



**Politecnico di Torino**

---

SCUOLA DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

**Studio delle attivazioni dei muscoli degli arti inferiori  
durante la vogata su remoergometro per applicazioni  
di stimolazione elettrica funzionale**

Relatore:

**Prof. Marco Gazzoni**

Correlatori:

**Dott. Taian M. Vieira**

**Dott. Walter Bottega**

Candidato:

**Costanza Stocchi**

---

Anno Accademico 2017/2018



## Sommario

L'applicazione della stimolazione elettrica funzionale (FES) su soggetti con lesione del midollo spinale (SCI) comporta per essi notevoli benefici, quali il mantenimento del tono muscolare, il mantenimento di una certa attività per il cuore, con una minore probabilità di insorgenza dei disturbi cardiovascolari e quant'altro. Gli attuali protocolli di stimolazione elettrica funzionale prevedono l'applicazione di una corrente caratterizzata da ampiezza costante e alcuni anche da tempi di stimolazione costanti e ciò può portare all'insorgenza di affaticamento muscolare precoce per il soggetto affetto da SCI.

Il lavoro presentato, svolto presso il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare del Politecnico di Torino, in collaborazione con la Società Canottieri Armida, si è concentrato sullo studio dei pattern di attivazione muscolari di entrambi gli arti inferiori, durante il gesto di vogata su remoergometro, al fine di migliorare gli attuali protocolli di stimolazione elettrica funzionale, in termini di quali muscoli stimolare, quando e quanto. Sono stati valutati sia la bilateralità del movimento in termini di tempi di attivazione/disattivazione, sia la correlazione della modulazione di ampiezza dell'involuppo.

Sono stati testati 20 soggetti sani, ai quali è stato chiesto di eseguire il movimento sul remoergometro a tre differenti velocità: 18, 24 e 28 stroke per minuto (spm). Il segnale elettromiografico di superficie è stato prelevato tramite elettrodi bipolari, su ciascun arto inferiore, da otto muscoli: Vasto Mediale, Retto Femorale, Vasto Laterale, Semitendinoso, Bicipite Femorale, Tibiale Anteriore, Gastrocnemio Mediale e Soleo. Contemporaneamente sono stati prelevati anche dati di posizione dal manicotto e dal sedile, avendo precedentemente sensorizzato in maniera opportuna il remoergometro tramite rispettivamente un encoder ad effetto Hall per il manicotto ed un secondo encoder lineare per il carrello. Gli istanti di attivazione e disattivazione muscolari sono stati individuati a partire dall'involuppo del segnale per ogni ciclo di remata, ottenuto segmentando il segnale del manicotto.

A partire dai valori degli istanti di onset e di offset è stato possibile stimare la bilateralità del movimento a livello di tempistiche di attivazione muscolare ed in questi termini un'analisi statistica non ha dimostrato differenze significative per alcun muscolo. Anche per quanto riguarda la valutazione della correlazione e della comparabilità della modulazione dell'intensità di attivazione, non sono state rilevate asimmetrie significative.

# Indice

<b>1</b>	<b>Introduzione</b>	<b>1</b>
1.1	Obiettivo principale e analisi del problema . . . . .	1
1.2	Il canottaggio . . . . .	2
1.2.1	Il ciclo di vogata e i muscoli in esso coinvolti . . . . .	2
1.2.2	Il remoergometro . . . . .	4
1.3	La stimolazione elettrica funzionale . . . . .	6
1.3.1	Lo stimolatore . . . . .	6
1.3.2	Forma d'onda . . . . .	8
1.4	FES rowing . . . . .	10
<b>2</b>	<b>Materiali e metodi</b>	<b>14</b>
2.1	Protocollo di acquisizione . . . . .	14
2.1.1	Individuazione dei muscoli e posizionamento degli elettrodi . . . . .	15
2.1.2	Svolgimento compiti . . . . .	17
2.2	Acquisizione dati . . . . .	18
2.2.1	Sensorizzazione remoergometro . . . . .	18
2.2.2	Sistema di acquisizione . . . . .	20
2.3	Fase di elaborazione . . . . .	25
2.3.1	Estrapolazione dei segnali . . . . .	25
2.3.2	Segmentazione . . . . .	26
2.3.3	Determinazione degli istanti di onset e di offset . . . . .	26
2.3.4	Determinazione della correlazione delle attività muscolari tra arto inferiore destro ed arto inferiore sinistro . . . . .	27
<b>3</b>	<b>Risultati</b>	<b>29</b>
3.1	Variabilità degli istanti di attivazione e disattivazione muscolare . . . . .	29

---

3.2	Relazione tra le modulazioni delle attività muscolari destra e sinistra . . . . .	33
<b>4</b>	<b>Discussione dei risultati</b>	<b>36</b>
<b>5</b>	<b>Conclusioni e sviluppi futuri</b>	<b>38</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>39</b>

# Elenco delle figure

1.1	Fasi del ciclo di remata. Immagine presa da [9] e modificata . . . . .	4
1.2	Esempio di remoergometro. Immagine presa da [11] e modificata . . . . .	5
1.3	Stimolatore elettrico, che fornisce a un carico $Z$ una corrente $I$ e una differenza di potenziale $V_{AB}$ . . . . .	7
1.4	Schema a blocchi di uno stimolatore per FES. Immagine ripresa da [13] . . . . .	8
1.5	Tipi di forma d'onda. Figura ripresa da [13] e modificata . . . . .	9
1.6	Effetti dell'applicazione delle diverse forme d'onda per quanto riguarda l'efficacia nell'indurre un potenziale d'azione, il danneggiamento dei tessuti e la corrosione degli elettrodi. Figura ripresa da [13] e modificata . . . . .	10
1.7	Esempio di remoergometro modificato per FES rowing. Figura presa da [14] e modificata . . . . .	11
1.8	Schema bilanciamento forze nel momento tra la fase di passata e quella del finale. Immagine ripresa da [14] . . . . .	12
1.9	Remoergometro modificato per FES Rowing. Immagine ripresa da [24] . . . . .	12
1.10	Schema remoergometro modificato per FES Rowing. Immagine ripresa da [24] . . . . .	13
2.1	Posizionamento elettrodi sui muscoli di interesse . . . . .	16
2.2	Indicazione della variazione del volume di prelievo al variare della distanza interelettrodica. Immagine presa da [19] e modificata . . . . .	17
2.3	Particolare sul carrello per evidenziare posizione del sensore ottico rispetto al carrello stesso e alla striscia adesiva, posta sulla rotaia dell'ergometro, il tutto per determinare la posizione del sedile . . . . .	18
2.4	Posizione dell'encoder ad effetto hall coassiale con l'asse di rotazione del volano per determinare la pozione del manicotto durante il ciclo di vogata . . . . .	19
2.5	Encoder ad effetto hall. Immagine presa da [21] . . . . .	19

---

2.6	Visione sonda Due, immagine presa da [22] e modificata . . . . .	20
2.7	Due-Station con sonde Due e Due-Bio, immagine presa da [22] . . . . .	20
2.8	Esempio di perdita di pacchetti indicata dall'inserimento dello zero digitale . . . . .	24
2.9	Perdita del riferimento per il segnale del manicotto dovuta alla perdita di pacchetti da parte della sonda associata . . . . .	25
2.10	Corretto andamento del segnale del manicotto . . . . .	26
3.1	EMG grezzi di alcuni muscoli indicativi del pattern di attivazione e relativi involuppi di un soggetto rappresentativo in un ciclo di remata . . . . .	30
3.2	Involuppi degli EMG medi di un soggetto rappresentativo . . . . .	31
3.3	Attività muscolare durante il ciclo di vogata tra istanti di onset ed offset medi e relative deviazioni standard . . . . .	32
3.4	Scatter plot, per tutti i muscoli, tra lato destro e sinistro . . . . .	34

# Elenco delle tabelle

2.1	Associazione delle sonde di entrambi i sistemi con i rispettivi muscoli . . . . .	22
3.1	Valori di p-value per gli istanti di onset ed offset relativi agli estensori e ai flessori di ginocchio considerati nello studio . . . . .	33
3.2	Risultati dello Z-test per ciascun muscolo . . . . .	35

# Capitolo 1

## Introduzione

In questo capitolo vengono illustrati lo scopo del lavoro proposto e gli argomenti che ne stanno alla base. Viene infatti fatta una breve introduzione sul canottaggio, per il cui allenamento e non solo è previsto anche l'uso del remoergometro, strumento fondante dell'indagine presentata. Successivamente viene illustrata la stimolazione elettrica funzionale (FES). Da ultimo è presentato un esempio di FES rowing, cioè la FES associata al canottaggio indoor.

### 1.1 Obiettivo principale e analisi del problema

Il lavoro presentato si propone di indagare quali, quando e quanto i muscoli di entrambi gli arti inferiori siano attivati durante il gesto atletico su remoergometro. Valutare la presenza o l'assenza di sincronismo, tra arto destro e arto sinistro, e la variazione dell'intensità delle attivazioni muscolari fornisce indicazioni per applicazioni di FES rowing per soggetti con lesioni del midollo spinale. Il FES rowing viene infatti applicato a soggetti paraplegici, per i quali, portati ad attivare solo i muscoli della parte superiore del corpo, comporta diversi benefici; lo stile di vita a cui sono obbligati ha importanti conseguenze, tra cui la diminuzione del tono muscolare, l'aumento dell'osteoporosi, quindi un conseguente aumento di fratture, e disturbi cardiovascolari, dovuti al fatto che il cuore non è più sottoposto a quello stress indotto dalla consueta attività degli arti inferiori [1], [2]. In questo lavoro il fine è dunque il miglioramento dei protocolli ad oggi esistenti per il FES rowing, così da ottenere livelli di intensità e istanti di stimolazione che riproducano il più correttamente possibile i movimenti articolari propri dei soggetti normodotati. In questo modo, durante esercizio su remoergometro assistito da FES, per soggetti con lesioni del midollo spinale, l'insorgenza di affaticamento muscolare verrà ritardata e il movimento sarà più fluente ed omogeneo rispetto a quanto finora è stato ottenuto.

Ad oggi sono noti i principali muscoli degli arti inferiori che intervengono durante le varie fasi del ciclo di vogata, non si ha però, dalla letteratura [3] [4] [5], indicazione sulla valutazione della bilateralità dell'attivazione; negli studi riportati infatti, vengono valutate solamente le attivazioni sull'arto destro per cui non è possibile assumere a priori che esse siano le stesse anche sul sinistro. Allo stesso tempo però, il movimento, a livello cinematico, è svolto dalle ossa nello stesso modo, sia a destra che a sinistra. Conseguentemente a ciò, è ragionevole pensare che ci possa anche essere un sincronismo dell'attivazione tra i rispettivi muscoli di arto inferiore destro e sinistro, quindi questo sarà il primo aspetto valutato durante il lavoro proposto.

Come precedentemente detto, esistono già sistemi di FES rowing, con tutti i benefici sopra descritti; tuttavia rimangono, collegate ad essi, delle problematiche, cioè la determinazione di quali muscoli specifici stimolare, in quali istanti e come. Solitamente infatti questi sistemi si concentrano sulla stimolazione del quadricipite e degli ischiocrurali, non tenendo conto dei muscoli della gamba, con degli impulsi di corrente che hanno un'ampiezza e una durata costanti [6]. Questo induce a pensare che la sola stimolazione dei muscoli della coscia non sia sufficiente a riprodurre il corretto gesto atletico e a generare i pattern di stimolazione analoghi a quelli di un soggetto sano, quindi che un'ampiezza e una durata di stimolazione costanti non rappresentino la soluzione tecnologica ottimale, portando alla precoce insorgenza di affaticamento muscolare, per cui come secondo punto si ha la valutazione della crescita delle intensità di attivazione.

## **1.2 Il canottaggio**

Il canottaggio è uno sport che consiste nello spingere il più velocemente possibile, usando come leva i remi, un'imbarcazione, le cui dimensioni, peso e misura variano a seconda di come è composto l'equipaggio [7]. Quanto appena detto si riferisce al caso del canottaggio outdoor, quello praticato sull'acqua. Accanto a questa disciplina, si trova quella dell'indoor rowing, praticata sul remoergometro, uno strumento da terra, che permette di riprodurre in gran parte e soprattutto negli arti inferiori il gesto atletico del canottaggio.

### **1.2.1 Il ciclo di vogata e i muscoli in esso coinvolti**

Il ciclo di vogata si compone di quattro fasi principali [8] [9]:

1. Entrata
2. Passata

### 3. Finale

### 4. Ripresa

La fase di entrata, detta anche di "attacco" (catch), corrisponde alla condizione in cui l'atleta è completamente protratto in avanti, con le spalle quasi all'altezza delle ginocchia, come riportato in figura 1.1a. Infatti i muscoli della schiena, gli Erettori Spinali, sono rilassati, per permettere la flessione del tronco; lo Psoas Maggiore e Minore e l'Iliaco flettono il bacino e le anche; i muscoli Ischio-crurali e il Gastrocnemio rimangono contratti finché le ginocchia sono flesse; il Quadricipite è allungato, il Retto Femorale contribuisce alla flessione dell'anca; il Tibiale Anteriore contribuisce alla dorsiflessione della caviglia; il Tricipite estende il gomito.

