quella che prevede la maggiore distanza tra gli elettrodi di stimolazione (configurazione $L_0 - L_3$) e un angolo articolare che consente alle fibre muscolari di risultare in una lunghezza maggiore di quella di equilibrio (angolo del ginocchio a 60° considerando 0° la completa estensione).

4.3 EMG dei muscoli agonisti e antagonisti

4.3.1 Presentazione dei risultati

In Figura 4.3.1.1 viene mostrata, come esempio, l'onda M dei muscoli BF, ST, VM e VL risultante dalle due distanze interelettrodeiche e dai 4 angoli articolari di uno dei nove soggetti. Si può notare come la forma d'onda, relativa anche in questo caso all'ultimo livello di intensità di stimolazione, sia molto simile tra i quattro angoli articolari per ciascun muscolo. Inoltre, l'ampiezza dell'onda M dei muscoli agonisti risulta molto più elevata rispetto a quella relativa ai muscoli antagonisti, evidenziando un basso livello di attivazione di questi ultimi. Inoltre, si può notare anche una differenza nelle onde M tra le due distanze interelettrodeiche: infatti, l'ampiezza maggiore si osserva per la distanza interelettrodeica maggiore in tutti 4 muscoli valutati.

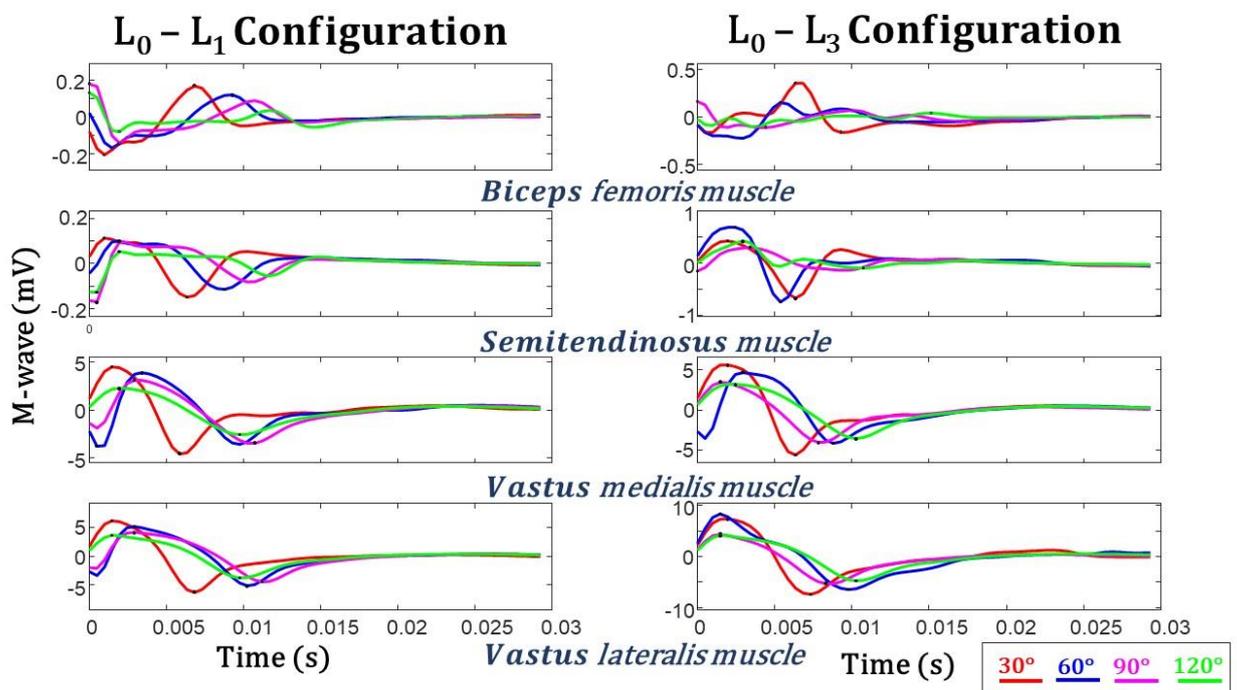


Figura 4.3.1.1: EMG dei muscoli agonisti e antagonisti

Nella Figura 4.3.1.2, invece, sono mostrati i risultati di gruppo dell'EMG dei muscoli agonisti e antagonisti. Come nei casi precedenti, dopo aver calcolato per ogni condizione l'ampiezza picco-picco dell'onda M di ogni soggetto, i valori ottenuti sono stati mediati e ne è stata calcolata la deviazione standard utile per la costruzione della barra d'errore. Per quanto riguarda i muscoli agonisti, si osserva una tendenza decrescente dell'ampiezza picco-picco dell'onda M con l'aumentare dell'angolo articolare, con valori che rimangono più elevati per la distanza interelettrodeica maggiore. Per quanto concerne i muscoli antagonisti, invece, questi rimangono della stessa entità per tutti gli angoli articolari, mantenendosi comunque leggermente più elevati nel caso della distanza interelettrodeica maggiore.

