



**Politecnico  
di Torino**

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Meccanica

A.A. 2024/2025

Sessione di Laurea Marzo/Aprile 2025

**Analisi biomeccanica  
del gesto tecnico del canottaggio  
al remoergometro**

Relatori:

Prof. Stefano Paolo Pastorelli  
Prof. Laura Gastaldi  
Ing. Valerio Cornagliotto

Candidato:

Silvia Crosio



# Sommario

Sommario .....	i
Abstract.....	iii
Indice delle figure .....	iv
Capitolo 1: Stato dell'arte .....	1
1.1    Introduzione: il canottaggio .....	1
1.1.1    La palata.....	2
1.1.2    Il remoergometro .....	4
1.1.3    Differenze tra la palata in barca e al remoergometro.....	7
1.1.4    Infortuni nel canottaggio.....	10
1.2    Obiettivo della tesi .....	12
1.3    Stato dell'arte .....	13
1.3.1    Analisi cinematica.....	14
1.3.2    Analisi dinamica .....	16
1.3.3    Misura del movimento .....	21
1.3.4    Protocolli utilizzati per l'analisi del gesto tecnico in laboratorio .....	35
1.3.5    Campione di atleti.....	41
1.3.6    Conclusione.....	42
Capitolo 2: Analisi cinematica .....	43
2.1    Nomenclatura delle fasi della remata.....	44
2.2    Soggetti partecipanti .....	45
2.3    Protocollo.....	46
2.4    Acquisizione del video.....	47
2.5    Analisi video .....	49
2.6    Analisi dei dati .....	52
2.7    Limiti dell'analisi.....	57
2.8    Report personale .....	64
2.9    Confronti.....	73

2.9.1	Confronti all'interno del gruppo club .....	89
2.10	Movimento, LBP e carichi sulla colonna.....	92
2.11	Conclusioni .....	94
Capitolo 3: Modello Simscape Multibody .....		97
3.1	Costruzione del modello dell'atleta .....	97
3.1.1	Misure antropometriche .....	97
3.1.2	Giunti articolari.....	100
3.1.3	Forza esterna .....	103
3.2	Dati di input .....	105
3.3	Modello .....	106
3.4	Modello ottimizzato .....	109
3.5	Forza sul carrello.....	112
3.6	Forza sulla pedaliera .....	114
3.7	Movimento del centro di massa .....	116
3.8	Momenti articolari .....	119
3.9	Confronto con dati di letteratura .....	121
3.10	Legame tra forze esercitate e movimento .....	123
3.11	Modifica del ritmo .....	136
3.12	Conclusioni .....	139
Capitolo 4: Sviluppo di un remoergometro strumentato.....		142
4.1	Celle di carico .....	143
4.2	Interfacce.....	144
4.3	Sistema di acquisizione dati.....	146
4.4	Performance Monitor .....	146
4.5	Variabili di interesse ricavabili.....	148
Conclusioni .....		151
Bibliografia .....		155
Appendice – File eseguibile per l'analisi video .....		162
Appendice – Interfacce .....		163

## Abstract

La performance nel canottaggio é influenzata da molteplici fattori, tra cui forza, resistenza, velocità, tecnica e resilienza mentale. La componente biomeccanica assume un ruolo particolarmente rilevante, poiché correlata all'efficienza stessa del movimento. Prendendo come esempio gli atleti di alto livello, questa tesi si propone di analizzare i vari aspetti del gesto tecnico del canottaggio, con l'obiettivo di identificare dei parametri che caratterizzino la remata di questi atleti e la distinguano da quella di atleti meno esperti.

Inizialmente, viene presentata una rassegna della letteratura scientifica esistente, focalizzandosi sulle metodologie di analisi del movimento e di misura delle forze esercitate dall'atleta durante la remata al remoergometro. Successivamente, attraverso l'utilizzo di un sistema di markerless motion capture (MediaPipe Pose Landmarker), è stata condotta un'analisi cinematica su un campione di 59 atleti, suddivisi in quattro categorie: alto livello, giovanile internazionale, club e master. L'analisi statistica dei dati rilevati, pur non evidenziando variazioni significative tra i primi tre gruppi, ha permesso di individuare sostanziali differenze nel pattern di movimento degli atleti master, identificando anche elementi tecnici potenzialmente critici per la performance e il rischio di infortuni. Attraverso un modello multibody del rematore, realizzato con Simscape Multibody, viene poi eseguita una analisi sulla relazione tra le forze misurabili e il movimento, ipotizzando la forza sul manico e utilizzando i dati precedentemente ricavati per il movimento. Viene quindi mostrato l'interesse nella misura di queste forze, e la loro correlazione con il gesto tecnico dell'atleta. Infine, viene descritto lo sviluppo di un remoergometro strumentato, progettato per la misurazione delle forze esercitate durante l'esercizio, ponendo le basi per future analisi sulla correlazione tra le forze applicate e la prestazione sportiva.

## Indice delle figure

Figura 1.1.1: tipi di imbarcazioni da canottaggio; A: singolo (1x), B: doppio (2x), C: due senza (2-), D: due con (2+), E: quattro senza (4-), F: quattro con (4+), G: quattro di coppia (4x), H: otto (8+); da [1] .....	1
Figura 1.1.2: sequenza di disegni rappresentanti il ciclo di voga durante la remata di coppia (da [4]) .....	3
Figura 1.1.3: tipico andamento della velocità di un singolo a partire dall'istante di attacco (catch position); sono evidenziate le quattro fasi della remata: attacco (catch), passata (drive), finale (finish) e ripresa (recovery); da [2] .....	4
Figura 1.1.4: remoergometro Concept 2 modello D (da [8]) .....	5
Figura 1.1.5 remoergometro RP3 model S (da [9]) .....	6
Figura 1.1.6: a sinistra: andamento dell'angolo tra tronco e bacino a passo gara, nel caso di remoergometro Concept2 fisso (C2F), Concept2 dinamico (C2S); a destra: forze di compressione sulla lombare generate nel caso dei tre remoergometri; da [10] .....	7
Figura 1.3.1. a: andamento della forza sul manico al variare del numero di colpi; da [24] .....	17
Figura 1.3.2.b: andamento della forza sulla pedaliera al variare del numero di colpi; da [24] .....	18
Figura 1.3.3.c: andamento della sospensione al variare del numero di colpi; da [24] .....	18
Figura 1.3.4: andamenti dei momenti articolari di caviglia, ginocchio, anca e L5/S1 (dall'alto verso il basso); in blu sono riportati i valori della prova a 18 colpi/min, in rosso di quella a colpi liberi; (a) sono i valori delle atlete senior HWW e (b) quelli degli atleti pesi leggeri LWM; le deviazioni standard di questi dati variano tra $\pm 0.03$ e $\pm 0.32$ Nm/kg per la caviglia, $\pm 0.15$ e $\pm 1.13$ Nm/kg per il ginocchio, $\pm 0.09$ e $\pm 1.61$ Nm/kg per l'anca, $\pm 0.36$ e $\pm 3.63$ Nm/kg per L5/S1; da [33] .....	20
Figura 1.3.5: Andamenti delle tensioni muscolari a 26 colpi/min rilevati da [31] ; le linee nere rappresentano le forze muscolari calcolate, mentre in grigio sono riportati i dati provenienti dall'elettromiografia, scalati in modo da avere lo stesso valore di picco .....	21
Figura 1.3.6: sensori inerziali <a href="https://www.btsbioengineering.com/it/">https://www.btsbioengineering.com/it/</a> .....	22
Figura 1.3.7: utilizzo dell'elettrogoniometro al remoergometro in [25] .....	22
Figura 1.3.8: esempio di un sistema di EM tracking a sinistra e a destra il suo utilizzo nel canottaggio in [38] .....	23
Figura 1.3.9: utilizzo di un sistema OMC al remoergometro in [24][5] .....	24
Figura 1.3.10: esempio di setup di misura delle forze, da [24], [33] .....	26
Figura 2.1.1: fasi della remata; la freccia nera esprime la % di completamento del colpo e le frecce verticali i diversi istanti citati .....	44