Nella fase di passata (drive) (riportata in figura 1.1b), le mani sono pressappoco sopra la pedaliera, comincia con l'estensione delle ginocchia. Quando le mani si trovano circa sopra le ginocchia, intervengono gli arti superiori; tale intervento degli arti superiori deve inserirsi prima della conclusione della spinta degli arti inferiori. Il Quadricipite estende il ginocchio, insieme al Soleo e al Gastrocnemio; contemporaneamente tutti i muscoli delle spalle sono contratti, la scapola è stabilizzata dai muscoli Serrato Anteriore e Trapezio. Successivamente il ginocchio completa l'estensione, contemporaneamente anche la schiena si estende grazie agli Erettori Spinali e come pure l'anca per mezzo della contrazione del Gluteo Massimo e dei muscoli Ischiocrurali; il gomito invece si flette tramite l'azione dei muscoli Bicipite Brachiale e Brachioradiale. Infine il ginocchio è massimamente esteso e l'estensione dell'anca è avvenuta del tutto. Per quanto riguarda la parte superiore del corpo, le spalle sono estese, addotte e ruotate internamente dal Grande Pettorale.

Nella fase del finale (finish) (figura 1.1c) la palata è chiusa dalle spalle e dalle braccia. Il tronco va leggermente disteso indietro oltre la verticale, i gomiti sono tirati indietro ed allargati in modo da formare un angolo retto tra avambraccio e leva interna del remo, con il polso in linea con l'impugnatura. L'anca completa completamente l'estensione. I muscoli della schiena sono continuamente contratti, gli arti superiori sono ruotati internamente dalla contrazione del Lastissimus Dorsi e il Tricipite sta estendendo leggermente il gomito.

Nella fase di ripresa (recovery) (figura 1.1d) le mani dirigono il movimento, in modo da portare via velocemente i remi dal corpo. Quando le braccia sono totalmente distese, le mani continuano ad avanzare, il busto si fletterà in avanti fino a ritornare in attacco.

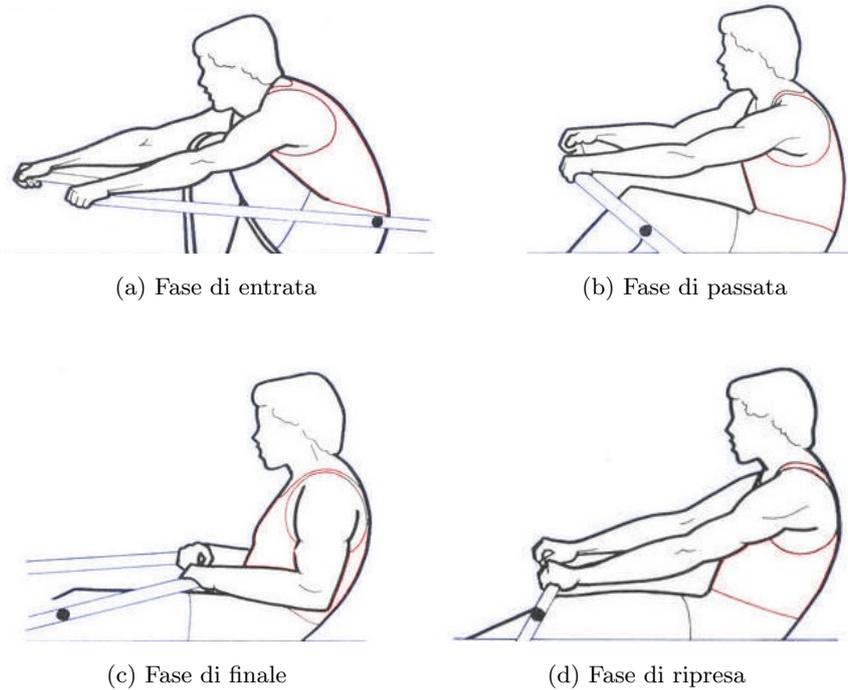


Figura 1.1: Fasi del ciclo di remata. Immagine presa da [9] e modificata

### 1.2.2 Il remoergometro

Il remoergometro è costituito da un meccanismo di frenaggio o di smorzamento, solitamente una ventola/volano, connesso ad una catena alla cui estremità si trova un manicotto.

Il sistema di smorzamento può essere:

- *Con resistenza a pistone*
- *Con resistenza a volano frenato*

Nel primo caso, la resistenza del pistone è generata da cilindri idraulici che si trovano sul manicotto, mentre nel secondo caso si possono trovare tre tipi di meccanismi di frenata:

1. *Ad acqua*
2. *Magnetico*
3. *Ad aria*

Nei remoergometri con resistenza ad acqua, è presente un serbatoio al cui interno c'è una pala rotante e la massa d'acqua da spostare è quella che crea la resistenza stessa. In quelli con resistenza magnetica ci sono degli elettromagneti su un freno meccanico, il quale a sua volta

agisce sul volano stesso. Infine nei remoergometri con meccanismo di frenata con resistenza ad aria, sul volano sono presenti delle alette, messe a ventaglio; inoltre può essere utilizzato uno sfiato per regolare il flusso d'aria e aumentare o diminuire la resistenza. I remoergometri con resistenza ad aria sono quelli più utilizzati per l'indoor rowing.

Nella parte anteriore del remoergometro si trova poi un supporto per i piedi, costituito da una parte fissa, detta *foot-stretcher*, e da una parte mobile, il *flex-foot*, che il soggetto può regolare a piacimento. Dal supporto per i piedi posteriormente si estende una rotaia sulla quale si muove un carrello, dove siede l'atleta. In generale questo accade nei remoergometri dove il movimento è definito *a testa fissa*, cioè in quelle macchine dove l'unica parte mobile è il sedile e la rotaia non è parallela al terreno per favorire lo scivolamento del carrello stesso nella posizione più anteriore. Oltre a questa, esistono altre due varianti: quella *a testa mobile*, dove si muovono sia carrello, che smorzatore, che supporto per i piedi e quella *a sede fissa*, dove il soggetto muove i piedi lontano dal resto del corpo, che invece rimane fermo. La variante a testa mobile è quella che simula in maniera più fedele il movimento che l'atleta dovrebbe compiere se remasse su una barca in acqua [10]. In figura 1.2 è riportato l'esempio di un remoergometro con sistema di smorzamento a volano frenato con resistenza ad aria. Inoltre questo è un modello a testa fissa: si può notare infatti la rotaia leggermente inclinata rispetto al terreno.



Figura 1.2: Esempio di remoergometro. Immagine presa da [11] e modificata

## 1.3 La stimolazione elettrica funzionale

La stimolazione elettrica funzionale (FES) viene utilizzata qualora si vogliano ottenere dei movimenti degli arti che risultano essere denervati. Con la FES viene generato un determinato pattern di stimolazione che induce la contrazione del muscolo. Tramite la stimolazione elettrica funzionale, il reclutamento delle unità motorie non è però fisiologico, esse rimangono eccitate per tutta la durata della stimolazione.

L'ampiezza dello stimolo può essere modulata, il che comporta un reclutamento di un numero maggiore o minore di unità motorie e quindi un maggior o minore livello di forza generato dal muscolo che viene stimolato.

La stimolazione elettrica funzionale viene applicata su soggetti affetti da *spinal cord injuries* (SCI), che quindi hanno perso il controllo volontario su determinati muscoli, non perché questi siano effettivamente danneggiati, ma perché non più controllati direttamente dal sistema nervoso centrale (SNC) a causa di una qualche lesione [12]. L'obiettivo della FES è quello di riprodurre dei pattern di attivazione che siano simili a quelli che genera il SNC, andando a stimolare più muscoli, che possono essere denervati, c'è quindi una stimolazione dall'esterno, con tempistiche ed intensità simili a quelle di un soggetto sano, dei muscoli non controllati dal SNC e che sono coinvolti in un movimento funzionale, al fine di ottenere una contrazione tale da permettere di ripristinare un movimento che non potrebbe più essere svolto in quanto non c'è più il controllo centrale.

### 1.3.1 Lo stimolatore

Un generico stimolatore può essere:

- Stimolatore con stadio di uscita in tensione
- Stimolatore con stadio di uscita in corrente
- Sistema ibrido

In figura 1.3 è riportato uno schema sintetico di un generico stimolatore che fornisce a un carico  $Z$  una corrente  $I$  e una differenza di potenziale  $V_{AB}$ .

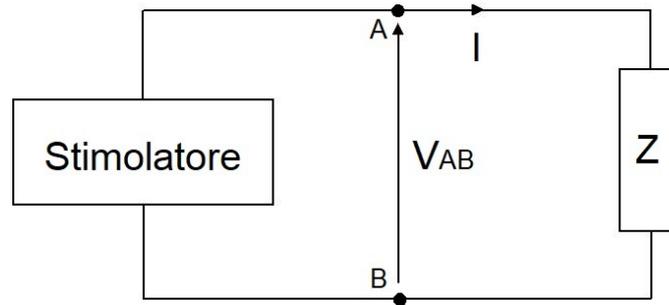


Figura 1.3: Stimolatore elettrico, che fornisce a un carico  $Z$  una corrente  $I$  e una differenza di potenziale  $V_{AB}$

**Stimolatore con stadio di uscita in tensione** Nel primo caso viene imposta, tra un punto  $A$  e un punto  $B$ , una differenza di potenziale  $V_{AB}$ , per cui l'ampiezza e la forma della corrente  $I$  che scorre nel carico  $Z$  dipendono dal carico stesso.

**Stimolatore con stadio di uscita in corrente** Lo stimolatore in corrente consente di iniettare una corrente di stimolazione  $I$  che è mantenuta costante e nota indipendentemente dal carico (quindi dall'impedenza dei tessuti), andando a modulare i valori di tensione  $V_{AB}$ ; è quindi preferibile usare uno stimolatore in corrente rispetto ad uno stimolatore in tensione, così che, qualora l'impedenza dei tessuti dovesse cambiare, la corrente di stimolazione rimarrebbe comunque la stessa e non ci sarebbe alcun rischio di danneggiamento per il soggetto stimolato.

Nel terzo caso lo stadio di uscita è sia in tensione che in corrente.

Lo stimolatore è composto da:

- Generatore di stimoli, che è quella parte di circuito dove viene definita la frequenza, la durata e la forma d'onda dello stimolo (circuito di controllo delle caratteristiche del treno di impulsi da generare);
- Stadio di uscita del generatore, cioè quello stadio che serve ad amplificare l'intensità dello stimolo stesso.

Nel caso di stimolazione elettrica funzionale, a monte del generatore di stimoli, possono essere presenti anche, qualora si voglia effettuare stimolazione elettrica funzionale in forma chiusa (closed loop FES):

- Sensore, che rileva la variabile fisiologica di interesse per il pilotaggio della stimolazione;

- Circuito di condizionamento, volto a condizionare il segnale ricevuto dal sensore e interpretarlo in termini di temporizzazione del pattern da generare (il segnale condizionato sarà dato come input al generatore di stimoli) [13].

In figura 1.4 è riportato uno schema a blocchi che illustra le parti di cui è composto uno stimolatore per stimolazione elettrica funzionale.

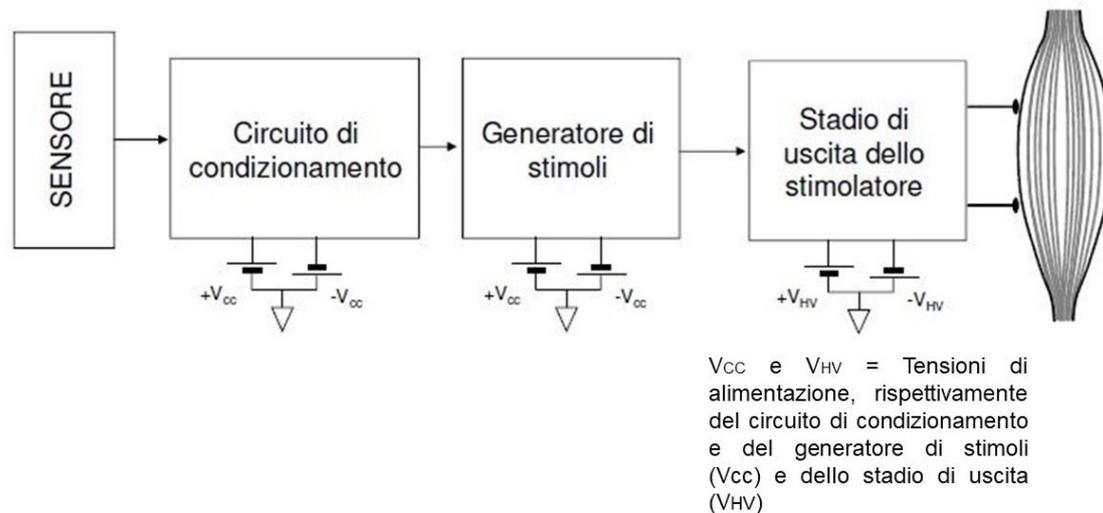


Figura 1.4: Schema a blocchi di uno stimolatore per FES. Immagine ripresa da [13]

### 1.3.2 Forma d'onda

La forma d'onda per la stimolazione può essere:

- Monofasica: una sola fase o positiva o negativa;
- Bifasica sbilanciata: la durata e/o l'ampiezza delle due fasi sono diverse;
- Bifasica bilanciata: è presente una fase negativa seguita da una positiva che presenta durata e ampiezza uguali a quelle della precedente;
- Bifasica bilanciata con un certo ritardo: la fase negativa è seguita da quella positiva con stesse caratteristiche di durata e ampiezza dopo un certo ritardo;
- Bifasica bilanciata ad inversione rapida: il decadimento della seconda fase è di tipo esponenziale;

- Bifasica bilanciata ad inversione lenta: la seconda fase è molto più lunga della prima.