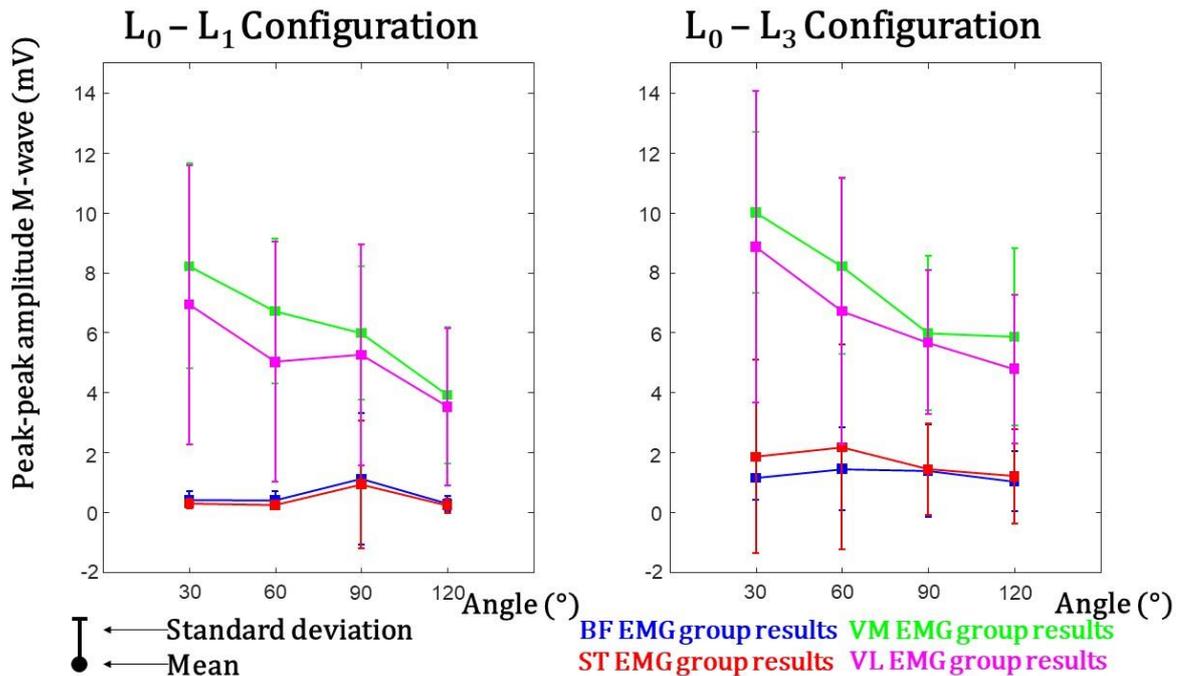


Figura 4.3.1.2: Risultati di gruppo dell'EMG dei muscoli agonisti e antagonisti

4.3.2 Discussione dei risultati

Quantificare l'attività contrattile dei muscoli agonisti è necessario al fine di confrontare se l'attività dei muscoli antagonisti è trascurabile rispetto ai primi. Inoltre, è necessario considerare possibili variazioni nell'attività contrattile dei muscoli antagonisti non solo nelle due distanze interelettrode, ma soprattutto nei quattro angoli articolari. Una delle principali condizioni che si verifica durante la stimolazione elettrica è che, con l'aumento della corrente di stimolazione e della distanza interelettrode, aumenta la probabilità di evocare una risposta delle fibre situate più in profondità rispetto al sito di stimolazione [43]. Il problema è che, se queste fibre appartengono ai muscoli antagonisti, si verifica la produzione di una forza contraria al movimento principale che si sta indagando. Se questo dovesse accadere, si verificherebbe non solo l'attivazione, e quindi la contrazione, dei muscoli di interesse, ma anche dei muscoli che non ci si era prefissati di attivare. Nel caso specifico, la contrazione del muscolo quadricipite porterebbe a un'estensione del ginocchio mentre la contrazione dei muscoli BF e ST porterebbe a una flessione del ginocchio, per cui il valore della coppia di estensione ottenuta, non sarebbe dovuta all'effettiva contrazione del muscolo quadricipite, ma sarebbe un risultato sottostimato dalla contrazione dei muscoli antagonisti. Il fine del prelievo dell'attività elettromiografica dei muscoli antagonisti è proprio quello di verificare se la coppia di estensione del ginocchio ottenuta deriva dalla sola contrazione dei muscoli agonisti.

In particolare, una maggiore contrazione da parte dei muscoli antagonisti nella posizione del ginocchio a 30° rispetto alla contrazione nella posizione del ginocchio a 120°, potrebbe essere indice del fatto che nel primo caso il muscolo quadricipite è più disteso