Figura 2.4.1: schematizzazione del setup video, fornita ai partecipanti allo studio; schematizzazione remoergometro da <a href="https://device.report/manual/4984950">https://device.report/manual/4984950</a> .....	49
Figura 2.4.2: esempio di setup .....	49
Figura 2.5.1: funzionamento della libreria MediaPipe .....	50
Figura 2.5.2: lista dei landmarks identificati da BlazePose (da:[48], [49]) .....	52
Figura 2.5.3: immagine raffigurante i keypoint identificati attraverso l'analisi con MediaPipe e i tre relativi angoli articolari calcolati .....	52
Figura 2.6.1: sistema di riferimento ottenuto .....	53
Figura 2.6.2: workflow generale seguito per ciascun video .....	57
Figura 2.7.1: andamenti delle lunghezze rilevate di tibia e coscia in funzione del tempo	58
Figura 2.7.2: frame del video dove vengono indicare in verde la lunghezza della coscia rilevata, in giallo la minima lunghezza rilevata nel corso del video completo e in rosso quella massima .....	58
Figura 2.7.3: frame in cui è stata rilevata la lunghezza massima della coscia .....	59
Figura 2.7.4: frame in cui è stata rilevata la lunghezza minima della coscia .....	59
Figura 2.7.5: andamenti dell'angolo del ginocchio rilevati da due video realizzati con angolazioni diverse. Nel grafico in alto si confrontano i valori di un colpo singolo, mentre nel grafico in basso si confrontano le due curve relative agli andamenti medi .....	61
Figura 2.7.6: Bland Altamann plot per ginocchio, busto, anca, gomito .....	62
Figura 2.7.7: posizione del tracker del polso nei due video realizzati contemporaneamente da angolazioni differenti .....	63
Figura 2.8.1: grafici rappresentanti i dati relativi alla durata dei colpi; nel grafico in alto il centro dei quadrati rappresenta il valore medio della durata dei colpi di ciascuno step, mentre le linee rappresentano la deviazione standard dei dati; nel grafico in basso viene riportato il rapporto tra la durata della passata e quella della ripresa .....	64
Figura 2.8.2: grafici rappresentanti i dati relativi alla lunghezza dei colpi; nel grafico a sinistra il centro dei quadrati rappresenta il valore medio della lunghezza tra i colpi di ciascuno step, mentre le linee rappresentano la deviazione standard dei dati; nel grafico a destra viene rappresentato il rapporto tra la lunghezza media di ciascuno step e la lunghezza mantenuta nel primo .....	65
Figura 2.8.3: andamenti degli angoli articolari .....	66
Figura 2.8.4: confronto tra gli andamenti negli step .....	67
Figura 2.8.5: grafici relativi alla coordinazione .....	68
Figura 2.8.6: grafici relativi alla coordinazione di busto e gambe di due atleti .....	69
Figura 2.8.7: grafico della coordinazione con rappresentazione della corrispondente posizione dell'atleta .....	70

Figura 2.8.8: a sinistra: grafico della coordinazione di un atleta che tende meno a sovrapporre il movimento delle braccia in passata con quello di busto e gambe; a destra: grafico relativo a un atleta che sovrappone molto i movimenti.....	71
Figura 2.8.9: corrispondenza tra le fasi della remata e i punti nel grafico.....	72
Figura 2.8.10: traiettoria del colpo medio; il punto a sinistra rappresenta il finale, il punto a destra l'attacco .....	72
Figura 2.9.1: (a) durata media delle fasi del colpo +/- due volte la deviazione standard; (b) rapporto tra la durata della passata e quella della ripresa .....	75
Figura 2.9.2: grafico che rappresenta il mantenimento della lunghezza della palata all'aumentare dei colpi/min, prendendo come riferimento la lunghezza mantenuta da ciascun atleta nel primo step .....	79
Figura 2.9.3: grafico che riporta il rapporto tra la lunghezza della palata e la lunghezza mantenuta nel primo step; i dati sono divisi nei quattro gruppi e vengono riportati gli intervalli di confidenza al 95% .....	79
Figura 2.9.4: coordinazione all'attacco rispetto alla coordinazione tra gambe e busto.....	81
Figura 2.9.5.a: andamenti degli angoli del busto .....	82
Figura 2.9.6.b andamenti degli angoli del ginocchio.....	82
Figura 2.9.7.c andamenti degli angoli del gomito .....	83
Figura 2.9.8: intervalli di confidenza al 95% del ROM del busto di ciascuna categoria in ciascuno step .....	85
Figura 2.9.9: intervalli di confidenza al 95% dell'angolo rispetto all'orizzontale raggiunto dal busto in attacco di ciascuna categoria in ciascuno step .....	86
Figura 2.9.10: velocità angolari massime raggiunte (media e deviazione standard).....	87
Figura 2.9.11: rapporto tra la velocità massima in passata e quella in ripresa.....	88
Figura 2.9.12: velocità angolari massime dei pugni raggiunte in passata (media e deviazione standard) per il gruppo femminile (F) e maschile (M) .....	91
Figura 2.9.13: confronto della coordinazione all'attacco tra gruppo maschile e femminile, espressa come distanza temporale tra il movimento dei pugni e quello del carrello; se <0, il carrello si muove prima dei pugni .....	92
Figura 3.1.1: subsystem della tibia all'interno del modello Simscape Multibody .....	99
Figura 3.1.2: rappresentazione della tibia in Mechanics Explorer con il sistema di riferimento della tibia e i due sistemi di riferimento ottenuti per traslazione, necessari per le connessioni con la caviglia e il ginocchio; in basso a sinistra viene riportato l'orientamento del sistema di riferimento globale "world" .....	99
Figura 3.1.3: rappresentazione della tibia in Mechanics Explorer.....	100
Figura 3.1.4: modello del rematore con i sistemi di riferimento dei link .....	101

Figura 3.1.5: rappresentazione degli angoli contenuti nei vettori $q_1, q_2, q_3, q_4, q_5$ e il loro corrispettivo nel modello .....	102
Figura 3.1.6: andamenti degli angoli articolari.....	103
Figura 3.1.7: andamento utilizzato per la forza sul manico.....	104
Figura 3.2.1: modello con gli angoli indicati.....	105
Figura 3.3.1: rappresentazione del modello stilizzato mediante rettangoli in Mechanics explorer .....	106
Figura 3.3.2: porzione di modello Simscape Multibody necessaria a imporre il movimento dei pugni lungo il percorso impostato.....	106
Figura 3.3.3: posizione raggiungibili in finale e in attacco dal modello data una altezza del tiro e i valori di $q_2, q_3, q_5$ .....	107
Figura 3.3.4: forza sul carrello nel modello preliminare; se positiva spinge il carrello verso il basso, se negativa lo tira verso l'alto .....	108
Figura 3.4.1: modello in Simulink; in azzurro e verde gli input, in giallo, arancio e rosso gli output .....	110
Figura 3.4.2: visualizzazione del modello del rematore nella posizione di finale (a sinistra) e attacco (a destra) .....	111
Figura 3.5.1: forza sul carrello, caso $MHF=P$ .....	112
Figura 3.5.2: confronto tra le forze esercitate sul carrello con diversi valori di MHF sul manico; $P$ =forza peso .....	113
Figura 3.5.3: confronto tra la sospensione ottenuta con diversi valori di MHF sul manico .....	114
Figura 3.6.1: forza sul carrello, caso $MHF=P$ .....	115
Figura 3.6.2: confronto tra le forze risultanti sulla pedaliera con diversi valori di MHF sul manico; $P$ =forza peso .....	115
Figura 3.6.3: forza sul manico, forza sul carrello e forza sulla pedaliera in funzione del tempo.....	116
Figura 3.7.1: posizione lungo $x$ del centro di massa del corpo, rispetto alla posizione lungo $x$ del carrello e dei polsi .....	117
Figura 3.7.2: posizioni del centro di massa dei singoli corpi e del meccanismo complessivo (rappresentato con la terna in rosso); in azzurro il sistema di riferimento world .....	117
Figura 3.7.3: posizione del centro di massa rispetto al sistema di riferimento world.....	118
Figura 3.7.4: percorso del centro di massa e dei pugni.....	118
Figura 3.8.1: momenti articolari in assenza di forza sui pugni, con i corrispondenti movimenti degli angoli .....	119