In figura 1.5 sono riportate le varie forme d'onda precedentemente elencate.

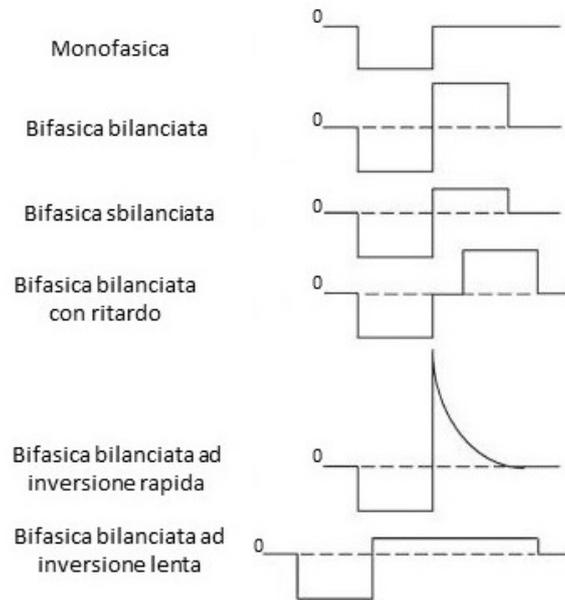


Figura 1.5: Tipi di forma d'onda. Figura ripresa da [13] e modificata

Ogni forma d'onda presenta dei vantaggi e degli svantaggi per quanto riguarda tre aspetti: danneggiamento tissutale, corrosione degli elettrodi ed efficacia nell'indurre un potenziale di azione. Nello specifico la monofasica dal punto di vista della generazione del potenziale e della corrosione dell'elettrodo potrebbe essere un'ottima soluzione, ma dal punto di vista dei tessuti sarebbe deleteria, proprio per il fatto che la corrente scorre in un'unica direzione. La bifasica bilanciata si presenta come soluzione opposta rispetto alla precedente. La bifasica sbilanciata, caratterizzata da un impulso iniziale di stimolazione breve ma elevato per quanto riguarda la corrente iniettata, e da un secondo di intensità inferiore e durata maggiore, non crea eccessivo danno ai tessuti, corrode poco gli elettrodi e permette di ottenere una buona generazione del potenziale. In figura 1.6 è riportato un prospetto schematico dei vantaggi e degli svantaggi nell'applicazione delle varie forme d'onda in termini di efficacia nell'indurre un potenziale d'azione, danno tissutale e corrosione degli elettrodi.

	Efficacia generazione potenziale	Danno tissutale	Corrosione
Monofasica	+++	---	+++
Bifasica bilanciata	-	++	-
Bifasica sbilanciata	+	+	++
Bifasica bilanciata con un certo ritardo	++	+	-
Bifasica bilanciata ad inversione rapida	---	+++	-
Bifasica bilanciata ad inversione lenta	++	--	+

Figura 1.6: Effetti dell'applicazione delle diverse forme d'onda per quanto riguarda l'efficacia nell'indurre un potenziale d'azione, il danneggiamento dei tessuti e la corrosione degli elettrodi. Figura ripresa da [13] e modificata

## 1.4 FES rowing

La stimolazione elettrica funzionale associata al canottaggio viene effettuata modificando un remoergometro presente in commercio (solitamente uno di quelli a testa fissa, con sistema di smorzamento a volano), per dare supporto agli arti inferiori del soggetto, sostenere il tronco dello stesso e contemporaneamente fornire lo stimolo. In letteratura nel tempo sono stati proposti e riportati molteplici modelli; un primo esempio può essere quello riportato in figura 1.7 [14].

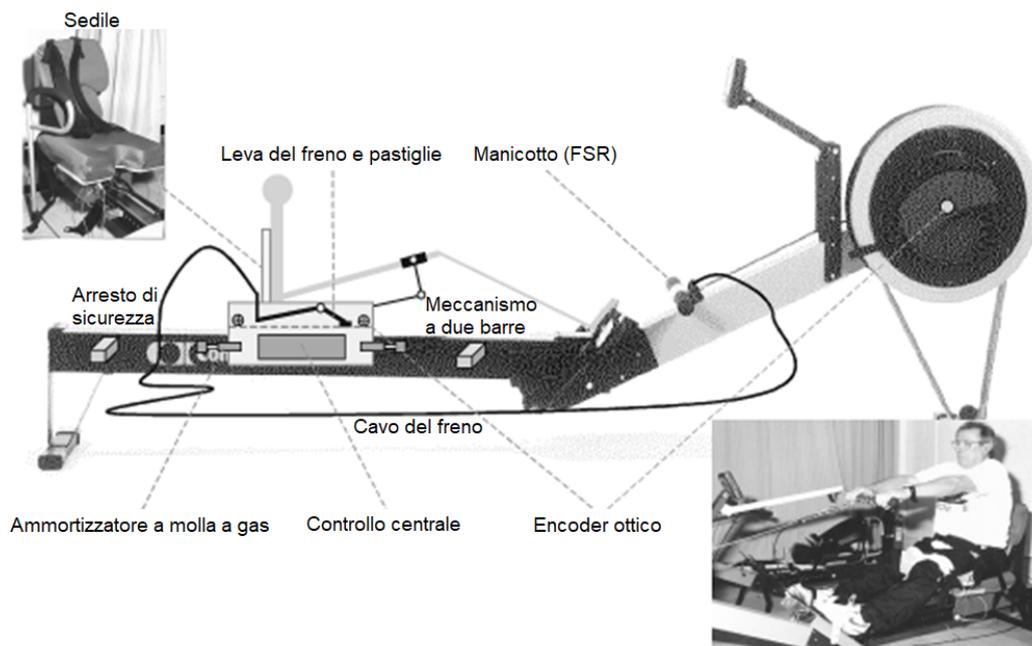


Figura 1.7: Esempio di remoergometro modificato per FES rowing. Figura presa da [14] e modificata

In esso viene presentato un sistema in cui la parte posteriore è rialzata, lo schienale e le cinture del sedile sono regolabili, ciò consente di stabilizzare il tronco del soggetto qualora sia necessario. Inoltre ancorato al sedile è presente un meccanismo a due barre, connesse l'una all'altra che vincola il movimento delle gambe sul piano sagittale; all'estremità di ciascuna barra si trova una fascia, che viene avvolta attorno alla gamba del soggetto. Viene introdotto poi un sistema di frenatura che supporta i muscoli del quadricipite nella fase precedente il finale. In questa situazione infatti, quando il soggetto, dopo la passata, inizia a flettere l'articolazione del gomito, sul manicotto si genera una forza di trazione ( $F_P$ ), che, nel soggetto sano, viene bilanciata dai muscoli del quadricipite (figura 1.8); nel soggetto che invece necessita della FES, i muscoli sono più deboli, quindi non sono in grado di bilanciare  $F_P$ , ciò potrebbe comportare lo slittamento del sedile e quindi interferire con la remata. Il sistema di frenata introdotto produce un attrito antiscivolo tra sedile e guida: viene usato un cavo, in modo che  $F_P$  venga trasferita sotto il sedile, amplificata mediante una leva e applicata alla guida tramite due pastiglie dei freni in gomma. Per proteggere da iperflessione e iperestensione l'articolazione del ginocchio, la gamma del movimento del sedile è limitata da due fermi di sicurezza regolabili installati sul binario e da due molle a gas installate nella parte posteriore e anteriore del sedile stesso. Le

molle smorzano i contatti tra sedile e arresti di sicurezza. Inoltre sedile e manicotto sono stati sensorizzati con encoder ottici per misurarne le posizioni durante la vogata. Le impugnature sul manicotto sono state sensorizzate con due resistori sensibili alla forza (FSR) per ricevere i comandi di controllo dell'utente. Premendo sui sensori di forza, l'utente infatti può iniziare l'esercizio di vogata e controllare i tempi della stimolazione dei muscoli degli arti inferiori. Tale stimolazione avviene per mezzo delle fasce avvolte attorno alle cosce del soggetto, mediante le quali vengono coinvolti dall'impulso i muscoli del quadricipite e gli ischio-crurali.

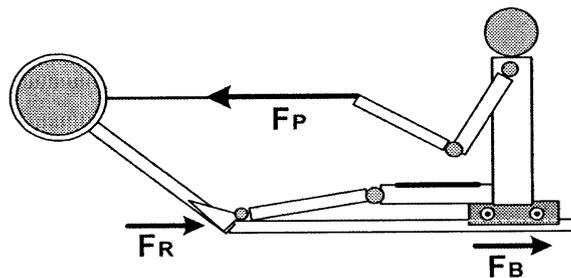


Figura 1.8: Schema bilanciamento forze nel momento tra la fase di passata e quella del finale. Immagine ripresa da [14]

Questo modello con gli anni è stato superato; in quelli più moderni, la stimolazione viene applicata mediante elettrodi di superficie e il supporto alle gambe viene fornito tramite un tubo telescopico, che permette il movimento degli arti inferiori lungo il solo piano sagittale, ancorato alla parte anteriore del remoergometro, all'incirca all'altezza del foot-stretcher. Tale tubo telescopico si connette alle gambe del soggetto mediante dei cuscini in velcro. Quanto appena descritto è visibile in figura 1.9.



Figura 1.9: Remoergometro modificato per FES Rowing. Immagine ripresa da [24]

In figura 1.10 è riportato un disegno più schematico del modello precedente, nel quale è possibile

vedere le novità introdotte. Oltre al tubo telescopico, è possibile notare come lo schienale del sedile sia leggermente inclinato all'indietro, precisamente di  $15^\circ$ . Inoltre è presente un sistema di regolazione dell'altezza della monorotaia, a seconda del tipo di lesione:  $4^\circ$  per infortuni fino a C6 e  $5^\circ$  per lesioni da C5 ed oltre [24]. Sono state introdotte due unità di fine corsa, la cui posizione lungo la monorotaia varia a seconda delle lunghezze antropometriche del vogatore.

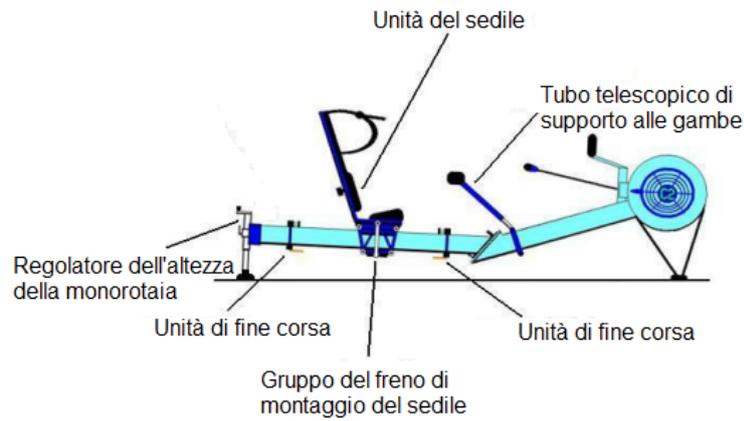


Figura 1.10: Schema remoergometro modificato per FES Rowing. Immagine ripresa da [24]

## Capitolo 2

# Materiali e metodi

All'interno di questo secondo capitolo viene dapprima illustrato il protocollo seguito per il prelievo del segnale elettromiografico di superficie (sEMG), come sono stati individuati i muscoli per il posizionamento degli elettrodi e i compiti svolti dai soggetti, in seguito la strumentazione utilizzata per acquisire sia il segnale EMG che le posizioni di manicotto e carrello e infine come siano stati individuati gli istanti di attivazione (onset) e disattivazione (offset) dei muscoli analizzati in relazione al ciclo di vogata.

### 2.1 Protocollo di acquisizione

Nello studio proposto sono stati analizzati, per ciascun arto inferiore, otto muscoli: Vasto Mediale (VM), Retto Femorale (RF), Vasto Laterale (VL), Tibiale Anteriore (TA), Gastrocnemio Mediale (GCM), Soleo (SOL), Semitendinoso (ST) e Bicipite Femorale (BF). Dalla letteratura [15] [16] si evince che i primi sette tra questi siano quelli più studiati quando viene effettuata un'analisi riguardante il movimento del canottaggio; in questo lavoro è stato deciso di studiare anche il Soleo perché considerato contribuire all'estensione del ginocchio. Infatti sebbene tale muscolo sia normalmente coinvolto nella flessione plantare, durante la vogata su remoergometro, il piede risulta essere bloccato sul foot-stretcher e ciò fa sì che venga prodotto un braccio di forza che agisce sul ginocchio stesso. Gli altri muscoli precedentemente elencati sono invece deputati a:

- Vasto Mediale: estensione del ginocchio;
- Retto Femorale: estensione del ginocchio e flessione dell'anca;
- Vasto Laterale: estensione del ginocchio;

- Tibiale Anteriore: dorsiflessione della caviglia e supporto nell'inversione del piede;
- Gastrocnemio Mediale: estensione plantare, flessione della caviglia e supporto nella flessione del ginocchio;
- Semitendinoso: flessione e rotazione mediale del ginocchio, contribuisce all'estensione e rotazione mediale dell'anca;
- Bicipite Femorale: flessione e rotazione laterale del ginocchio, il capo lungo effettua l'estensione dell'anca e contribuisce alla rotazione laterale della stessa [17].