rispetto al secondo caso, quindi, che la sezione di fibre interessate dalla stimolazione è minore per cui inevitabilmente potrebbero essere state interessate invece le fibre dei muscoli posteriori dal passaggio di corrente. La valutazione dell'sEMG dei muscoli del quadricipite (VM e VL), è necessaria come conferma che l'unica attività dei muscoli riguarda una contrazione elettricamente stimolata e che quindi non vi siano state contrazioni volontarie durante l'esecuzione della prova. L'analisi dell'entità della contrazione dei muscoli antagonisti, effettuata mediante l'sEMG, ha avuto lo scopo di verificare se questa possa, in qualche modo, aver influito sulla quantità della coppia prodotta dai muscoli del quadricipite.

I risultati riguardanti l'sEMG dei muscoli agonisti mostrano che la loro attivazione è stata esclusivamente dovuta ad una contrazione elettricamente indotta, in quanto il segnale che è mostrato come esempio in Figura 3.3.4.6 mostra il tipico andamento dell'onda M, quindi non sono presenti nel segnale incidenze dell'attivazione volontaria dei muscoli in questione. In entrambe le configurazioni, risulta un'attivazione maggiore del VM, a parità di stimolazione, per tutti gli angoli articolari, rispetto al VL e una tendenza alla diminuzione dell'ampiezza dell'onda M con la flessione del ginocchio.

Dai risultati mostrati in Figura 4.3.1.2, si evince che il valore picco-picco dell'onda M dei muscoli antagonisti è quasi un ordine di grandezza inferiore rispetto al valore picco-picco dell'onda M dei muscoli agonisti, in entrambe le condizioni interelettrodiche e in tutti e quattro gli angoli articolari. Per quanto riguarda l'angolo articolare, non è evidente una disuguaglianza nell'entità dell'attivazione dei muscoli antagonisti con il movimento articolare, anche se, per i motivi precedentemente esposti, l'attivazione risulta leggermente maggiore nella condizione $L_0 - L_3$. Infatti, dall'analisi statistica, si deduce che non vi è una variazione dell'ampiezza picco-picco dell'onda M con l'angolo articolare o tra l'angolo articolare e la distanza interelettrodica, ma solo con la distanza interelettrodica.

In conclusione, da questo studio, non è emerso un contributo evidente degli antagonisti sulla coppia di estensione prodotta e che quindi il suo valore non è in nessun modo sottostimato, se non in minima parte nella distanza interelettrodica maggiore.

Capitolo 5 CONCLUSIONI

Lo scopo di questo studio è stato quello di valutare se e come la forza muscolare, prodotta con la stimolazione elettrica, varia in funzione del movimento articolare e della configurazione degli elettrodi di stimolazione.