Figura 3.8.2: momenti articolari nel caso di forza applicata sui pugni, con i corrispondenti movimenti degli angoli .....	120
Figura 3.9.1: forza sulla pedaliera, confronto con i dati in letteratura, a partire dall'istante di attacco .....	122
Figura 3.9.2: forza sulla pedaliera, confronto con i dati in letteratura, a partire dall'istante di attacco .....	123
Figura 3.10.1: andamento dell'angolo dell'anca per le tecniche differenti .....	124
Figura 3.10.2: andamento dell'angolo della spalla, modificato in conseguenza al diverso andamento di $q_3$ per poter mantenere il medesimo percorso dei pugni .....	125
Figura 3.10.3: confronto tra le forze esercitate sul carrello con i diversi stili di remata .	125
Figura 3.10.4: confronto tra le forze esercitate sulla pedaliera con i diversi stili di remata .....	127
Figura 3.10.5: forze agenti sul rematore in direzione verticale .....	128
Figura 3.10.6: accelerazione angolare del busto e forza in direzione verticale con le diverse tecniche .....	129
Figura 3.10.7: forze agenti sul rematore in direzione orizzontale .....	130
Figura 3.10.8: somma delle forze agenti sul rematore in direzione orizzontale, pari al prodotto della massa per l'accelerazione orizzontale del centro di massa.....	131
Figura 3.10.9: confronto tra le velocità dei pugni in direzione x con i diversi stili di remata .....	132
Figura 3.10.10: momenti articolari ricavati imponendo le tre varianti del movimento ...	134
Figura 3.10.11: potenze sviluppate nei giunti .....	136
Figura 3.11.1: andamenti articolari e momenti articolari con un ritmo di 28 colpi/min..	137
Figura 3.11.2: andamento della forza sul carrello ai due diversi ritmi .....	138
Figura 3.11.3: andamento della forza sul carrello ai due diversi ritmi .....	139
Figura 4.1.1: immagini delle celle di carico selezionate; a sinistra: DLM 20-SO, a destra: DLM30-IN .....	144
Figura 4.2.1: assieme di misura della pedaliera destra .....	145
Figura 4.2.2: assieme di misura del carrello .....	145
Figura 4.2.3: assieme di misura del manicotto .....	146
Figura 4.4.1: esempi di forze curve da [66] .....	147

## Capitolo 1: Stato dell'arte

### 1.1 Introduzione: il canottaggio

Il canottaggio è uno tra gli sport Olimpici più antichi, presenti nei giochi moderni già dal 1900. Esso consiste nel muovere una imbarcazione a remi il più velocemente possibile sulla distanza di gara. Le competizioni sulla distanza olimpica si svolgono su 2000m e spesso i margini di vittoria sono di alcuni decimi; pertanto, gli atleti élite curano ogni dettaglio al fine di migliorare la propria performance.

Come si osserva Figura 1.1.1 le imbarcazioni possono essere di punta (ciascun rematore usa un remo, immagini C, D, E, F, H in figura) o di coppia (ciascun rematore usa due remi, immagini A, B, G in figura) e in alcune imbarcazioni (D, F, H) è presente il timoniere, cioè un atleta che può essere posizionato a prua o a poppa e che non rema ma è incaricato di governare la direzione della barca e di incitare e dare indicazioni ai compagni.

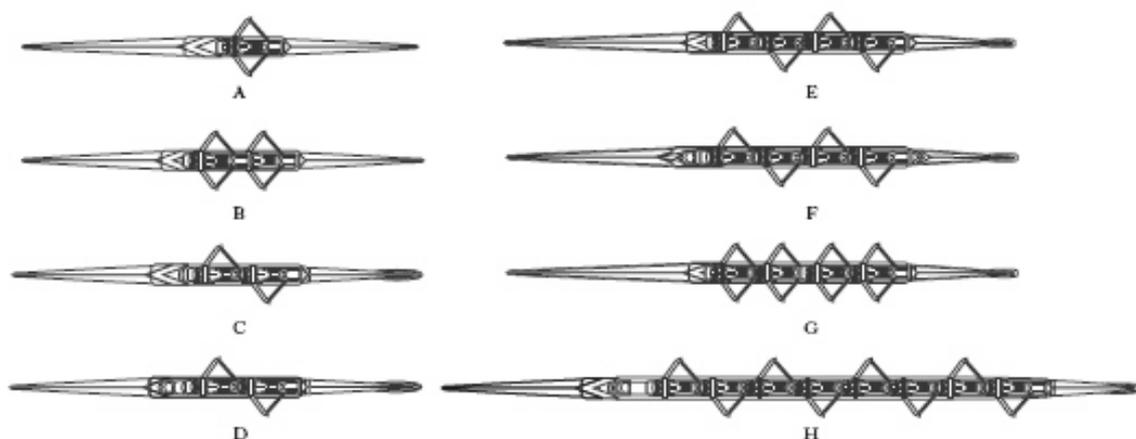


Figura 1.1.1: tipi di imbarcazioni da canottaggio; A: singolo (1x), B: doppio (2x), C: due senza (2-), D: due con (2+), E: quattro senza (4-), F: quattro con (4+), G: quattro di coppia (4x), H: otto (8+); da [1]

Le specialità del singolo, del doppio, del due senza e del quattro di coppia vengono disputate ai campionati mondiali sia nella categoria senior che nella categoria pesi leggeri (“lightweight” in inglese); per gareggiare in quest’ultima i vogatori devono pesare meno di 72,5 kg per gli uomini e 59kg per le donne, con una media dei pesi degli atleti sull’imbarcazione rispettivamente minore di 70 kg e 57 kg.

Dal 2018 negli eventi internazionali vengono disputate le gare nelle stesse specialità sia per gli uomini sia per le donne, in linea con le politiche del C.I.O. di ottenere una perfetta parità di genere in termini di partecipazione di atleti e atlete alle Olimpiadi. In precedenza, alcune specialità venivano disputate solo al maschile. Parte di esse sono state eliminate, come il due con e il quattro senza pesi leggeri, mentre in altre sono state introdotte anche le gare femminili, come il due senza pesi leggeri e il quattro con a livello giovanile.

A livello olimpico sono presenti le specialità del singolo, doppio, due senza, quattro di coppia, quattro senza e otto per entrambi i sessi; fino al 2024 erano presenti anche i doppi pesi leggeri maschili e femminili e fino al 2016 anche il quattro senza pesi leggeri maschile.

Le imbarcazioni utilizzate nelle competizioni, realizzate in passato in legno, sono ora costruite in materiali compositi con fibra di carbonio; la loro lunghezza e peso variano a seconda del tipo di barca e i valori minimi sono prescritti dal regolamento della federazione internazionale World Rowing, precedentemente denominata F.I.S.A.

L'atleta si interfaccia all'imbarcazione attraverso la pedaliera (o pedana) su cui spinge coi piedi, il carello su cui esso è seduto, che scorre sulle guide, e i remi, vincolati alla barca attraverso lo scalmò, alla cui estremità esterna è realizzata la pala, cioè la parte che viene immersa ed estratta durante il ciclo di voga e che funge da fulcro nell'acqua per riuscire a spostare la barca.

#### 1.1.1 La palata

Il canottaggio è uno sport a catena cinetica chiusa, siccome i segmenti prossimali e distali (mani e piedi) sono vincolati (dalle manopole e dalla pedaliera) in modo tale da impedire il movimento libero. È uno sport ciclico, in cui ogni ciclo, detto palata o remata può essere diviso in quattro fasi: attacco, passata, finale, ripresa.

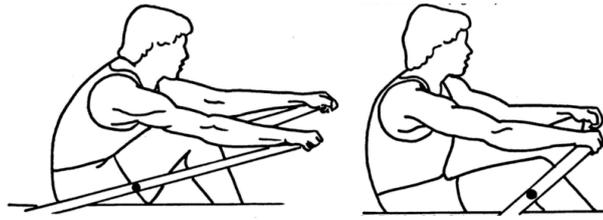
- *Attacco*

Corrisponde all'istante in cui la pala in posizione verticale viene immersa nell'acqua; il vogatore si trova in una posizione che gli permette di allungarsi il più possibile verso la poppa dell'imbarcazione e di iniziare la spinta nel minor tempo possibile, con le gambe piegate, il bacino rivolto in avanti, i lombi alti e le braccia distese. Al fine di far entrare la pala nell'acqua, il vogatore alza i pugni.



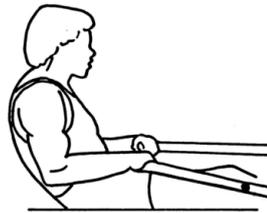
- *Passata*

Corrisponde alla parte del gesto in cui il vogatore ha la pala immersa nell'acqua e genera forze propulsive per l'imbarcazione, spingendo con le gambe, spostando il busto indietro e tirando con le braccia.



- *Finale*

Finita la fase di spinta delle gambe e di tiro dei lombi e delle braccia, l'atleta estrae la pala abbassando i pugni e poi ruota la pala (al fine di generare un minor attrito e avere maggiore equilibrio).



- *Ripresa*

Al fine di tornare alla posizione di attacco, il rematore in sequenza distende le braccia, ruota i lombi e piega le gambe; per poter ri-iniziare il ciclo di voga, nella seconda metà della ripresa l'atleta ruota nuovamente la pala, portando in posizione verticale e pronta per essere immersa nuovamente in acqua.