### 2.1.1 Individuazione dei muscoli e posizionamento degli elettrodi

L'individuazione dei muscoli e il conseguente posizionamento degli elettrodi sono stati effettuati seguendo le raccomandazioni SENIAM (Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles) [17] e le indicazioni riportate in letteratura [18]. In base a queste, con il soggetto in posizione standard, gli elettrodi sono stati collocati per i vari muscoli nel seguente modo:

- Vasto Mediale: a circa 60 mm sulla porzione distale del muscolo, sulla linea orientata di 50° rispetto a quella di riferimento, cioè quella che va tra il lato mediale della patella e la spina iliaca antero superiore;
- Retto Femorale: a metà della linea congiungente la parte superiore della patella e la spina iliaca antero superiore;
- Vasto Laterale: a circa 80 mm sulla porzione distale del muscolo, sulla linea orientata di 20° rispetto a quella di riferimento, cioè quella che va tra la parte laterale della patella e la spina iliaca antero superiore;;
- Tibiale Anteriore: a 1/3 della porzione prossimale del muscolo sulla linea congiungente l'estremità della fibula e il malleolo mediale;
- Gastrocnemio Mediale: considerando la linea congiungente il lato mediale dell'inserzione del tendine di Achille e il lato mediale della fossa poplitea, a circa 1/10 della porzione prossimale del muscolo;
- Soleo: a 2/3 della porzione distale del muscolo sulla linea congiungente il malleolo mediale e il condilo mediale del femore;

- Semitendinoso: a metà della linea congiungente la tuberosità ischiatica e la parte mediale della fossa poplitea;
- Bicipite Femorale: a metà della linea congiungente la tuberosità ischiatica e la parte laterale della fossa poplitea.

Quanto appena elencato è riportato in figura 2.1.

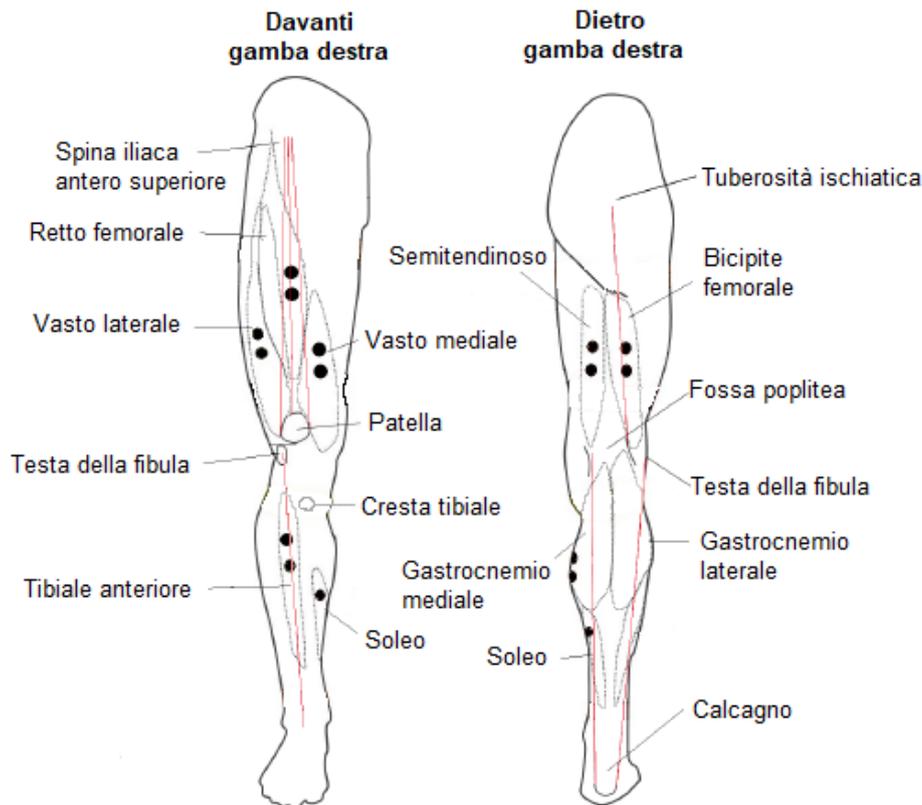


Figura 2.1: Posizionamento elettrodi sui muscoli di interesse

Per il prelievo del segnale elettromiografico di superficie sono stati utilizzati elettrodi bipolari. Inoltre la distanza interelettroica (IED) scelta è stata pari a 35 mm, in base alla letteratura recente [19], per ottenere un segnale EMG più rappresentativo. Solitamente la IED indicata dalla precedente letteratura ([17]) è minore, 20 mm, per fare in modo che muscoli diversi da quello di interesse portino un loro contributo al segnale elettromiografico registrato. All'aumentare infatti della distanza tra i due elettrodi, aumenta il volume di prelievo. Sulla base di questa evidenza perciò, nello studio citato ([19]), si sono chiesti fino a che punto, cioè fino a che valore della IED, sia possibile garantire EMG superficiali rappresentativi dell'attività muscolare e specifici allo stesso tempo, cioè con minimo crosstalk da parte dei muscoli vicini. Sono state indagate

le attività muscolari di Gastrocnemio e Soleo ed è stato visto che al di sotto di un certo valore di distanza interelettroda, pari a 3.5 cm, la quantità di crosstalk apportata dal Soleo non diminuiva e che aumentando progressivamente l'IED da 3.5 cm fino a circa 5 cm i potenziali del Gastrocnemio aumentavano, sempre con crosstalk trascurabile. In figura 2.2 è possibile vedere come una distanza interelettroda minore e quindi un volume di prelievo più piccolo (A-C) consenta di non avere crosstalk, da parte del Soleo nei confronti del Gastrocnemio, rispetto ad uno molto più grande (C-E); allo stesso tempo però prende in considerazione un numero di fibre inferiori rispetto ad una terza possibilità (B-D), che consente sia di avere un EMG più rappresentativo dell'attività del Gastrocnemio stesso e non risente di quella del Soleo.

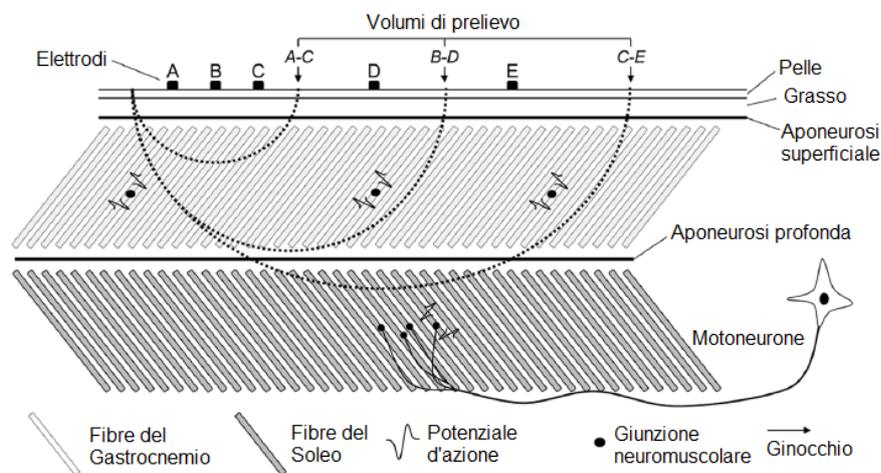


Figura 2.2: Indicazione della variazione del volume di prelievo al variare della distanza interelettroda. Immagine presa da [19] e modificata

### 2.1.2 Svolgimento compiti

Per lo studio sono stati reclutati venti canottieri esperti e sani (età compresa tra i 14 e i 30 anni, altezza 163-195 cm), volontari, ai quali è stato chiesto di eseguire su remoergometro tre differenti compiti: il primo per una durata di 2 min ad una velocità di 18 colpi al minuto (spm), il secondo per 2 min a 24 spm e il terzo a 28 spm per una durata di 1 min. Innanzi la prima acquisizione di ciascun soggetto, è stato registrato un brano di segnale della durata di 5 s, con il soggetto stesso in posizione di riposo, al fine di acquisire una base di rumore, necessaria successivamente nella fase di elaborazione. Tra un esercizio e il successivo il soggetto poteva recuperare per un tempo variabile, finché si sentiva pronto ad eseguire la nuova prova.

## 2.2 Acquisizione dati

### 2.2.1 Sensorizzazione remoergometro

Oltre al segnale elettromiografico, è stato necessario avere informazione sulla fase del ciclo di remata, al fine di correlare l'attivazione muscolare con la fase del ciclo stesso, e questo dato poteva essere ricavato dalle posizioni di manicotto e carrello. Per determinare queste ultime, è stato appositamente sensorizzato un remoergometro normalmente disponibile in commercio (Concept II, modello E, Morrisville, USA).

Per ottenere la posizione del sedile è stato utilizzato un encoder lineare costituito da una striscia adesiva, posta lungo la superficie della rotaia, composta da due colonne, ciascuna delle quali presenta un pattern di rettangoli bianchi e neri alternati (ciascuno con dimensione 5.0x10.0mm), e due coppie di emettitore e ricevitore a infrarossi (QRE1113GR, Fairchild, USA) montate nella parte inferiore del sedile, ad un'altezza di 2 mm dalla rotaia. La striscia adesiva sulla rotaia e la posizione di emettitore e ricevitore rispetto al carrello sono visibili nella foto riportata in figura 2.3.

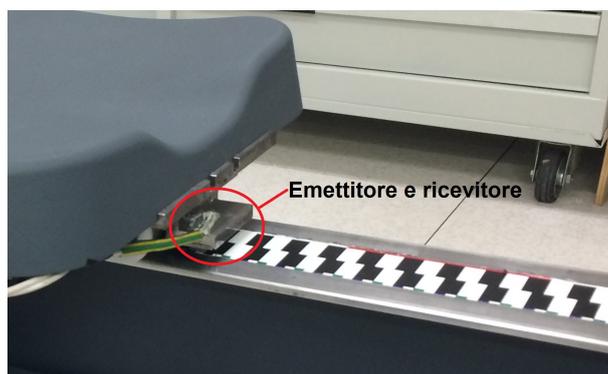


Figura 2.3: Particolare sul carrello per evidenziare posizione del sensore ottico rispetto al carrello stesso e alla striscia adesiva, posta sulla rotaia dell'ergometro, il tutto per determinare la posizione del sedile

Quando il sedile si muove sulla rotaia, il segnale emesso nell'infrarosso viene riflesso sulla striscia adesiva, ricevuto dai corrispondenti ricevitori, producendo così un segnale continuo tra 0 V (valore corrispondente al marker nero) e 3.3 V (valore corrispondente al marker bianco). Le successive transizioni tra i livelli di tensione indicano quindi uno spostamento di 5 mm del sedile sul binario, cioè il passaggio tra un rettangolo bianco e uno nero e viceversa. La risoluzione garantita da questo sistema è di 10 mm. La direzione del movimento viene identificata confrontando i segnali forniti dalle due coppie di sensori, uno per ogni colonna.

Per ottenere invece la posizione del manicotto è stato utilizzato un encoder in quadratura ad effetto Hall (WDG 24C, Wachendorff Automation, Geisenheim, Germany), montato coassialmente con l'asse di rotazione del volano. La posizione dell'encoder sul remoergometro è mostrata in figura 2.4.

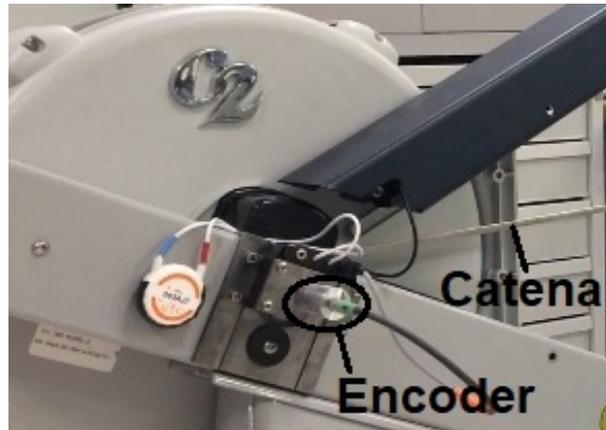


Figura 2.4: Posizione dell'encoder ad effetto hall coassiale con l'asse di rotazione del volano per determinare la posizione del manicotto durante il ciclo di vogata

L'encoder utilizzato funziona su un principio di scansione magnetica senza contatto. Un magnete magnetizzato è montato su un albero in acciaio inossidabile con dei cuscinetti senza gioco. Se l'albero viene ruotato, il magnete e il campo magnetico ruotano con esso. Questo cambiamento nel campo magnetico viene rilevato ed elaborato dal sensore sul PCB di fronte [20]. L'encoder è riportato in figura 2.5.



Figura 2.5: Encoder ad effetto hall. Immagine presa da [21]

La risoluzione angolare di tale encoder è pari a 1024 PPR, cioè  $6 \times 10^{-3} \text{ rad}$  ( $\frac{2 * \pi}{1024}$ ); considerando il diametro dell'albero rotante, la risoluzione con cui viene misurata la posizione del manicotto è pari a 0.22 mm.