La stimolazione elettrica neuromuscolare, insieme alle terapie mediche, consente oggi di affrontare un grande numero di patologie, però, spesso causa non solo di dolori atroci nei pazienti, ma anche di serie invalidità, che, se non correttamente trattate, portano ad ulteriori gravi conseguenze. L'uso della stimolazione elettrica neuromuscolare al fine di produrre movimenti funzionali, che sono quindi di vitale importanza per l'uomo, costituisce la stimolazione elettrica funzionale (FES). Ottimizzare i parametri della stimolazione elettrica è una questione sempre più importante nella programmazione dei protocolli di esercizio, perché maggiori sono i benefici che tale procedura può offrire, maggiore sarà il numero di pazienti che potranno beneficiarne al meglio.

Esistono delle regioni muscolari in cui la minima stimolazione porta allo sviluppo di una grande forza, tuttavia durante il movimento è possibile che queste cambino, allontanandosi dal sito di stimolazione e portando alla produzione di forze minori. Per valutare questo fattore, si è scelto di indagare, nel caso specifico, la coppia di estensione prodotta dal quadricipite, variando l'angolo articolare del ginocchio in un range di angoli che va da 30° fino a 120°, a passi di 30°, considerando 0° come l'angolo di completa estensione. Inoltre, è stata effettuata una verifica sull'influenza della distanza tra gli elettrodi di stimolazione e la coppia di flessione prodotta, valutando la stimolazione elettrica con gli elettrodi posti a due distanze interelettrodiche diverse.

Il protocollo è stato eseguito su 9 soggetti sani ed è stata effettuata la stimolazione tetanica di tre delle quattro teste del quadricipite (VM, RF e VM), mediante l'utilizzo di tre coppie di elettrodi di stimolazione. Dopo aver tracciato, con il ginocchio dominante posto a 90°, una linea di riferimento (d_{p-asis}) tra l'apice della patella e la spina iliaca antero-superiore, in corrispondenza di ciascun muscolo, nella prima configurazione elettrodica ($L_0 - L_1$), il catodo, di ciascuna coppia, è stato posto al 20% della lunghezza d_{p-asis} , mentre, a partire da questa distanza, l'anodo, di ciascuna coppia, al 18.7% della lunghezza d_{p-asis} . Nella seconda configurazione ($L_0 - L_3$), il catodo, di ciascuna coppia, è stato posto al 20% della lunghezza d_{p-asis} e a partire da questa distanza l'anodo, di ciascuna coppia, al 44% della lunghezza d_{p-asis} . Sono state effettuate due prove di contrazione massima volontaria con il ginocchio posizionato a 90° e successivamente 8 prove di stimolazione elettrica tetanica (20 impulsi al secondo, durata dell'impulso pari a 500 μ s e ampiezza di stimolazione crescente a passi di 10 mA fino al massimo tollerabile dal soggetto), in cui è stato cambiato, in ordine casuale, sia l'angolo articolare che la distanza interelettrodica. Sono state effettuate delle analisi sull'sEMG dei muscoli antagonisti per valutarne lo stato di attivazione, causato dall'elevata intensità di stimolazione che potrebbe aver portato alla contrazione delle fibre muscolari di questi, causando una sottostima della coppia di estensione.

L'ipotesi di questo studio risulta verificata, in quanto vi è una variazione della forza massimale elettricamente indotta con il movimento articolare e il posizionamento degli elettrodi. I risultati mostrano che nella configurazione $L_0 - L_3$, si raggiungono valori di coppia di estensione quasi doppi rispetto a quelli ottenuti nella seconda configurazione ($L_0 - L_1$). Inoltre, i valori di coppia all'estremità del range angolare indagato sono molto diversi da quelli ottenuti a 60° e 90° , avvalorando l'ipotesi che la forza elettricamente indotta in un muscolo, non solo varia per questioni legate a fattori fisiologico-anatomici, ma anche allo spostamento relativo tra elettrodo e muscolo. Non ci sono tuttavia evidenze sulla relazione tra angolo articolare e distanza interelettrodica, in quanto da questo studio gli angoli ottimali non sono gli stessi per entrambe le configurazioni elettrodiche, bensì nella configurazione $L_0 - L_1$, l'angolo ottimale sembra essere 90° , mentre nella configurazione $L_0 - L_3$, l'angolo ottimale risulta essere 60° . Inoltre, essendo molto bassa l'ampiezza picco-picco dell'onda M dei muscoli antagonisti (centinaia/poche migliaia di μV) è possibile affermare che la coppia di estensione ottenuta non sia stata sottostimata a causa della coppia di flessione prodotta dagli antagonisti.