Durante questa fase della palata, come rilevato da [2], [3] e riportato in Figura 1.1.3, si ha il massimo della accelerazione della barca, con un conseguente massimo della velocità; le pale sono fuori dall'acqua e la massa dell'atleta si sta muovendo nella direzione opposta all'imbarcazione per tornare nella posizione di attacco.

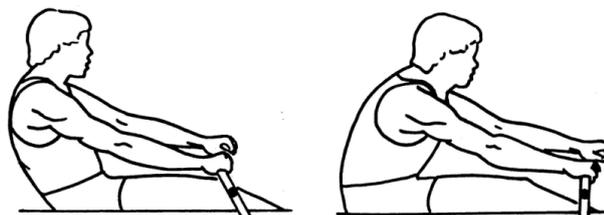


Figura 1.1.2: sequenza di disegni rappresentanti il ciclo di voga durante la remata di coppia (da [4])

Usualmente, nella remata degli atleti esperti, la passata ha una durata minore della ripresa, come osservato da [5]. Il rapporto tra il tempo della passata e quello della ripresa varia al variare del numero di colpi, come riportato da [6].

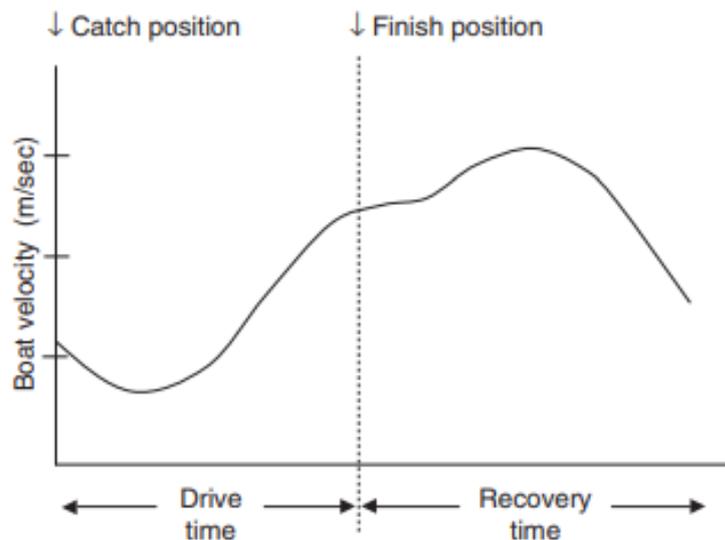


Figura 1.1.3: tipico andamento della velocità di un singolo a partire dall'istante di attacco (catch position); sono evidenziate le quattro fasi della remata: attacco (catch), passata (drive), finale (finish) e ripresa (recovery); da [2]

Un parametro spesso monitorato dagli atleti durante gli allenamenti e le gare è la frequenza delle remate (o stroke rate in inglese), misurata in colpi/min, che permette di avere un riferimento sull'intensità dell'attività; lavorando a frequenze di remata diverse si svolgono allenamenti mirati su aspetti diversi della preparazione. Lo stroke rate è inoltre significativamente correlato alla velocità media della barca e quindi a una miglior performance, ma non è il solo parametro che influenza la prestazione: il mantenimento di una velocità costante e la riduzione dell'ampiezza delle fluttuazioni di essa all'interno del colpo sono altri parametri correlati a una performance migliore, come sottolineato da [2], [7].

### 1.1.2 Il remoergometro

Al fine di simulare e allenare il gesto tecnico della remata a terra, si può fare uso di diversi strumenti, tra cui il remoergometro e la vasca voga.

Il remoergometro, il cui modello più diffuso è quello realizzato dalla azienda americana Concept, raffigurato in Figura 1.1.4, permette di effettuare allenamenti di indoor-rowing senza necessitare di uno spazio elevato. Esso è utile per effettuare attività a terra in caso di maltempo, insegnare ai principianti il gesto tecnico, ma anche per effettuare delle valutazioni fisiologiche e "trials" tra gli atleti élite. Grazie alla relativa semplicità nell'uso dell'attrezzo e al coinvolgimento di molti muscoli durante il gesto, esso viene anche utilizzato nella preparazione dei velisti e in alcuni circuiti di CrossFit.

Nel modello raffigurato in Figura 1.1.4 la resistenza viene simulata attraverso un volano, ma sono presenti sul mercato anche attrezzi prodotti da altre aziende che usano l'acqua a questo scopo.

L'atleta è seduto su un carrello che scorre su una rotaia, ha i piedi fissati a una pedaliera e tirando il manicotto mette quest'ultimo in rotazione. La catena a cui è collegato il manicotto, ingrana su una ruota dentata che mette in rotazione il volano (o ventola) attraverso un meccanismo a ruota libera. In passata il moto del manicotto viene trasmesso al volano; in ripresa il meccanismo permette al volano di continuare a ruotare per effetto dell'inerzia mentre l'atleta si muove in direzione opposta per tornare all'attacco. In questa fase di ripresa, la catena viene tirata da un elastico presente all'interno dello strumento, che ha l'effetto di ritrarre con fluidità il manicotto, evitando che l'afflosciamento della catena infastidisca il movimento dell'atleta.

Questo tipo di remoergometro è detto statico o fisso, siccome la cassa contenente il volano rimane ferma; è possibile renderlo dinamico utilizzando degli appositi strumenti, detti "slides", che permettono al corpo del remoergometro di muoversi rispetto al terreno su delle apposite guide.



*Figura 1.1.4: remoergometro Concept 2 modello D (da [8])*

Un esempio di remoergometro dinamico è invece quello realizzato dall'azienda olandese RP3, in cui il carrello su cui è seduto l'atleta e il corpo del remoergometro scorrono sulla stessa guida; anche qui la resistenza è ottenuta da un volano, come si può evidenziare in Figura 1.1.5. Il meccanismo interno che mette in rotazione il volano e riavvolge la catena è simile a quello di un remoergometro statico.



*Figura 1.1.5 remoergometro RP3 model S (da [9])*

Tutti i modelli di remoergometro hanno uno schermo che dà all'atleta riferimenti come la frequenza delle remate (in colpi/min), la distanza percorsa (in m), il tempo trascorso, la potenza prodotta in ciascuna remata (in watt), il passo medio sulla distanza di 500m.

Come evidenziato da [10] e [11], per quanto simili, questi modelli di remoergometro generano differenti forze di compressione sulla lombare degli atleti e si registra una cinematica differente dei segmenti del corpo, come evidenziato in Figura 1.1.6. I valori massimi delle forze esterne misurate sono maggiori nel caso di remoergometro statico: ciò suggerirebbe che il remoergometro dinamico, inducendo valori assoluti minori di forze e momenti sulle articolazioni, potrebbe ridurre il rischio di infortunio per gli atleti. Inoltre, alcuni atleti evidenziano che utilizzando il modello RP3 la sensazione sia più simile a quella della barca.

Questi aspetti sono strettamente legati alla differenza tra le due tipologie di remoergometro. Su un remoergometro statico, l'atleta deve spostare la propria massa avanti e indietro durante la remata, su un remoergometro dinamico l'azione dell'atleta risulta in un movimento maggiore del centro di massa del remoergometro rispetto a quello dell'atleta stesso. Poiché il remoergometro ha una massa significativamente inferiore rispetto a quella dell'atleta, l'azione della remata su un remoergometro dinamico, soprattutto nella fase di ripresa, risulta più simile a quella eseguita in acqua. Anche in questo contesto, infatti, la barca ha un peso nettamente inferiore rispetto a quello dell'atleta (ad esempio, nel singolo, la massa dell'imbarcazione è di circa 14 kg), determinando uno spostamento maggiore del centro di massa della barca rispetto a quello dell'atleta nella fase di ripresa.

Il remoergometro dinamico è però più costoso e meno diffuso nei club; inoltre il modello realizzato da Concept è quello ufficialmente utilizzato nelle competizioni internazionali indoor e dalla maggior parte delle squadre nazionali.