## 2.2.2 Sistema di acquisizione

L'acquisizione e la trasmissione dei dati riguardanti le posizioni del manicotto e del sedile e i segnali EMG sono state effettuate mediante l'utilizzo del sistema DuePro (OT Bioelettronica e LISiN, Torino, Italia). Tale sistema è costituito da otto sonde (Due) wireless (ciascuna a due canali), di cui sette uguali tra loro adibite al prelievo di segnale sEMG, mentre l'ottava (Due-Bio) per il prelievo di grandezze biomeccaniche, una base per la ricarica e la conservazione delle sonde e la ricezione dei dati (Due-Station) e un dispositivo USB (DueDongle), in sostituzione alla Due-Station per la ricezione dei dati. Inoltre vengono fornite anche delle fasce, da mettere intorno al corpo e agli arti del soggetto, su cui assicurare le sonde nel momento in cui devono essere fatte le acquisizioni. In figura 2.6 sono riportate la visione dall'alto, dal basso e frontale di una sonda Due.



Figura 2.6: Visione sonda Due, immagine presa da [22] e modificata

In figura 2.7 è invece possibile vedere l'insieme delle otto sonde che compongono il sistema DuePro, poste sulla Due-Station.



Figura 2.7: Due-Station con sonde Due e Due-Bio, immagine presa da [22]

Sia per le sonde Due che per le Due-Bio, sono fornite le seguenti specifiche tecniche:

- Frequenza di campionamento: 2048 Hz;
- Risoluzione dell'ADC: 16 bit;
- Modalità di trasmissione wireless: Bluetooth 4.0;
- Alimentazione: Batteria LiPo da 3.7 V ricaricabile a induzione.

La banda passante per le sonde Due è tra 10 e 500 Hz, per le Due-Bio tra 0 e 100 Hz. Per queste ultime, sui connettori di uscita è possibile avere un'alimentazione tra 0 e 3.3 V. Sempre per le stesse sonde i canali biomeccanici possono essere settati o come due connessioni dirette ad ADC, o come due connessioni a celle di carico, o come IMU (insieme di accelerometro, giroscopio e magnetometro triassiale) [22].

La visualizzazione e l'acquisizione dei dati acquisiti tramite il dispositivo DuePro sono stati effettuati attraverso il software bluePlot (LISiN, Torino, Italia).

### **Utilizzo specifico durante il lavoro svolto**

Durante il lavoro presentato sono stati utilizzati due sistemi DuePro (Sys1 e Sys2), per ciascuno dei quali sono state usate quattro sonde Due e due sonde Due-Bio. Per convenzione le sonde Due di Sys1 sono state adibite al prelievo di sEMG dei muscoli della gamba destra, mentre quelle di Sys2 al prelievo di sEMG dei muscoli della gamba sinistra. Per quanto riguarda le sonde Due-Bio, una di Sys1 registrava la posizione del manicotto, una di Sys2 quella del sedile. Le due rimanenti (una associata a Sys1 e l'altra a Sys2) sono risultate necessarie a determinare la sincronizzazione tra i due sistemi e quindi utilizzate per registrare un segnale di trigger una volta che l'acquisizione era iniziata, questo perché usando due sistemi contemporaneamente sono stati necessari due calcolatori e lo start della registrazione su ciascuno di essi veniva dato da due operatori distinti. Come è possibile notare dalle figure 2.6 e 2.7, alle sonde Due è associato un colore; nella definizione del protocollo di acquisizione è stato tenuto conto di tale codice colore, effettuando una seconda associazione tra colore della sonda e coppia di muscoli da cui prelevare il segnale associata ad essa (si parla di coppia di muscoli perché ciascuna sonda ha due canali di ingresso, quindi per ogni canale viene prelevato il segnale corrispondente ad un muscolo specifico). In base a quanto appena detto, l'associazione tra sonda Due di un determinato colore, canale e rispettivo muscolo è riportata, per entrambi i sistemi, in tabella 2.1.

Tabella 2.1: Associazione delle sonde di entrambi i sistemi con i rispettivi muscoli

Sys1 (arto inferiore destro)			Sys2 (arto inferiore sinistro)		
Colore sonda	Canale	Muscolo associato	Colore sonda	Canale	Muscolo associato
Nero	1	Retto Femorale	Nero	1	Vasto Mediale
Nero	2	Vasto Mediale	Nero	2	Retto Femorale
Arancione	1	Semitendinoso	Arancione	1	Bicipite Femorale
Arancione	2	Bicipite Femorale	Arancione	2	Semitendinoso
Giallo	1	Tibiale Anteriore	Giallo	1	Vasto Laterale
Giallo	2	Vasto Laterale	Giallo	2	Tibiale Anteriore
Rosa	1	Gastrocnemio Mediale	Rosa	1	Gastrocnemio Mediale
Rosa	2	Soleo	Rosa	2	Soleo

Il codice colore permette di identificare la sonda e quindi i relativi segnali da essa registrati anche in fasi successive. Su calcolatore infatti i file vengono salvati in estensione .sig, con un nome del tipo NaSuNo1802081615\_1.sig, dove il numero che segue l'underscore è proprio quello identificativo della sonda; in fase di elaborazione è quindi possibile andare a selezionare la sonda e il muscolo desiderato a partire proprio da quel numero identificativo. In particolar modo di ha che i numeri identificano i seguenti colori:

- 1 = Rosso;
- 2 = Verde;
- 3 = Blu;
- 4 = Giallo;
- 5 = Rosa;
- 6 = Arancione;
- 7 = Nero;

Anche alle sonde Due-Bio viene associato un colore, per cui durante il lavoro svolto si è rivelata la necessità di non utilizzare quelli già adibiti al prelievo di segnale elettromiografico (giallo,

rosa, arancione e nero). Quindi è stata effettuata apposita configurazione mediante il software bluePlot ed è stato associato il colore rosso alla sonda dedicata all'acquisizione dei dati della posizione del carrello, il verde a quella del manicotto e il blu alle sonde che registravano i segnali di trigger.

Ricapitolando, per il lavoro svolto sono stati usati due sistemi DuePro dove ciascun sistema consisteva di quattro sonde Due e due sonde Due-Bio; un sistema era adibito al prelievo di sEMG dei muscoli dell'arto inferiore destro, della posizione del manicotto e del segnale di trigger, mentre il secondo registrava gli EMG dall'altro arto, la posizione del carrello e il segnale di trigger.

### **Familiarizzazione con il sistema**

L'utilizzo di due sistemi DuePro contemporaneamente è stato testato per la prima volta durante questo lavoro, per cui sono state necessarie, prima delle acquisizioni vere e proprie sui soggetti, delle prove pilota in laboratorio. Da queste prove sono emerse alcune evidenze sperimentali, che hanno guidato la fase di acquisizione e quella di elaborazione.

La prima necessità è stata appunto verificare che due sistemi contemporaneamente registrassero i segnali provenienti da tutte le sonde considerate nel protocollo di acquisizione. Questa prova ha dato esito positivo, dando indicazioni, per le acquisizioni successive, su due aspetti. Il primo consisteva nel fatto che conveniva prima accendere le sonde, una per volta, relative ad un solo sistema e poi quelle relative al secondo, questo per evitare di creare interferenza; infatti, nonostante che le sonde abbiano associato l'indirizzo della Due-Station o del DueDongle con cui devono comunicare, a volte si è verificato il caso in cui una sonda associata ad un determinato sistema, in fase di sincronizzazione, venisse letta dall'altro. Il secondo aspetto riguardava il tempo totale di sincronizzazione di entrambi i sistemi: all'aumentare del numero  $i$  di sonde accese infatti, quando il sistema  $j$  doveva sincronizzarsi con la sonda  $i+1$ , impiegava un tempo maggiore proporzionale al numero di dispositivi che riconosceva, dal momento che doveva identificare quelli con cui aveva già stabilito una connessione o meno e, tra questi ultimi, quello con cui si doveva connettere. Per la sincronizzazione totale normalmente veniva richiesto un tempo variabile intorno ai 10 minuti, a seconda delle condizioni esterne, in caso di presenza di forti fonti di interferenza si è verificato a volte un aumento di questo valore di 3 o 4 volte.

Successivamente a questa prima fase è stata valutata l'informazione di perdita di campioni. Ogni volta che il sistema perde un pacchetto di segnale (30 ms), viene inserito uno zero digitale per tutta la durata del pacchetto stesso, se poi la perdita di segnale dura per più di 8 s consecutivi il sistema smette di registrare. In figura 2.8 vengono mostrati due esempi dove vi sono numerose

perdite di pacchetti durante un'acquisizione del vasto mediale destro (tracciato superiore) e del vasto laterale sinistro (tracciato inferiore); in queste si vedono i segnali riportati in figura sono EMG grezzi non filtrati e non riallineati temporalmente tra loro.

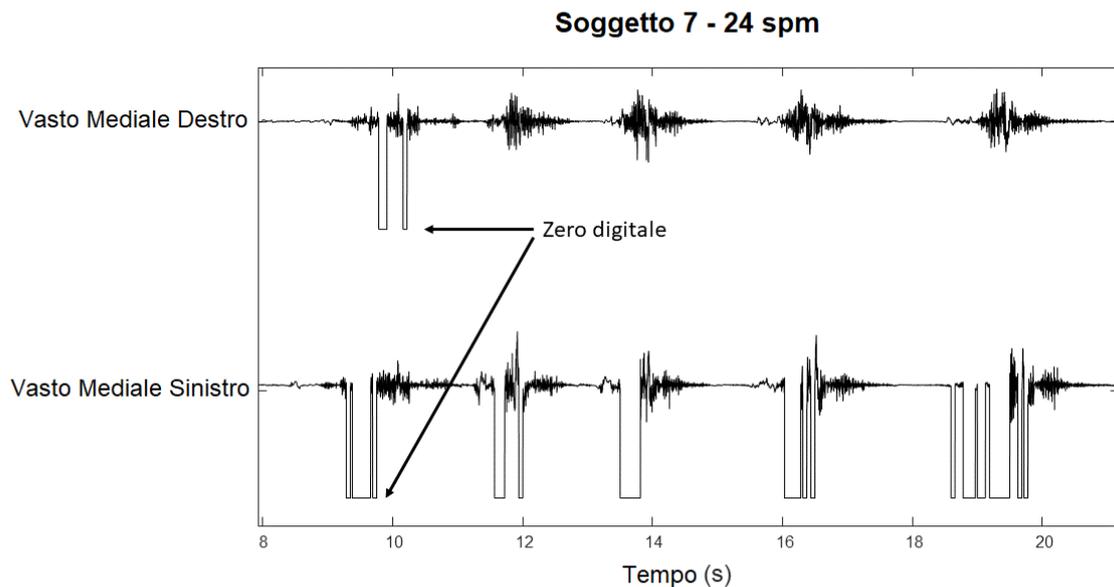


Figura 2.8: Esempio di perdita di pacchetti indicata dall'inserimento dello zero digitale

Da questa analisi effettuata in laboratorio è emersa che uno dei due sistemi risultava perdere meno campioni se come ricevitore veniva usata la Due-Station al posto del DueDongle. Contemporaneamente è stato anche osservato che la sonda adibita ad acquisire il segnale del manicotto, in caso di perdita di campioni, perde il suo riferimento, questo ha richiesto una fase di elaborazione apposita per questo tipo di segnale, elaborazione riportata in 2.3; in figura 2.9 è possibile vedere il segnale del manicotto che ha perso il suo riferimento in più punti durante l'acquisizione.

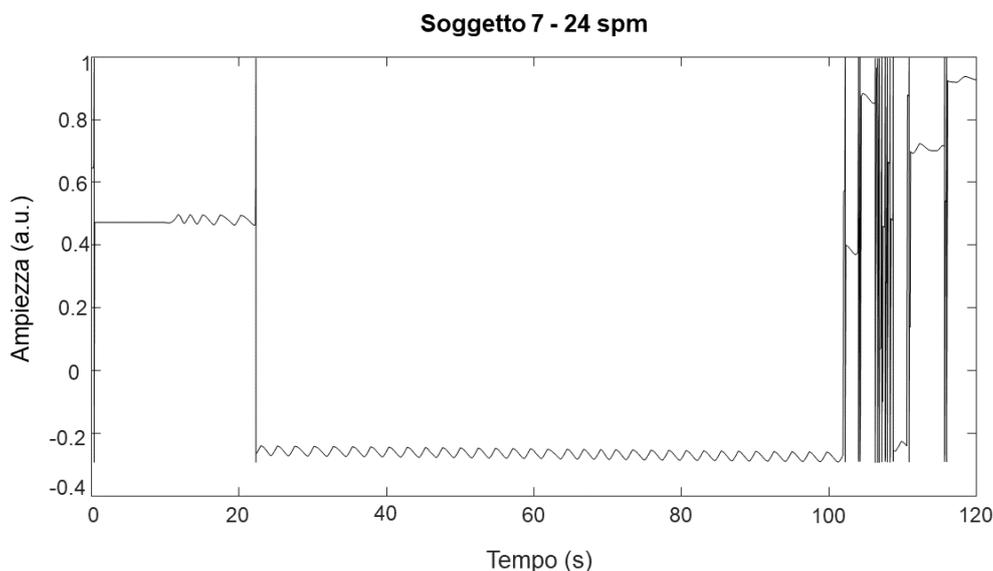


Figura 2.9: Perdita del riferimento per il segnale del manicotto dovuta alla perdita di pacchetti da parte della sonda associata

## 2.3 Fase di elaborazione

Una volta che i segnali sono stati acquisiti, sono stati elaborati mediante il software MATLAB (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). Tale elaborazione si è articolata su più fasi: estrapolazione dei segnali, segmentazione dal segnale del manicotto, determinazione degli istanti di onset e di offset, determinazione della correlazione delle attività muscolari tra arto inferiore destro ed arto inferiore sinistro.

