



Politecnico di Torino  
Scuola di Ingegneria  
Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

**Studio e validazione di un modello biomeccanico  
2D+ degli arti inferiori per lo sviluppo di un  
sistema di controllo per la stimolazione elettrica  
funzionale durante la vogata su remoergometro**

Tesi di Laurea Magistrale

Relatore  
Prof. Marco Gazzoni

Candidata  
Morgana Lalli

Correlatori  
Dott. Taian M. Vieira  
Dott. Walter Bottega

Anno accademico 2017/2018



## Sommario

In letteratura ([1], [2], [3]) viene riportato che persone affette da lesione del midollo spinale siano spesso colpite da diverse patologie e che le più frequenti siano quelle cardiovascolari, il diabete mellito, l'obesità e l'osteoporosi. Queste malattie sono state ampiamente studiate, evidenziando come programmi di prevenzione possano aiutare a contenere o a rallentare la loro insorgenza. L'attività fisica gioca un ruolo chiave per la salvaguardia da queste patologie ma si possono raggiungere risultati ottimali solo quando sono rispettati minimi criteri di intensità, di volume e tipo di esercizio fisico. Il canottaggio è uno sport altamente allenante che coinvolge sia gli arti inferiori che quelli superiori, oltre al tronco, poiché è uno sport di resistenza e velocità che interessa tutte le tipologie di metabolismo muscolare; oltre a possedere tali caratteristiche promuove la generazione di risposte neuroendocrine che comportano effetti positivi sull'umore e l'autostima.

Poiché la letteratura ([1], [3]) illustra che la maggior parte della popolazione affetta da lesione del midollo spinale non sia in grado di raggiungere il volume di esercizio fisico richiesto sfruttando le tradizionali modalità di allenamento, sono stati e sono ancora oggi sviluppati diversi e più idonei equipaggiamenti, come quelli che si basano sulla stimolazione elettrica funzionale FES. Il *FES rowing* (canottaggio FES) permette infatti ad atleti paraplegici di attivare i muscoli degli arti inferiori, consentendo l'esecuzione del gesto atletico completo e potendo così usufruire di tutti i benefici di questo sport. Gli attuali protocolli per il FES rowing presentano però delle problematiche, come la veloce insorgenza di fatica muscolare, che ne limitano l'applicazione. Per capire come applicare la stimolazione è necessario comprendere sia quali siano i muscoli coinvolti durante la vogata di un canottiere sano, che il movimento alla base del gesto atletico. Questo lavoro studierà quindi un *modello biomeccanico cinematico 2D+* degli arti inferiori di un atleta sano su remoergometro, al fine di ottimizzare gli attuali parametri di stimolazione e poter valutare, in modo semplice ed efficace, l'andamento degli stessi tramite un'analisi dell'angolo di ginocchio. Validerà successivamente i risultati ottenuti tramite i valori misurati con un goniometro articolare, sfruttando i dati di atleti sani ricavati nella vogata su remoergometro e studiandoli in relazione all'accuratezza dei sistemi di misura utilizzati.



# Indice

<b>1</b>	<b>Introduzione</b>	<b>1</b>
1.1	Il canottaggio . . . . .	1
1.1.1	Canottaggio outdoor . . . . .	2
1.1.2	Canottaggio indoor . . . . .	5
1.1.3	Para-rowing . . . . .	9
1.2	Lesione del midollo spinale . . . . .	11
1.3	Stimolazione FES . . . . .	14
1.4	Benefici del canottaggio . . . . .	15
1.5	Descrizione del gesto atletico . . . . .	17
1.6	Motivazione dello studio: problematiche attuali nel FES rowing . . . . .	18
1.7	Stato dell'arte: nozione di base e risultati noti sul FES rowing . . . . .	20
1.8	Scopo dello studio . . . . .	24
<b>2</b>	<b>Materiali e metodi</b>	<b>26</b>
2.1	Modello biomeccanico . . . . .	26
2.1.1	Identificazione dei punti di riferimento sul remoergometro per l'implementazione del modello biomeccanico . . . . .	29
2.1.2	Analisi dell'errore . . . . .	32
2.2	Adattamento sul remoergometro . . . . .	32
2.3	Misure sperimentali . . . . .	34
2.3.1	Misurazioni per la validazione del modello . . . . .	36
2.4	Implementazione del modello ed elaborazione dati . . . . .	37
<b>3</b>	<b>Risultati</b>	<b>39</b>
3.1	Modello biomeccanico . . . . .	39
3.2	Propagazione dell'incertezza delle misurazioni . . . . .	42
3.3	Validazione del modello e definizione dell'errore . . . . .	43

<b>4</b>	<b>Discussione</b>	<b>46</b>
4.1	Risoluzione del modello . . . . .	46
4.2	Propagazione dell'incertezza di misura . . . . .	47
4.3	Validazione del modello e studio del residuo . . . . .	48
4.4	Conclusioni e sviluppi futuri . . . . .	50
	<b>Bibliografia</b>	<b>52</b>

# Elenco delle figure

1.1	Team italiano canottaggio <i>4 senza</i> , World Rowing Cup 2017 [22] . . . . .	1
1.2	Equipaggio in imbarcazione di punta . . . . .	2
1.3	Tipologie di barche da canottaggio [9] . . . . .	3
1.4	Elementi caratteristici barca da canottaggio . . . . .	3
1.5	Descrizione remo da canottaggio [4] . . . . .	5
1.6	Tipologie di pala: a sinistra Pala a Mannaia e a destra Pala Macon . . . . .	5
1.7	Regolazione equipaggiamenti della barca da canottaggio [4] . . . . .	5
1.8	Schema di atleta su remoergometro . . . . .	6
1.9	Modello A di remoergometro dell'azienda Concept2 [19] . . . . .	7
1.10	Struttura di un remoergometro Modello D dell'azienda Concept2. [35] . . . . .	8
1.11	Tipologie remoergometro: a sinistra modello con sedile mobile (Concept2 Modello D) e a destra quello con il sedile fisso (Concept2 Dynamic). [35] [36] . . . . .	8
1.12	Schema tecnica di voga su remoergometro [20] . . . . .	9
1.13	Imbarcazione per competizioni PR1, con galleggianti e schienale [24] . . . . .	10
1.14	Midollo spinale (giallo) all'interno della colonna vertebrale (viola) [26] . . . . .	11
1.15	Visione postero-laterale di un plesso venoso di una vertebra [27] . . . . .	12
1.16	Sito della lesione midollare e della corrispondente compromissione motoria [30] . . . . .	13
1.17	Esempio di allenamento tramite FES rowing [31] . . . . .	14
1.18	Esempio di stimolazione . . . . .	15
1.19	Azione di spinta sul ritorno venoso prodotta dalla contrazione muscolare . . . . .	17
1.20	Relazione tra lo stato di salute e i benefici conseguenti ad un allenamento FES [41] . . . . .	17
1.21	Fasi del ciclo di voga [4] . . . . .	19
1.22	Muscolatura degli arti inferiori stimolata nel FES rowing [27] . . . . .	19
1.23	Posizionamento marker negli studi di Kaya et al. 1995 [46] a sinistra e di Halliday et al. 2001 [45] a destra . . . . .	22
1.24	Escursione angolo di ginocchio: A) flesso-estensione [46], B) flesso-estensione [45], C) flesso-estensione, abduzione-adduzione (ginocchio varo-valgo), intra-extra rotazione [42] . . . . .	22

1.25	A destra posizionamento marker in Colloud et al. 2002 [49] e a sinistra la rappresentazione dell'angolo di ginocchio: linea continua per l'arto inferiore sinistro e tratteggiata per quello destro . . . . .	23
2.1	Realizzazione modello biomeccanico arto inferiore: dalla struttura scheletrica al modello [40] . . . . .	27
2.2	Schematizzazione rappresentante il remoergometro: A) Visione dell'alto; B) Proiezione con ingradimento struttura flexfoot; C) Visione laterale dell'alloggiamento del piede sul puntapiedi (flexfoot + foot stretcher); D) Movimenti del flexfoot sul foot stretcher . . . . .	28
2.3	Sistema di riferimento e sua traslazione per effettuare le misurazioni dei punti F, R, L, M sul flexfoot . . . . .	30
2.4	Traslazione dei punti R, L e M dal flexfoot sul foot stretcher . . . . .	31
2.5	Sistema di fili a piombo per misurare le coordinate dei punti F, R, L, M . . . . .	31
2.6	Strumentalizzazione del remoergometro . . . . .	33
2.7	Acquisizione dati antropometrici: a destra segmento coscia e a sinistra segmento gamba . . . . .	34
2.8	Subject form . . . . .	35
2.9	Posizionamento dell'elettrogoniometro a parallelogramma articolare sull'arto inferiore e prelievo dei dati tramite sonda DueBio . . . . .	37
3.1	Risultato modello biomeccanico: andamento medio $\pm$ std di theta per un soggetto rappresentativo con stroke rate a 18 colpi/min . . . . .	39
3.2	Modellizzazione arti inferiori nella fase di catch, dove H rappresenta l'articolazione dell'anca, K quella del ginocchio e A quella della caviglia . . . . .	40
3.3	Modellizzazione arti inferiori nella fase di drive, dove H rappresenta l'articolazione dell'anca, K quella del ginocchio e A quella della caviglia . . . . .	40
3.4	Modellizzazione arti inferiori nella fase di finish, dove H rappresenta l'articolazione dell'anca, K quella del ginocchio e A quella della caviglia . . . . .	41
3.5	Particolare dell'andamento del carrello e di theta durante il ciclo. . . . .	41
3.6	Acquisizione completa dell'andamento del carrello e di theta durante una trial di allenamento. . . . .	42
3.7	Propagazione dell'incertezza sulla stima di theta in funzione del valore dell'angolo di ginocchio per il soggetto piú alto e basso del gruppo. È evidenziato in grigio chiaro l'escursione di theta nella vogata. . . . .	42
3.8	Effetti dell'incertezza: rappresentazione su un ciclo di come l'incertezza affligga la stima di $\theta$ ; $\delta_l = \delta_t = \delta_{AH} = 10mm$ . . . . .	43

3.9	Confronto tra il ciclo medio dell'angolo di ginocchio stimato dal modello e misurato dall'elettrogoniometro per un soggetto rappresentativo. . . . .	43
3.10	Frequenza del residuo sul ciclo medio . . . . .	44
3.11	Dispersioni, mediane (linea rossa) e outlier (croci rosse) del residuo per ogni punto del ciclo di remata, tra i vari cicli di un'acquisizione; in celeste chiaro è evidenziato l'intervallo di confidenza (I. C.) al 95% centrato intorno allo zero . . . . .	45



# Capitolo 1

## Introduzione

### 1.1 Il canottaggio

Il canottaggio è uno sport nautico che consiste nella conduzione di un'imbarcazione dotata di remi, sfruttando la forza motrice sviluppata dall'atleta e richiedendo, per il gesto atletico, un moto combinato tra il rematore e la barca [4]. Questa disciplina si basa sulla disputa di gare di velocità fra imbarcazioni leggere che possono essere condotte da singoli atleti o da equipaggi e che sono svolte in bacini artificiali, in canali, laghi e fiumi appositamente adatti a questo sport, definiti campi di regata [5] (figura 1.1).



Figura 1.1: Team italiano canottaggio 4 *senza*, World Rowing Cup 2017 [22]

Nel significato moderno di esercizio fisico, il canottaggio risulta essere una delle discipline più efficaci per lo sviluppo armonico del corpo oltre ad essere un efficiente mezzo per il rafforzamento muscolare ed una proficua forma di ginnastica respiratoria [5]. Esso è infatti uno sport tecnicamente molto esigente che richiede un'ottima condizione atletica per il raggiungimento di alte performance, sia durante il periodo di allenamento che durante le competizioni [4].

Esistono più tipologie di canottaggio e tutte sono governate dalla Fédération Internationale des Sociétés d'Aviron (FISA), federazione internazionale fondata a Torino nel giugno del 1892, che regola, promuove e difende i principi del canottaggio, oggi conosciuta anche come World Rowing

Federation. Essa comprende 153 federazioni nazionali di canottaggio, oltre che a gestirne i relativi Comitati Olimpici Nazionali ed Internazionali. La FISA stabilisce le regole e le regolamentazioni per la pratica dello sport in tutte le sue forme, includendo l'elite, il para-rowing, il coastal rowing, master e l'indoor rowing [6]. Le varie tipologie di canottaggio dipendono sia dall'età degli atleti (junior, master), sia dal peso (pesi leggeri e aperti), che dall'esperienza (elite), oltre che dalla condizione fisica dei canottieri (para-rowing) e dal luogo di svolgimento dell'attività sportiva (indoor e outdoor rowing) [7]. In particolare si definisce canottaggio outdoor il canottaggio praticato in barca, come il canottaggio elite o il coastal rowing, mentre il canottaggio indoor è quello praticato su remoergometro (indoor rowing).

### 1.1.1 Canottaggio outdoor

Il canottaggio outdoor è suddiviso in due categorie: canottaggio di coppia e di punta. Il primo prevede l'utilizzo di due remi da parte di ogni atleta dell'imbarcazione, la quale è condotta da equipaggi composti da uno fino a quattro canottieri; il canottaggio di punta prevede, invece, che ogni rematore utilizzi un singolo remo. In questo secondo caso, le imbarcazioni sono guidate da equipaggi da due fino ad otto atleti, oltre all'eventuale presenza di un timoniere (figura 1.2).

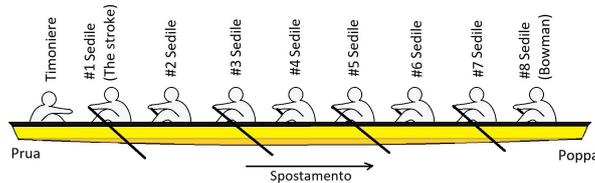


Figura 1.2: Equipaggio in imbarcazione di punta

Le imbarcazioni sono essenzialmente di due tipologie e riflettono le due modalità di remata: voga di coppia o di punta. In tutti i casi si ricercano però imbarcazioni il più leggere possibili, caratterizzate da una forma allungata e affusolata, per quanto la loro struttura e caratteristiche tecniche siano altamente regolamentate. La loro costruzione è quindi realizzata in modo da ottenere maggiore aerodinamicità per ridurre la resistenza data dall'acqua; tuttavia ciò le rende instabili e soggette a ribaltamenti improvvisi [8], evitabili solamente tramite una corretta tecnica di voga. Oltre che per il tipo di vogata, le imbarcazioni si classificano anche in base al numero di atleti che le conducono. Esistono tre tipi di barche da coppia: il singolo (1x), il doppio (2x) e il quattro di coppia (4x), che hanno rispettivamente uno, due e quattro atleti. Le barche da punta sono invece di cinque tipologie differenti: il due con (2+) e il due senza (2-), a seconda che vi sia oltre ai due atleti anche il timoniere, il quattro con (4+) e il quattro senza (4-), oltre che all'otto con (8+), imbarcazione da otto rematori più il timoniere (figure 1.2 e 1.3). Il ruolo del timoniere è quello di mantenere la direzione della barca, durante la voga, per mezzo di un timone, piccola pinna posta sullo scafo che permette di governare la barca. Le imbarcazioni 4x, 4- e 2-, che non

prevedono un timoniere, sono guidate da un rematore che ha il controllo del timone tramite la pedaliera.

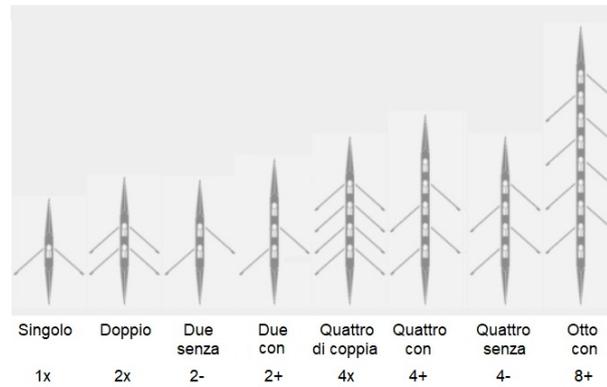


Figura 1.3: Tipologie di barche da canottaggio [9]

Generalmente la terminologia utilizzata per nominare le varie parti della barca e dell'equipaggiamento sono uguali sia per le barche di coppia che di punta [4] avendo che per entrambe le tipologie, le barche risultano essere costruite con i medesimi criteri e materiali; in particolare quelle da competizione sono realizzate in fibra di carbonio o materiali compositi mentre, quelle per l'insegnamento, possono essere costruite anche in legno [9].

Durante la voga, sia essa di coppia o di punta, ogni rematore volge le spalle al senso di avanzamento della barca e la spinta viene generata da un ben definita sequenza di movimenti che inizia dalle gambe, per poi seguire con il coinvolgimento del tronco ed infine dalle braccia dell'atleta, che siede su un sedile mobile (carrello), che scorre su due binari fissi, chiamati guide.

### Descrizione della barca e dell'equipaggiamento

Tutte le barche sono concepite per una ben determinata categoria di peso e presentano degli elementi comuni caratterizzati da una terminologia specifica [7]. Ogni imbarcazione presenta, infatti, i seguenti elementi (figura 1.4):

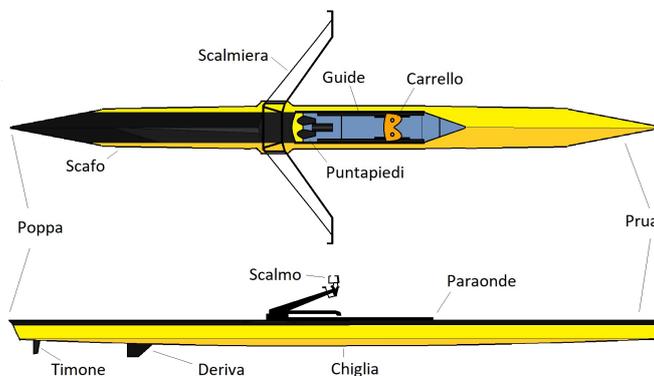


Figura 1.4: Elementi caratteristici barca da canottaggio

**Scafo** insieme delle strutture dell'imbarcazione alle quali è affidato il galleggiamento;

**Chiglia** travatura fondamentale dello scafo che corre longitudinalmente da prua, parte posteriore della barca, a poppa, parte anteriore dell'imbarcazione. Alcune barche sono costruite senza chiglia: in questi casi il termine si riferisce alla linea centrale della barca;

**Deriva** piccola superficie simile al timone che serve a stabilizzare la barca e a fargli mantenere la direzione imposta mentre avanza. Tutte le imbarcazioni da regata presentano una deriva; essa è un elemento fisso, a differenza del timone;

**Timone** elemento a poppa che permette di regolare la direzione della barca. Esso è collegato alla postazione del timoniere, o del canottiere che svolge tale ruolo tramite dei cavi collegati ad una pedaliera. È presente nelle imbarcazioni che prevedano almeno due atleti.

**Carrello** sedile sul quale siede ogni atleta. Esso scorre su due binari fissi, le guide;

**Puntapiedi** placca regolabile ancorata alla barca all'estremità posteriore dei binari, sulla quale sono bloccati i piedi dell'atleta tramite cinghie o scarpette;

**Paraonde** parte superiore dell'imbarcazione che corre lungo il perimetro occupato dall'equipaggio, sulla quale sono fissate le scalmiere;

**Scalmiera** insieme di bracci metallici che collegano il supporto per lo scalmio al corpo della barca, sulla quale sono fissati. Nelle imbarcazioni di punta sono solitamente fissati in modo alternato sui lati opposti della barca, anche se esistono scalmiere montate tutte adiacenti su uno medesimo lato;

**Scalmio** dispositivo ad "U" che sorregge il remo in posizione, chiuso nella parte superiore; esso è montato su un supporto piano all'estremità della scalmiera e ruota intorno ad un piolo metallico;

**Collare** parte del remo, generalmente in plastica, che gli impedisce di passare attraverso lo scalmio.  
[7]

**Remo** asta opportunamente sagomata che, facendo leva sull'acqua, serve a fare avanzare un natante per mezzo della forza muscolare dell'uomo. All'interno di un remo si identifica: l'impugnatura, nella parte anteriore, il collare connesso su una guaina, l'asta ed infine la pala (*"blade"*) (figura 1.5).

Esistono diverse tipologie di pale le più comuni delle quali sono quella a *mannaia* e la *macon*. La pala a *mannaia* ha forma asimmetrica all'incirca rettangolare simile ad una mannaia, dalla quale proviene il nome; l'asta è connessa alla pala nell'angolo superiore della pala stessa. Questo design permette di massimizzare la superficie dell'area a contatto con l'acqua durante la vogata, oltre a minimizzare lo scivolamento in acqua e garantire un basso attrito in aria durante il recupero.