In conclusione, è possibile affermare che nei protocolli di stimolazione elettrica funzionale è auspicabile mantenere una discreta distanza tra gli elettrodi di stimolazione, al fine di coinvolgere un maggior numero di fibre muscolari nella stimolazione, valutando anche i possibili rischi che elevate intensità di stimolazione hanno sulla stimolazione non voluta di muscoli sottostanti o vicini a quelli in cui si vuole realmente indurre una contrazione. Inoltre, nella creazione di questi protocolli è doveroso tener presente che, durante la stimolazione dinamica dei muscoli, si verifica uno spostamento relativo tra elettrodo e cute che aumenta con l'allontanamento della posizione dell'articolazione da quella di riposo. È importante anche sottolineare che in questo studio è stata dimostrata una profonda variabilità della forza massimale in funzione del movimento articolare.

Nel futuro potrebbe essere utile verificare l'ipotesi di questo studio sui soggetti patologici, in quanto il muscolo patologico oltre ad avere caratteristiche funzionali differenti dal muscolo sano, presenta anche caratteristiche fisiologiche differenti, dovute in molti casi ad atrofia e contratture. Valutare come cambiano le specifiche ottenute da questo studio, che ha indagato solo soggetti sani, nei pazienti potrebbe essere ancora più di aiuto nell'ottimizzazione dei parametri dei protocolli basati sulla FES.

Bibliografia

- [1] “Stimolazione elettrica neuromuscolare.” .
- [2] A. Botter, G. Oprandi, F. Lanfranco, S. Allasia, N. A. Maffiuletti, and M. A. Minetto, “Atlas of the muscle motor points for the lower limb: Implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning,” *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 111, no. 10, pp. 2461–2471, 2011, doi: 10.1007/s00421-011-2093-y.
- [3] D. D. I. Fisica, F. Di, S. Mm, F. F. Nn, and B. a R. a R. T. Caffè, “1 E 2,” vol. 1, no. m. pp. 1–2, 2011.
- [4] “L’elettrostimolazione.” .
- [5] “Surface Electromyography _ Physiology, Engineering, and Applications _ Wiley Online Books.” .
- [6] “Biomedical engineering in exercise and sports RAINOLDI A.” .
- [7] S. Pillen and N. van Alfen, “Skeletal muscle ultrasound,” *Neurol. Res.*, vol. 33, no. 10, pp. 1016–1024, 2011, doi: 10.1179/1743132811Y.0000000010.
- [8] D. M. Gillard, S. Yakovenko, T. Cameron, and A. Prochazka, “Isometric muscle length-tension curves do not predict angle-torque curves of human wrist in continuous active movements,” *J. Biomech.*, vol. 33, no. 11, pp. 1341–1348, 2000, doi: 10.1016/S0021-9290(00)00127-5.
- [9] Y. W. Chang, F. C. Su, H. W. Wu, and K. N. An, “Optimum length of muscle contraction,” *Clin. Biomech.*, vol. 14, no. 8, pp. 537–542, 1999, doi: 10.1016/S0268-0033(99)00014-5.
- [10] C. N. Maganaris, “Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle,” *Acta Physiol. Scand.*, vol. 172, no. 4, pp. 279–285, 2001, doi: 10.1046/j.1365-201X.2001.00799.x.
- [11] M. F. McDonald, M. K. Garrison, and B. D. Schmit, “Length-tension properties of ankle muscles in chronic human spinal cord injury,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 12, pp. 2344–2353, 2005, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.024.
- [12] U. Raschke and D. B. Chaffin, “Support for a linear length-tension relation of the torso extensor muscles: An investigation of the length and velocity EMG-force relationships,” *J. Biomech.*, vol. 29, no. 12, pp. 1597–1604, 1996, doi: 10.1016/S0021-9290(96)80011-X.
- [13] Y. Okuma, A. J. Bergquist, M. Hong, K. M. Chan, and D. F. Collins, “Electrical stimulation site influences the spatial distribution of motor units recruited in tibialis anterior,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 124, no. 11, pp. 2257–2263, 2013, doi: 10.1016/j.clinph.2013.04.015.
- [14] M. Gobbo, P. Gaffurini, L. Bissoletti, F. Esposito, and C. Orizio, “Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: Influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response,” *Eur. J. Appl.*