### 2.3.1 Estrapolazione dei segnali

Come detto precedentemente (paragrafo 2.2.2), ogni sonda acquisiva il segnale da due muscoli distinti. Per come è progettato il sistema, i files .sig che vengono restituiti sotto forma di vettori e non di matrici contengono al loro interno i dati dei due canali organizzati nel seguente modo: nelle posizioni dispari i segnali in ingresso al canale 1 e nelle posizioni pari i segnali in ingresso al canale 2. Alla luce di questo, è stata quindi necessaria un'operazione di scissione dei vettori dei files .sig per l'individuazione sia dei segnali EMG di ciascun muscolo di ciascun arto sia per i segnali di manicotto, sedile e trigger.

### 2.3.2 Segmentazione

La segmentazione, necessaria per conoscere le attivazioni e disattivazioni muscolari in relazione alla percentuale del ciclo di vogata, è stata operata a partire dal segnale del manicotto, individuando su questo gli istanti di attacco e finale. Per convenzione è stato poi deciso di far iniziare e finire il ciclo di vogata in corrispondenza dell'istante di catch e in base a questo sono stati segmentati tutti gli involucri di tutti i muscoli.

La determinazione degli istanti di attacco e finale è stata preceduta, nel caso di alcune acquisizioni, da un'apposita elaborazione per il segnale del manicotto, come anticipato nel paragrafo 2.2.2, volta a ripristinare il corretto valore di riferimento e quindi un corretto andamento, come quello riportato in figura 2.10.

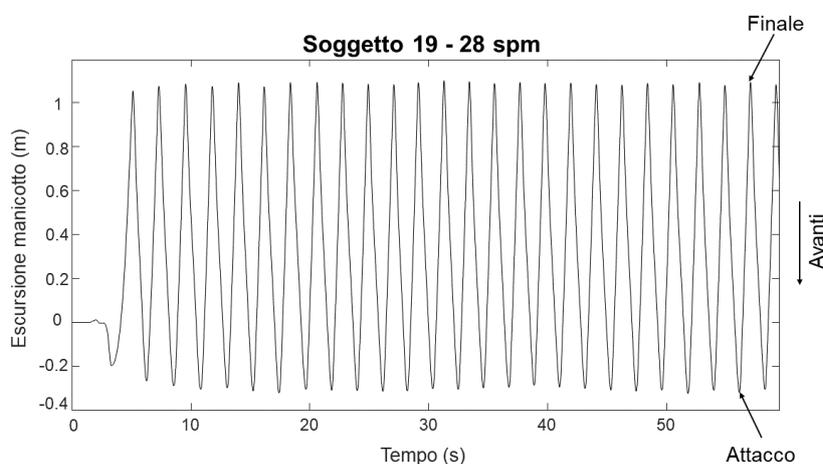


Figura 2.10: Corretto andamento del segnale del manicotto

Svolta questa operazione, in quelle situazioni in cui risultava essere necessaria, l'individuazione degli istanti di catch e finish è effettuata rispettivamente mediante l'identificazione dei minimi e dei massimi locali.

Identificati quindi  $n$  istanti di catch, la singola acquisizione è stata segmentata in  $n-1$  cicli, così come sono stati segmentati in  $n-1$  parti i vettori degli involucri dei muscoli e del segnale relativo al carrello.

### 2.3.3 Determinazione degli istanti di onset e di offset

L'individuazione degli istanti di onset e di offset per ciascun muscolo considerato è stata effettuata a partire dall'involuppo del segnale.

I segnali EMG sono stati filtrati con un filtro passa-banda, con banda passante tra 20 e 400

Hz. Prima di effettuare l'estrazione dell'involuppo, a ciascun segnale è stata sottratta la propria base di rumore precedentemente registrata, come descritto nel paragrafo 2.1.2. Successivamente ogni segnale è stato rettificato e filtrato con un filtro di Butterworth passa-basso del quarto ordine e una frequenza di taglio impostata a 5 Hz, estraendo così l'involuppo per ogni segnale. A partire da ciascun involuppo è stata ricavata una soglia, calcolata come 5 volte la deviazione standard dell'ampiezza media della linea di base dell'involuppo stesso [23]. L'istante di onset, per definizione, altro non è che il primo tra tutti i campioni che superano la soglia precedentemente definita, mentre l'istante di offset sarà l'ultimo.

Dal momento che ciascun involuppo è stato segmentato, per ogni muscolo di ciascun arto inferiore di ciascuna acquisizione di ciascun soggetto saranno definiti  $n-1$  valori percentuali di istanti di onset ed  $n-1$  valori percentuali di istanti di offset in relazione al ciclo di remata.

#### **2.3.4 Determinazione della correlazione delle attività muscolari tra arto inferiore destro ed arto inferiore sinistro**

La determinazione degli istanti di onset e di offset in relazione al ciclo di vogata ha permesso di valutare la variabilità nell'attivazione/disattivazione di uno stesso muscolo tra arto inferiore destro e arto inferiore sinistro, ha quindi consentito di studiare la bilateralità del movimento, rispondendo al quesito sul quando i muscoli si attivano durante la vogata. In particolare questo è stato fatto a partire da quegli  $n-1$  valori percentuali di istanti di onset per l'arto inferiore destro e altrettanti per quello sinistro ed  $n-1$  valori percentuali di istanti di offset, sempre per arto destro e sinistro, in relazione al ciclo di remata, definiti come descritto nel paragrafo 2.3.3; questi sono stati mediati in primis sul numero di cicli ( $n-1$ ) e successivamente sul numero di acquisizioni totali che sono state effettuate. La risposta numerica alla domanda è stata fornita tramite analisi statistica con indagine ANOVA a misure ripetute; è stata scelta questo tipo di ANOVA per ridurre la variabilità tra soggetti. Contemporaneamente è stata analizzata la relazione tra le ampiezze degli involuppi destro e sinistro di uno stesso muscolo, compresi tra l'istante di onset e quello di offset; questo ha reso possibile ricavare informazione sulla crescita delle intensità di attivazione dei muscoli e quindi verificare se l'eccitazione nei due arti inferiori avvenga in proporzioni comparabili o meno. La correlazione tra gli involuppi dello stesso muscolo nei due arti inferiori è stata valutata tramite scatter plot, la retta interpolante e lo studio di quanto il coefficiente angolare di questa si discosti da quello della bisettrice. Quest'ultima analisi è quella che fornisce l'informazione sulla somiglianza o meno dell'attivazione tra i due arti ed è stato valutato mediante la statistica dello Z-test.

Il valore di  $Z$ , per ciascuno degli otto muscoli presi in analisi, è stato calcolato nel seguente modo: per ogni soggetto  $i$  è stata valutata la correlazione tra i due arti inferiori tramite scatter plot, sul quale è stata determinata la retta di regressione e il coefficiente angolare di questa  $m_i$ . Alla fine quindi, sono state ottenute  $N$  rette di regressione ed  $N$  coefficienti angolari, dove  $N$  corrisponde al numero di soggetti; a partire da questi ultimi valori è stata ricavata la retta di regressione media, con coefficiente angolare medio  $\bar{m}$ , ottenuto tramite 2.1:

$$\bar{m} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N m_i \quad (2.1)$$

A partire dagli  $N$  coefficienti angolari, è stata calcolata anche la deviazione standard  $\sigma$  sul coefficiente angolare medio, tramite la 2.2:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (m_i - \bar{m})^2}{N}} \quad (2.2)$$

Dati quindi  $\bar{m}$  e  $\sigma$ , ricordando che l'obiettivo è valutare quanto il coefficiente e della retta di regressione media si discosti da quello della bisettrice (1), il valore di  $Z$  è stato determinato mediante la 2.3;

$$Z = \frac{\bar{m} - 1}{\sigma} \quad (2.3)$$

Tutto questo è stato ripetuto per gli otto muscoli analizzati bilateralmente, portando ad ottenere otto valori di  $Z$ .

## Capitolo 3

# Risultati

Qui vengono presentati i risultati ottenuti a seguito dell'elaborazione dei segnali. Il capitolo si divide in due parti: la prima volta ad evidenziare la relazione che intercorre tra arto inferiore destro e arto inferiore sinistro negli istanti di attivazione e in quelli di disattivazione dei vari muscoli analizzati e la seconda che illustra le informazioni riguardanti la crescita delle intensità di attivazione.

### 3.1 Variabilità degli istanti di attivazione e disattivazione muscolare

In figura 3.1 riportiamo i segnali grezzi e i relativi involuppi, a cui sono sovrapposti i dati di gruppo (media e deviazione standard) per gli istanti di attivazione e disattivazione, di alcuni muscoli in un ciclo di vogata di un soggetto rappresentativo. In modo particolare nella figura è rappresentata l'attività muscolare in relazione ad un ciclo di vogata e sono illustrati come muscoli estensori di ginocchio il Retto Femorale, il Vasto Laterale e il Soleo, mentre tra i flessori è riportato il Tibiale Anteriore. Sebbene siano stati analizzati otto muscoli, questi quattro sono stati ritenuti sufficienti per una prima analisi dello studio del pattern di attivazione. Nella parte alta della figura, sono riportati, in modo da individuare le quattro fasi del ciclo di vogata, i segnali di manicotto e sedile; è possibile vedere, coerentemente a quanto descritto nel paragrafo 2.3.2, come il singolo ciclo vada da un istante di attacco al successivo.

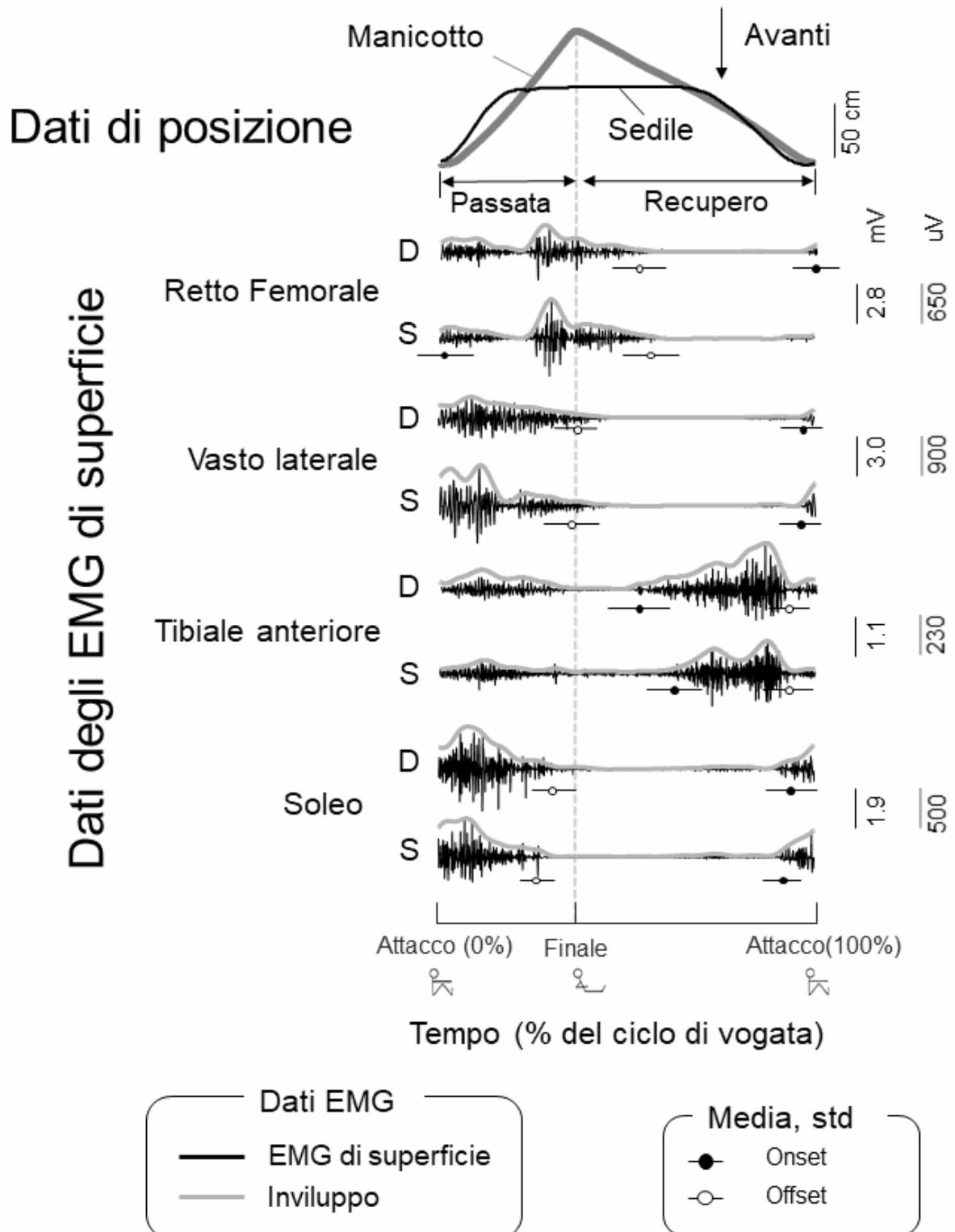


Figura 3.1: EMG grezzi di alcuni muscoli indicativi del pattern di attivazione e relativi involuppi di un soggetto rappresentativo in un ciclo di remata

In figura ??, vengono rappresentati i singoli involucri medi dei muscoli estensori Retto Femorale, Vasto Laterale e Soleo e del flessore Tibiale Anteriore destri e sinistri, con l'informazione riguardante le relative deviazioni standard medie. Anche qui, come nella figura precedente, il segnale è riportato in relazione ad un ciclo, che in questo caso è il ciclo mediato, con le informazioni di manicotto e sedile capire le fasi del ciclo di vogata. Il lettore può osservare come le ampiezze degli involucri per ciascun muscolo tra lato destro e sinistro siano comparabili e come anche le deviazioni standard.