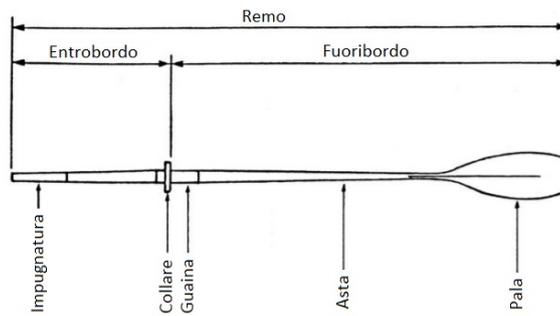


Figura 1.5: Descrizione remo da canottaggio [4]

La pala *macon*, che per la sua praticità è generalmente utilizzata dai principianti che devono sviluppare le tecniche di base del canottaggio, è caratterizzata da una forma simmetrica, con un profilo ellittico “a tulipano”, e termina con una forma squadrata che presenta il collegamento all’asta centrale.

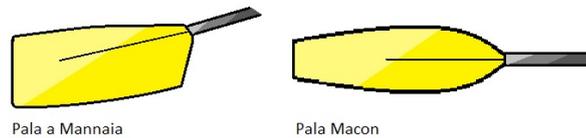


Figura 1.6: Tipologie di pala: a sinistra Pala a Mannaia e a destra Pala Macon

Tutti gli equipaggiamenti della barca sono regolati in relazione alle lunghezze antropometriche dell’equipaggio (figura 1.7); sono ad esempio regolabili: l’altezza, l’inclinazione e il posizionamento del puntapiedi, in modo da ottenere la posizione più confortevole per l’atleta, rispetto alla disposizione degli scalmi. Le regolazioni sono le stesse per ogni tipo di barca sia essa da punta o da coppia [4].

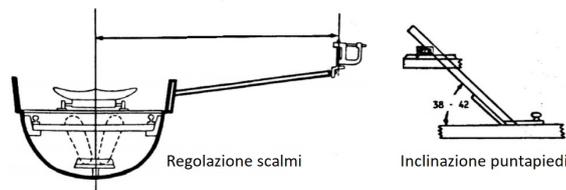


Figura 1.7: Regolazione equipaggiamenti della barca da canottaggio [4]

### 1.1.2 Canottaggio indoor

Il canottaggio indoor, anche conosciuto per l’attrezzatura utilizzata come *ergometer rowing* (canottaggio su remoergometro o a secco), è stato largamente utilizzato dagli atleti per gli allenamenti e la preparazione atletica negli ultimi decenni, in quanto permette di simulare il gesto tecnico similmente a come esso viene effettuato in barca (figura 1.8). Il remoergometro odierno è nato

grazie ai fratelli Dreissigacker, canottieri olimpionici statunitensi, in modo da potersi allenare anche durante l'inverno quando la maggior parte dei fiumi era ghiacciata o innavigabile. Oggigiorno l'indoor rowing e il remoergometro sono utilizzati sia dai principianti che si affacciano alla pratica di questo sport, che dai campioni olimpionici. Recentemente questa disciplina si è sviluppata, da un rigoroso allenamento “fuori dall'acqua”, in uno sport a sé stante. Molti paesi presentano, infatti, competizioni nazionali ed internazionali di indoor rowing, la più antica e conosciuta delle quali risulta essere la *C.R.A.S.H.B's* (Charles River All Star Has-Beens) o World Indoor Rowing Championships (Campionati mondiali di canottaggio indoor), tenuta ogni anno in febbraio a Boston (USA), ed eventualmente in concomitanza con altre città [11].

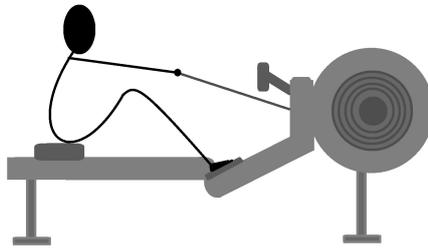


Figura 1.8: Schema di atleta su remoergometro

Il canottaggio indoor si basa sul *remoergometro*, strumento che permette di simulare verosimilmente il gesto atletico del canottaggio e del quale esistono diverse tipologie [12]. Le tipologie di macchine si differenziano principalmente per il fattore di smorzamento che generano il fattore di resistenza che simula la vogata in acqua. I remoergometri moderni si basano principalmente su due modalità di smorzamento: 1. La resistenza a pistone; 2. La resistenza a volano frenato.

In realtà i primi esempi di remoergometro, risalenti alla metà del XIX secolo, si basavano su un macchinario che sfruttava un particolare smorzatore di tipo idraulico. Solo successivamente, negli anni '50 e '60 del XX secolo, molti paesi svilupparono nuove apparecchiature basate su enormi congegni metallici dotati di un volano, sfruttando un freno ad attrito regolato in base al peso complessivo dell'attrezzo. Questo permetteva di ottenere una simulazione più precisa delle dinamiche reali del canottaggio, facendo sviluppare maggiormente la potenza degli atleti. Il fattore di correzione del peso, sul quale questo macchinario si basava, lo rese però impopolare presso i rematori del tempo. In seguito, negli anni '70, fu immesso in Norvegia il remoergometro Gjessing-Nilson, strumento che sfruttava un insieme di freni e frizioni, regolati sempre con dei pesi ma che permetteva di riprodurre i cambiamenti della vogata in barca tramite modifiche delle trasmissioni meccaniche. Per molti anni questo fu lo standard internazionale di misura della potenza nel campo atletico in tutto il mondo. Infine, negli anni '80 con lo sviluppo di macchinari più leggeri, inizia la diffusione dei primi remoergometri con resistenza da aria, inizialmente tramite l'azienda Repco e successivamente tramite gli attuali maggiori produttori di remoergometri al mondo, l'azienda statunitense *Concept2*, fondata dai fratelli Dreissigacker nel 1976 [13]. La *Concept2* sviluppò un

primo modello (Modello A (figura 1.9)) basato su un'attrezzatura rumorosa e poco sicura; esso si basava su una ruota di bicicletta alla quale erano collegate delle flange per creare la resistenza dell'aria. Fu poi sviluppato un secondo modello (Modello B) nel quale la ruota di bicicletta fu sostituita da una ventola metallica (volano solido) racchiusa in una gabbia metallica. Il Modello B fu inoltre il primo remoergometro a presentare un carrello scorrevole che meglio imitasse quello delle barche da voga, oltre all'inserimento di un monitor che permettesse all'atleta di misurare le proprie prestazioni [12]. I remoergometri della Concept2, che prevedono anche i Modelli C, D, E e Dynamic, sono macchinari leggeri, relativamente economici e consistenti che consentono di salvare e confrontare le prestazioni tra gli atleti su remoergometri differenti. È stato proprio questo a rendere possibile le competizioni di canottaggio indoor [14].



Figura 1.9: Modello A di remoergometro dell'azienda Concept2 [19]

I remoergometri (figura 1.10) sono tutti costituiti da un meccanismo di frenatura o smorzamento di energia al quale è collegato, tramite una catena, il manubrio. Il fattore di smorzamento è regolabile e permette di simulare la resistenza che l'atleta affronterebbe durante la vogata in barca. La catena, essendo pretensionata e collegata al meccanismo di frenatura, permette di poter simulare correttamente la remata di coppia. I remoergometri possono presentare un *Monitor delle prestazioni*, display digitale che monitora gli allenamenti, misurando molteplici parametri come lo stroke rate (frequenza del colpo, cioè il numero di colpi al minuto), la potenza o la frequenza cardiaca. I remoergometri presentano inoltre un alloggiamento per i piedi (foot stretcher) sul quale è posta una linguetta (flexfoot) regolabile in base alla dimensione dei piedi.

Nella parte posteriore del macchinario è presente un binario sul quale è alloggiato il carrello. La struttura del carrello, sul quale l'atleta si colloca, permette di differenziare la tipologia del remoergometro: 1. Remoergometro *a sedile mobile*, nel quale il sedile scorre su una rotaia; 2. Remoergometro *a sedile fisso*, nel quale a scorrere è principalmente l'alloggiamento per i piedi avendo anche una piccola oscillazione del sedile (figura 1.11).

Questa seconda tipologia di remoergometri, per quanto meno diffusa, offre una simulazione più fedele del canottaggio in acqua perché richiede un maggiore controllo del movimento, riproducendo

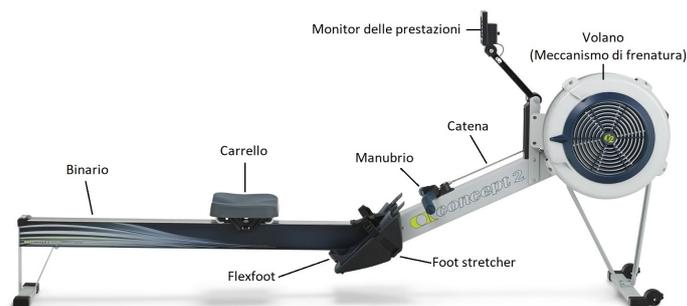


Figura 1.10: Struttura di un remoergometro Modello D dell'azienda Concept2. [35]



Figura 1.11: Tipologie remoergometro: a sinistra modello con sedile mobile (Concept2 Modello D) e a destra quello con il sedile fisso (Concept2 Dynamic). [35] [36]

più fedelmente la concentrazione e la disciplina richiesti in barca [35] [36].

La grande e veloce diffusione del remoergometro è dipesa da due fattori: 1. È un utile strumento per imparare la corretta tecnica di vogata; 2. È un'apparecchiature che permette il *cross training* (letteralmente "allenamento incrociato" cioè l'allenamento di diversi muscoli sia degli arti superiori che inferiori) e per questo utilizzato anche da atleti praticanti altri sport. Il remoergometro è infatti utilizzato sia da canottieri esperti per mantenere l'allenamento muscolare che dai principianti per apprendere l'esatto processo di vogata. Esso infatti non comporta i problemi di equilibrio che si riscontrano in barca e permette di controllare più facilmente il movimento, anche visivamente, tramite uno specchio. Il ciclo della vogata su remoergometro, analogamente a quello in barca, si basa su un iniziale movimento delle gambe, a cui segue quello del busto per terminare poi con le braccia. Per esempio, in barca, se si alzano le spalle prima della conclusione del colpo, la pala affonda in acqua perdendo molta della sua efficacia. Il remoergometro permette infatti di spezzare il movimento semplificando il processo di apprendimento della tecnica (figura 1.12) [20].

Il remoergometro, e il canottaggio più in generale, è uno strumento che utilizza tutti e tre i tipi di metabolismo muscolare: il metabolismo anaerobico lattacido, il metabolismo aerobico e il metabolismo anaerobico lattacido [21]. Questo è vero sia per normoatleti che, tramite opportune modifiche degli equipaggiamenti, per atleti con disabilità. Questa seconda categoria di sportivi appartiene ad una specifica tipologia di canottaggio: l'adaptive rowing.

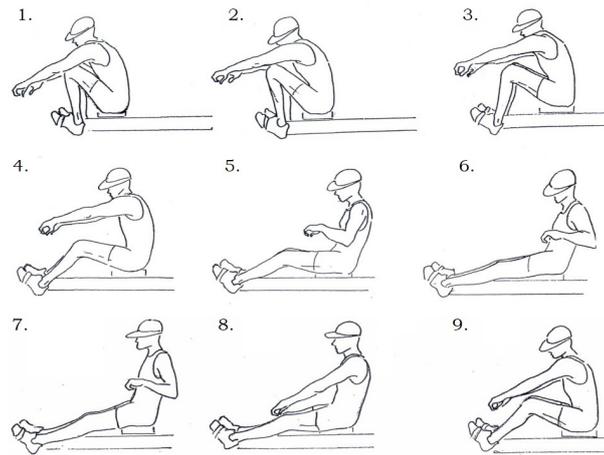


Figura 1.12: Schema tecnica di voga su remoergometro [20]

### 1.1.3 Para-rowing

Il Para-rowing o l'Adaptive rowing è il canottaggio praticato da persone con disabilità. L'indoor e l'outdoor rowing possono infatti subire dei cambiamenti per andare incontro ai bisogni di atleti adaptive, cioè atleti con una disabilità mentale o fisica, rendendo così il canottaggio accessibile ad una collettività di persone con diversa abilità [15].

Il termine adaptive rowing vuole sottolineare che, ad essere *adattato*, sia l'equipaggiamento e non lo sport in sé. Infatti, come tutte le attività fisiche adattate (APA), questo tipo di canottaggio si basa sullo studio e l'elaborazione di progetti reali in presenza di limiti fisici, sensoriali, cognitivi e comportamentali al fine di rendere praticabile per tutti la disciplina in questione. Il canottaggio è storicamente una disciplina attenta agli atleti adaptive: è stato infatti una tra i primi sport a livello internazionale ad inserire competizione per persone con disabilità, negli anni '90 [16].

Gli atleti con disabilità sono suddivisi in quattro categorie [17]:

1. Portatori di disabilità sensoriale: disabilità collegate ai cinque organi di senso;
2. Portatori di disabilità motorie: disabilità dipendente da un deficit della motricità;
3. Portatori di disabilità intellettiva: disabilità vincolata ad una condizione di salute irreversibile provocata dall'effetto di gravi patologie psichiche e neuromotorie o per disturbi specifici dell'apprendimento;
4. Portatori di disabilità psichica: disabilità riguardante problemi psichici e razionali.

Il para-rowing, regolamentato dalla FISA, identifica le prime due categorie come disabilità fisiche, per le quali l'attività sportiva prevede sia squadre miste di uomini e donne che squadre solo femminili o solo maschili; le restanti due categorie sono identificate come disabilità psichiche e prevedono anche in questo caso che gli equipaggi possano o meno essere misti. In base a quanto appena descritto, la FISA, ai fini di gara, suddivide gli atleti nelle seguenti classi:

- **PR1:** atleti che possono utilizzare solo le braccia e le spalle avendo un controllo del tronco limitato. Questa categoria era, fino al 2013, definita dalla FISA come *AS* (Arms and shoulder; Braccia e spalle).
- **PR2:** atleti che abbiano la possibilità di utilizzare i muscoli del tronco. Questa categoria era precedentemente definita *TA* (Trunk and Arms; Busto e braccia).
- **PR3:** atleti che utilizzano braccia, tronco e gambe. Appartengono a questa categoria sia atleti non vedenti che amputati ad un arto o con altre disabilità fisiche. Questa categoria era precedentemente suddivisa in classi più ristrette: 1. *LTA-VI* (Legs, Trunk, Arms - Visual Impairment; Gambe, busto e braccia – Ciechi o ipovedenti): atleti con disabilità sensoriale; 2. *LTA-AK* (Legs, Trunk, Arms; Gambe- Above the Knee Amputee; busto e braccia – Mutilati da sopra il ginocchio): atleti aventi una singola gamba mutilata; 3. *LTA-PD* (Legs, Trunk, Arms - Physical Disabilities; Gambe, busto e braccia – Fisicamente disabili): atleti che presentano una o più forme di disabilità fisiche non rientranti nelle categorie sopra descritte.
- **PR3 ID:** atleti con disabilità intellettiva. Questa categoria era precedentemente definita come *LTA-ID* (Legs, Trunk, Arms - Intellectual Disability; Gambe, busto e braccia – Disabilità mentali) [23] [18].

Lo scafo delle imbarcazioni per para-rowing non presenta differenze con quelle delle imbarcazioni per normoatleti se non che le prime sono equipaggiate con speciali sedili che variano a seconda della disabilità dell'atleta. La categoria PR1, ad esempio, è caratterizzata da barche con sedile fisso che presentano uno schienale al quale, gli atleti che non hanno un bilanciamento della seduta stabile, possano utilizzarlo a supporto e mantenimento in posizione fissa per la parte superiore del corpo. A volte, come nel caso di PR1 1x (atleti appartenenti alla categoria PR1 in competizioni singolo di coppia), le imbarcazioni possono presentare ulteriori modifiche. Nel caso descritto sono infatti equipaggiate con sistemi di galleggiamento che agiscono da stabilizzatori e che vengono fissati alle scalmiere della barca per garantire un ulteriore bilanciamento laterale [23] (figura 1.13).



Figura 1.13: Imbarcazione per competizioni PR1, con galleggianti e schienale [24]

Tutte le discipline che sono indirizzate verso atleti con disabilità devono basarsi su dei concetti base che devono guidarne lo sviluppo; primo tra tutti si deve avere che la *persona* sia al centro del

processo tecnico ed educativo, tenendo sempre in considerazione gli aspetti logistici e le limitazioni culturali che frenano la partecipazione alla pratica, oltre a quelli psicologici e fisici. Bisogna, infatti, sopra ogni cosa, garantire la dignità della persona e il suo comfort, permettendo così di poter sviluppare a pieno le capacità individuali. Ogni proposta di lavoro per atleti con disabilità presuppone inoltre una conoscenza accurata della disciplina da *adattare*, con una revisione continua della letteratura per scoprire nuove tecniche e metodi [16]. Proprio su questa linea di pensiero, per atleti paraplegici, è stata pensata e sviluppata la stimolazione elettrica funzionale FES, che permette la stimolazione controllata dei muscoli delle gambe paralizzate [18].

## 1.2 Lesione del midollo spinale

Il corpo umano interagisce con l'ambiente esterno tramite il sistema nervoso, sistema elettrochimico che rappresenta l'insieme delle strutture e degli organi che permettono di ricevere, elaborare e trasmettere gli stimoli provenienti dall'ambiente esterno e dall'interno del proprio corpo [25]. Esso è suddiviso nel sistema nervoso centrale (SNC), costituito dall'encefalo e dal midollo spinale, dove avviene l'elaborazione degli stimoli e la risposta per essi, e dal sistema nervoso periferico (SNP), costituito dai gangli nervosi e dai nervi che trasmettono gli stimoli (figura 1.14).



Figura 1.14: Midollo spinale (giallo) all'interno della colonna vertebrale (viola) [26]

Il midollo spinale è la porzione extracranica del SNC, collocata all'interno della colonna vertebrale; esso è un fitto fascio di neuroni, protetto all'interno del canale vertebrale, dal quale si irradiano i nervi e i gangli nervosi del SNP (figura 1.15).

Una sua lesione implica l'insorgenza di problematiche, temporanee o permanenti, sia a livello sensoriale che motorio, che interessano le strutture corporee al di sotto della lesione. Di fatti, dalla porzione più caudale a quella più distale, il midollo spinale controlla distretti corporei sempre più periferici. La lesione del midollo spinale (in inglese SCI, Spinal Cord Injury) è una mielolesione che può essere di origine traumatica o non traumatica. La prima tipologia deriva da un acuto cambiamento della dimensione del canale midollare a causa di una forza estrinseca mentre la

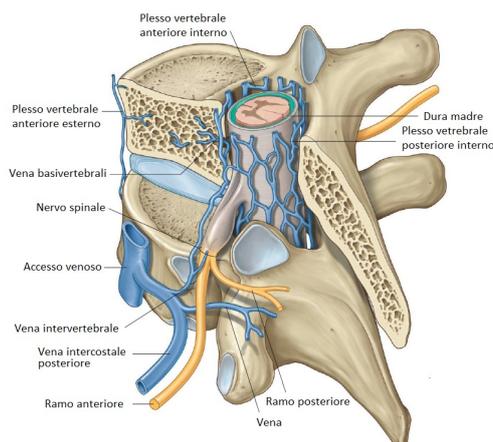


Figura 1.15: Visione postero-laterale di un plesso venoso di una vertebra [27]

seconda consegue da una patologia tumorale, vascolare, flogistica, displasica e iatrogena che attacca il contenuto e/o il contenente vertebrale [28].

Le lesioni midollari si distinguono in: complete, quando si ha una perdita totale (generalmente permanente) della capacità di inviare e ricevere impulsi nervosi sensoriali e motori al di sotto della lesione; incomplete, quando il danneggiamento del midollo è parziale, permettendo una residua attività sensoriale e/o motoria. Il livello al quale la lesione è localizzata nella colonna vertebrale, quantifica la paralisi: più è alta la lesione, maggiore è il grado della paralisi [29].

La colonna vertebrale, costituita da trentatré-trentaquattro vertebre <sup>1</sup>, è suddivisibile in cinque sezioni: le vertebre cervicali *C1-C7*, le vertebre toraciche *T1-T12*, le vertebre lombari *L1-L5*, le vertebre sacrali *S1-S5* (osso sacro) e le coccigee. In base alla regione danneggiata, si distinguono due tipologie di paralisi: la paraplegia e la tetraplegia.

La paraplegia descrive una paralisi totale o parziale che colpisce gli arti inferiori e spesso anche il tronco di un soggetto, avendo che l'estensione del danno al tronco dipende dal punto in cui si è avuta la lesione. Questa paralisi può essere o a livello delle *T1-T12*, coinvolgendo anche il tronco, o a livello delle *L1-L5*, provocando una paresi al di sotto della linea della vita. Nella paraplegia, oltre alla perdita moto-sensoriale degli arti inferiori si hanno anche delle problematiche al livello di intestino, vescica e funzioni sessuali.

La tetraplegia descrive, invece, una paralisi totale o parziale che coinvolge tutti i quattro arti ed il tronco e che si presenta in seguito ad una lesione a livello cervicale tra *C3-C7*. Questa paralisi, oltre agli effetti descritti nella paraplegia – estesi però a tutti e quattro gli arti – può anche implicare la necessità di una ventilazione meccanica (figura 1.16).