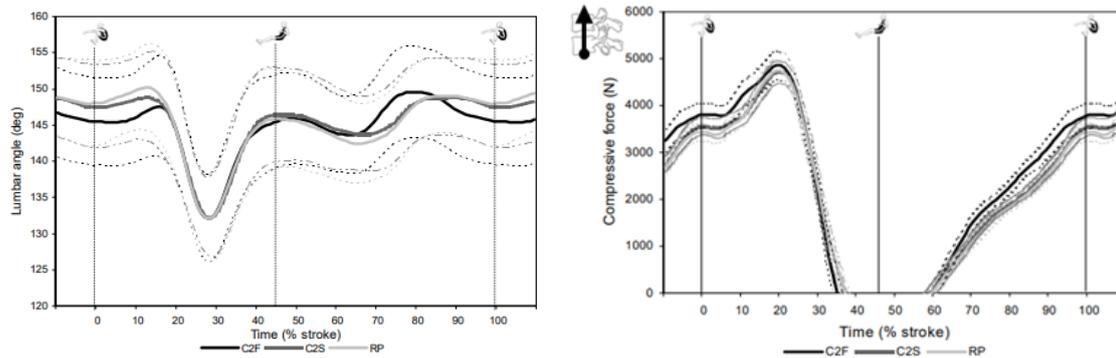


Figura 1.1.6: a sinistra: andamento dell'angolo tra tronco e bacino a passo gara, nel caso di remoergometro Concept2 fisso (C2F), Concept2 dinamico (C2S); a destra: forze di compressione sulla lombare generate nel caso dei tre remoergometri; da [10]

Un altro strumento utile per simulare la remata a terra è la vasca voga, dove l'atleta rema in una postazione simile a quella di una imbarcazione e la pala scorre in una vasca con dell'acqua. Nelle strutture meno recenti l'acqua è in una vasca ferma, e l'atleta la mette in moto immergendo la pala, che ha una superficie molto piccola, spesso realizzata tagliando una pala usata in barca, necessaria per non avere una resistenza troppo elevata. Nelle moderne vasche voga l'acqua viene messa in circolazione da una pompa e l'atleta può usare pale come quelle utilizzate in barca. Questa seconda variante permette di simulare in modo migliore la sensazione della remata, ma la costruzione di questo tipo di impianti è costosa e diffusa principalmente negli Stati Uniti. Con entrambi i sistemi l'atleta non ha un riferimento immediato per l'allenamento come quello fornito dal remoergometro e, come riportato da [7], si ha una scarsa correlazione tra la remata di punta in barca e in vasca voga. È comunque uno strumento utile per insegnare il gesto tecnico ai principianti o affinare quello dei vogatori più esperti.

### 1.1.3 Differenze tra la palata in barca e al remoergometro

Come già evidenziato, il remoergometro è un attrezzo utile a simulare la remata a terra e viene utilizzato dai canottieri in tutto il mondo. Presenta però alcune differenze rispetto alla remata in barca.

In entrambe le situazioni l'atleta è seduto su un carrello che scorre sulle guide e può regolare l'altezza della pedaliera. In barca sono permesse anche lievi regolazioni di inclinazione e lo spostamento della pedaliera lungo l'asse della barca, quest'ultima regolazione sarebbe comunque inutile su un remoergometro siccome non è presente il vincolo al movimento dei pugni dettato dal remo che ruota attorno al perno dello scalmo. In barca la posizione verticale dei pugni è dettata dall'atleta, ma è anche conseguente all'impostazione della barca, eseguita dall'allenatore in modo che l'atleta abbia i pugni all'altezza del petto in

finale con le pale immerse; al remoergometro è invece l'atleta stesso che decide a quale altezza posizionare i suoi pugni senza vincoli esterni. Iniziato il movimento, eseguendo il gesto al remoergometro i pugni si muovono su dei piani paralleli al piano sagittale, mentre in una barca essi seguono la rotazione del remo attorno allo scalmò. Pertanto, il movimento dei pugni e il loro range of motion saranno per forza diversi nelle due situazioni. Sono presenti alcuni vogatori, più o meno professionali, che cercano di mantenere il movimento dei pugni attorno a un fulcro, ma sono meno diffusi e più ingombranti dei remoergometri presentati in questa tesi.

Al remoergometro non sono inoltre necessari i movimenti dei pugni in direzione verticale per far entrare ed estrarre le pale dall'acqua all'inizio e alla fine della ripresa, oltre che non è presente la difficoltà legata all'equilibrio da mantenere in barca.

In barca, il movimento del sistema barca e atleta, descritto dalla coordinata  $z$ , può essere descritto dall'equazione

$$(m_1 + m_2) \ddot{z} = -F_{attrito} + F_{pala//}$$

con  $m_1$  pari alla massa dell'imbarcazione,  $m_2$  pari alla massa dell'atleta,  $F_{attrito}$  pari alla forza di attrito sullo scafo, descrivibile come  $F_{attrito} = 24,98 - 11,22 \dot{x} + 13,05 \dot{x}^2$  [12] dove  $\dot{x}$  è la velocità dell'imbarcazione,  $F_{pala//}$  è la componente parallela al moto della forza agente sulla pala. In questa equazione si trascura l'inerzia alla rotazione della pala e si semplificano sia il corpo che la barca come delle masse concentrate. La formula per la forza di attrito è stata ricavata da [12] usando dati sperimentali relativi a un 8+, e pertanto comprende gli effetti della resistenza dell'acqua, quella dell'aria, che è molto minore di quella tra lo scafo e l'acqua (ma che può essere di entità rilevante nel caso di vento contro) e dell'attrito dovuto alla formazione di onde, che però ha un minimo locale per le velocità di gara, come riportato da [13].

La coordinata del centro di massa del sistema barca e atleta può essere descritta dall'equazione  $z(m_1 + m_2) = x m_1 + (x + y) m_2$  dove  $x$  è la coordinata del centro di massa della barca e  $y$  quella dell'atleta rispetto alla barca.

Sostituendo il valore di  $z$  ricavato nell'ultima equazione nella equazione del moto dell'imbarcazione, si ottiene che

$$(m_1 + m_2) \left( \ddot{x} + \frac{m_2}{m_1 + m_2} \dot{y} \right) = F_{pala//} - F_{attrito}(\dot{x})$$

Analizzando quindi i termini presenti in questa equazione, si osserva che, anche quando l'atleta non sta imprimendo forza sulla pala, il suo movimento influenza la dinamica

dell'imbarcazione. È per questo motivo che la velocità massima dell'imbarcazione non si registra mentre l'atleta sta imprimendo forza, ma mentre esso sta spostando la sua massa in direzione opposta al movimento della barca, come spiega [13].

In un remoergometro statico, invece, la “velocità della barca” viene stimata misurando la velocità di rotazione del volano  $\omega$  che, però, non viene influenzata dal movimento della massa dell'atleta. Essa può infatti essere descritta dall'equazione:

$$J \dot{\omega} = T - D = F_m \cdot r - k \omega^2$$

dove  $J$  è il momento di inerzia del volano,  $\omega$  è la velocità angolare del volano,  $T = F_m \cdot r$  è la coppia applicata, pari alla forza sul manico  $F_m$  moltiplicata per il raggio della ruota dentata su cui scorre la catena del remoergometro per mettere in rotazione il volano,  $D = k \omega^2$  è la coppia dovuta all'attrito, che, come riportano [14], [15], è legata al quadrato della velocità angolare.

Il fattore  $k$  corrisponde al drag factor riportato anche sul performance monitor del remoergometro per dare un riferimento agli atleti in modo da poter impostare una resistenza uguale su remoergometri diversi. Gli atleti possono modificarlo muovendo una apposita leva che regola il flusso d'aria nella cassa del remoergometro, ma esso è legato anche ad altri fattori come l'attrito delle altre parti rotanti e le condizioni dell'aria circostante. Pertanto, un dato drag factor potrebbe non corrispondere alla stessa posizione della leva su remoergometri diversi; esso viene calcolato dal remoergometro durante la ripresa, cioè quando  $T = 0$ , misurando la velocità angolare  $\omega$  e conoscendo il valore di  $J$ . Questo valore viene poi usato in passata per calcolare  $F_m$  senza misurare direttamente questa forza.

Queste differenze tra la dinamica in barca e al remoergometro, influiscono sul movimento dell'atleta e anche sulle forze da lui esercitate. [16] afferma che le forze esercitate sul manico siano superiori in entrambi i tipi di remoergometro (statico e dinamico) rispetto alla barca, portando a un vantaggio maggiore al remoergometro per gli atleti con una parte superiore del corpo più forte e muscoli più lenti, mentre in barca performerebbero meglio atleti con una spinta di gambe più potente e veloce.