- Physiol.*, vol. 111, no. 10, pp. 2451–2459, 2011, doi: 10.1007/s00421-011-2047-4.
- [15] M. Kjaer, “Why exercise in paraplegia?,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 34, no. 5, pp. 322–323, 2000, doi: 10.1136/bjism.34.5.322.
- [16] L. Popovic-Maneski, A. Aleksic, A. Metani, V. Bergeron, R. Cobeljic, and D. B. Popovic, “Assessment of Spasticity by a Pendulum Test in SCI Patients Who Exercise FES Cycling or Receive only Conventional Therapy,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 26, no. 1, pp. 181–187, 2018, doi: 10.1109/TNSRE.2017.2771466.
- [17] J. Araujo Guimarães *et al.*, “Towards parameters and protocols to recommend FES-Cycling in cases of paraplegia: a preliminary report,” *Eur. J. Transl. Myol.*, vol. 26, no. 3, pp. 209–214, 2016, doi: 10.4081/ejtm.2016.6085.
- [18] E. Ambrosini, S. Ferrante, T. Schauer, G. Ferrigno, F. Molteni, and A. Pedrocchi, “An automatic identification procedure to promote the use of FES-cycling training for hemiparetic patients,” *J. Healthc. Eng.*, vol. 5, no. 3, pp. 275–292, 2014, doi: 10.1260/2040-2295.5.3.275.
- [19] S. A. Haapala, P. D. Faghri, and D. J. Adams, “Leg joint power output during progressive resistance FES-LCE cycling in SCI subjects: Developing an index of fatigue,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 5, pp. 1–12, 2008, doi: 10.1186/1743-0003-5-14.
- [20] C. Fornusek and N. A. Hamzaid, “Stimulation of shank muscles during FES cycling to maximize ankle movement,” *13th Int. FES Soc. Conf.*, pp. 230–232, 2008.
- [21] C. C. Chen, Z. C. He, and Y. H. Hsueh, “An EMG feedback control functional electrical stimulation cycling system,” *J. Signal Process. Syst.*, vol. 64, no. 2, pp. 195–203, 2011, doi: 10.1007/s11265-009-0425-5.
- [22] T. Watanabe, T. Murakami, and Y. Handa, “Preliminary tests of a prototype FES control system for cycling wheelchair rehabilitation,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, pp. 1–6, 2013, doi: 10.1109/ICORR.2013.6650484.
- [23] E. L. Armstrong, R. N. Boyd, M. J. Kentish, C. P. Carty, and S. A. Horan, “Effects of a training programme of functional electrical stimulation (FES) powered cycling, recreational cycling and goal-directed exercise training on children with cerebral palsy: A randomised controlled trial protocol,” *BMJ Open*, vol. 9, no. 6, pp. 1–17, 2019, doi: 10.1136/bmjopen-2018-024881.
- [24] T. Vieira *et al.*, “Design and test of a biomechanical model for the estimation of knee joint angle during indoor rowing: Implications for FES-rowing protocols in paraplegia,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 26, no. 11, pp. 2145–2152, 2018, doi: 10.1109/TNSRE.2018.2876634.
- [25] R. S. Gibbons, R. E. Shave, A. Gall, and B. J. Andrews, “FES-rowing in tetraplegia: A preliminary report,” *Spinal Cord*, vol. 52, no. 12, pp. 880–886, 2014, doi: 10.1038/sc.2014.159.
- [26] S. Ismail, M. N. Harun, A. H. Omar, S. Ismail, and A. H. Omar, “Functional Electrical Stimulation for Foot Drop Injury Based on the Arm Swing Motion,”