La paraplegia può essere spastica o flaccida. La paralisi spastica è una paralisi nella quale i riflessi spinali sono tuttora operanti ma il controllore di questi a livello celebrale, non funziona; questo implica degli spasmi muscolari, contrassegnati da contrazioni intense ed imprevedute o da

<sup>1</sup>Il coccige, ultimo segmento della colonna è costituito da quattro-cinque vertebre fuse tra loro.

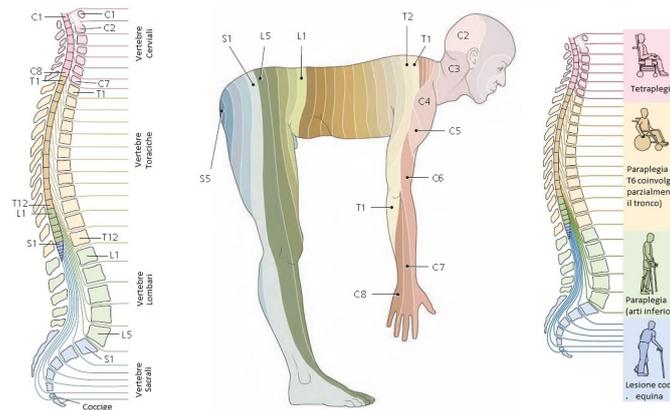


Figura 1.16: Sito della lesione midollare e della corrispondente compromissione motoria [30]

movimenti rapidi, causati da reazioni a stimoli normali, come ad esempio il dolore, che possono comportare contratture muscolari. La paralisi flaccida, invece, è una paralisi nella quale i riflessi spinali sono disattivati. In questa situazione si ha la perdita del tono muscolare degli arti, che può degenerare fino ad una loro atrofizzazione, oltre che quella del tono muscolare della vescica e dell'intestino. Le difficoltà associate alla circolazione tendono in questo caso a peggiorare e l'intestino flaccido è più soggetto a ritenzione di materiale fecale, aggravando i processi riabilitativi [29].

La riabilitazione, per persone mielose, diventa fondamentale in quanto esse sono maggiormente soggette a:

- Complicazioni polmonari: caratterizzate da insufficienza respiratoria, dalle infezioni polmonari e dall'atelettasia. Sono più consuete nei soggetti con lesioni cervicali alte complete;
- Complicazioni cardiovascolari: modifica della normale cinetica cardiovascolare per la riduzione della massa muscolare funzionante, del ritorno venoso, della funzionalità respiratoria e dei meccanismi omeostatici;
- Complicazioni gastrointestinali: dovute alla complessità dell'innervazione del tratto gastrointestinale nel gestire, soprattutto a lungo termine, la digestione fino alla fase di defecazione;
- Complicazioni dovute ad un'alterazione del metabolismo, alla secrezione di ormoni e al controllo degli elettroliti;
- Complicazioni dovute ad una perdita della densità ossea per la mancante funzionalità degli arti che può portare anche ad un'alterazione dell'escursione articolare;
- Complicazioni a livello sessuale e della minzione [28].

Una completa e ottimale gestione della lesione midollare richiede un approccio coordinato ed interdisciplinare. L'attività fisica gioca un ruolo chiave nel controllo delle patologie associate a

queste problematiche ma solo quando sono rispettati minimi criteri di intensità, volume e tipo di esercizio fisico. I risultati di tale attività sono massimizzati quando si sfruttano sistemi idonei alla condizione della persona mielolesa, come la stimolazione elettrica funzionale.

### 1.3 Stimolazione FES

La stimolazione elettrica funzionale (Functional Electrical Stimulation - FES) è una tecnica che produce contrazioni in muscoli paralizzati tramite l'applicazione di piccoli impulsi elettrici sulle fibre muscolari di interesse [31]. La contrazione muscolare è fisiologicamente regolata da impulsi nervosi (elettrici) che dal SNC, tramite il SNP, sono trasferiti ai muscoli. Il primo a dimostrare la funzionalità della FES ciclica, negli arti inferiori, fu Jerrold Petrofsky (The Guardian, 16 novembre 1982) e da allora la tecnica è stata altamente sviluppata e applicata in clinica [3]. Le attività FES assistite, come lo stare in piedi, il cammino, il ciclismo e il canottaggio, inducono dei vantaggi nei soggetti affetti da lesione midollare, come, ad esempio, un miglioramento della circolazione cardiovascolare [32] o la riduzione dell'osteoporosi [2]. Queste attività permettono, infatti, di stimolare il *normale* funzionamento degli arti, prevenendo la perdita di densità ossea dovuta a una mancanza dei carichi sugli arti interessati (tipicamente gli arti inferiori) oltre ad aiutare la circolazione sanguigna tramite l'attività muscolare (figura 1.17).



Figura 1.17: Esempio di allenamento tramite FES rowing [31]

La stimolazione deve essere efficace senza indurre, troppo velocemente, l'insorgenza della fatica muscolare. La stimolazione è effettuata tramite elettrodi posti sulla cute o impiantati vicino alle fibre muscolari di interesse. Gli elettrodi impiantati hanno il vantaggio di avere un'alta specificità permettendo l'applicazione di una corrente minore per depolarizzare la porzione muscolare di interesse. Gli elettrodi cutanei invece sono facilmente applicabili e non sono invasivi ma hanno lo svantaggio di avere una minore specificità [1]. Infatti, applicando una stimolazione ad un muscolo, si eccita la porzione sottesa tra i due elettrodi: uno che inietta la corrente e l'altro che la raccoglie

(figura 1.18). In base alla distanza tra gli elettrodi (distanza interelettrodoica o inter-electrode distance *ied*) si stimola da una piccola porzione di un muscolo fino a stimolare muscoli differenti, all'aumentare della *ied*. Più specificatamente all'aumentare della *ied* aumenta il volume di tessuto nel quale il carico fluisce ma, a parità di intensità, il carico diminuisce con l'aumento della *ied*.

In generale la potenza della contrazione FES indotta dipende da molteplici fattori, che includono:

- Il posizionamento degli elettrodi;
- La distanza interelettrodoica;
- La conducibilità dei tessuti tra gli elettrodi e il target nervoso/muscolare;
- Lo stato di allenamento del muscolo;
- La frequenza della corrente;
- L'ampiezza e la durata dell'impulso di corrente [1].

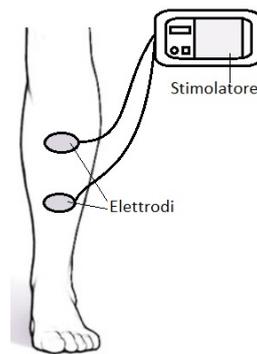


Figura 1.18: Esempio di stimolazione

Le limitazioni della FES sono principalmente due: 1. Un reclutamento delle unità motorie non fisiologico, poiché tramite la FES si eccitano, per tutta la durata della stimolazione, tutte le fibre muscolari alle quali la stimolazione è applicata; 2. Veloce insorgenza di fatica muscolare per le modalità di stimolazione [1].

Nonostante queste limitazioni, la stimolazione elettrica funzionale risulta essere una tecnica efficace che porta molti benefici nei soggetti mielolesi, come più approfonditamente spiegato nella sezione Benefici del canottaggio per il FES rowing.

## 1.4 Benefici del canottaggio

Il canottaggio è uno sport altamente allenante che richiede un'elevata capacità di resistenza, definita come l'abilità di persistere nella performance dell'attività fisica. Essa è quindi la capacità

dell'atleta di adempiere per un certo periodo di tempo ad un dato carico che, in questo caso, corrisponde alla gestione della barca. Questo implica lo sviluppo sia di una prestante forma fisica che dei metabolismi muscolari, fonti di energia del corpo umano. I metabolismi muscolari sono:

1. il metabolismo anaerobico senza la produzione di lattato, veloce ma di minor efficienza rispetto quello aerobico. È generalmente sfruttato nelle fasi iniziali di gara.
2. il metabolismo aerobico, che si basa sul consumo di ossigeno, di lenta insorgenza ma altamente efficiente. È generalmente utilizzato durante la gara;
3. il metabolismo anaerobico con produzione di lattato, quando l'afflusso di ossigeno alle cellule muscolari è insufficiente. Esso comporta la produzione di cataboliti, noti come acido lattico. È generalmente utilizzato nei momenti di sprint come la fase conclusiva di una competizione.

L'allenamento per incrementare la capacità di resistenza nel canottaggio prevede l'aumento dell'utilizzo del metabolismo aerobico, che dovrebbe contribuire per il 75-80% come fonte di energia durante una competizione. Il sistema di trasporto dell'ossigeno coinvolge inizialmente il sistema respiratorio, poi quello cardiovascolare per terminare in quello muscolare [4]. Il canottaggio migliora quindi sia il sistema respiratorio, aumentando il consumo del volume di ossigeno ( $VO_2$ ), sia il sistema cardiovascolare, portando anche ad un adattamento capillare del sistema, che il sistema muscolare, contribuendo ad aumentare la forza e la resistenza.

Ciò è vero non solo per gli atleti sani ma anche per persone diversamente abili, per le quali l'attività fisica comporta molti benefici. Si ha, infatti, che anche per atleti con disabilità il canottaggio migliora la funzionalità del sistema cardiocircolatorio, aiuta nel controllo del peso grazie all'incremento della spesa energetica e del metabolismo basale, oltre a promuovere la secrezione di risposte neuroendocrine, come la produzione di endorfine con effetti positivi sul tono dell'umore. Il para-rowing permette, di fatti, non solo di potenziare la condizione fisica ma anche l'autostima; lo sport implica un'evoluzione e un progresso dello stato funzionale e della qualità della vita, diventando un supporto contro i pregiudizi e la discriminazione e insegna ai para-atleti come migliorare l'autosufficienza e a creare e rafforzare la loro cognizione sociale [33].

Negli atleti con disabilità fisica gli aggiustamenti cardiovascolari possono essere diversi in base al livello della lesione spinale [33]; in tutti i soggetti SCI si ha però che un'intensa attività sportiva come il canottaggio porti ad una significativa riduzione di malattie cardiovascolari e dell'obesità. Non è ancora noto però se esista una *soglia di esercizio*, determinabile sui soggetti sani, che indichi il minimo livello di intensità di esercizio fisico per la quale si possano ottenere dei benefici per soggetti SCI [3]. Nonostante la massa muscolare attiva sia ridotta a causa della paralisi, con un conseguente minor consumo di ossigeno, un esercizio fisico intenso riesce a sopperire (parzialmente) questo deficit. Ad esempio, la contrazione muscolare coadiuva il cuore nell'azione di profusione del sangue ai tessuti, in quanto comprimendo i vasi, genera un'ulteriore spinta sul tessuto ematico riducendo, soprattutto nel ritorno venoso, l'affaticamento cardiaco (figura 1.19).

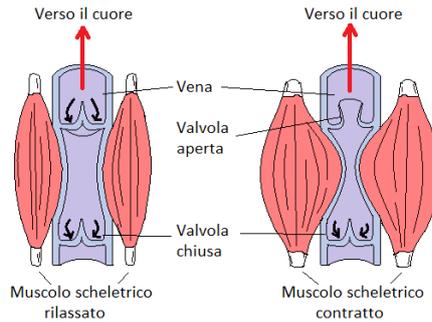


Figura 1.19: Azione di spinta sul ritorno venoso prodotta dalla contrazione muscolare

Per non rischiare di sovrautilizzare e stressare gli arti superiori, il FES rowing rappresenta un'ottima soluzione: esso permette infatti di stimolare gli arti inferiori, analogamente a quanto farebbe un normo-atleta che, insieme alla contrazione volontaria degli arti superiori (ed eventualmente del tronco), permette la riproduzione del gesto atletico completo. Il FES rowing, infatti, consente di ottenere i benefici sopra elencati per il canottaggio portando anche ad una riduzione del rischio di insorgenza di diabete mellito e migliorando il controllo sull'insorgenza dell'osteoporosi ([2], [3]) in quanto, carichi sugli arti inferiori, rallentano l'impoverimento della densità ossea del sistema muscolo-scheletrico (figura 1.20).

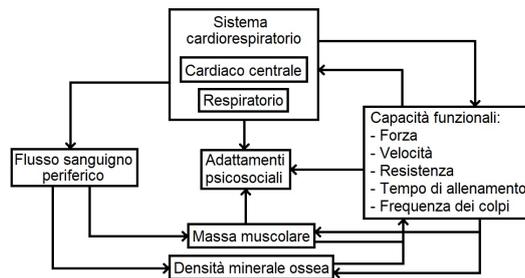


Figura 1.20: Relazione tra lo stato di salute e i benefici conseguenti ad un allenamento FES [41]

## 1.5 Descrizione del gesto atletico

L'abilità tecnica di un atleta, combinata con una buona capacità fisica, può aumentare notevolmente il livello della performance. Infatti, per quanto il ruolo della tecnica sia importante in ogni sport e per quanto il raggiungimento di elevati livelli di prestazione sia il risultato di più fattori, nel canottaggio questa diventa fondamentale per poter raggiungere alte prestazioni [4].

Il canottaggio è uno sport basato su un movimento ciclico che coinvolge tutto il corpo. Le fasi fondamentali del ciclo di vogata sono le medesime sia per la remata di coppia che di punta, avendo che nella prima il movimento degli arti superiori deve essere simmetrico e contemporaneo. Tali fasi, alle quali ci si riferisce generalmente utilizzando i nomi inglesi (nell'elenco successivo riportati tra parentesi), sono (figura 1.21):

## 1.6. MOTIVAZIONE DELLO STUDIO: PROBLEMATICHE ATTUALI NEL FES ROWING

**Attacco** (Catch): istante iniziale del ciclo nella quale il tronco dell'atleta è nella posizione più vicina al puntapiedi. Il busto è inclinato di circa  $45^\circ$  e gli arti inferiori sono massimamente piegati. Questo permette l'adeguato utilizzo del carrello e risulta ideale per la trasmissione della forza delle gambe per il colpo (fase successiva). In barca questo momento del ciclo è l'ultimo nel quale le pale sono parallele alla superficie dell'acqua mentre sul remoergometro è la fase nella quale l'atleta è nella posizione più frontale (vicina al volano).

**Passata** (Drive): fase del ciclo nel quale si ha il colpo, grazie alla forza trasmessa dal corpo alla barca. Infatti, sia le gambe, che la parte superiore del corpo, comprendenti le spalle, le braccia e i muscoli della schiena, contribuiscono a generare la potenza necessaria per il movimento. Nella prima fase della passata gli arti inferiori trasmettono il peso del corpo alla pedaliera, estendendosi, mentre la parte superiore del corpo è in contrazione isometrica per trasmettere la spinta ai remi. A circa metà della distensione delle gambe si ha l'intervento del busto che si estende all'indietro e, quando le mani sono all'incirca sopra le ginocchia, gli arti superiori iniziano a flettersi fino a portare le mani prossime al busto. È importante che il movimento delle varie parti del corpo sia continuo così da sviluppare un'accelerazione costante per tutta la vogata.

**Finale** (Finish): istante finale della passata nel quale gli arti inferiori sono estesi e si ha il completamento del gesto atletico del tronco. Il tronco viene leggermente disteso oltre la verticale e gli arti superiori si flettono portando i gomiti paralleli al busto, così da creare un angolo retto tra l'avambraccio e l'asta del remo, senza flettere i polsi. In barca questo momento è quello nel quale si ha l'estrazione dei remi dall'acqua mentre, sul remoergometro, è l'istante nel quale l'atleta raggiunge la posizione più posteriore (lontana dal volano).

**Recupero** (Recovery): fase del ciclo nel quale l'atleta si riporta in posizione di attacco, svolgendo in ordine inverso, il gesto atletico della passata. Si ha quindi un'iniziale distensione delle braccia, seguita dalla flessione del tronco a cui succede quella degli arti inferiori. In barca questo è la fase nella quale i remi sono fuori dall'acqua e l'atleta si riporta in posizione di catch [4].

## 1.6 Motivazione dello studio: problematiche attuali nel FES rowing

Il FES rowing combina l'esercizio volontario della parte superiore del corpo con l'esercizio dato dalla stimolazione elettrica per la parte inferiore, in soggetti con lesione midollare. Esso ha come obiettivo quello di far sì che l'atleta con lesione midollare (Spinal Cord Injury SCI) possa remare nel modo più simile possibile ad un normoatleta, che può autonomamente utilizzare sia gli arti

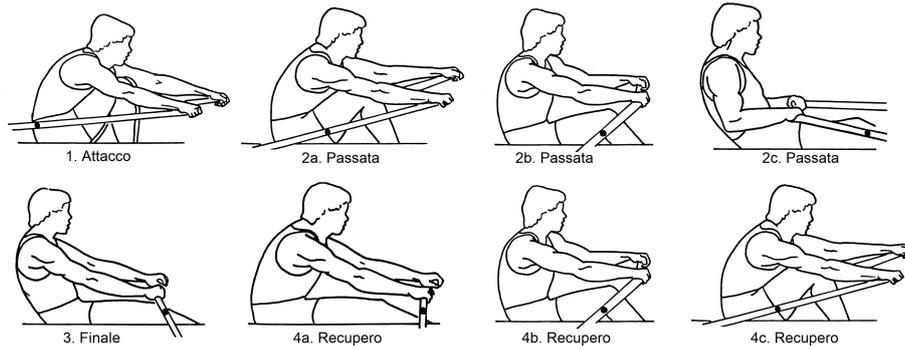


Figura 1.21: Fasi del ciclo di voga [4]

inferiori che quelli superiori [31], permettendo la flessione-estensione delle gambe. A tale scopo è stato studiato sia il movimento degli arti inferiori dei canottieri non affetti da lesione midollare, sia i principali muscoli coinvolti nel gesto atletico al fine di sviluppare specifici remoergometri che supportassero l'atleta paralizzato durante la vogata: un esempio di questi macchinari sono i sistemi RowStim [37].

Il sistema utilizzato nel FES rowing stimola il quadricipite femorale (costituito dal retto femorale, vasto laterale, vasto mediale e vasto intermedio) per l'estensione del ginocchio durante la *passata* (fase nella quale l'atleta applica la forza ai remi necessaria per muovere la barca), mentre stimola i muscoli ischio-crurali (costituiti da bicipite femorale, semitendinoso e semimembranoso) per la flessione del ginocchio durante il *recupero* (fase nella quale l'atleta si riporta nella posizione iniziale del ciclo di voga, avendo i remi fuori dell'acqua) [3]. Tuttavia non sempre gli studi che applicano il FES rowing indicano specificatamente quali siano i muscoli stimolati. A seconda dei gruppi muscolari attivati si ha una flessione o un'estensione del ginocchio [34] (figura 1.22).

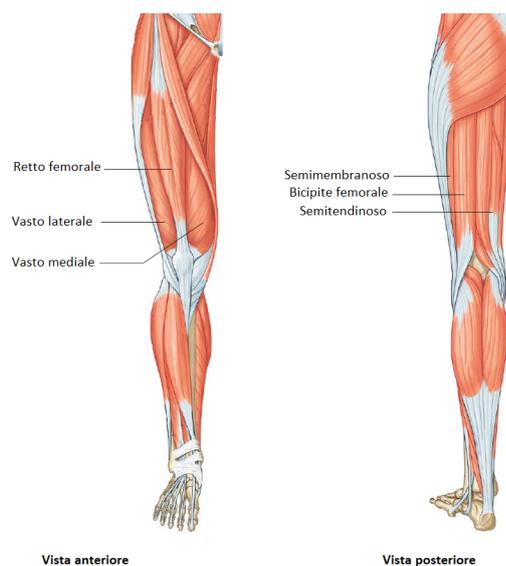


Figura 1.22: Muscolatura degli arti inferiori stimolata nel FES rowing [27]

## 1.7. STATO DELL'ARTE: NOZIONE DI BASE E RISULTATI NOTI SUL FES ROWING

Alla base di tutto questo vi è la comprensione del movimento degli arti inferiori (e più in generale di tutto il corpo) per realizzare un modello della vogata. Infatti, è necessario conoscere la cinematica e la dinamica del ciclo di remata del canottaggio, per poter stimare in sicurezza e disporre successivamente delle accelerazioni necessarie nel FES rowing.