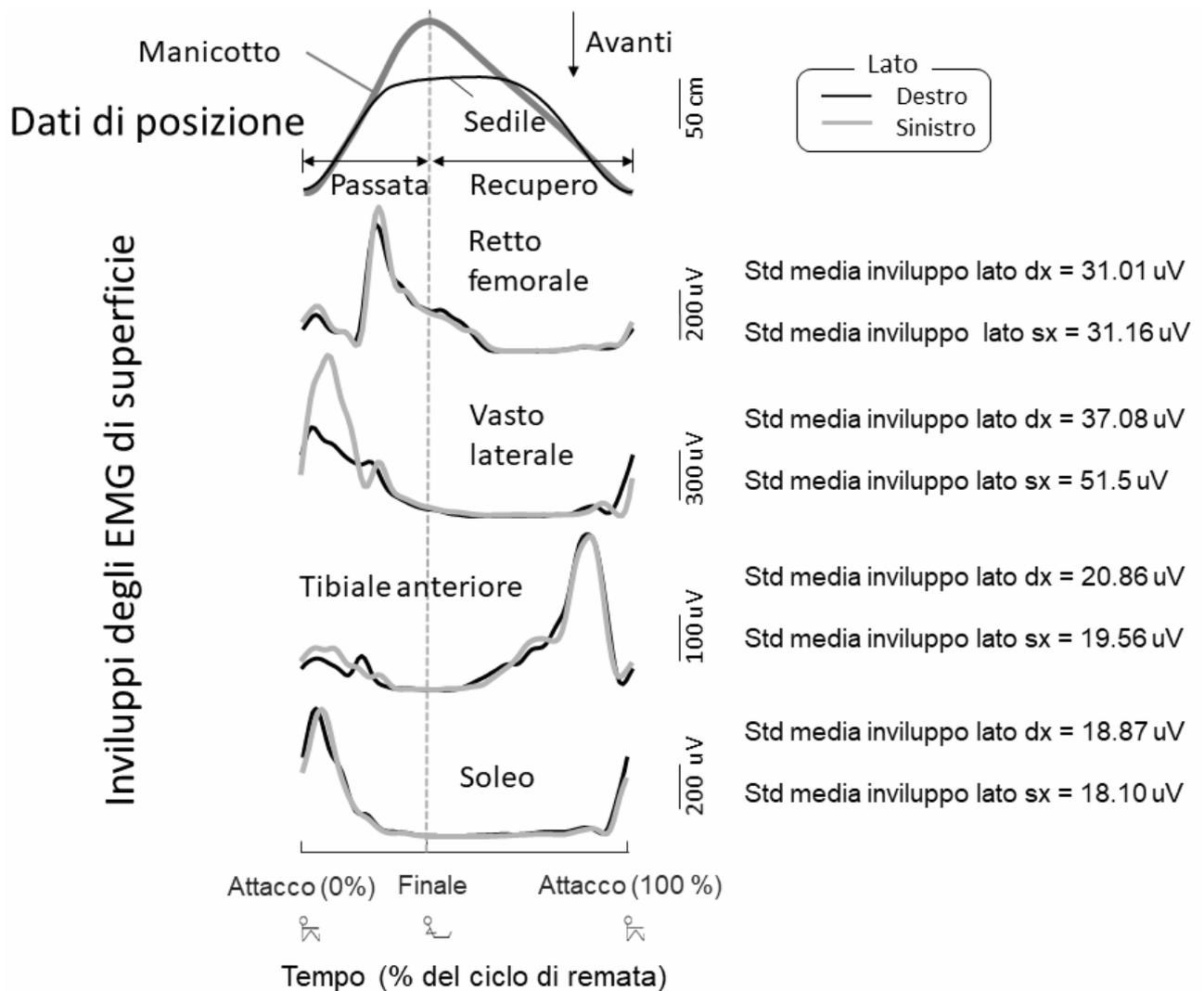


Figura 3.2: Involuppi degli EMG medi di un soggetto rappresentativo

La figura 3.3 riporta, a differenza delle due precedenti, dati riguardanti non un soggetto rappresentativo, ma dati mediati su tutto il gruppo di atleti coinvolti nell'esperimento. Nell'immagine è possibile vedere la durata di attivazione di tutti i muscoli presi in considerazione nello studio proposto, a partire dall'istante di attivazione medio a quello di disattivazione medio individuati

nella fase di elaborazione. Le linee orizzontali meno spesse rappresentano le deviazioni standard per gli istanti di attivazione e di disattivazione. A tal proposito sono evidenti le elevate deviazioni standard per gli istanti di attivazione del Semitendinoso e l'istante di onset medio posticipato, rispetto agli altri flessori del ginocchio, per il Bicipite Femorale, cosa che non accade per l'istante di offset.

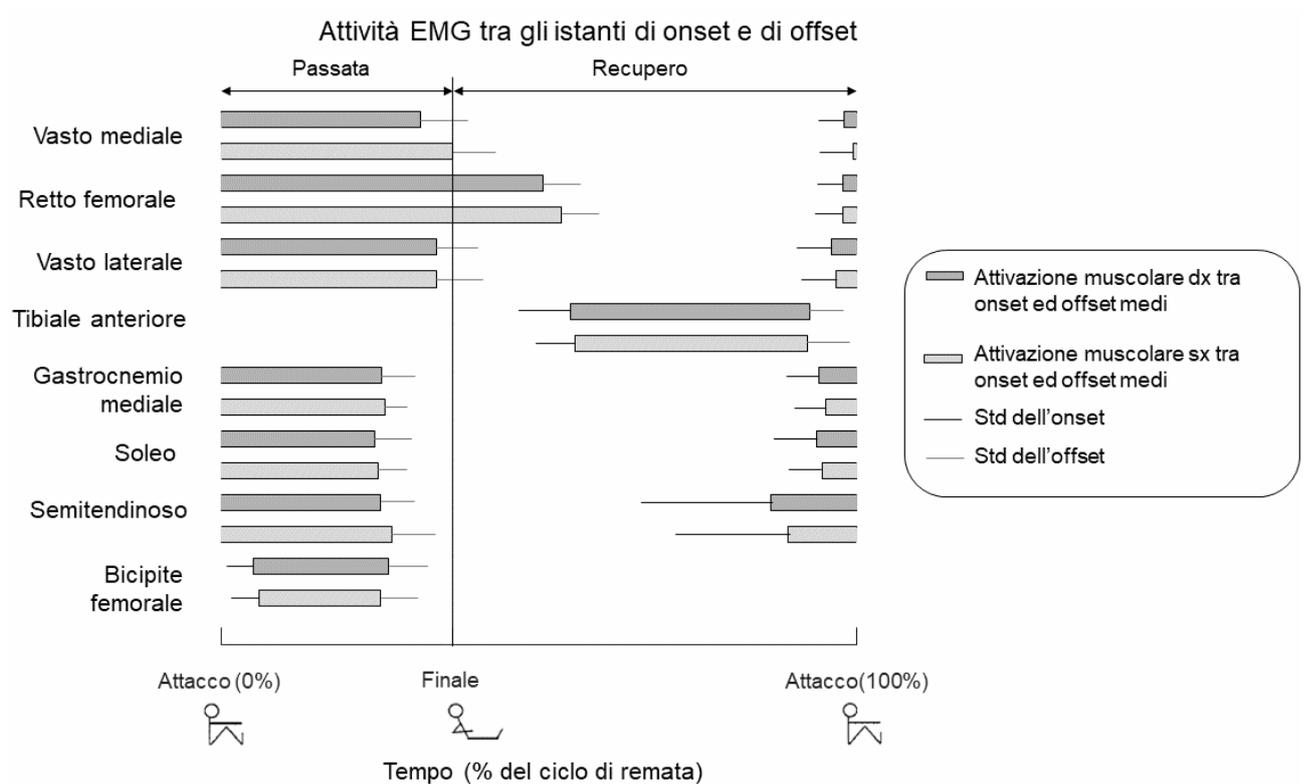


Figura 3.3: Attività muscolare durante il ciclo di vogata tra istanti di onset ed offset medi e relative deviazioni standard

In tabella 3.1 sono riportati i valori del p-value, sia per gli istanti di onset, che per quelli di offset, per muscoli estensori e per flessori, ricavati dall'analisi statica effettuata sugli istanti di attivazione, per verificarne la bilateralità. Ricordando infatti che in questa fase l'obiettivo è capire se lo stesso muscolo tra il lato destro e il lato sinistro si attiva e si disattiva con tempistiche paragonabili e se gli estensori tra loro e i flessori tra loro abbiano un comportamento analogo in termini di on/off, un p-value > 0.05 fornisce risposta positiva a entrambe le domande, altrimenti risposta negativa. Osservando la tabella, è possibile denotare come la condizione di accettabilità sia sempre soddisfatta. Quindi è possibile affermare che gli istanti di attivazione e di disattivazione, per ciascuno tra i muscoli considerati in questo studio, tra arto inferiore destro e arto inferiore sinistro, sono consistenti e che flessori ed estensori destri e sinistri rispettivamente tra

loro, sempre in termini di tempi di attivazione e di disattivazione, si comportano analogamente.

Tabella 3.1: Valori di p-value per gli istanti di onset ed offset relativi agli estensori e ai flessori di ginocchio considerati nello studio

	Onset estensori	Offset estensori	Onset flessori	Offset flessori
p-value	0.8796	0.0891	0.6664	0.4223

### 3.2 Relazione tra le modulazioni delle attività muscolari destra e sinistra

In figura 3.4 sono riportati gli scatter plot degli involuppi dei segnali elettromiografici. Nella figura sono riportati otto grafici, uno per ogni muscolo, nei quali, sull'asse delle ascisse, si trova l'involuppo normalizzato del muscolo dell'arto inferiore destro, mentre sull'asse delle ordinate quello dell'arto inferiore sinistro. La figura nello specifico è una figura di gruppo, ottenuta dalla media dei dati di tutti i soggetti coinvolti nello studio presentato. La retta più chiara riportata sul grafico è la retta di regressione, mentre quella nera è la bisettrice, il valore di R indica invece il valore del coefficiente di Pearson. Osservando la figura, per ciascun muscolo è possibile vedere quanto segue. Per il Vasto Mediale, il valore coefficiente di Pearson pari a 0.78 indica che gli involuppi destro e sinistro non sono strettamente correlati, infatti è possibile vedere come, a differenza ad esempio del Gastrocnemio mediale o del Bicipite Femorale, per i quali R vale 0.99, i punti dello scatter plot non collassino sulla retta di regressione. Una situazione analoga a quella del Vasto Mediale è presente per il Semitendinoso. Per gli altri muscoli invece il valore del coefficiente di Pearson indica una stretta correlazione.