Quindi, riassumendo, sia in acqua che a terra, il movimento influisce sul dispendio energetico per eseguirlo, ma in acqua il movimento dell'atleta in ripresa influisce anche sulla dinamica stessa della barca. Questo fa sì che l'abilità dell'atleta, che comprende anche il modo in cui esso effettua il movimento in ripresa, abbia minor valore al remoergometro rispetto che in barca, dove l'atleta deve preoccuparsi anche dei movimenti di entrata e uscita delle pale dall'acqua e di spalatura e impalatura della pala e del mantenimento

dell'equilibrio. Questo si riflette nello studio effettuato da [17] coinvolgendo gli atleti della nazionale canadese, dove afferma che la performance al remoergometro non può prevedere la performance in barca per atleti di questo livello. La performance al remoergometro, infatti, risulta maggiormente influenzata dalle misure antropometriche dell'atleta rispetto alla performance in barca. Nello studio effettuato da [18], effettuato su un bacino di 634 atleti, viene evidenziata una correlazione tra i tempi al remoergometro e il ranking ai Mondiali tra atleti gareggianti nella stessa imbarcazione per 19 eventi su 23, ma l'analisi comprende atleti di livello molto diverso, spaziando dalla prima all'ultima posizione della classifica. Osservando i dati riportati nei grafici si osserva che ci sono anche 15 secondi di differenza tra il tempo al remoergometro del primo e dell'ottavo classificato e spesso atleti con ranking in barca peggiori hanno un tempo compreso in questo intervallo. Gli stessi autori affermano che le equazioni ottenute dalla regressione possono essere utili per stabilire un tempo al remoergometro necessario per ambire a una determinata posizione, ma che non sono in grado di prevedere la classifica finale.

#### 1.1.4 Infortuni nel canottaggio

Il rischio di infortuni e il movimento sono intrinsecamente connessi tra loro. Il modo di effettuare un gesto può o prevenire o causare infortuni. Riuscire a coinvolgere i corretti distretti muscolari aiuta a distribuire il carico, mentre un movimento scorretto può facilmente generare problemi.

Il gesto del canottaggio, per sua natura ripetitivo, può essere causa di infortuni da sovraccarico, soprattutto in atleti di alto livello che eseguono lo stesso gesto tecnico per oltre 20km al giorno, in barca o a terra. Questo elevato volume di allenamento, che per atleti di alto livello, insieme al fatto che la remata coinvolge molti distretti muscolari, porta gli atleti a essere spesso soggetti a infortuni, come riscontrato nella review [19] su questo argomento.

Il periodo di transizione tra allenamento a terra e in barca risulta generalmente in un aumentato rischio di infortuni, anche se il massimo dei casi viene raggiunto durante la stagione invernale. A questo periodo sono collegati fino al 50% dei casi di infortunio, probabilmente connessi al volume di allenamento elevato e che spesso viene svolto a terra.

La gran parte degli infortuni riguarda la zona lombare, con una incidenza tra 1,5 e 3,7 ogni 1000 ore di canottaggio o allenamenti collegati; in particolare molti atleti soffrono di dolore lombare, in inglese "low back pain" (LBP). Questo tipo di dolore è collegato soprattutto agli allenamenti sul remoergometro, in particolare alle sessioni di durata maggiore di 30

min su un remoergometro statico, e anche a storie precedenti di LBP. Alcuni studi, come [20], correlano questo fatto a un possibile adattamento del movimento da parte atleti con storia di LBP, rispetto agli atleti che non hanno sofferto in precedenza di mal di schiena, ma anche alla posizione della schiena durante il movimento. La schiena risulta infatti inarcata nel tratto dorsale durante la passata, cioè quando essa è caricata e questo, secondo [21], è un ulteriore fattore di rischio.

Il gesto presenta inoltre ampi range di flessione lombare, accompagnati da carichi ciclici ed elevate forze di compressione, che possono portare a formazione di ernie, protrusioni e infiammazione delle faccette vertebrali, soprattutto se associati a predisposizione genetica. I dolori nella colonna nei canottieri tendono a manifestarsi con maggiore frequenza nelle zone lombari, in particolare nei segmenti L4/L5 e L5/S1. Queste aree sono soggette a un carico biomeccanico significativo, essendo punti di transizione tra la parte mobile della colonna e il sacro, che è meno flessibile. [22] afferma però che non ci sono sufficienti evidenze per consigliare un tipo di remoergometro piuttosto che un altro al fine di ridurre il rischio di LBP.

Un altro tipo di infortunio molto comune è la frattura da stress delle costole, nota in inglese come "rib stress injury" (RSI). Questo tipo di lesione è spesso associato a movimenti ripetitivi e a sollecitazioni eccessive sulla gabbia toracica e nel canottaggio potrebbe avere diverse cause, identificate da [19], [23]:

1. Forze contrastanti tra il muscolo gran dentato (serratus anterior, SA) e il muscolo obliquo esterno dell'addome (obliquus externus abdominis, OEA) alla fine della fase di passata. Questi muscoli esercitano forze opposte tra loro, creando una tensione significativa sulle costole;
2. Azione compressiva del muscolo OEA sulla gabbia toracica. Alla fine della passata, l'OEA potrebbe contribuire a una compressione costale mentre cerca di contrastare l'eccessivo arretramento del busto ("sdraiarsi" del tronco) e assiste un'espiazione forzata in finale;
3. Contrazioni muscolari combinate che nascono dalla trasmissione della forza al remo e la contrazione della spalla durante la passata.

Secondo gli autori, queste contrazioni muscolari sono legate al gesto stesso, ma possono comunque essere distribuite coinvolgendo equilibratamente la muscolatura addominale in finale e rinforzando i muscoli interessati. Anche l'esecuzione di un corretto stretching dei muscoli coinvolti e della lombare aiuta a limitare le tensioni e prevenire microfratture intercostali da stress. [23] suggerisce inoltre che una tecnica sequenziale, cioè con un forte

separazione temporale tra i movimenti di gambe, busto e braccia in passata, possa presentare maggiori rischi di RSI e che l'utilizzo di remoergometri statici piuttosto che dinamici, presentando carichi maggiori, corrispondano anche a un carico maggiore della gabbia toracica.

La terza zona dove vengono riscontrati frequentemente di infortuni è la parte superiore del corpo, in particolare la spalla. Questi infortuni sono spesso derivanti da un cattivo posizionamento e poca stabilizzazione della scapola, dovuti a una debolezza della zona scapulo-toracica, come evidenziato da [19], [24].

Anche il ginocchio è una zona soggetta a infortuni per i canottieri, nonostante questo sport non porti a dover sostenere eccessivi traumi ripetuti. Gli infortuni in questa zona, come riporta [19], non sono generalmente legati a danni traumatici dei legamenti o del menisco, ma si manifestano con tendiniti, sindrome femoro-rotulea e dolore generalizzato patello-femorale.

Infortuni all'avambraccio e al polso sono meno frequenti e spesso correlati, secondo [19], all'affaticamento o a una stretta eccessiva del manicotto, che portano a tendiniti, sindrome compartimentale ed epicondilite

I tipi di infortuni nel canottaggio sono quindi molto vari e spesso correlati a come l'atleta effettua il gesto tecnico, siccome la biomeccanica della remata determina le condizioni di carico. Pertanto, potrebbe essere utile analizzare i carichi sviluppati sulle articolazioni per capire come ridurli al fine di evitare infortuni che rischiano di compromettere l'intera stagione di un atleta.

## 1.2 Obiettivo della tesi

La performance nel canottaggio è influenzata da molteplici fattori, tra cui forza, resistenza, velocità, tecnica, resilienza mentale e coordinazione. A essi si aggiungono gli aspetti biomeccanici, che rivestono un ruolo cruciale nel determinare l'efficacia della prestazione sportiva.

Il primo capitolo di questa tesi si pone l'obiettivo di fare una revisione della letteratura esistente sul canottaggio, con particolare attenzione agli studi focalizzati sull'analisi cinematica e dinamica del gesto tecnico, che comprendono la misura del movimento degli arti degli atleti o delle forze che essi scambiano con l'attrezzatura. Verranno analizzati la strumentazione impiegata, i protocolli di test adottati, le caratteristiche del campione di atleti considerato e le conclusioni ottenute, confrontando anche i risultati ottenuti da gruppi

di ricerca diversi per le stesse variabili. Viene dato particolare spazio agli studi che analizzano la remata al remoergometro o le sue differenze col gesto tecnico in barca.

Nel secondo capitolo viene poi svolta una analisi cinematica del gesto tecnico al remoergometro usando un sistema di markerless motion capture, con l'obiettivo di identificare le differenze nei gesti tecnici tra atleti di diverso livello, quantificando alcune osservazioni che gli allenatori solitamente effettuano empiricamente. Si è cercato di coinvolgere atleti di ogni livello, da atleti master con una esperienza limitata ad atleti olimpionici.

Il terzo capitolo analizza, attraverso un modello Simscape Multibody, la distribuzione di forze nei punti di interfaccia atleta-remoergometro e nelle articolazioni dell'atleta, che si generano come conseguenza al movimento, supponendo una data forza sul manicotto. La relazione tra forze e movimento viene analizzata per trovare alcuni istanti significativi della palata. Utilizzando questo modello si osserva inoltre come la variazione di alcuni parametri influenzi le forze rilevate.