La stimolazione elettrica funzionale, applicata al canottaggio, presenta però attualmente delle problematiche che ne limitano il suo utilizzo e che non permettono quindi il raggiungimento dei reali benefici ad esso associati. La stimolazione induce, infatti, una veloce insorgenza della fatica muscolare che condiziona il reale volume di allenamento; inoltre, i protocolli attuali, stimolando esclusivamente i muscoli della coscia, non riescono a riprodurre una cinematica degli arti inferiori omogenea e completa come quella osservata in soggetti normo-dotati [42] avendo dei problemi sul coordinamento muscolare e sull'esecuzione del gesto atletico. L'ottimizzazione dei protocolli nel FES rowing è un problema cruciale per i soggetti affetti da lesione midollare. L'ottenimento di parametri di stimolazione più adeguati alla vogata richiede il controllo della cinematica degli arti inferiori e quindi il monitoraggio dei cambiamenti nell'angolo di ginocchio, discriminante per il comportamento delle gambe nel canottaggio. Infatti, in base allo stato di flesso-estensione del ginocchio, è possibile determinare quali muscoli sarebbe più opportuno stimolare in base alla funzione che essi svolgono, se siano cioè estensori o flessori di ginocchio. In letteratura sono presenti ([42], [45], [46]) protocolli che stimano l'evoluzione dell'angolo di ginocchio ma sono basati su sistemi di difficile utilizzo quotidiano, dagli elevati costi e tempi associati al loro utilizzo, oltre ad essere fonte di ingombro per gli atleti durante la performance. Una soluzione più funzionale è quella di strumentalizzare il remoergometro invece che l'atleta, con sensori a basso costo e di veloce calibrazione, al fine di ottenere i dati dell'andamento del sedile e del manico. Infatti, in studi che applicano la stimolazione FES al canottaggio ([50], [51]), si trovano esempi di come l'acquisizione di questi dati, rilevati tramite encoder ottici, possano fornire un feedback per la stimolazione. Gli studi citati ([50], [51]), infatti, coadiuvano con sistemi semplici e poco ingombranti, l'identificazione corretta delle fasi del ciclo di vogata, in modo tale da stimolare il quadricipite o i muscoli ischio-crurali in base alla necessità di flettere o estendere gli arti inferiori. Questo però non garantisce l'ottimizzazione della stimolazione in quanto, non tenendo in considerazione la corretta cinematica degli arti inferiori di un normo-atleta (elemento base per migliorare gli attuali protocolli di stimolazione nel FES rowing), non determina il corretto (e completo) movimento delle gambe.

## 1.7 Stato dell'arte: nozione di base e risultati noti sul FES rowing

Per quanto il FES rowing risulti essere una disciplina recente, la sua diffusione è già ampia e in costante crescita, come dimostrano le competizioni internazionali amministrare dalla FISA [56].

Sono numerosi i lavori che studiano il canottaggio FES, nei quali i diversi autori propongono soluzioni e protocolli differenti, che permettano di adattare il remoergometro e riprodurre il gesto atletico completo. Alla base di questi studi vi è la comprensione della cinematica e della cinetica del gesto, con particolare attenzione al comportamento degli arti inferiori.

Nella letteratura [42], [43], [44], si trovano molteplici esempi di stima della forza e dei momenti delle forze esercitati sugli arti inferiori, ma limitati nella formulazione di un modello cinematico. Generalmente si ha anche che, il processo di realizzazione del modello e i range articolari, non siano riportati esplicitamente [45]. A tal fine, sempre dalla letteratura, si evince che i protocolli più utilizzati per determinare la cinematica degli arti inferiori siano principalmente quelli che si basano su sistemi optoelettronici (*motion capture*), sia quelli che sfruttano marker attivi sia quelli che si basano su marker passivi [45], [46]. Si trovano però anche esempi di protocolli che utilizzano sistemi elettromagnetici [47] o semplici registrazioni video [48] delle performance. Tutti però utilizzano, per la ricostruzione degli arti (e del corpo), un insieme di segmenti rigidi.

I sistemi ottici di motion capture sono dei sistemi per la rilevazione e l'analisi di movimento di un corpo (o di una sua parte). Essi si basano su un sistema di telecamere che riprende il movimento da angolazioni differenti e che permette la ricostruzione dello stesso in *3D*. Le telecamere rilevano, più che il soggetto, dei sensori, i marker, posizionati sui dei punti caratteristici per determinare il movimento di interesse. I marker possono essere attivi o passivi e, in base alla loro caratteristica, il sistema di telecamere di rilevazione è leggermente differente. I marker attivi sono dei LED (Light Emitting Diodes, diodi ad emissione di luce) che emettono una radiazione elettromagnetica, generalmente nell'infrarosso, mentre, quelli passivi, sono dei dispositivi costituiti da elementi che riflettono una radiazione proiettata su di essi. I sistemi ottici di motion capture sono i più utilizzati sia a livello clinico che sportivo in quanto permettono di determinare la posizione e l'orientamento di un corpo con un'alta accuratezza, precisione e risoluzione. Hanno inoltre un range di rilevamento superiore a molti altri sistemi di misura e sono wireless. Sono però sistemi molto costosi, ingombranti che prevedono un set up lungo e complesso sia a livello di calibrazione del sistema che di acquisizione e post processing dei dati. Sono inoltre soggetti a problemi di occlusione in quanto, se un marker viene nascosto alle telecamere per il movimento dell'atleta, la ricostruzione dell'andamento risulta errata. Per di più, una ricostruzione fine del movimento, prevede l'utilizzo di un alto numero di marker ma, all'aumentare del numero di sensori, vi è un ingombro maggiore per il soggetto che deve svolgere il gesto atletico. In letteratura si trovano sia esempi di sistemi che utilizzano un numero ristretto di marker, come in uno studio di Kaya et al. del 1995 [46] con 9 marker passivi per ogni lato del corpo, che protocolli che ne impiegano un numero molto superiore, come in uno studio di Halliday et al. del 2001 [45] con 81 marker passivi (figura 1.23).

Gli esempi citati ricostruiscono il gesto atletico del canottaggio in modo differente, sebbene siano stati entrambi stimati dall'indoor rowing; per [46] un modello bidimensionale (sul piano

## 1.7. STATO DELL'ARTE: NOZIONE DI BASE E RISULTATI NOTI SUL FES ROWING

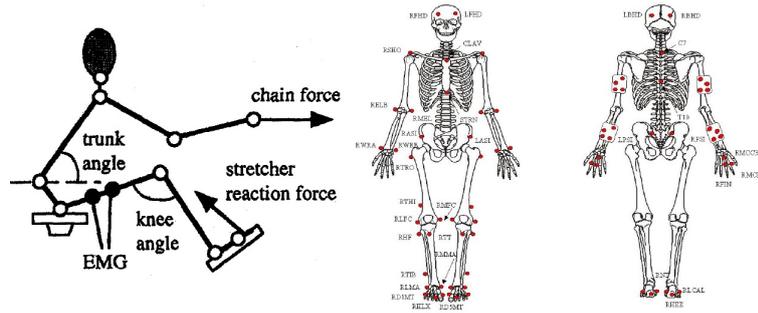


Figura 1.23: Posizionamento marker negli studi di Kaya et al. 1995 [46] a sinistra e di Halliday et al. 2001 [45] a destra

sagittale) è sufficiente a descriverne il movimento, mentre per [45], il movimento di tutto il corpo risulta svolgersi in uno spazio tridimensionale. Gli stessi autori però, in uno studio successivo (Halliday et al. 2004) [42], sempre ricostruendo la cinematica degli arti inferiori con un modello tridimensionale, identificano ai fini del FES rowing, che il movimento principale e discriminante del ginocchio avvenga nel piano sagittale e che corrisponda a quello di flessione-estensione, con una contenuta rotazione del ginocchio nella fase di finish. In ogni caso, tutti gli autori concordano nel descrivere la cinematica degli arti inferiori tramite l'evoluzione dell'angolo articolare di ginocchio, identificano un medesimo andamento sinusoidale di tale angolo, dovuto alla flessione-estensione delle gambe. Questo andamento presenta un plateau nel punto del ciclo nel quale l'atleta inverte la direzione del carello lungo la monorotaia (fase di finish) (figura 1.24).

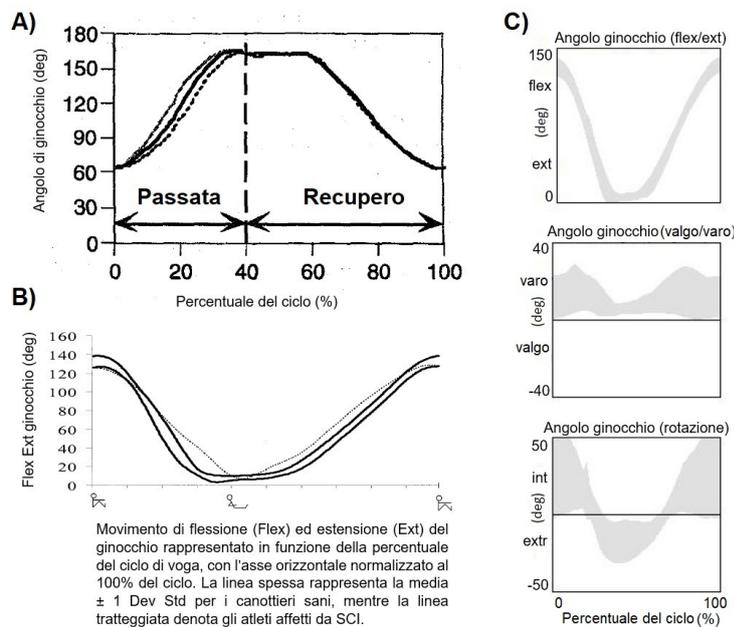


Figura 1.24: Escursione angolo di ginocchio: A) flessione-estensione [46], B) flessione-estensione [45], C) flessione-estensione, abduzione-adduzione (ginocchio varo-valgo), intra-extra rotazione [42]

Gli autori differiscono tuttavia per i valori che l'angolo di ginocchio raggiunge nelle varie fasi:

ponendo per la gamba totalmente estesa il valore nullo dell'angolo in [45] e di  $180^\circ$  in [46], [46] determina che l'escursione dell'angolo di ginocchio nel ciclo di vogata sia di circa  $100^\circ$  mentre per [45] il ginocchio presenta un'escursione di circa  $150^\circ$  nella flessione-estensione, una abduzione (ginocchio varo) che raggiunge un'escursione di  $35^\circ$  nella fase di finish e una rotazione del ginocchio interna fino a circa  $50^\circ$  nella fase di recovery e nella fase di drive con una rotazione esterna di circa  $25^\circ$  nella fase di catch. Questi ultimi risultati sono confermati anche nello studio successivo degli autori [42] per la flessione-estensione della gamba. Bisogna inoltre tener conto che questi studi siano stati condotti su gruppi di soggetti differenti: [46] e [45] studiarono esclusivamente piccoli gruppi di canottieri sani mentre, lo studio di [42] confrontò atleti sani con atleti paraplegici. Per il confronto dei risultati si considerano quindi solo i dati ottenuti per i soggetti sani. Per [46] la variabilità nella stima dell'angolo durante il ciclo si ha solo nella fase di drive nella quale si ha il colpo, ma questo potrebbe dipendere dal fatto che il suo studio abbia compreso solamente due atleti. In [45] e [42] si ha, invece, una certa variabilità sull'andamento dell'angolo di ginocchio in tutto il ciclo, avendo però che essa risulta essere molto più contenuta nel movimento di flessione-estensione rispetto che a quello di abduzione-adduzione e intra-extra rotazione. Si osserva, infine, che sia in [45] che [42] non vi siano riferimenti espliciti alla durata delle varie fasi del ciclo per cui è possibile fare solo un confronto qualitativo sulla velocità con la quale il ginocchio passa dalla sua escursione minima a quella massima.

In letteratura si trovano esigui riferimenti sullo studio della simmetria del movimento degli arti inferiori; in uno di questi (Colloud 2002) [49] l'andamento di tutto il corpo per vogata su remoergometro, è stato esaminato con un sistema di motion capture ottico utilizzando 16 marker passivi e analizzando successivamente il corpo come una catena cinematica di segmenti rigidi (figura 1.25).

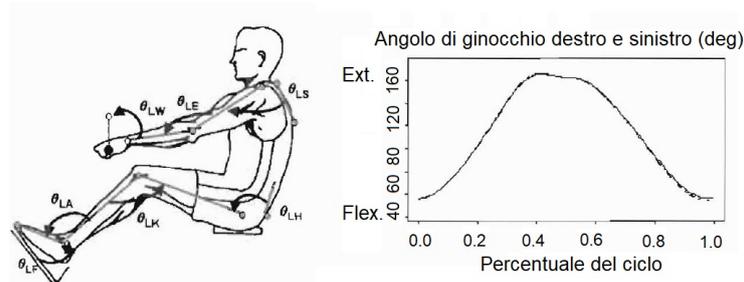


Figura 1.25: A destra posizionamento marker in Colloud et al. 2002 [49] e a sinistra la rappresentazione dell'angolo di ginocchio: linea continua per l'arto inferiore sinistro e tratteggiata per quello destro

I risultati per la flessione-estensione di un singolo arto hanno riportato, a livello dell'angolo di ginocchio, andamenti analoghi a quelli stimati da [45] con un'escursione minore intorno ai  $100^\circ$ . Lo studio condotto da [49] dimostra inoltre una significativa simmetria per gli angoli di flessione-estensione nei due arti inferiori. Questo suggerisce che i canottieri abbiano movimenti simmetrici

delle gambe anche se possono essere prodotte delle forze di allungamento asimmetriche tra i due arti. La simmetria del movimento valida il modello cinematico bidimensionale studiato in questo lavoro, anche se, per uno studio più completo, sarebbe opportuna un'indagine tramite un modello 3D.

Un altro esempio di protocollo che si trova in letteratura [47] per determinare la cinematica degli arti inferiori nel canottaggio, utilizza un sistema di motion capture basato su sensori elettromagnetici. Essi permettono di rilevare sia la posizione che l'orientamento di un corpo, utilizzando piccoli sensori indossabili collegati ad una centralina posta sul soggetto; da questa i segnali sono trasferiti wireless ad un ricevitore per l'elaborazione. Questi sistemi sono costituiti da un emettitore e da diversi ricevitori (i sensori) per determinare il range di movimento dei segmenti corporei sui quali sono posti. L'emettitore è formato da tre solenoidi ortogonali tra loro che generano tre campi magnetici grazie alla corrente che passa nelle bobine. I sensori sono a loro volta costituiti da tre solenoidi ortogonali che, muovendosi nel campo magnetico generato dall'emettitore per i movimenti del soggetto al quale sono collegati, inducono una corrente proporzionale alla distanza e all'orientazione dal generatore stesso. Questi sistemi sono molto accurati quando sono prossimi all'emettitore ma la risoluzione, la precisione e l'accuratezza decrescono velocemente all'allontanarsi dal generatore. Inoltre sono sensibili ad interferenze di elementi metallici e hanno un basso range di misurazione. Sono però sistemi duraturi, poco ingombranti e molto più economici di quelli optoelettronici. L'esempio di protocollo sopracitato [47] utilizza un emettitore posizionato lateralmente ad 1m di distanza dal remoergometro e sopraelevato rispetto al terreno di 1.5m, sfruttando quattro sensori per quantificare la cinematica; sebbene i risultati dell'andamento degli arti inferiori non vengono esplicitati, lo studio afferma che il gesto atletico si svolge principalmente nel piano sagittale, nonostante sia stato realizzato un modello 3D.

Esistono anche esempi di protocolli in letteratura [48] che utilizzano registrazioni video delle performance. Questi protocolli, per quanto abbiano un set up estremamente veloce ed economico, permettono solo un'indagine qualitativa del movimento, in quanto non è possibile ottenere un feedback in termini di velocità e di quantificazione dello stesso. Sono per questo attualmente scarsamente utilizzati, se non come supporto allo studio.

## 1.8 Scopo dello studio

Lo scopo di questo lavoro è la realizzazione di un modello biomeccanico cinematico 2D+ degli arti inferiori, per una stima accurata degli angoli articolari di ginocchio senza l'utilizzo di telecamere o sensori inerziali. Il fine di questo lavoro è quello di ottimizzare gli attuali protocolli di stimolazione nel FES rowing. Il modello si definisce 2D+ in quanto assume la simmetria degli arti, perciò, studiando un singolo arto, si riesce a determinare l'andamento di entrambi "duplicando" la modellizzazione. Il modello biomeccanico cercato è un modello paziente-specifico per

l'indoor rowing, realizzato basandosi su sistemi semplici e poco ingombranti, dal set up veloce che strumentalizza il remoergometro e non l'atleta. L'elemento chiave del modello risulta essere la predizione dell'andamento dell'angolo di ginocchio, in quanto permette di identificare lo stato degli arti inferiori durante la vogata, discriminandone le varie fasi. Gli input del modello sono i dati dell'andamento del carrello e del manicotto, oltre che alle misure antropometriche dell'atleta. Il prelievo dei dati sull'evoluzione del sedile e del manicotto sono ottenuti grazie a degli encoder posizionati coassialmente all'albero del volano e sotto al carello. Il modello è realizzato a partire da dati prelevati da soggetti normodotati, dai quali si ricava l'evoluzione dell'angolo di ginocchio; questo, insieme alle misure antropometriche del para-atleta, sarà l'input per l'applicazione del modello al fine di ottimizzare gli attuali protocolli nel FES rowing, stimolando i muscoli idonei alla specifica fase del ciclo e riproducendo una cinematica degli arti inferiori più simile a quella osservata nei normoatleti. In questo lavoro si propone, quindi, un modello che riesca a stimare correttamente i cambiamenti dell'angolo di ginocchio durante la vogata su remoergometro a partire dall'andamento del sedile, validando i dati ottenuti tramite quelli misurati tramite un elettrogoniometro articolare.

## Capitolo 2

# Materiali e metodi

### 2.1 Modello biomeccanico

Il movimento degli arti inferiori è costituito dall'insieme traiettorie delle articolazioni in uno spazio cartesiano nel tempo. Un semplice modello  $2D$  sembra essere adeguato a descriverne il movimento quando lo studio del gesto atletico è circoscritto alla sola performance degli arti inferiori in una configurazione planare [38] [39]. Le equazioni di movimento del sistema meccanico sono assemblate utilizzando segmenti rigidi rappresentanti i segmenti anatomici, interconnessi da giunti ideali, ed ipotizzando il movimento degli arti perfettamente simmetrico [38] [49]. Si ha così che studiando un singolo arto, si possano modellizzare entrambi, avendo che la cinematica sia uguale e che essi siano paralleli e distanziati tra loro per lo spessore del bacino. Questo rende il modello biomeccanico  $2D$ , un modello biomeccanico  $2D+$  in quanto rappresenta ambedue gli arti inferiori raddoppiando la modellizzazione svolta per uno solo.

Il canottaggio su remoergometro si basa sulla ripetizione di un movimento ciclico che produce un'alternanza di flessione ed estensione degli arti inferiori. Utilizzando l'angolo di ginocchio *theta* come l'elemento discriminante principale del modello biomeccanico degli arti inferiori, la fase propulsiva (drive) porta all'aumento dell'angolo di ginocchio, da un valore minimo ad uno massimo per l'estensione delle gambe, mentre la fase di recupero (recovery) porta alla diminuzione dell'angolo di ginocchio in quanto si ha la flessione delle gambe. L'arto inferiore può essere rappresentato tramite due segmenti rigidi: uno che rappresenta il segmento coscia, definito agli estremi dalle articolazioni dell'anca e del ginocchio, e l'altro che rappresenta il segmento gamba, definito agli estremi dall'articolazione del ginocchio e della caviglia. Nota la posizione dell'anca (*end effector*) è possibile ricostruire l'andamento dell'angolo di ginocchio (*giunto*) tramite un'analisi cinematica inversa (figura 1.21).

L'*analisi cinematica inversa di posizione* permette, nota la posizione nel tempo dell'end effector  $s$ , di determinare l'andamento dei giunti  $q$ . Ponendo un sistema di riferimento cartesiano con

origine nella caviglia A, asse laterale ortogonale alla rotaia del remoergometro e asse antero-posteriore parallela ad essa, si ha che:

$$\mathbf{s} = \begin{bmatrix} x_H \\ z_H \end{bmatrix} \quad \mathbf{q} = \begin{bmatrix} \alpha \\ \theta \end{bmatrix}$$

Dove  $H$  è la posizione dell'anca rispetto alla caviglia A,  $\theta$  l'angolo articolare di ginocchio sotteso tra il segmento coscia e il segmento gamba e  $\alpha$  l'angolo di caviglia che il segmento gamba crea con la rotaia. Allora, considerando che sia  $\theta$  che  $\alpha$  hanno un'escursione che rientra nel range  $(0, \pi)$ , si ha che:

$$\begin{cases} \alpha = \arccos\left(\frac{l^2 + \|\mathbf{AH}\|^2 - t^2}{2 \cdot l \cdot \|\mathbf{AH}\|}\right) + \arctan \frac{z_H}{x_H} \\ \theta = \arccos\left(\frac{l^2 + t^2 - \|\mathbf{AH}\|^2}{2 \cdot l \cdot t}\right), \end{cases} \quad \text{tale che } \|\mathbf{AH}\|^2 = (x_H)^2 + (z_H)^2 \quad (1)$$

Dove  $l$  è la lunghezza del segmento gamba,  $t$  la lunghezza del segmento coscia e  $\|\mathbf{AH}\|$  la lunghezza del vettore che congiunge l'anca  $H$  alla caviglia A.