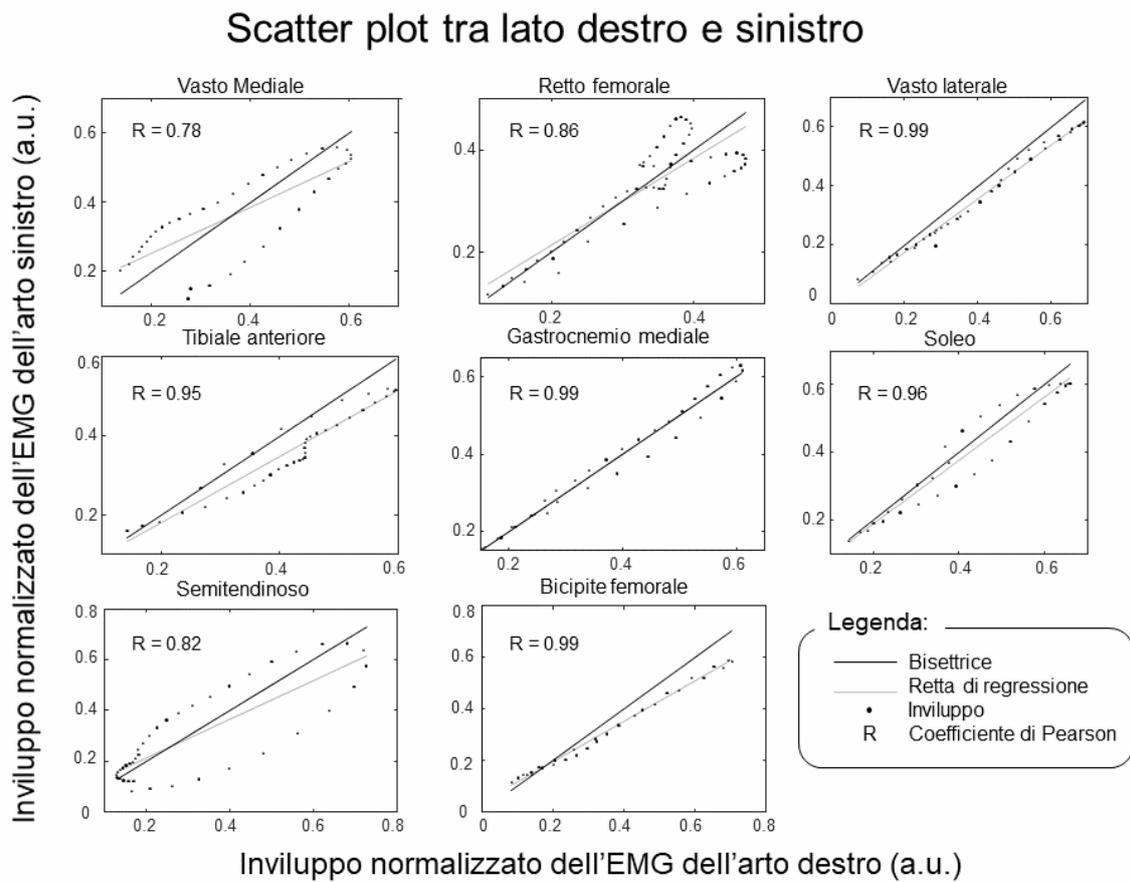


Figura 3.4: Scatter plot, per tutti i muscoli, tra lato destro e sinistro

In tabella 3.2 sono riportati i valori risultanti dall'analisi statistica sul coefficiente angolare della retta di regressione, per la valutazione della correlazione della crescita delle intensità di attivazione muscolare; come detto nel paragrafo 2.3.4, è stato utilizzato lo Z-test. Osservando i dati riportati in suddetta tabella, è possibile notare che per tutti i muscoli analizzati i valori di Z sono compresi nel range  $-1.96 < Z < 1.96$ , ovvero la regione di accettazione dell'ipotesi nulla. Nello studio proposto l'ipotesi nulla era che il coefficiente angolare della retta di regressione coincidesse con quello della bisettrice, questo ad indicare che gli involucri di uno stesso muscolo di arto destro ed arto sinistro crescono in modo comparabile. Inoltre è possibile notare come tali valori di Z siano tutti negativi, perché il coefficiente angolare della retta di regressione media è minore di 1 in tutti e otto i casi. Questo indica che la modulazione dell'arto destro è più veloce di quella del sinistro, ma, dati i valori di Z, in maniera non significativa.

Tabella 3.2: Risultati dello Z-test per ciascun muscolo

Muscolo	Valore di Z
Vasto Mediale	-0.60
Retto Femorale	-1.31
Vasto Laterale	-0.61
Tibiale Anteriore	-0.67
Gastrocnemio Mediale	-0.77
Soleo	-1.04
Semitendinoso	-1.82
Bicipite Femorale	-1.00

## Capitolo 4

# Discussione dei risultati

In questo capitolo si riportano le discussioni dei risultati ottenuti e le considerazioni finali del lavoro svolto.

Dalle figure 3.1, 3.2 e 3.3 è possibile evidenziare più aspetti. La prima cosa da osservare, soprattutto nelle prime due, dove c'è il segnale del sedile di riferimento, è l'attività del Retto Femorale. Questo muscolo è deputato all'estensione del ginocchio, ma, sia dal segnale grezzo, che dal suo inviluppo, risulta avere un doppio pattern di attivazione: il primo, durante la fase di passata, mentre la gamba si sta estendendo (segnale del sedile che cresce); il secondo, che inizia nella fase di passata e termina in quella di recupero, mentre la posizione del sedile rimane costante, cioè il ginocchio è in massima estensione. Guardando all'attività degli antagonisti (figura 3.3), cioè i muscoli ischio-crurali, è possibile vedere come durante la seconda attivazione del Retto Femorale essi siano silenti, quindi è da escludere una co-contrazione. A partire da queste considerazioni e considerando che il Retto Femorale contribuisce anche alla flessione dell'anca, è ragionevole pensare che quel secondo pattern di attivazione indichi il fatto che il muscolo in questione stia agendo come stabilizzatore dell'anca stessa.

Da quanto emerge soprattutto dall'immagine 3.3, le deviazioni standard degli istanti di attivazione per il Semitendinoso sia destro che sinistro sono molto elevate. Questo è dovuto al fatto che alcuni soggetti hanno mostrato un pattern di attivazione bimodale, come riportato anche in letteratura [3], ed altri invece unimodale. Ai fini dell'indagine proposta quindi potrebbe essere interessante studiare un maggior numero di soggetti, per capire come gli atleti, nell'eseguire il movimento su remoergometro, reclutino tale muscolo. Infatti, solo dopo che questo aspetto sarà compreso in maniera più approfondita, sarà possibile determinare gli istanti di onset e di offset con una misura della variabilità ridotta, potendo ottimizzare il pattern di stimolazione.

Altra cosa da notare sempre dalla figura 3.3 è la durata dell'attività muscolare del Bicipite

Femorale. Questo muscolo ha un istante di onset posticipato rispetto agli altri flessori di ginocchio, ma un istante di offset concorde. Ciò è in linea con quello che si trova in letteratura [25], che riporta questa stessa evidenza; questo però, da quanto riportato dall'analisi statistica, non inficia nella stimolazione, nel senso che non richiede che il bicipite femorale sia stimolato che delle tempistiche che differiscono da quelle per gli altri flessori di ginocchio.

Per quanto riguarda la discussione sulla modulazione dell'attività muscolare, è già stato detto, come per gli otto muscoli considerati, ci sia una significativa correlazione tra gamba destra e sinistra (in alcuni casi, guardando alla figura 3.4 lo scatter plot collassa proprio sulla retta di regressione), questo sta a significare che le attività degli involucri destra e sinistra crescono insieme. Contemporaneamente l'analisi statistica su  $Z$  ha permesso di valutare la comparabilità di tale crescita e ciò ha come conseguenza, nell'ottica del miglioramento dei protocolli di stimolazione ad oggi esistenti, l'utilizzo non tanto di una corrente di stimolazione costante, quanto di una corrente che mimi tale modulazione.

## Capitolo 5

# Conclusioni e sviluppi futuri

In questo lavoro il principale obiettivo è stato quello di studiare i pattern di attivazione e disattivazione muscolari degli arti inferiori al fine di migliorare gli attuali protocolli di stimolazione elettrica funzionale nel FES rowing in termini di intensità e tempi di stimolazione.

Questo argomento è stato sviscerato su due macro aspetti. Una prima parte che ha preso in considerazione la bilateralità delle attivazioni per ciascuno degli otto muscoli analizzati; la seconda invece che si è occupata di capire la relazione tra le ampiezze degli inviluppi dei segnali EMG di ciascun muscolo di gamba destra e sinistra.

Per affrontare entrambi questi punti è stato necessario, dal segnale EMG di superficie, estrarre l'inviluppo e, a partire da questo, calcolare gli istanti di onset e di offset, in relazione al ciclo di remata, che è stato segmentato rispetto al segnale del manico. Una volta ottenuti questi valori e fatta l'analisi statistica, è stato subito possibile rispondere alla domanda riguardante la bilateralità delle attivazioni, ottenendo una risposta affermativa. Per quanto riguarda l'analisi della comparabilità delle intensità di attivazione, è stato necessario solo fare un ulteriore passaggio attraverso la regressione lineare e condurre anche in questo caso l'indagine statistica; è stato trovato che l'intensità tra muscolo destro e sinistro cresce in maniera comparabile.

Nella rilevazione degli istanti di attivazione, il Semitendinoso è stato visto avere un pattern non uniforme per tutti i soggetti: alcuni risultavano attivarlo in maniera bimodale, altri in maniera monomodale. Sarebbe interessante andare a studiare un campione più vasto di soggetti rispetto a quello analizzato in questo lavoro, per capire meglio nel movimento su remoergometro come gli atleti esperti reclutino tale muscolo, al fine di ridurre la deviazione standard ottenuta nel determinare gli istanti di onset e quindi ottimizzare meglio il pattern di stimolazione.

# Bibliografia

- [1] Automatic Finite State Control of FES-Assisted Indoor Rowing Exercise after Spinal Cord Injury, R. Davoodi, B. J. Andrews, G. D. Wheeler, *Neuromodulation*, 2002; 5 (4): 248–255
- [2] A Design Method for FES Bone Health Therapy in SCI, B. J. Andrews, J. Shippen, M. Armengol, R. Gibbons, W. Holderbaum, W. Harwin, *Eur J Transl Myol*, 26 (4): 297-300
- [3] No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing, N. A. Turpin, A. Guével, S. Durand, F. Hug, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011; 21: 1030-1040
- [4] Rowing on a boat versus rowing on an ergo-meter: a biomechanical and electromyographycal preliminary study, G. Marcolin, A. Lentola, A. Paoli, N. Petrone, *Procedia Engineering*, 2015; 112: 461-466
- [5] A comparison of electromyography and stroke kinematics during ergometer and on-water rowing, N. Fleming, B. Donne, N. Mahony, *Journal of Sports Sciences*, 2014; 32 (12), 1127-1138
- [6] Can Functional Electric Stimulation–Assisted Rowing Reproduce a Race-Winning Rowing Stroke?, S. E. Halliday, A. B. Zavatsky, K. Hase, *Arch Phys Med Rehabil*, 2004; 85: 1265-1272
- [7] [http://www.treccani.it/enciclopedia/canottaggio\\_%28Enciclopedia-dello-Sport%29/](http://www.treccani.it/enciclopedia/canottaggio_%28Enciclopedia-dello-Sport%29/)
- [8] [http://www.concept2.it/files/pdf/us/training/Training\\_MusclesUsed.pdf](http://www.concept2.it/files/pdf/us/training/Training_MusclesUsed.pdf)
- [9] [http://clubsportivourania.org/html/Link\\_menu.Canottaggio\\_Schede\\_TecnicaDiVoga.html](http://clubsportivourania.org/html/Link_menu.Canottaggio_Schede_TecnicaDiVoga.html)
- [10] <https://it.wikipedia.org/wiki/Remoergometro>
- [11] <https://www.powerhouse-fitness.co.uk/concept2-model-e-indoor-rower-rowing-machine-with-pm5-monitor.php>
- [12] <http://www.fesrowing.com/what-is-fes/>

- 
- [13] Gazzoni M. (2016) – Bioingegneria della Riabilitazione, lesson19\_stimolazione elettrica.pdf, Politecnico di Torino
- [14] Development of an Indoor Rowing Machine With Manual FES Controller for Total Body Exercise in Paraplegia, R. Davoodi, B. J. Andrews, G. D. Wheeler, R. Lederer, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2002 Sept; 10 (3): 197-203
- [15] Thigh Muscle Activities in Elite Rowers During On-Water Rowing, A. Guével, S. Boyas, V. Guihard, C. Cornu, F. Hug, A. Nordez, Int J Sports Med 2011; 32: 109-116
- [16] Analysis of Lower Limb Muscle Function in Ergometer Rowing, M. J. Wilson, D. Gordon, E. Robertson and J. Peter Stothart, INTERNATIONAL JOURNAL OF SPORT BIOMECHANICS, 1988, 4, 315-325
- [17] Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie, I risultati del progetto SENIAM, authors: H.J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, C. Disselhorst-Klug, G. Hägg, C.L.U.T. Editrice, Torino, 2000
- [18] Atlas of Muscle Innervation Zones, Understanding Surface Electromyography and Its Applications, authors: M. Barbero, R. Merletti, A. Rainoldi, Springer-Verlag Italia, Milano, 2012
- [19] Specificity of surface EMG recordings for gastrocnemius during upright standing, T.M. Vieira, A. Botter, S. Muceli and D. Farina, Sci Rep. 2017; 7: 13300
- [20] [http://www.wachendorff-automation.com/fileadmin/pim/WA/pdfs/en/General\\_technical\\_data\\_incremental\\_encoders.pdf](http://www.wachendorff-automation.com/fileadmin/pim/WA/pdfs/en/General_technical_data_incremental_encoders.pdf)
- [21] [http://www.wachendorff-automation.com/shaft-encoder-magnetic-incremental-quadrature-synchro-flange-wdg24c.html?tx\\_pimproducts\\_pi1\[tech\\_paper\]=1](http://www.wachendorff-automation.com/shaft-encoder-magnetic-incremental-quadrature-synchro-flange-wdg24c.html?tx_pimproducts_pi1[tech_paper]=1)
- [22] <http://www.otbioelettronica.it/attachments/article/70/DuePro%20User%20Manual.pdf>
- [23] Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact, G.T. Allison, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2003; 13: 209-216
- [24] R. Gibbons, B. J. Andrews, A. Gall, Fes-Rowing: Training Guide, FESrowing Ltd, January 2007

- [25] Electromyography and Kinematics of the Trunk during Rowing in Elite Female Rowers, C. L. Pollock, T. R. Jenkyn, I. C. Jones, T. D. Ivanova, S. J. Garland, *Med Sci Sports Exerc.* 2009 Mar; 41 (3): 628-636