Il quarto capitolo è dedicato allo sviluppo di un remoergometro strumentato, progettato per misurare effettivamente le forze esercitate dall'atleta durante l'utilizzo dell'attrezzo. L'analisi di queste forze permette di comprendere in che modo esse influenzino la performance sportiva. Una analisi di questo tipo, fatta utilizzando dati che solitamente non vengono rilevati da un classico remoergometro, può essere utile ad atleti e allenatori per comprendere meglio il gesto tecnico e trovare gli aspetti su cui intervenire con l'allenamento. Le variabili di interesse elencate, ricavabili dai dati delle forze, sono utili al fine di effettuare confronti tra gli atleti nei diversi gruppi, evidenziando fattori discriminanti tra il gesto degli atleti élite e quello di atleti di livello club.

### 1.3 Stato dell'arte

La biomeccanica del canottaggio è stata oggetto di numerosi studi negli anni al fine di fornire strumenti ad atleti e allenatori per migliorare la performance.

Principalmente gli studi ([5], [6], [10], [20], [24]–[39]) si sono concentrati su aspetti cinematici, siccome più facilmente misurabili con strumenti come la Motion Capture, gli elettro-goniometri o i sensori inerziali; gli aspetti della dinamica, richiedendo la misura delle forze per essere valutati, necessitano di una strumentazione maggiore, come misuratori di forza da posizionare nei punti in cui l'atleta è vincolato, ma risultano di

maggior interesse per meglio comprendere lo sviluppo di forza da parte dell'atleta ([5], [6], [10], [24], [26], [30]–[35], [37], [38]).

Spesso gli studi si concentrano su una analisi bidimensionale del gesto, assumendo simmetria del movimento tra lato destro e sinistro; [39], effettuando uno studio in 3D, evidenzia come gli arti inferiori e superiori abbiano entrambi movimenti fuori dal piano, ma che i pattern di movimento misurati tridimensionalmente sono compatibili con quelli riscontrati in precedenti analisi 2D, anche se i range of motion registrati in 3D tendono a essere maggiori rispetto a quelli ottenuti con analisi 2D.

Data la difficoltà nell'effettuare misurazioni su una barca, la gran parte degli studi si concentra sull'analisi del gesto tecnico al remoergometro. Lo studio [25] ha però evidenziato differenze tra la remata degli stessi atleti in acqua e su un remoergometro statico: misurando tramite un elettro-goniometro la flessione del tratto lombare della colonna vertebrale durante uno step test, si osserva come il range di flessione aumenti nel corso del test al remoergometro, mentre in barca questo non avviene; l'analisi del gesto tecnico solamente al remoergometro potrebbe pertanto essere non del tutto veritiera e non rispecchiare al meglio i movimenti che l'atleta effettua in barca, ma è sicuramente utile dato il gran volume di lavoro che l'atleta effettua al remoergometro durante la stagione.

L'analisi della vogata al remoergometro offre inoltre il vantaggio di poter condurre analisi ripetibili in un ambiente controllato, senza influenze esterne come le condizioni meteo o del bacino su cui si sta remando. Questo facilita un monitoraggio sistematico del progresso atletico e l'identificazione di eventuali inefficienze nel gesto tecnico.

### 1.3.1 Analisi cinematica

L'analisi cinematica si concentra principalmente nell'osservare come la remata venga influenzata da vari parametri relativi all'atleta o allo strumento stesso, come l'inclinazione della pedaliera ([27]), [10] evidenzia le differenze che si hanno nella remata su un remoergometro fisso e uno dinamico, il tipo di remoergometro ([5], [16]), il livello dei vogatori e il loro sesso ([5], [24], [28], [36]).

Il gesto tecnico quindi, nonostante sembri standardizzato, è influenzato da diversi aspetti. Per evidenziare queste differenze, la remata viene analizzata ricavando alcune variabili utili per il confronto, come la lunghezza del colpo, i range of motion (ROM) delle articolazioni, gli angoli di flessione ed estensione del busto, la durata delle fasi di passata e ripresa.

Un atleta, soprattutto in barca, modifica l'assetto dell'attrezzo per renderlo adatto alle sue misure corporee. Al remoergometro è possibile modificare solamente la profondità della pedaliera, solitamente in relazione alla lunghezza delle tibie, per non avere le ginocchia in una posizione troppo rialzata e che potrebbe dare fastidio all'atleta durante la fase di attacco. Lo studio [27] analizza come cambi la cinematica modificando l'altezza della pedaliera e anche la sua inclinazione; gli autori evidenziano dei cambiamenti principalmente nel movimento dell'articolazione della caviglia, mentre sono limitate le differenze nel movimento delle anche. Si riscontra come una posizione maggiormente rialzata dell'altezza della pedaliera dia all'atleta una maggior sensazione di impedimento, limitando anche la lunghezza del colpo; gli autori stessi suggeriscono una successiva analisi che rilevi anche le forze esercitate dall'atleta, per osservare se queste modifiche influenzino l'applicazione della forza. Le differenze nella cinematica legate al posizionamento della pedaliera sono però limitate rispetto a quelle legate al ritmo delle remate.

Infatti, un aspetto cinematico su cui molti studi hanno posto attenzione, è l'analisi del movimento al variare del numero di colpi, interessante per osservare come venga modificato il gesto aumentando l'intensità dell'esercizio; in particolare gli studi si sono concentrati sull'analisi del range of motion (ROM) delle articolazioni.

Non tutti i dati rilevati portano però alle stesse conclusioni.

[25] osserva un aumento della flessione della tratto lombare della schiena all'aumentare del numero di colpi, e allo stesso modo [28] evidenzia un aumento del ROM delle articolazioni del bacino, della lombare, lombosacrale, toracica, della scapola e della spalla, suggerendo come questa potrebbe essere una strategia degli atleti per riuscire a produrre una potenza maggiore a una maggior frequenza delle remate; anche i dati rilevati da [33] confermano l'aumento del ROM del giunto posizionato su L5/S1, però si osserva come il ROM del bacino rimanga inalterato e diminuiscano i ROM della caviglia e del ginocchio all'aumentare del numero di colpi/min.

[24], [35] osservano come con l'aumentare della frequenza gli atleti tendano ad aumentare l'estensione del bacino in finale e diminuire la flessione lombare all'attacco, evidenziando anche cambiamenti nella postura legati all'affaticamento.

Al contrario invece [27] osserva una diminuzione del ROM delle articolazioni all'aumentare del numero di colpi: questo potrebbe essere legato al fatto che in questo articolo siano stati studiati atleti universitari e non a livello élite, che potrebbero essere atleti non ancora del tutto esperti nel gesto tecnico e in grado di sviluppare potenze minori rispetto a quelle espresse dagli atleti di alto livello.

Analizzando le differenze tra atleti di sesso diverso, gli studi di [5], [24], [28], [36] evidenziano che le donne esibiscono un maggior range of motion nel tratto lombare, nel torace e nelle spalle rispetto agli uomini, assumendo una posizione più estesa in finale; atleti adolescenti maschi mostrano maggior flessione nel tratto toracico e maggior inclinazione posteriore del bacino rispetto alle ragazze.

È da notare infine che esistono diversi stili di remata, che variano sia a seconda di cosa l'allenatore richiede sia al movimento che l'atleta ha assimilato negli anni: alcuni atleti tendono a enfatizzare molto la sequenza gambe-busto-braccia in passata, mentre altri tendono maggiormente a sovrapporre i movimenti. [40] sottolinea come nel primo caso si produca una potenza maggiore rispetto a effettuare movimenti sincroni tra loro, ma che in questa seconda soluzione il pattern di movimento risulti più efficiente meccanicamente; pertanto, il movimento di ciascun atleta, secondo gli autori, dovrebbe basarsi sulla sua muscolatura e le sue caratteristiche biomeccaniche individuali. Non è però semplice distinguere nettamente e oggettivamente uno stile rispetto all'altro, siccome anche quando viene ricercata una sequenza gambe-busto-braccia in passata, i movimenti in parte si sovrappongono.

Gli studi che hanno confrontato i movimenti di diverse categorie osservano che gli atleti élite riescono a mantenere meglio la lunghezza del colpo rispetto ad atleti junior e atleti inesperti, e che il rapporto tra le fasi del colpo risulta diverso tra i diversi livelli: gli atleti esperti presentano una passata più veloce, con un rapporto tra il tempo della passata e quello della ripresa minore del 10% rispetto a quello degli atleti junior, mentre gli atleti senza esperienza presentano un rapporto 1:1 tra passata e ripresa, che non varia con il numero di colpi/min.