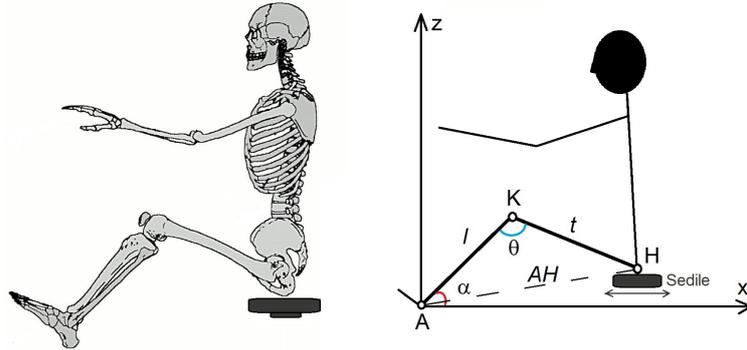


Figura 2.1: Realizzazione modello biomeccanico arto inferiore: dalla struttura scheletrica al modello [40]

Durante il ciclo, l'anca vincolata sul carrello, trasla lungo il binario (in direzione  $x$ ) muovendosi in avanti e indietro e facendo sì che la gamba si estenda e si fletta. Ai fini del modello biomeccanico è sufficiente quindi una descrizione dell'andamento di  $\theta$  per descrivere il gesto atletico del canottaggio, in quanto si suppone che la caviglia rimanga in posizione fissa avendo solamente che il segmento gamba ruoti intorno ad essa.

I cambiamenti dell'angolo articolare di ginocchio theta sono descrivibili a partire dalla Legge del coseno (2), in quanto, noto l'andamento del modulo di  $\mathbf{AH}$  nel tempo, è possibile determinare l'evoluzione di  $\theta$ :

$$\|\mathbf{AH}\|^2 = t^2 + l^2 - 2 \cdot l \cdot t \cdot \cos\theta \quad (2)$$

La direzione e il modulo di  $\mathbf{AH}$  cambiano in funzione del movimento del sedile in quanto quest'ultimo è solidale al bacino dell'atleta. Si può quindi stimare i cambiamenti nell'andamento di  $\theta$  a partire dall'andamento del carrello.

Per ottenere un modello  $2D+$  soggetto specifico, le misure antropometriche sono state riferite al remoergometro, traslando l'origine del sistema dalla caviglia A alla posizione più frontale e centrale O del binario del remoergometro (figura 2.2A).

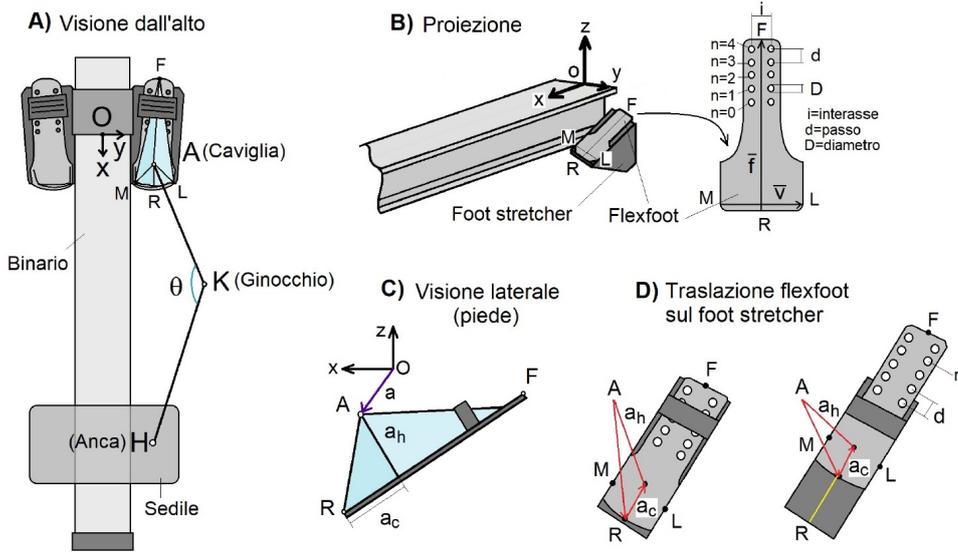


Figura 2.2: Schematizzazione rappresentante il remoergometro: A) Visione dall'alto; B) Proiezione con ingradimento struttura flexfoot; C) Visione laterale dell'alloggiamento del piede sul puntapiedi (flexfoot + foot stretcher); D) Movimenti del flexfoot sul foot stretcher

Il sistema cartesiano costruito pone l'asse longitudinale ortogonale alla superficie della mono-rotoria, l'asse sagittale parallelo ad essa e l'asse trasversale perpendicolare al piano generato dai primi due assi e orientato verso l'arto inferiore destro (figura 2.2B). Per descrivere la posizione del piede rispetto all'origine O, sono stati misurate le coordinate dei seguenti quattro punti sul flexfoot (figura 2.2B):  $F$ , centro anteriore (verso il volano) della linguetta;  $R$ , centro posteriore;  $L$ , angolo laterale posteriore;  $M$ , angolo mediale posteriore della linguetta. Queste coordinate sono state misurate avendo il flexfoot nella posizione massima posteriore sul foot stretcher. A partire da questi punti sono stati definiti i seguenti vettori:

$$\mathbf{v} = \mathbf{OL} - \mathbf{OM} \quad \mathbf{f} = \mathbf{OF} - \mathbf{OR}$$

Tali vettori permettono di definire il piano sul quale poggia il piede durante la vogata e permettono di definire la posizione della caviglia A, rispetto al punto R (figura 2.2C) secondo:

$$\mathbf{RA} = a_h \cdot \frac{\mathbf{f} \times \mathbf{v}}{\|\mathbf{f} \times \mathbf{v}\|} + a_c \cdot \frac{\mathbf{v}}{\|\mathbf{v}\|} \quad (3)$$

dove  $a_h$  rappresenta l'altezza della caviglia rispetto al piano del flexfoot,  $\times$  il prodotto vettoriale e  $a_c$  la distanza tra la punta del calcagno e la proiezione della caviglia sulla linguetta stessa. A partire dal vettore  $\mathbf{RA}$  è possibile definire la posizione della caviglia rispetto O, come:

$$\mathbf{OA} = \mathbf{OR} + \mathbf{RA} \quad (4)$$

In base alle caratteristiche anatomiche del soggetto, può esservi bisogno di traslare il flexfoot sul foot stretcher (figura 2.2D). Per tenere conto di questa traslazione si inserisce, nell'equazione, un fattore di correzione:

$$(n - 1) \cdot d \cdot \frac{\mathbf{v}}{\|\mathbf{v}\|} \quad (5)$$

dove  $n$  rappresenta il numero del foro grazie al quale si fissa il flexfoot sul foot stretcher e  $d$  rappresenta il passo tra i fori. Si ha quindi che l'equazione diventa:

$$\mathbf{OA} = \mathbf{OR} + \mathbf{RA} + (n - 1) \cdot d \cdot \frac{\mathbf{v}}{\|\mathbf{v}\|} \quad (6)$$

Determinata la posizione della caviglia A rispetto ad O, si può calcolare la posizione dell'anca H, in relazione ad A, note le sue coordinate in  $x$ ,  $y$  e  $z$  come:

$$\mathbf{AH} = \mathbf{OH} - \mathbf{OA} \quad (7)$$

Le coordinate di H sono fornite da: in  $x$  i cambiamenti di H sono resi del movimento del sedile sulla monorotaia, in  $y$  la posizione dell'anca è fissa poiché il bacino non trasla sul sedile, ed è pari a metà della distanza tra le creste iliache del soggetto rispetto all'asse  $x$ , ed in  $z$  l'altezza di H, costante, è resa dell'altezza del sedile rispetto alla monorotaia pari a circa 8 cm, più metà dell'altezza del bacino essendo il soggetto seduto sul carrello. Si può quindi adesso definire l'andamento di theta, rispetto a O, come:

$$\theta = \arccos\left(\frac{l^2 + t^2 - \|\mathbf{AH}\|^2}{2 \cdot l \cdot t}\right) \quad (8)$$

### 2.1.1 Identificazione dei punti di riferimento sul remoergometro per l'implementazione del modello biomeccanico

Per l'identificazione dei punti di interesse sul flexfoot F, R, L, M, grazie ai quali si identifica la posizione della caviglia A del soggetto, sono stati seguiti i seguenti passi (figura 2.3):

1. Identificazione di O: il punto O rappresenta l'origine del sistema cartesiano di riferimento posto a metà della monorotaia, in corrispondenza della massima posizione anteriore del

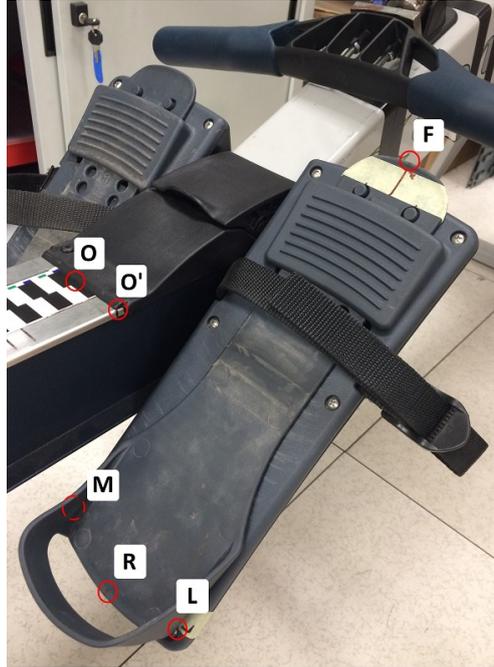


Figura 2.3: Sistema di riferimento e sua traslazione per effettuare le misurazioni dei punti F, R, L, M sul flexfoot

binario. Per la sua determinazione è stato misurata la larghezza della monorotaia tramite calibro, identificando successivamente la metà di tale spessore come il punto O;

2. Identificazione di O': per praticità di misura, la determinazione degli altri punti è stata riferita al punto O' invece che al punto O, ponendo O' nell'estremo laterale della monorotaia più vicino al foot stretcher (puntapiedi) sul quale si sono misurati i punti di interesse.

Il flexfoot (la linguetta mobile sul foot stretcher) è connesso al remoergometro grazie a due perni del puntapiedi che si incuneano in due fori presenti sul flexfoot. Tra i perni e i fori vi è un gioco di 2 mm ( $diametro_{perno} = 8.5mm$  e  $diametro_{foro} = 10.5mm$ ) che permette una certa rotazione del flexfoot sul foot stretcher. È stato quindi scelto, ai fini dell'implementazione del modello biomeccanico, di fissare il flexfoot ponendolo in posizione centrale sul foot stretcher tramite dei delimitatori. I punti R, L, M sono stati misurati sul foot stretcher e solamente F è stato misurato direttamente sul flexfoot (figura 2.4);

il motivo di questa scelta risiede nel fatto che il rilevamento sul foot stretcher permette misure più accurate e ripetibili in quanto il flexfoot presenta delle smussature laterali nella parte inferiore e superiore; inoltre nella parte inferiore, vi sono delle strutture che sostengono il calcagno che ostacolano ulteriormente le misurazioni. I dati raccolti sono stati quindi elaborati considerando lo spessore del flexfoot, che nel punto massimo è pari a  $3.5mm$ . Il punto F è stato invece misurato direttamente sul flexfoot poiché quest'ultimo è più lungo del puntapiedi e non è quindi stato possibile riportare una proiezione di F complanare agli altri punti. Inizialmente è stata misurata la larghezza del flexfoot tramite un calibro, ponendo poi il punto R come il punto medio e pro-



Figura 2.4: Traslazione dei punti R, L e M dal flexfoot sul foot stretcher

iettandolo sulla struttura sottostante. Da questa condizione sono stati riportati i punti L e M, ponendoli in corrispondenza delle viti di montaggio del foot stretcher (figura 2.4). Individuati i punti di interesse ne sono state misurate le coordinate in  $x$ ,  $y$  e  $z$  tramite un sistema basato su fili a piombo (figura 2.5):

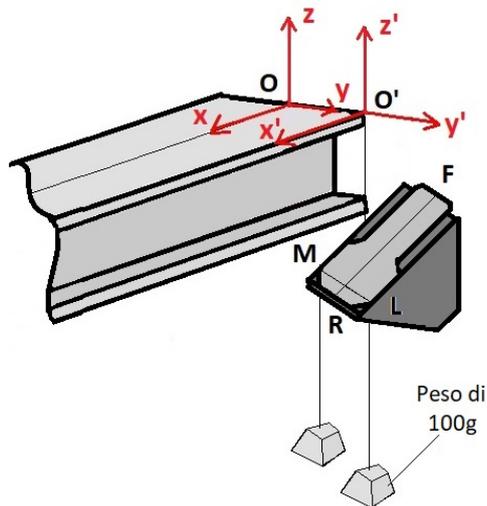


Figura 2.5: Sistema di fili a piombo per misurare le coordinate dei punti F, R, L, M

ponendo un filo con pesetto di 100 g nel punto da misurare e nell'origine  $O'$ , le coordinate sono state determinate come la distanza lungo i rispettivi assi dall'origine, misurando tali lunghezze tramite una livella, con una precisione di 0.5 mm per metro. Le misurazioni sono state poi calcolate rispetto al punto  $O$ , origine del sistema nel modello biomeccanico.

### 2.1.2 Analisi dell'errore

Le misure antropometriche sulle quali si basa il modello sono affette da un certo errore; esso dipende sia dalla difficoltà di individuare gli assi delle articolazioni, sia dalla precisione degli strumenti di misura oltre che dalle capacità dell'operatore nell'effettuarle correttamente. Le incertezze associate alle lunghezze del segmento coscia  $\delta_t$ , del segmento gamba  $\delta_l$  e del segmento congiungente anca e caviglia  $\delta_{AH}$ , si possono considerare scorrelate tra loro essendo le loro misurazioni indipendenti; la propagazione di tali incertezze si trasmette alla funzione per il calcolo dell'angolo di ginocchio  $\delta_\theta$ . La propagazione dell'incertezza associata alla funzione è calcolabile come [53]:

$$\delta_\theta = \sqrt{\left(\frac{\partial\theta}{\partial l} \cdot \delta_l\right)^2 + \left(\frac{\partial\theta}{\partial t} \cdot \delta_t\right)^2 + \left(\frac{\partial\theta}{\partial AH} \cdot \delta_{AH}\right)^2} \quad (9)$$

Posto:

$$\theta = \arccos(\blacktriangle), \text{ tale che } \blacktriangle = \frac{l^2 + t^2 - \|\mathbf{AH}\|^2}{2 \cdot l \cdot t} \quad (10)$$

Si ha che:

$$\frac{\partial\theta}{\partial l} = \frac{1}{\sqrt{1-\blacktriangle^2}} \cdot \left(\frac{1}{t} - \frac{\blacktriangle}{l}\right) \quad (11)$$

$$\frac{\partial\theta}{\partial t} = \frac{1}{\sqrt{1-\blacktriangle^2}} \cdot \left(\frac{1}{l} - \frac{\blacktriangle}{t}\right) \quad (12)$$

$$\frac{\partial\theta}{\partial AH} = \frac{1}{\sqrt{1-\blacktriangle^2}} \cdot \left(\frac{\|\mathbf{AH}\|}{l \cdot t}\right) \quad (13)$$

È stata scelta questa definizione della propagazione dell'incertezza perché, anche se non esatta quanto quella che si basa sulla deviazione standard al posto delle incertezze assolute sulle singole misure, è una formula estremamente pratica e molto vicino al risultato esatto [53].

## 2.2 Adattamento sul remoergometro

Per misurare la posizione del sedile nel tempo, è stato necessario strumentalizzare il remoergometro acquisendo, oltre ai dati del carrello, anche quelli dell'andamento del manicotto. In questo studio è stato utilizzato un remoergometro commerciale (Modello E Concept2, Morrisville, USA). Su questo macchinario sono stati posti due encoder in grado di registrare le variazioni del manicotto e del sedile; il primo è un encoder di quadratura incrementale ad effetto Hall (WDG 24C, Wachendorff Automation, Geisenheim, Germany), mentre l'encoder per la posizione del sedile è un sistema custom made, realizzato presso il laboratorio dell'analisi di movimento LISiN (LISiN Laboratorio per l'Ingegneria e il Sistema Neuromuscolare, Politecnico di Torino, Torino, Italia) (figura 2.6).

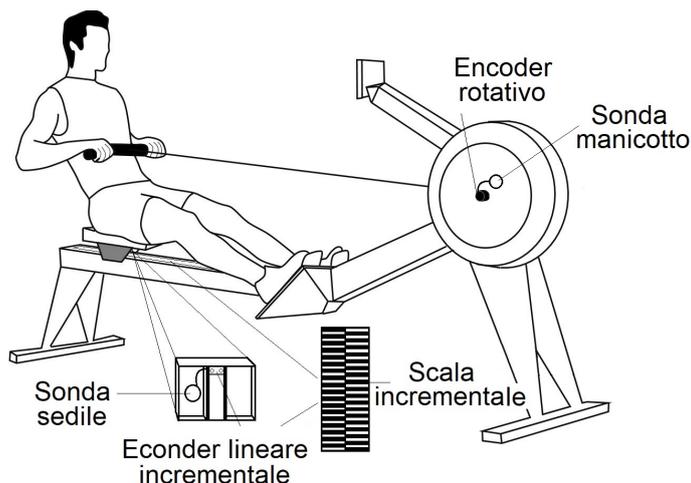


Figura 2.6: Strumentalizzazione del remoergometro

Il dispositivo per rilevare la posizione del manicotto è stato montato coassialmente all'albero del volano del remoergometro; esso presenta una risoluzione angolare di  $6 \cdot 10^{-3}$  rad che rende una risoluzione del dato sull'andamento del manicotto pari a 0.11 mm. Il dispositivo per misurare la posizione del sedile è invece un encoder ottico lineare costituito da due coppie di emettitori e ricevitori nel infrarosso (*QRE1113GR*, Fairchild, USA) e da una striscia adesiva, posta a 2mm dalla posizione più anteriore sulla superficie del binario, suddivisa in due colonne sfalsate che alternano pattern rettangolari bianchi e neri ( $5.0 \times 10mm$ ). Questi sensori sono montati nella parte posteriore del carrello, subito sotto la seduta; quando il sedile si muove, i raggi infrarossi sono riflessi alternativamente sui marker bianchi e neri e ricevuti da un fotodiode, producendo così un segnale continuo analogico che varia tra 0V (marker nero) a 3.3V (marker bianco). La transizione tra il livello alto e basso del segnale indica che il sedile si sia spostato dello spessore di un marker. La direzione del movimento è invece determinata confrontando il segnale proveniente dalle due coppie di sensori posti sulla rotaia, una per ogni colonna dei pattern bianchi e neri. Questo sistema garantisce una risoluzione superiore ai 10mm.

I dati del sedile e del manicotto sono stati acquisiti dagli encoder in modo sincrono, tramite l'utilizzo di due sonde wireless (DueBio; OT Bioelettronica and LISiN, Torino, Italia). Questi dispositivi sono caratterizzati da una frequenza di campionamento di 2048Hz, una risoluzione del convertitore A/D di 16 bit, alimentati tramite batterie Li-Po a 3.7V riciclabili ad induzione. I dati acquisiti sono poi stati trasmessi con comunicazione Bluetooth 4.0 ad un calcolatore (ricevitore), per una successiva elaborazione offline.

## 2.3 Misure sperimentali

Venti canottieri esperti sani provenienti dalla Società Canottieri Armida <sup>1</sup>, sono stati invitati a partecipare a questo studio. La loro partecipazione è stata volontaria e informata avendo che ognuno di essi, ha certificato una dichiarazione di consenso informato scritta. Diciotto di questi atleti sono stati inclusi nello studio mentre due di essi sono stati esclusi per delle difficoltà tecniche durante l'acquisizione dei dati. Gli atleti, dei quali tre sono canottieri donne e i restanti quindici sono canottieri uomini, hanno un'età compresa tra i quattordici e i trenta anni e un'altezza compresa tra i 163 e 195cm. Su di essi sono stati misurate le lunghezze antropometriche necessarie per la realizzazione del modello, in accordo con la letteratura [52]. Il modello biomeccanico necessita delle lunghezze del segmento coscia, del segmento gamba, dell'altezza e della larghezza del bacino, oltre che all'altezza della caviglia e la lunghezza del calcagno. Il protocollo scelto [52] identifica il segmento coscia come quello che decorre dal grande trocantere fino al condilo femorale laterale e il segmento gamba come quello che decorre dalla testa della fibula fino al malleolo laterale (figura 2.7).



Figura 2.7: Acquisizione dati antropometrici: a destra segmento coscia e a sinistra segmento gamba

Per la continuità del modello, considerando il gesto atletico del canottaggio, questi due segmenti sono stati posti come consecutivi. L'altezza della caviglia è stata misurata dalla posizione standard, con il soggetto in piedi scalzo con le gambe chiuse e distese, ponendo questa altezza pari a quella del malleolo laterale dal terreno. La lunghezza del calcagno è stata invece prelevata come la distanza dalla proiezione del malleolo laterale sul terreno all'estremità inferiore della tuberosità del calcagno. Infine per determinare le caratteristiche del bacino, si è misurato, per l'altezza, la distanza tra il grande trocantere e la cresta iliaca antero-superiore e, per la larghezza, la circonferenza della vita all'altezza delle creste iliache antero-superiori. Il diametro di questa circonferenza è stato infatti

<sup>1</sup>Società Canottieri Armida, Torino, Italia

considerato come una buona approssimazione della distanza che intercorre tra le due anche di un soggetto. È stata inoltre misurata anche l'altezza di tutto il soggetto.