- Procedia Manuf.*, vol. 2, no. February, pp. 490–494, 2015, doi: 10.1016/j.promfg.2015.07.084.
- [27] C. Azevedo Coste, J. Jovic, R. Pissard-Gibollet, and J. Froger, “Continuous gait cycle index estimation for electrical stimulation assisted foot drop correction,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–10, 2014, doi: 10.1186/1743-0003-11-118.
- [28] T. M. Kesar *et al.*, “Functional electrical stimulation of ankle plantarflexor and dorsiflexor muscles: Effects on poststroke gait,” *Stroke*, vol. 40, no. 12, pp. 3821–3827, 2009, doi: 10.1161/STROKEAHA.109.560375.
- [29] S. M. Scott, M. L. Van Der Linden, J. E. Hooper, P. Cowan, and T. H. Mercer, “Quantification of gait kinematics and walking ability of people with multiple sclerosis who are new users of functional electrical stimulation,” *J. Rehabil. Med.*, vol. 45, no. 4, pp. 364–369, 2013, doi: 10.2340/16501977-1109.
- [30] K. J. Hunt, H. Gollee, and R. P. Jaime, “Control of paraplegic ankle joint stiffness using FES while standing,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 23, no. 8, pp. 541–555, 2001, doi: 10.1016/S1350-4533(01)00089-3.
- [31] C. A. Byrne, D. T. O’Keeffe, A. E. Donnelly, and G. M. Lyons, “Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 17, no. 5, pp. 605–616, 2007, doi: 10.1016/j.jelekin.2006.07.008.
- [32] T. M. Kesar *et al.*, “Novel Patterns of Functional Electrical Stimulation Have an Immediate Effect on Dorsiflexor Muscle Function During Gait for People Poststroke,” *Phys. Ther.*, vol. 90, no. 1, pp. 55–66, 2010, doi: 10.2522/ptj.20090140.
- [33] J. H. Kim, Y. Chung, Y. Kim, and S. Hwang, “Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke,” *Gait Posture*, vol. 36, no. 1, pp. 65–67, 2012, doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.006.
- [34] T. D. Sheet, “LS128 CEXT Color Doppler Digital Ultrasound Diagnostic System,” no. Mi.
- [35] T. Schauer, N. Negaard, and C. Behling, “RehaStim TM Stimulation Device Description and Protocol,” no. September, pp. 1–15, 2009.
- [36] M. Utente, “DuePro.”
- [37] M. Utente, “Manuale utente,” pp. 0–34, 2009, doi: 10.1109/TAU.1967.1161904.
- [38] et al. Merletti R, “Welcome to SENIAM.” p. 2019, 2018.
- [39] T. M. Vieira, P. Potenza, L. Gastaldi, and A. Botter, “Electrode position markedly affects knee torque in tetanic, stimulated contractions,” *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 116, no. 2, pp. 335–342, 2016, doi: 10.1007/s00421-015-3289-3.
- [40] “Elettrostimolazione - Caratteristiche dell’impulso elettrico - I-Tech Medical Division.” .
- [41] B. Selçuk, M. Inanir, A. Kurtaran, N. Sulubulut, and M. Akyüz, “Autonomic Dysreflexia after Intramuscular Injection in Traumatic Tetraplegia: A Case

Report,” *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, no. 1, pp. 61–64, 2004, doi: 10.1097/01.PHM.0000098042.95570.87.

- [42] A. R. Burton, R. Brown, and V. G. Macefield, “Selective activation of muscle and skin nociceptors does not trigger exaggerated sympathetic responses in spinal-injured subjects,” *Spinal Cord*, vol. 46, no. 10, pp. 660–665, 2008, doi: 10.1038/sc.2008.33.
- [43] E. P. Doheny, B. M. Caulfield, C. M. Minogue, and M. M. Lowery, “Effect of subcutaneous fat thickness and surface electrode configuration during neuromuscular electrical stimulation,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 32, no. 5, pp. 468–474, 2010, doi: 10.1016/j.medengphy.2010.03.004.