Il prelievo di questi dati è stato effettuato tramite un metro a nastro, metro flessibile in grado di seguire le curve del corpo, che presenta una precisione di misura superiore ai 10mm. I dati sono stati raccolti su un'apposita tabella (figura 2.8) sulla quale veniva riportata anche la posizione del flexfoot sul foot stretcher oltre che a dei dati caratteristici per ogni acquisizione.



### SUBJECT FORM



Subject number # \_\_\_\_\_ Date: \_\_/\_\_/\_\_\_\_

Name: \_\_\_\_\_

**Anthropometric data**

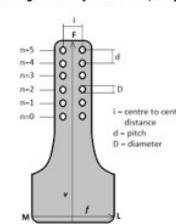
Age: _____ years	Rowing years: _____	Gender: _____	Height: _____ cm
------------------	---------------------	---------------	------------------

Table with length measurements (filled by the experimenter)\*

Leg (cm)		Pelvic link (cm)	Thigh (cm)		Shank (cm)	
left	right	circumference	left	right	left	right

Leg: greater trochanter-epicondylus lateralis; Pelvic link: distance between right and left iliac crest; Thigh: greater trochanter- knees; Shank: lateral malleolus-knees;

Ankle A (cm)		A <sub>1</sub> (cm)		Pitch
left	right	left	Right	Number of d

**Protocol data** (to be filled by the experimenter)

Rowing machine resistance: \_\_\_\_\_ Sweep rowing  Sculling rowing

Trial Number	Stroke rate (strokes / min)	Average power (W)	Average speed (s / 500m)
1			
2			
3			

Figura 2.8: Subject form

Ai soggetti è stato richiesto di eseguire tre sessioni di allenamento caratterizzate da differenti frequenze dei colpi imposti (differente *stroke rate*), non vincolando però né la potenza né la velocità di vogata. Ogni atleta ha svolto: un primo trial da 2 minuti a 18 colpi/min, un secondo da 1.40 minuti a 24 colpi/min ed infine un terzo da 1.20 minuti a 28 colpi/min; tra una sessione e la successiva l'atleta aveva il tempo necessario per il recupero dallo sforzo. Durante queste sessioni sono stati raccolti i dati della posizione del sedile e del manicotto, tramite il sistema precedentemente descritto.

### 2.3.1 Misurazioni per la validazione del modello

Per verificare la validità del modello, tre soggetti hanno eseguito altri due trial di allenamento su remoergometro, oltre a quelli precedentemente descritti. Entrambe le sessioni sono state della durata 1 minuto ciascuna senza però imporre un determinato stroke rate, potenza o velocità di vogata. In questi trial, oltre ai dati dell'andamento del sedile e del manico nella modalità già presentate, è stato acquisito direttamente anche l'evoluzione dell'angolo di ginocchio tramite un elettrogoniometro articolare (DemItalia, Torino, Italia). Esso permette infatti di misurare escursioni angolari sul piano sagittale dell'articolazione del ginocchio. Questo dispositivo si basa su un potenziometro ad alta linearità alloggiato su una struttura a forma di parallelogramma articolato, che permette un semplice posizionamento del sensore per la struttura a parallelogramma. Questa struttura riesce, di fatti, a compensare discretamente la variabilità del posizionamento del centro di rotazione articolare, con un'accuratezza superiore a  $0.5^\circ$  [54]. La trasmissione dei dati al calcolatore è stata effettuata per mezzo delle sonde wireless DueBio precedentemente descritte.

Prima del prelievo dei dati è necessario calibrare l'elettrogoniometro per ogni soggetto, misurando gli estremi del range di escursione dell'angolo di ginocchio. La calibrazione è effettuata mediante l'utilizzo di un goniometro ortopedico (GIMA, Milano, Italia) in catch con la massima flessione, e in finish con la massima estensione raggiunta. Per standardizzare il posizionamento del goniometro e facilitare le misurazioni, sono stati identificati dei reperi anatomici su ogni soggetto; tali reperi, che permettono l'identificazione della direzione del femore e della tibia, sono: il grande trocantere, il condilo laterale femorale, la testa della fibula e il malleolo laterale. Posizionando il centro del goniometro sul condilo laterale femorale, un braccio del dispositivo è stato posto sulla linea congiungente tale punto con il grande trocantere mentre, l'altro, sulla linea passante per la testa della fibula e il malleolo laterale [52]. A seguito di questo passaggio è stato prelevato l'andamento di theta, posizionando l'elettrogoniometro in modo analogo al goniometro ortopedico, con il braccio fisso allineato con la direzione del femore e l'altro allineato con quella della tibia (figura 2.9).

Per far sì che il goniometro rimanesse adeso alla cute per tutta la durata del trial è stato attaccato del Foam adesivo per schiere semirutilizzabili (OT Bioelettronica, Torino, Italia) sui bracci del dispositivo. Avendo precedentemente depilato le zone della cute sulle quali si posizionano i bracci del goniometro, si è garantito un migliore e più duraturo contatto dello strumento sulla cute stessa.

I dati, sincronizzati, dell'andamento del sedile e del manico sono stati poi elaborati offline per validare il modello biomeccanico.

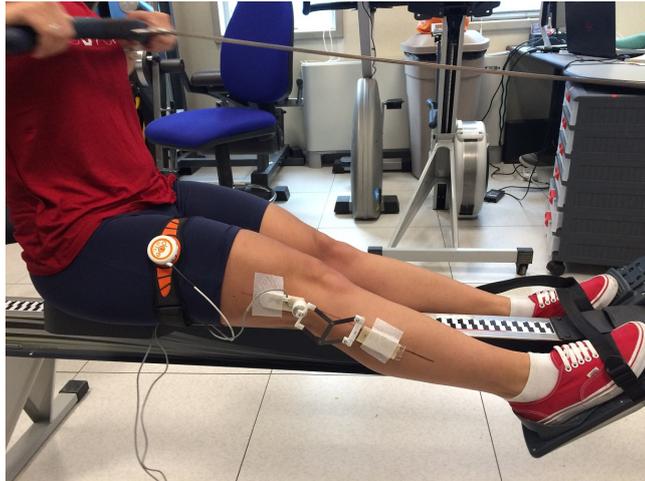


Figura 2.9: Posizionamento dell'elettrogoniometro a parallelogramma articolare sull'arto inferiore e prelievo dei dati tramite sonda DueBio

## 2.4 Implementazione del modello ed elaborazione dati

I dati dell'andamento del sedile e del manico prelevati dalle sonde DueBio, sono condizionati e trasferiti al computer mediante comunicazione wireless. Questi dati sono acquisiti in modo sincrono in quanto le sonde utilizzate appartengono al medesimo sistema di misura; il ricevitore (computer), preleva contemporaneamente i dati di tutte le sonde. Ogni sonda è però fisicamente separata dalle altre e presenta quindi un ritardo temporale di alcuni millisecondi. Per controllare e diminuire questo ritardo è necessario sincronizzare il sistema prima dell'utilizzo. Sfruttando una sincronizzazione hardware si ottiene un dissincronismo massimo tra tutte le sonde componenti il sistema di circa  $500\mu s$ . La gestione delle sonde, l'acquisizione e la visualizzazione real time delle informazioni prelevate, si ottiene tramite il software Blue Plot (LISIN, Politecnico di Torino, Torino, Italia), processando poi tali dati attraverso l'ambiente di calcolo numerico MATLAB (The MathWorks, Inc. USA). L'intera elaborazione del modello biomeccanico è stata effettuata tramite il software MATLAB, includendo i dati prelevati dal sedile e dal manico e le misurazioni antropometriche svolte. Essendo il movimento vincolato sulla rotaia sulla quale si muove il carrello avanti e indietro, sia il sedile che il manico presentano dati con un andamento sinusoidale; essi però si differenziano in quanto il manico presenta un andamento sinusoidale senza un plateau poiché le braccia dell'atleta durante la vogata non presentano una fase nella quale sono ferme, a differenza di quanto avviene per gli arti inferiori nella fase di finish, che si rispecchia nei dati del sedile. I dati dell'andamento del manico sono serviti per identificare più facilmente e correttamente ogni ciclo di remata: ponendo un ciclo come il segnale che intercorre tra due istanti di catch (minimo del segnale), si ha che il picco all'interno di questo intervallo rappresenta l'istante di finish. L'identificazione dei singoli cicli di vogata è utile sia per estrarre i dati medi dell'andamento di ginocchio per ogni trial di allenamento, che per lo studio della propagazione dell'errore sulla stima dei theta, oltre che nella fase di validazione. Anche per lo studio della

#### 2.4. IMPLEMENTAZIONE DEL MODELLO ED ELABORAZIONE DATI

propagazione dell'errore che per la validazione del modello è stato utilizzato il software MATLAB.

La validazione del modello si è basata sulla valutazione delle differenze tra i dati mediati dell'andamento dell'angolo di ginocchio e dei dati misurati dall'elettrogoniometro, acquisiti per ogni trial di allenamento nei quali siano stati prelevati entrambi. Il parametro di verifica del modello è stato la valutazione puntuale del valore del residuo, definito come la differenza tra l'elettrogoniometro e l'angolo di ginocchio stimato dal modello. Più specificatamente è valutato se la dispersione del residuo abbia media nulla (il modello e l'elettrogoniometro rendono esattamente il medesimo valore per l'angolo di ginocchio) e, se tale ipotesi si rivelasse errata, un'iniziale valutazione sulla ripetibilità del modello e dell'elettrogoniometro nell'identificare in modo analogo i vari cicli di remata, seguita da uno studio punto punto all'interno di ogni ciclo, per identificare la regione di errore.

## Capitolo 3

# Risultati

### 3.1 Modello biomeccanico

Tutti i canottieri coinvolti nello studio hanno remato agli stroke rate richiesti nei diversi trial di acquisizione. Esaminando i dati raccolti si può osservare che l'andamento dell'angolo di ginocchio, soluzione dell'implementazione del modello biomeccanico, presenti un comportamento simile in tutti gli atleti proporzionale allo stroke rate che condiziona il tempo del ciclo di vogata. Per quanto, infatti, lo stroke rate non affligga la stima di theta, si ha che all'aumentare della frequenza dei colpi sia i tempi della fase di drive che di recovery diminuiscano. L'andamento di theta resta tuttavia simile per le differenti frequenze di remata. Il movimento della vogata risulta essere altamente ripetitivo, con una variabilità molto contenuta. (figura 3.1).

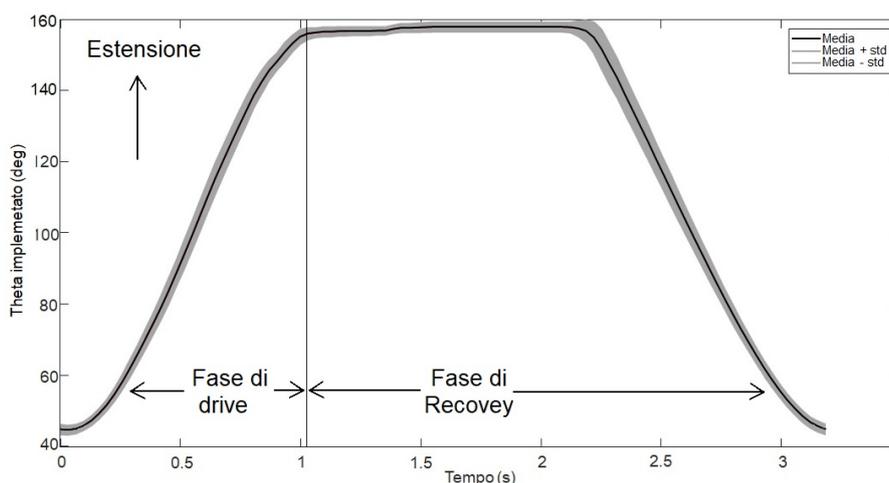


Figura 3.1: Risultato modello biomeccanico: andamento medio  $\pm$  std di theta per un soggetto rappresentativo con stroke rate a 18 colpi/min

L'escursione media di  $\theta$  per il gruppo analizzato, stimata dal modello, risulta essere tra i  $46.8^\circ \pm 7.2^\circ$  e i  $159^\circ \pm 6.6^\circ$  (media  $\pm$  std), nonostante i soggetti più esperti del gruppo riescano a

raggiungere un angolo minore in catch, intorno ai  $38^\circ$ , e un'estensione maggiore in finish, pari a circa  $167^\circ$ . L'angolo di ginocchio risulta essere l'elemento discriminante del modello biomeccanico in quanto, a partire da esso, è possibile determinare l'andamento di entrambi gli arti inferiori istante per istante (figure 3.2, 3.3, 3.4).

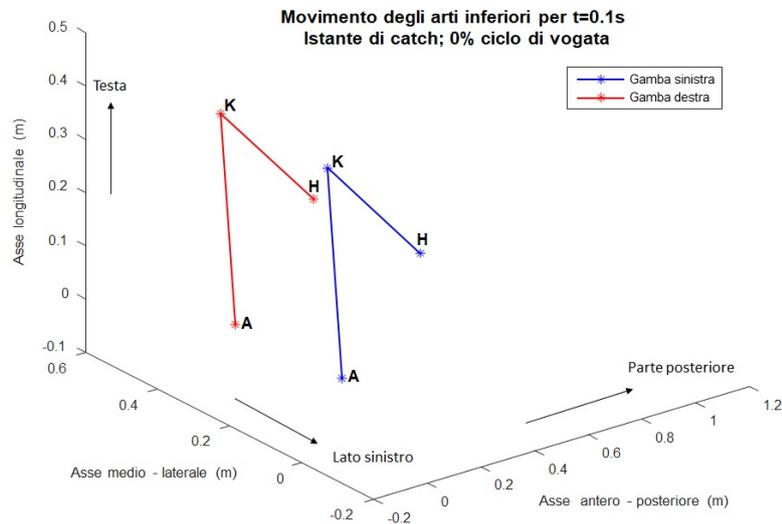


Figura 3.2: Modellizzazione arti inferiori nella fase di catch, dove H rappresenta l'articolazione dell'anca, K quella del ginocchio e A quella della caviglia

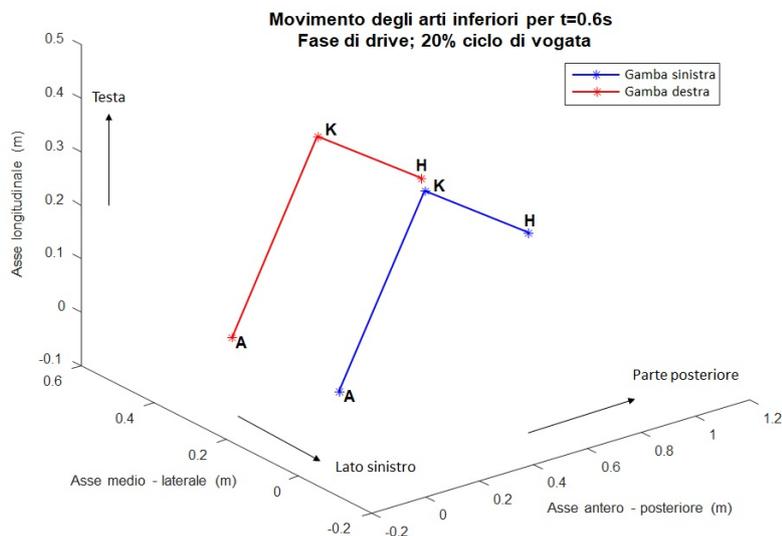


Figura 3.3: Modellizzazione arti inferiori nella fase di drive, dove H rappresenta l'articolazione dell'anca, K quella del ginocchio e A quella della caviglia

Le figure 3.2, 3.3, 3.4 mostrano, infatti, alcuni momenti caratteristici del ciclo di vogata: la fase di catch, nella quale gli arti sono massimamente flessi in corrispondenza della quale theta è al suo valore minimo, la fase di drive (passata) durante la quale si ha una distensione degli arti e un aumento del valore dell'angolo di ginocchio e la fase di finish nella quale gli arti sono

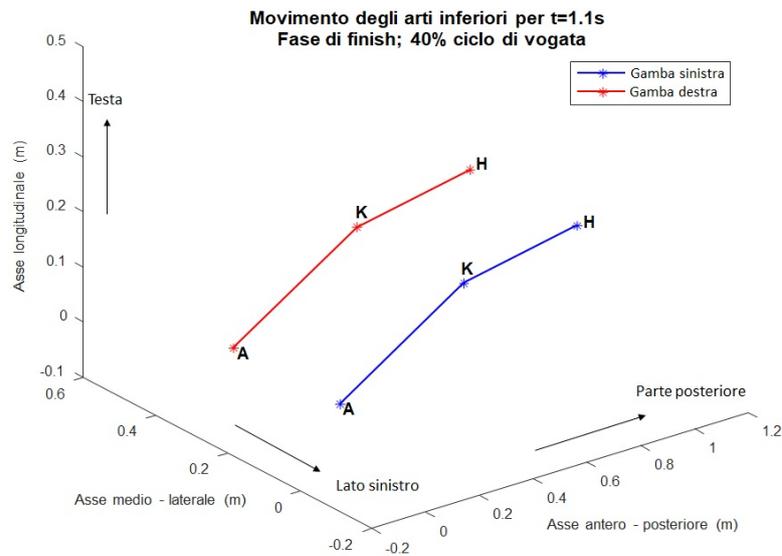


Figura 3.4: Modellizzazione arti inferiori nella fase di finish, dove H rappresenta l'articolazione dell'anca, K quella del ginocchio e A quella della caviglia

massimamente estesi e theta raggiunge il suo valore maggiore <sup>1</sup>.

L'andamento di theta è stato ricavato a partire da quello del carrello (figura 3.5 e 3.6):

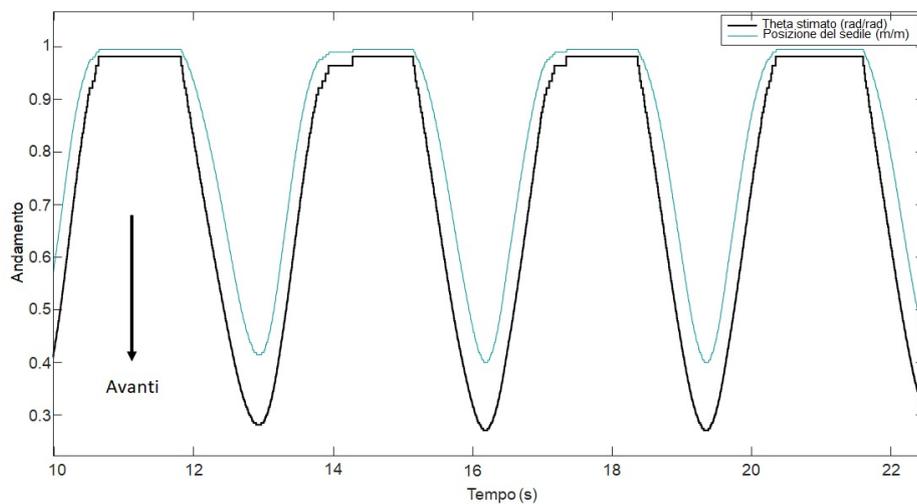


Figura 3.5: Particolare dell'andamento del carrello e di theta durante il ciclo.

è infatti osservabile come l'angolo di ginocchio segua i movimenti del sedile; quando il carrello si sposta verso la zona posteriore della monorotaia, le gambe si distendono e theta raggiunge il suo valore massimo, mentre, quando il carrello trasla verso la zona anteriore del binario, le gambe si flettono e theta raggiunge il suo valore minimo.

<sup>1</sup>La fase di recovery (recupero) non viene illustrata in quanto il movimento degli arti è analogo a quello della fase di drive, passando solo dalla estensione alla flessione delle gambe

### 3.2. PROPAGAZIONE DELL'INCERTEZZA DELLE MISURAZIONI

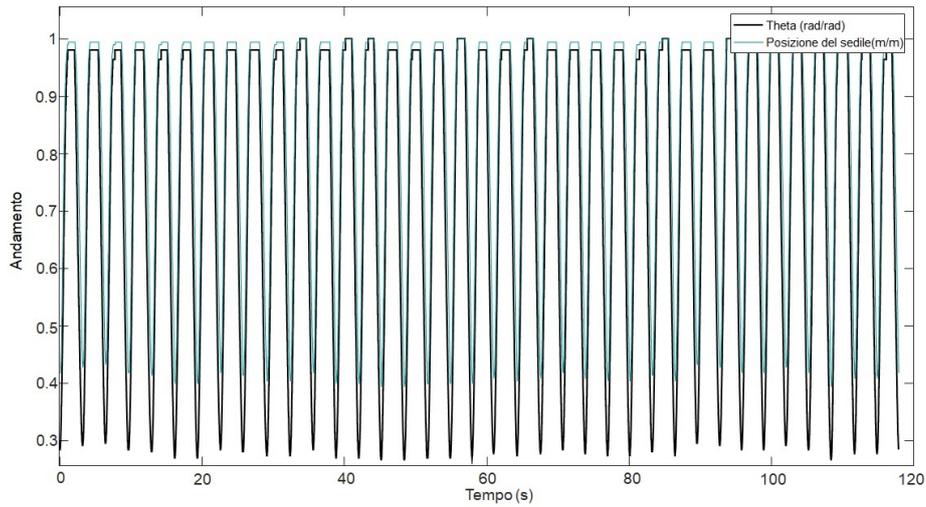


Figura 3.6: Acquisizione completa dell'andamento del carrello e di theta durante una trial di allenamento.

### 3.2 Propagazione dell'incertezza delle misurazioni

Le misurazioni antropometriche sulle quali si basa il modello, sono affette da un certo livello di incertezza, dipendente dalla difficoltà di identificare correttamente gli assi di rotazione delle articolazioni e dal sistema di misura. Scegliendo di porre questi valori di incertezza come valori fissi e non come una percentuale della lunghezza del segmento coscia e gamba, si ha che l'errore propaga in modo più marcato minore sia l'altezza del soggetto (figura 3.7).

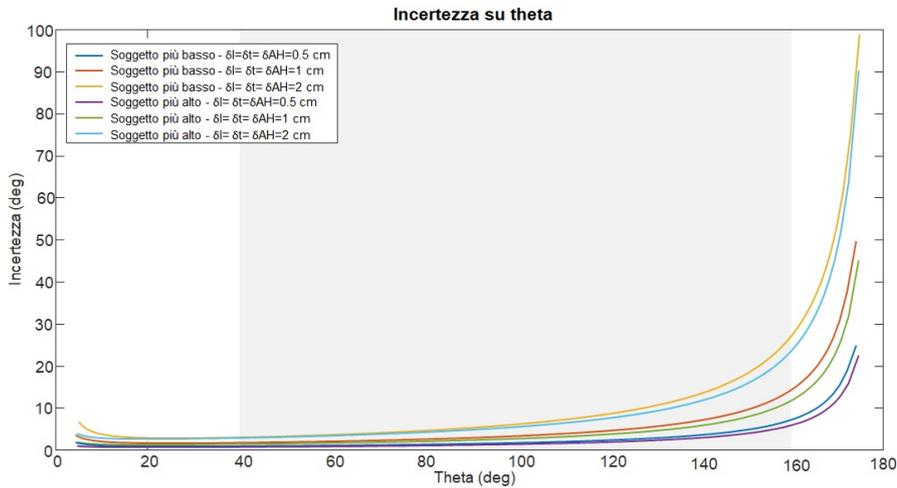


Figura 3.7: Propagazione dell'incertezza sulla stima di theta in funzione del valore dell'angolo di ginocchio per il soggetto più alto e basso del gruppo. È evidenziato in grigio chiaro l'escursione di theta nella vogata.

Nella condizione peggiore si può ottenere fino a 27° di errore sulla stima dell'angolo di ginocchio in finish, quando la gamba è massimamente estesa. Dalle misurazioni sperimentali è risultato che

un errore sulle misurazioni dei segmenti anatomici pari a  $10mm$  sia il più frequente: l'errore può però portare ad una sovrastima o sottostima di theta (figura 3.8).

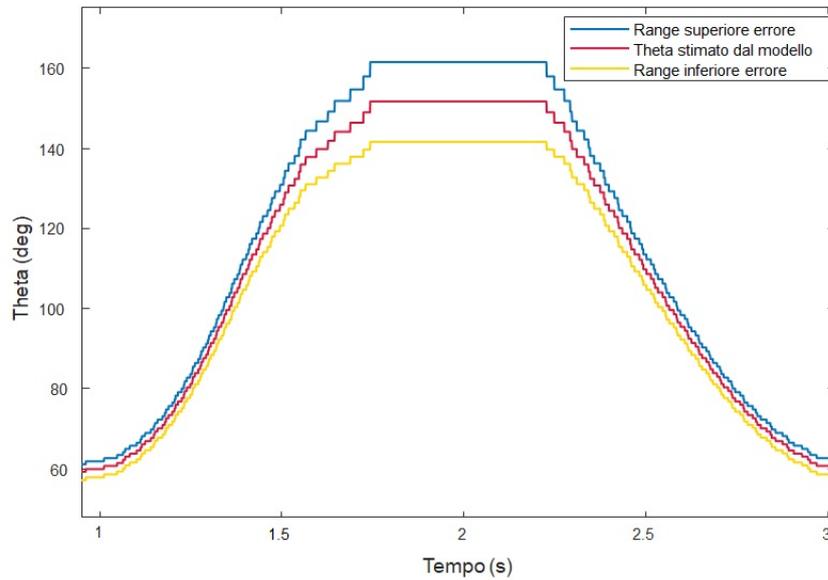


Figura 3.8: Effetti dell'incertezza: rappresentazione su un ciclo di come l'incertezza affligga la stima di  $\theta$ ;  $\delta_l = \delta_t = \delta_{AH} = 10mm$ .

### 3.3 Validazione del modello e definizione dell'errore

Per la validazione del modello si sono confrontati i dati ottenuti a partire dai movimenti del carrello con quelli ottenuti tramite l'elettrogoniometro precedentemente descritto (figura 3.9).

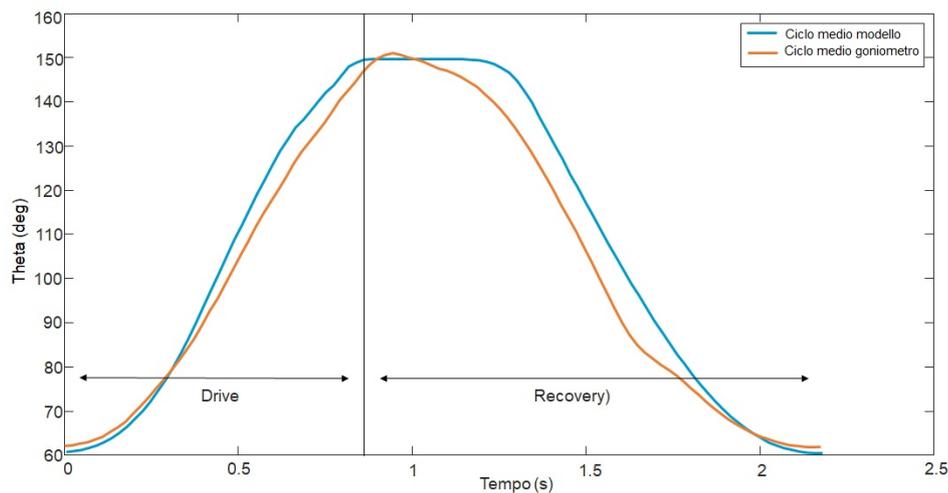


Figura 3.9: Confronto tra il ciclo medio dell'angolo di ginocchio stimato dal modello e misurato dall'elettrogoniometro per un soggetto rappresentativo.

Confrontando l'andamento medio di theta, su una acquisizione, tra il goniometro e il risultato reso dal modello, si può osservare che essi presentino un simile range di escursione per theta (range

### 3.3. VALIDAZIONE DEL MODELLO E DEFINIZIONE DELL'ERRORE

goniometro [62°;151°] e range modello [61.2°;150.1°]). Per uno studio più puntuale sull'andamento del ginocchio si inserisce un nuovo parametro, il *residuo*, definito come la differenza istante per istante tra l'angolo misurato dall'elettrogoniometro e il risultato ottenuto implementando il modello. Se i dati misurati dal goniometro e quelli stimati dal modello fossero in tutti gli istanti del ciclo compatibili, la distribuzione del residuo presenterebbe una dispersione molto contenuta, comprendente lo zero. Analizzando i dati, si ottiene invece (figura 3.9) che la sua dispersione presenti due zone nelle quali il residuo ha valori consistenti: nella fase finale del drive e durante quella di recovery. Il residuo presenta valor medio pari a 5° (che corrispondono a circa il 4.5% dell'escursione del ginocchio) ma ha un valore massimo di 9° nella fase finale di drive e di 12° in quella di recovery. Tuttavia, l'istogramma del residuo sul ciclo medio (figura 3.10), evidenzia che gli errore più frequenti siano compresi tra una sottostima pari a 1° e tra una sovrastima fino a 5° del modello rispetto al goniometro. La dispersione contenuta del residuo quantifica la compatibilità del modello e del goniometro in certe regioni del ciclo.

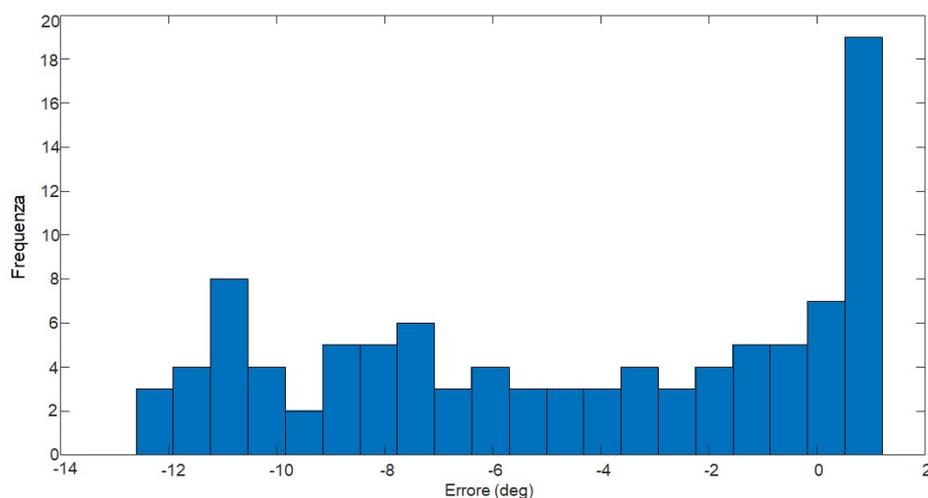


Figura 3.10: Frequenza del residuo sul ciclo medio

La dispersione del residuo osservata in figura 3.10 non dipende dal singolo ciclo in quanto, in tutti i cicli, si ha che sia il modello che il goniometro valutino nelle stesse modalità l'andamento dell'angolo di ginocchio ( $F = 1.34$  e  $p > 0.1267$ ). Per quantificare se la dispersione del residuo, calcolata sul ciclo medio, fosse statisticamente significativa e non dipendesse solo da un errore casuale, è stato infine effettuato un confronto tra le dispersioni del residuo per ogni istante del ciclo di remata, tra i vari cicli di un medesimo trial di allenamento (figura 3.11) <sup>2</sup>.

Questo ha evidenziato una variabilità contenuta tra i gruppi (momenti del ciclo) (varianza interna al ciclo  $MSW = 2.7^\circ$ ) ma, scelto un intervallo di confidenza al 95% centrato sullo zero, ha confermato che l'errore presente nelle due fasi di fine drive e recovery non sia un errore casuale

<sup>2</sup>Per facilitare la comprensione delle regioni nelle quali il residuo è al di fuori dell'I.C. vedere anche figura 3.9

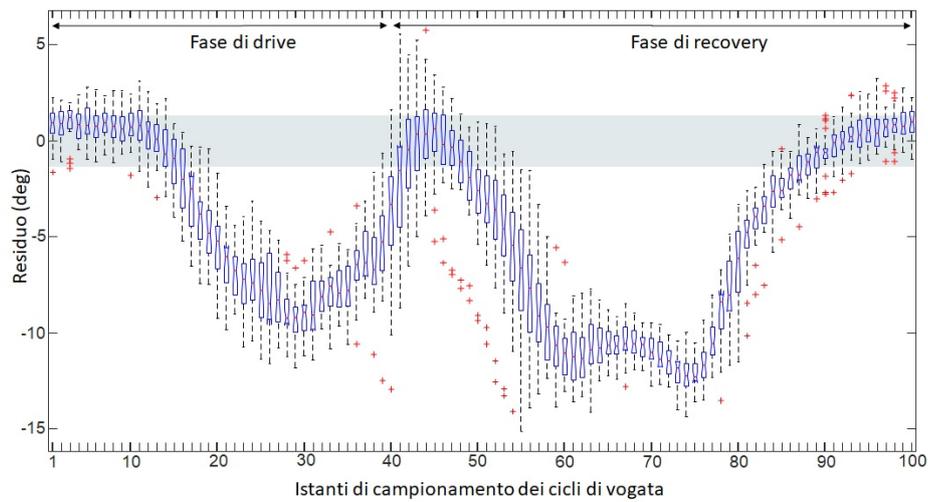


Figura 3.11: Dispersioni, mediane (linea rossa) e outlier (croci rosse) del residuo per ogni punto del ciclo di remata, tra i vari cicli di un'acquisizione; in celeste chiaro è evidenziato l'intervallo di confidenza (I. C.) al 95% centrato intorno allo zero

ma sia dovuto a significative differenze tra le misure dell'elettrogoniometro e la stima resa dal modello.

## Capitolo 4

# Discussione

### 4.1 Risoluzione del modello

L'implementazione del modello biomeccanico ha reso una stima puntuale dell'andamento dell'angolo di ginocchio durante la vogata (figura 3.1). Il risultato ottenuto è coerente con l'andamento del sedile sul quale il modello si fonda. Infatti, sia il carrello che è vincolato a traslare sulla rotaia, che theta la cui ampiezza varia in base alla flessione-estensione delle gambe, presentano un andamento ripetitivo e sinusoidale. In particolare, quando il carrello risulta fermo nella fase di finish, per il completamento dell'azione di spinta da parte del busto e degli arti superiori, anche l'angolo di ginocchio stimato dal modello presenta il medesimo plateau, osservando che se il sedile presenta delle piccole oscillazioni, queste sono rilevate e calcolate anche dal modello per la stima di theta (3.5, 3.6). L'andamento di theta stimato dal modello, rispecchia i risultati presenti in letteratura ([42], [45], [46], [49]) anche se sono state riscontrate piccole differenze tra questo e gli andamenti stimati in letteratura. Nello studio di [46], i risultati sono stati presentati considerando i dati medi delle acquisizioni di due canottieri; questi presentano una variabilità solo nella fase di drive. Il modello studiato in questo lavoro evidenzia invece, anche solo tramite un trial di allenamento di un singolo atleta (figura 3.1), che per quanto il gesto del canottaggio sia altamente ripetibile, sia presente sempre una certa variabilità, dipendente della velocità della vogata e dal livello di flessione e distensione delle gambe. Questo è riscontrabile anche in [42], [45] e [49] che, costruendo il loro studio su un numero maggiore di atleti, evidenziano una variabilità su tutto il ciclo di vogata. L'escursione di theta osservata in questo lavoro presenta un range del movimento dell'articolazione pari a circa  $110^\circ$ , più simile a quello rilevato da [46] e [49], con un'escursione pari a circa  $100^\circ$ , che ad [42], [45], con un'escursione pari a circa  $140^\circ$ . Il valore minimo assunto da theta, sia per gli studi citati che per il modello considerato, è raggiunto nella fase di catch quando gli arti sono massimamente piegati ed è pari a circa  $40^\circ$ ; questo valore dipende, oltre che dalla bontà con la quale si esegue il gesto tecnico, dai tessuti del segmento gamba e coscia poiché la di-

mensione di questi segmenti corporei condiziona la massima flessione degli arti inferiori, ottenibile dal canottiere. Ponendo un intervallo di escursione di circa  $140^\circ$  ([42], [45]) si ottiene un valore di angolo pari a  $180^\circ$  nella fase di finish: questo però è altamente improbabile. Per quanto verrebbe, infatti, da supporre un valore di  $\theta$  pari a  $180^\circ$  nel finale quando le gambe sono massimamente estese, considerando la posizione dell'alloggiamento dei piedi e l'altezza del carrello rispetto alla monorotaia, si ha che gli arti inferiori non riescano a raggiungere tale valore (figura 2.9), se non forzando un'iperestensione del ginocchio. Sia per questo studio che per [46] e [49] si ha, inoltre, che il valore massimo che  $\theta$  raggiunga in finish sia pari a circa  $160^\circ$ .

I risultati dimostrano inoltre che, per il canottaggio, lo studio del movimento dell'articolazione del ginocchio sia esaustivo per la descrizione di entrambi gli arti inferiori permettendo la ricostruzione degli stessi istante per istante, nota la posizione dell'articolazione della caviglia e di quella dell'anca, oltre che alle misure antropometriche del soggetto (figure 3.2, 3.3 e 3.4).

## 4.2 Propagazione dell'incertezza di misura

Le misurazioni antropometriche sulle quali si basa il modello, sono affette da un certo grado di incertezza dipendente sia dalla difficoltà di identificare correttamente gli assi di rotazione delle articolazioni, sia dagli errori di misura che dall'operatore che le esegue. Le incertezze che affliggono le misure sono state considerate come indipendenti tra loro in quanto le misurazioni sono scorrelate le une dalle altre. Per lo studio della propagazione dell'errore sono stati considerati tre valori di incertezza sull'identificazione degli assi di rotazione delle articolazioni, per ogni misurazione, rispettivamente pari a  $5mm$ ,  $10mm$  e  $20mm$ . Tali valori non sono in percentuale alle dimensioni dei singoli segmenti corporei, in quanto è stato osservato che i reperi anatomici di interesse (malleolo laterale, testa della fibula, epicondilo femorale laterale e grande trocantere), siano abbastanza semplici da riconoscere ma, la precisione con la quale si identificano, possa comportare un errore massimo di  $20mm$  su ogni segmento corporeo di interesse per ogni atleta del gruppo.

Studiando la propagazione dell'errore <sup>1</sup>, definita dall'equazione (9), si può osservare che questa aumenti al crescere di  $\| AH \|$  ma che la propagazione dipenda anche da quanto  $\blacktriangle$ , definito dall'equazione (10), sia prossimo all'unità. Questo secondo caso dipende dal rapporto tra  $\| AH \|$  e  $l$ ,  $t$ : si ha cioè quando  $\| AH \| = l + t$  e  $\| AH \| = t - l$ . L'andamento di  $AH$  dipende dal valore di  $\theta$ , equazione (2): studiare l'evoluzione di  $AH$  tra  $l + t$  e  $t - l$  corrisponde quindi a valutare l'evoluzione di  $\theta$  tra  $0^\circ$  e  $180^\circ$ , punto nel quale l'errore diventa più consistente. Tuttavia, la reale escursione dell'angolo di ginocchio nel canottaggio, non copre tutto il range sopracitato ma presenta un'escursione minore, tra i  $40^\circ$  e i  $160^\circ$  circa. Per questo range di valori la propagazione dell'incertezza è più contenuta. L'analisi deve inoltre tener conto anche delle lunghezze antropometriche dei soggetti: avendo posto tali errori come *fissi* e non dipendenti dalle

<sup>1</sup>Analisi dell'errore, capitolo Materiali e Metodi

lunghezze antropometriche, le incertezze avranno un peso maggiore in soggetti più bassi. In questo lavoro, per il soggetto più basso del gruppo, considerando l'incertezza sulle singole misurazioni pari a  $20mm$ , si ottiene un errore massimo sulla stima di  $\theta$  pari a  $27^\circ$  nella fase di finish e di circa  $5^\circ$  nella fase di catch.

Dalle misurazioni svolte, l'errore più frequente risulta tuttavia essere pari a  $10mm$  per ogni misurazione. Considerando questo livello di incertezza, per il soggetto più basso, si ottiene un range dell'errore che affligge la stima dell'angolo di ginocchio. Si differenziano quindi due casistiche: una prima nella quale le misure antropometriche vengano tutte sovrastimate di  $1cm$  mentre, nella seconda, si considera una sottostima delle stesse di  $1cm$  (figura 3.8). In entrambi i casi si osserva che gli errori più significativi si presentano durante la fase di finish, in corrispondenza cioè dell'estremo superiore del range articolare, in accordo con l'analisi della propagazione dell'errore precedentemente descritta. In particolare per una sovrastima delle lunghezze antropometriche si ottiene un errore massimo in finish di  $10^\circ$  e, per la sottostima delle lunghezze, un errore massimo, sempre nella fase di finish, pari a  $10^\circ$ , che corrisponde a circa il 9% dell'escursione del ciclo. La sensibilità del modello all'incertezza dipende dalla Legge del coseno (2), sulla quale si basa: per stimare  $\theta$ , infatti, si sfrutta la funzione *arcocoseno*, che presenta dominio  $Dom(f) \in [-1; 1]$ . Quindi, anche piccole variazioni delle lunghezze di interesse, producono un'alterazione nella stima di  $\theta$ , significativa soprattutto per valori dell'argomento vicini agli estremi del range del dominio e più contenuta all'interno di esso.

### 4.3 Validazione del modello e studio del residuo

La validazione del modello biomeccanico si è basata su un confronto puntuale dell'angolo articolare di ginocchio, misurato dall'elettrogoniometro e stimato dal modello poiché, essendo stati questi dati acquisiti in contemporanea, essi avrebbero dovuto rendere i medesimi valori di  $\theta$  in tutta l'acquisizione. Innanzitutto, per valutare le corrispondenze e le diversità tra i dati del modello e del goniometro, è stato calcolato il ciclo medio dei trial di allenamento extra <sup>2</sup> per i due andamenti, definendo un ciclo come l'intervallo di tempo che intercorre tra due istanti successivi di catch. Sui dati medi sono stati calcolati dei parametri di interesse per valutare la bontà del modello rispetto alle misure del goniometro: l'escursione dell'angolo di ginocchio e lo studio del residuo per ogni istante della voga. I risultati ottenuti (figura 3.9) evidenziano che la durata del ciclo sia la medesima per entrambi gli andamenti: questo è importante in quanto implica che il modello non sbaglia nell'identificare un ciclo di vogata e quindi, su una acquisizione costituita da più cicli di remata, non crei un dissincronismo con il reale movimento degli arti inferiori. Il secondo parametro di interesse per la valutazione della bontà del modello, è la determinazione dell'escursione articolare: se infatti il modello sottostimasse  $\theta$ , il gesto atletico non sarebbe completo mentre

---

<sup>2</sup>Il trial di allenamento al quale ci si riferisce è quello svolto solo da tre atleti per la validazione del modello.

una sovrastimasse risulterebbe più problematica poiché, per l'ottimizzazione dei protocolli FES, potrebbe comportare un'iperestensione del ginocchio, esponendo a rischi di lesione il canottiere. L'escursione misurata dal goniometro è pari a  $[62^\circ; 151^\circ]$  mentre quella resa dal modello è pari a  $[61.2^\circ; 150.1^\circ]$ ; essendo le differenze tra i valori minimi e massimi tra i due andamenti minori di  $1^\circ$  (circa l'1% dell'escursione), i due range di valori sono stati valutati come uguali.

Dopo questa prima analisi dei risultati è necessario introdurre il *residuo*<sup>3</sup>, per quantificare l'errore in ogni istante del ciclo. La validazione del modello biomeccanico, oltre a prevedere medesima durata del ciclo ed escursione di theta come quella misurata dal goniometro, presume un residuo dai valori molto contenuti (pochi gradi di differenza, per un valore inferiore al 3%-5%) che sia centrato intorno allo zero. Questo implica che vi possano essere delle fluttuazioni tra i dati del modello e quelli del goniometro ma che questi non siano statisticamente significativi. Analizzando i dati si osserva tuttavia che il residuo raggiunge valori consistenti (figura 3.10), fino a circa  $12^\circ$  di sovrastima ma che l'errore più frequente sia una sottostima del modello di circa  $1^\circ$ , che potrebbe essere un offset del sistema. L'errore medio risulta essere di  $5^\circ$  (circa il 4.5% dell'escursione); questo implica che vi siano delle zone dell'acquisizione dove la stima di theta sia stata esatta, visto che esistono regioni dove l'errore arriva fino a  $12^\circ$  di differenza. A fronte di ciò si è determinato in prima istanza, se il modello e/o il goniometro errassero nel valutare qualche ciclo, essendo l'analisi del residuo effettuata sul dato medio e per questo influenzata dall'andamento di tutti i cicli. I risultati ottenuti ( $F = 1.34$  e  $p > 0.1267$ ), ricavati da tutti i cicli di una medesima acquisizione, confermano che ogni ciclo di vogata venga stimato in modo analogo sia dal goniometro che dal modello; di fatti la variabilità tra cicli (MSB) è circa pari a quella interna ai singoli cicli (MSW), avendo che dal loro rapporto si determina il valore della statistica di Fisher  $F$  e la probabilità  $p$ -value che l'ipotesi dell'uguaglianza nella stima del residuo tra tutti i cicli sia vera. Valutata la capacità di stimare tutti i cicli come uguali per i due sistemi di misura, si è valutata la dispersione del residuo per ogni momento del ciclo, tra tutti i cicli di una medesima acquisizione (figura 3.11). Per determinare se la medie dei residui per ogni istante del ciclo fossero statisticamente diverse da zero si è posto un *intervallo di confidenza* (I. C.) al 95%, poiché esso rappresenta l'intervallo di valori entro i quali si stima che rientri il valore vero della popolazione, valutando la bontà del modello di stimare tale valore con una probabilità scelta del 95%. Esso è definito come:

$$I.C. 95\% = \mu \pm t \cdot \text{errore standard sulla media} \quad (1)$$

Dove  $\mu$  è la media del boxplot rappresentante la dispersione del residuo nell'istante  $i$ -esimo,  $t$  il coefficiente t-student proporzionale alla numerosità dei cicli presenti nell'acquisizione, mentre l'*errore standard sulla media* è il rapporto tra la deviazione standard del residuo  $i$ -esimo e la

---

<sup>3</sup>Il residuo è definito come la differenza puntuale tra l'andamento di theta misurato dal goniometro e quello stimato dal modello.

radice quadrata della numerosità del campione. Più precisamente è stato valutato un intervallo di confidenza al 95% per ogni momento del ciclo, su tutto il trial, scegliendo poi la dimensione dell'I.C. medio e traslandolo sullo zero per permettere una più immediata valutazione dei residui che si discostano significativamente dallo zero stesso. Dalla figura 3.11 è quindi osservabile come due regioni, su ogni ciclo, non siano correttamente stimate dal modello: la fase finale del drive e la fase di recovery in quanto i valori del residuo non rientrano nell'I.C. definito. Queste differenze evidenziano due comportamenti diversi per le due regioni; per l'errore nella fase di drive, il modello sovrastima theta raggiungendo l'istante di finish (valore massimo) prima del goniometro, nonostante l'escursione dal valore minimo a quello massimo sia la medesima. Ciò implica che il modello determini un'estensione delle gambe più veloce di quella misurata dal goniometro. Le differenze che si evidenziano invece per la fase di recovery, derivano dal fatto che il goniometro non misuri un plateau per theta, cioè una fase nelle quale gli arti inferiori restino massimamente estesi ma, dopo il valore massimo (finish), misurino un'immediata flessione delle gambe a differenza di quanto stima il modello. Le differenze citate tra i dati resi dal goniometro e dal modello inficiano la validazione del modello biomeccanico implementato, smentendo la sua capacità di stimare correttamente l'evoluzione dell'angolo articolare di ginocchio a partire dall'andamento del carrello nell'indoor rowing.

Bisogna tuttavia considerare che l'andamento misurato dall'elettrogoniometro non trova riscontro in letteratura ([42], [45], [46], [49]) poiché non presenta il plateau caratteristico dato dalla stasi delle gambe in finish e inizio recovery e mostrando anche un salto nella fase finale del recupero, non giustificabile con la vogata su remoergometro. D'altro canto, l'andamento stimato dal modello, è concorde a quello ricavato da [42], [45], [46], [49]: esso mostra infatti un trend sinusoidale caratterizzato dal mantenimento del valore massimo durante l'estensione completa delle gambe, con un andamento nella fase di drive analogo a quello riscontrato nella fase di recovery.

Alla luce di tutto ciò è stato messo in discussione l'affidabilità dell'elettrogoniometro ma, non essendo disponibile durante il periodo di svolgimento di questo lavoro un altro sistema di misurazioni, non è stato possibile verificare o meno l'attendibilità del goniometro e quindi l'efficacia del modello nello stimare i cambiamenti di theta. Confrontando tuttavia i risultati del modello biomeccanico con quelli della letteratura, sembra plausibile affermare la possibilità di stimare i cambiamenti dell'angolo di ginocchio, e quindi di determinare la cinematica degli arti inferiori, a partire dall'andamento del sedile.

## 4.4 Conclusioni e sviluppi futuri

Lo studio della cinematica degli arti inferiori comporta un'ottimizzazione degli attuali protocolli nel FES rowing, in quanto quelli attuali sono affetti da due grandi problematiche: l'incapacità di riprodurre il movimento delle gambe come quello osservato nei normoatleti durante la vogata e una

veloce insorgenza della fatica muscolare, che limita il raggiungimento dei completi benefici associati al canottaggio, per gli atleti con lesione midollare. La determinazione dell'angolo articolare di ginocchio può assistere nella risoluzione di questi problemi poiché è possibile adeguare l'erogazione dei pattern di stimolazione nella vogata FES in modo tale da riprodurre un andamento di theta simile a quello osservato in un soggetto sano, in accordo alle specifiche necessità e condizioni del soggetto affetto da paralisi. Questo implica uno studio anche della muscolatura coinvolta nell'esecuzione della vogata regolando l'intensità della stimolazione, al fine di generare una spinta negli arti inferiori adeguata al gesto atletico, per ottenere dei carichi adatti sulle articolazioni. Infatti, stimolare con un'intensità costante un intero gruppo muscolare, porta ad una rapida insorgenza di fatica oltre a generare un movimento degli arti inferiori diverso da quello atteso, che si ripercuote su un differente andamento dell'angolo articolare di ginocchio.

Un approccio a basso costo e facilmente implementabile per la quantificazione degli angoli articolari può quindi comportare dei benefici nel FES rowing. Il modello analizzato in questo studio, nonostante sia sensibile alla propagazione dell'incertezza delle misure basandosi sulla Legge del coseno, presenta, rispetto a quelli riportati in letteratura ([42], [45], [46], [49]), i seguenti vantaggi: 1. Non richiede la strumentalizzazione dell'atleta ma sfrutta quella del remoergometro, non intralciando il canottiere durante la vogata; 2. È basato su sensori dal costo contenuto, il che favorisce una sua applicazione anche in ambienti che non siano laboratori; 3. Si basa su un set up estremamente veloce e, le misure antropometriche necessarie per la sua implementazione, possono essere valutate anche in momenti differenti da quelli per i trial di allenamento.

Per la validazione del modello creato sono stati utilizzati gli andamenti di theta misurati da un elettrogoniometro. Esso però non ha validato il modello, in quanto lo studio dell'errore relativo e puntuale tra i due andamenti dell'angolo di ginocchio ottenuti, sono risultati significativamente differenti in due regioni del ciclo (figura 3.11). Per quanto questo infici la bontà del modello nel predire correttamente l'andamento di theta da quello del carrello, in realtà, confrontando i risultati stimati con quelli riportati in letteratura ([42], [45], [46], [49]), si può osservare che questi siano più simili a quelli di [42], [45], [46], [49], di quanto quelli misurati dall'elettrogoniometro. Nonostante ciò, l'errore medio ricavato sul ciclo di vogata, risulta essere pari a  $5^\circ$ , circa il 4.5% dell'escursione totale di theta anche se l'errore più consistente si presenta nella fase di recovery. Non è stato però possibile stimare se, un errore medio del 4.5% comporti dei danni a lungo termine per soggetti paraplegici. Nonostante il confronto dei dati con quelli presenti in letteratura supportino la validità del modello nello stimare correttamente l'angolo di ginocchio dall'andamento del carrello, il confronto con i dati misurati dal goniometro invalida la bontà del modello. Sarebbe perciò opportuno, in futuro, validarlo con un altro sistema di misura, per evidenziare le capacità di un modello semplice e a basso costo, nello stimare l'andamento dell'angolo articolare di ginocchio a partire dal movimento del carrello, nel canottaggio indoor. Questo, infatti, permetterebbe di ottimizzare gli attuali protocolli per il FES rowing.

# Bibliografia

- [1] D. M. Hettinga, “*The development and evaluation of functional electrical stimulation rowing for health, exercise and sport for person with spinal cord injury*”, School of Health Sciences and Social Care Brunel University 2006.
- [2] B. Andrews, J. Shippen, M. Armengol, R. Gibbons, W. Holderbaum, W. Harwin , “*A Design Method for FES Bone Health Therapy in SCI*”, Eur J Transl Myol 2016, 26 (4): 297-300.
- [3] D. M. Hettinga, B. Andrews, “*The Feasibility of Functional Electrical Stimulation Indoor Rowing for High-Energy Training and Sport*”, Neuromodulation 2007, 10(3):291-7.
- [4] T. S. Nilsen, T. Daigneault, M. Smith, “*The FISA Coaching Development Programme: Handbook - Level II*”, FISA - The International Rowing Federation 2002.
- [5] Enciclopedia Treccani, “*Canottaggio*” <http://www.treccani.it/enciclopedia/canottaggio/>.
- [6] World rowing, “*About FISA*” <http://www.worldrowing.com/fisa/> 2014.
- [7] S. C. Pallanza, “*Società canottieri Pallanza*” [http://www.canottieripallanza.it/gen.asp?id\\_link=13&id\\_sottosezione\\$=\\$38&\\_#term](http://www.canottieripallanza.it/gen.asp?id_link=13&id_sottosezione$=$38&_#term), 2006.
- [8] Wikipedia, “*Canottaggio*” <https://it.wikipedia.org/wiki/Canottaggio>, 2018.
- [9] S. C. Armida, “*Società canottieri Armida*” <http://www.canottieriarmida.it/index.php/la-societa-armida/le-imbarcazioni>.
- [10] Wikipedia, “*Oar (sport rowing)*” [https://en.wikipedia.org/wiki/Oar\\_\(sport\\_rowing\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Oar_(sport_rowing)).
- [11] World rowing, “*Indoor rowing*” <http://www.worldrowing.com/indoor/>.
- [12] Enciclopedia dello Sport Treccani, “*Canottaggio*” [http://www.treccani.it/enciclopedia/canottaggio\\_28Enciclopedia-dello-Sport29/](http://www.treccani.it/enciclopedia/canottaggio_28Enciclopedia-dello-Sport29/).

- [13] Wikipedia, “Remoergometro” <https://it.wikipedia.org/wiki/Remoergometro>.
- [14] World rowing, “Indoor rowing”, <http://www.worldrowing.com/indoor/>
- [15] Concept2, “Adaptive rowing” <http://www.concept2.it/indoor-rowers/adaptive-rowing>.
- [16] M. Martinelli, Conferenza “*Riabilita lo sport: adaptive rowing. Contributo alla pratica sportiva: biomeccanica, motivazione e metodologie a confronto*”, Gavirate 1 mag. 2010.
- [17] A.S.D. Canottieri Rumon Salaria Village, “Pararowing” <https://www.canottierirumon.it/pararowing/>.
- [18] Concept2, “Classificazione adaptive rowing” <http://www.concept2.it/indoor-rowers/adaptive-rowing/classificazioni-adaptive>.
- [19] Concept2, “Storia” <http://www.concept2.it/azienda/chi-siamo/storia>.
- [20] S. C. Armida, “Il remoergometro” <http://www.canottieriarmida.it/index.php/manuale-master/15/217-il-remoergometro>.
- [21] S. C. Armida, “Lavoro in barca” <http://www.canottieriarmida.it/index.php/manuale-master/16-manuale-master/218-lavoro-in-barca>.
- [22] ItaliaTeam, “*Team italiano canottaggio 4 senza; World Rowing Cup 2017*” [https://twitter.com/ItaliaTeam\\_it/status/914150805174964231](https://twitter.com/ItaliaTeam_it/status/914150805174964231).
- [23] FIC, “Para-rowing” <http://www.canottaggio.org/federazione/annuario/2017/PARA-ROWING20.pdf>.
- [24] Hong Kong, China Rowing, “Para-rowing” <http://www.rowing.org.hk/para-rowing/>.
- [25] A. M. Gilroy, B. R. MacPherson, L. M. Ross, “*Atlas of Anatomy*”, Thieme 2012, ISBN: 978-1-60406-952-5.
- [26] Blausen, “Spinal cord” <https://blausen.com/>, 2013.
- [27] R. L. Drake, A. W. Vogl, A. W. M. Mitchell, R. M. Tibbitts, P. E. Richardson, “*Gray’s Atlas of Anatomy*”, Churchill Livingstone 2015, ISBN: 978-1-4557-4802-0.
- [28] S. Lotta, “*La riabilitazione del soggetto mieloleso*”, capitolo 41 di *Medicina Riabilitativa: medicina fisica e riabilitazione; principi e pratica*, Idelson-Gnocchi.
- [29] Fondazione Vertical, “*Lesione midollare*” <http://www.fondazionevertical.org/index.php/la-ricerca/la-lesione-midollare>.

- [30] A. M. Gilroy, B. R. MacPherson, L. M. Ross, M. Schuenke, E. Shulte, U. Schumacher, “*Atlas of Anatomy*” *Second Edition*, Thieme 2012, International.
- [31] FES Rowing, “*What is FES?*” <http://www.fesrowing.com/what-is-fes/>.
- [32] G. D. Wheeler, B. Andrews, E. Lederer et al., “*Functional electric stimulation-assisted rowing: increasing cardiovascular fitness through functional electric stimulation rowing training in persons with spinal cord injury*”, *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83: 1093–1099.
- [33] Pararowing party, “*Aspetti medici*” <http://www.pararowingparty.eu/it/pararowing/aspetti-medici>.
- [34] N. A. Turpin, A. Guevel, S. Durand, F. Hug, “*No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing*”, *J Electromyogr Kinesiol.* 2011 Dec, 21(6):1030-40.
- [35] Concept2 “*Modello D*” <http://www.concept2.it/indoor-rowers/modello-d>
- [36] Concept2 “*Dynamic*” <http://www.concept2.it/indoor-rowers/dynamic>
- [37] B. Andrews, R. Gibbons, G. Wheeler “*Development of Functional Electrical Stimulation Rowing: The Rowstim Series.*”, *Artif Organs.* 2017 Nov, 41(11): E203-E212.
- [38] L. Consiglieri, E.B. Pires “*An analytical model for the ergometer rowing: inverse multibody dynamics analysis*”, *Comp Meth Biomech Biomed Eng* 2009, 12(4): 496-479.
- [39] C. L. Pollock, T. R. Jenkyn, I. C. Jones, T. D. Ivanova, S. J. Garland, “*Electromyography and kinematics of the trunk during rowing in elite female rowers*”, *Med Sci Sports Exerc.* 2009, 41(3): 628-36.
- [40] A. Baudouin, D. Hawkins, “*A biomechanical review of factors affecting rowing performance*”, *Br J Sports Med.* 2002, 36(6): 396-402.
- [41] G. M. Davis, N. A. Hamzaid, C. Fornusek, “*Cardiorespiratory, Metabolic, and Biomechanical Responses During Functional Electrical Stimulation Leg Exercise: Health and Fitness Benefits*”, *Artif Organs.* 2008, 32(8): 625-29.
- [42] S. E. Halliday, A. B. Zavatsky, K. Hase, “*Can Functional Electric Stimulation-Assisted Rowing Reproduce a Race-Winning Rowing Stroke?*”, *Arch Phys Med Rehabil.* 2004, 85: 1265-72.

- [43] N. A. Turpin, A. Guével, S. Durand, F. Hug, “*Effect of power output on muscle coordination during rowing*”, Eur J Appl Physiol. 2011, 111: 3017-29.
- [44] S. Kornecki, M. Jaszczak, “*Dynamic analysis of rowing on Concept II type C ergometer*”, Biol Sport. 2010, 27: 187-94.
- [45] S. E. Halliday, A. B. Zavatsky, B. J. Andrews, K. Hase, “*Kinematics of the upper and lower extremities in three-dimensions during ergometer rowing*”, In: R. Muller, H. Gerber, and A. Stacoff (Eds.) 2001, Book of abstracts from the XVllr Congress of the International Society of Biomechanics, ETH Zurich, 52.
- [46] M. Kaya, H. Minamitani, K. Hase, N. Yamazaki, “*Motion analysis of optimal rowing form by using biomechanical model*”, IEEE-EMBC and CMBEC 1995, Theme 5: Neuromuscular System/Biomechanics.
- [47] E. M. Buckeridge, A. M, J. Bull, A. H, McGregor, “*Biomechanical determinants of elite rowing technique and performance*”, Scand J Med Sci Sports. 2014, 25(2): E176-E183.
- [48] R. G. Dawson, R. J. Looockwood, J. D. Wilson, G. Freeman, “*Biomechanical determinants of elite rowing technique and performance*”, J Mot Behav. 1998, 30(1): 33-43.
- [49] F. Colloud, S. Champely, P. Bahuaud, L. Chèze, “*Kinematic symmetry in rowing: comparison of fixed stretcher versus free-floating ergometer*”, ISBS-Conference Proceedings Archive 2002.
- [50] R. Davoodi, B. J. Andrews, “*Switching curve control of functional electrical stimulation assisted rowing exercise in paraplegia*”, Med Biol Eng Comput. 2003, 41: 183-189.
- [51] R. Davoodi, B. J. Andrews, G. D. Wheeler, R. Lederer, “*Development of an In-door Rowing Machine With Manual FES Controller for Total Body Exercise in Paraplegia*”, IEEE Trans Neural Rehabil Eng 2002, 10(3): 197-203.
- [52] P. P. Gogia, J. H. Braatz, S. J. Rose, B. J. Norton, “*Reliability and validity of goniometric measurements at the knee*”, Phys Ther. 1987, 67(2): 192-5.
- [53] M. Rouaud, “*Probability, Statistics and Estimation Propagation of Uncertainties in Experimental Measurement*”, 2017 Creative commons CC BY-NC 4.0.
- [54] DemItalia, “*I sensori goniometrici*” [http://www.medicaltec.it/DEM\\_GONIOMETRICI.html?IDP=13&PAG=207](http://www.medicaltec.it/DEM_GONIOMETRICI.html?IDP=13&PAG=207).

## BIBLIOGRAFIA

- [55] OT Bioelettronica, “*Manuale utente DuePro*”, Ed. mag. 2016
- [56] World rowing, “*Para-rowing*” <http://www.worldrowing.com/para-rowing/>.