Risulta quindi che il movimento viene influenzato anche dalla categoria degli atleti e che quindi i diversi risultati negli studi del ROM potrebbe essere legato al diverso livello degli atleti analizzati e dal campione scelto. Queste differenze nel movimento tra i vari gruppi possono portare a diversi meccanismi per lo stress biomeccanico.

### 1.3.2 Analisi dinamica

Negli studi dove si è effettuata una misurazione delle forze contemporanea a quella del movimento, l'analisi si è principalmente concentrata sulla stima dei momenti articolari e dei carichi sulle articolazioni. Le forze misurate sono quelle che l'atleta scambia con il remoergometro, cioè la forza sul manicotto, la forza sulla pedaliera e quella sul carrello.

La “handle force”, cioè la forza misurata al manicotto, corrisponde alla tensione della catena del remoergometro; essa è pressoché nulla durante la ripresa quando la catena viene riavvolta da un elastico posizionato nel corpo del remoergometro e nella passata ha un andamento “a campana”; il suo valore massimo è detto MHF (maximum handle force). In alcuni studi per misurare questa forza si è inserita una cella di carico sulla catena, ma il suo posizionamento è critico, siccome potrebbe interferire con alcune parti del remoergometro e non permettere all’atleta di mantenere la lunghezza usuale della palata.

La forza sulla pedana ha componenti sia verticali che orizzontali essendo la pedaliera inclinata; inizia ad aumentare alla fine della ripresa, quando il vogatore venendo verso l’attacco inizia a trasferire parte del suo peso sui piedi, e ha il suo massimo durante la passata; ha componenti principalmente perpendicolari rispetto al piano della pedaliera.

La “seat force” è la forza misurata sul carrello e, come rilevato da [30], ha componenti principalmente in direzione verticale, coerentemente col fatto che il carrello scorre su una guida e l’attrito per movimentarlo è trascurabile; essa aumenta durante la passata siccome il peso passa dalla pedana al carrello, con un valore massimo maggiore del peso stesso dell’atleta, raggiunto vicino alla posizione del finale. Da questa forza viene calcolato il parametro della sospensione come  $1 - \frac{Forza_{carrello}}{Peso_{atleta}}$ , che viene collegato a una miglior performance se viene mantenuto il più a lungo possibile vicino a 1; l’istante di massima sospensione viene generalmente raggiunto nel primo 5% della palata, come osservato da [24].

In Figura 1.3.3 si riportano gli andamenti delle forze rilevati da [24].

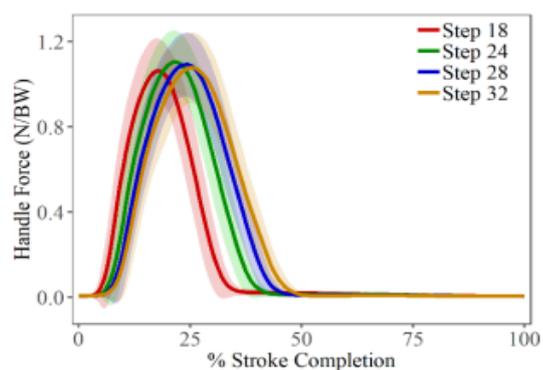


Figura 1.3.1. a: andamento della forza sul manicotto al variare del numero di colpi; da [24]

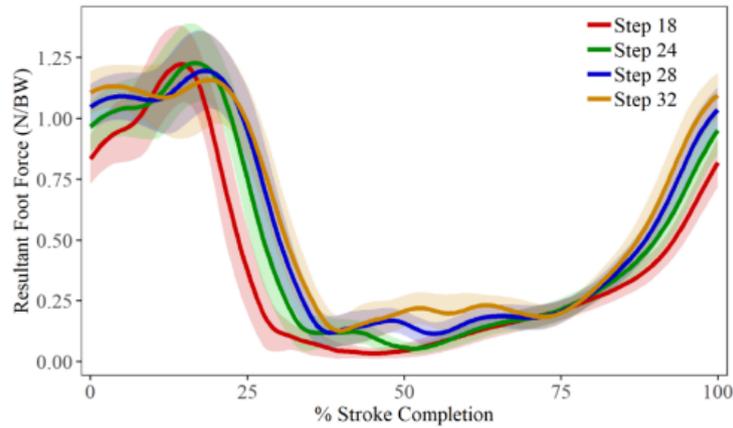


Figura 1.3.2.b: andamento della forza sulla pedaliera al variare del numero di colpi; da [24]

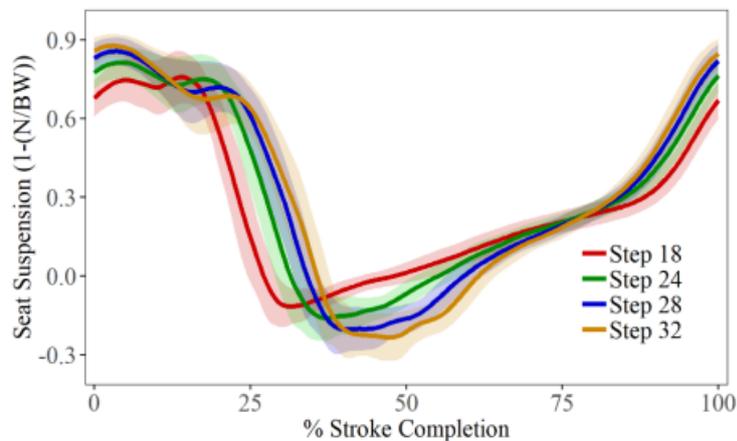


Figura 1.3.3.c: andamento della sospensione al variare del numero di colpi; da [24]

Come nel caso della cinematica, risulta di interesse osservare se l'andamento di queste forze cambi a seconda del remoergometro utilizzato. L'obiettivo di questo tipo di attrezzi, indipendentemente dal modello, è di simulare il canottaggio, con il compromesso di un oggetto non troppo ingombrante. Risulta quindi una resistenza leggermente diversa per l'atleta, insieme con una diversa dinamica, che si riflettono anche nella applicazione delle forze da parte del rematore stesso.

[41], come fatto anche da [10], misura le forze esercitate sul manico e sulla pedaliera, confrontando i valori rilevati su un remoergometro Concept2 statico e quelli sullo stesso apparecchio reso dinamico con l'utilizzo degli "slides", a cui aggiunge anche il confronto con i valori di forza registrati in barca sulla pedaliera e sullo scalmo in corrispondenza della bocchetta che tiene il remo. [10] non riporta i valori di forza misurati, ma avendo ricavato delle differenze nelle forze di compressione sulla lombare nel caso di utilizzo dei due tipi di remoergometro, è presumibile che fossero legate a dei diversi andamenti delle forze sul manico o sulla pedaliera; [41] invece non riscontra differenze negli andamenti delle forze tra un attrezzo statico o dinamico, ma evidenzia delle differenze con la remata in barca,

riportando soprattutto un minor valore della forza sulle mani e sulla pedaliera. È da sottolineare che in barca la forza sulle mani è stata misurata non attraverso la deformazione del remo, ma attraverso la forza applicata sullo scalmò, che però non è uguale alla forza sulle mani. Sul remo, infatti, le forze possono essere semplificate come applicate in tre punti: sulla mano, sullo scalmò e sulla pala; queste tre forze e i loro andamenti sono sicuramente collegati, ma non viene esplicitata nello studio la loro relazione. Sono state riscontrate delle differenze anche nelle tempistiche di coordinazione tra la forza sulle mani e sui piedi.

A partire dalle forze esterne misurate e dalla cinematica dei “link” che costituiscono il corpo dell’atleta, attraverso algoritmi di dinamica inversa vengono stimati i momenti articolari ([5], [10], [24], [26], [31], [33], [34]): per farlo è necessario conoscere gli andamenti delle forze in tutti i punti in cui l’atleta è vincolato, cioè mani, piedi e carrello. Alcuni studi però non misurano la forza sul carrello e stimano comunque i momenti articolari prendendo in considerazione solo una parte della “catena di link” calcolando quindi i momenti articolari del torace a partire dalla sola handle force ([5], [10], [31]).

Osservando i risultati dell’algoritmo di dinamica inversa di [33], riportati in Figura 1.3.4 si osserva come essi varino sia col numero di colpi che in relazione agli atleti analizzati: in questo caso si confrontano atlete senior femminili (a) e atleti pesi leggeri maschili (b), evidenziando come per entrambi i gruppi all’aumentare del numero di colpi/min si tenda a ritardare l’istante della palata, espresso come percentuale di completamento del colpo, in cui i momenti raggiungono il loro valore massimo e come in generale i pesi leggeri raggiungano valori maggiori in relazione al loro peso rispetto alle atlete senior.

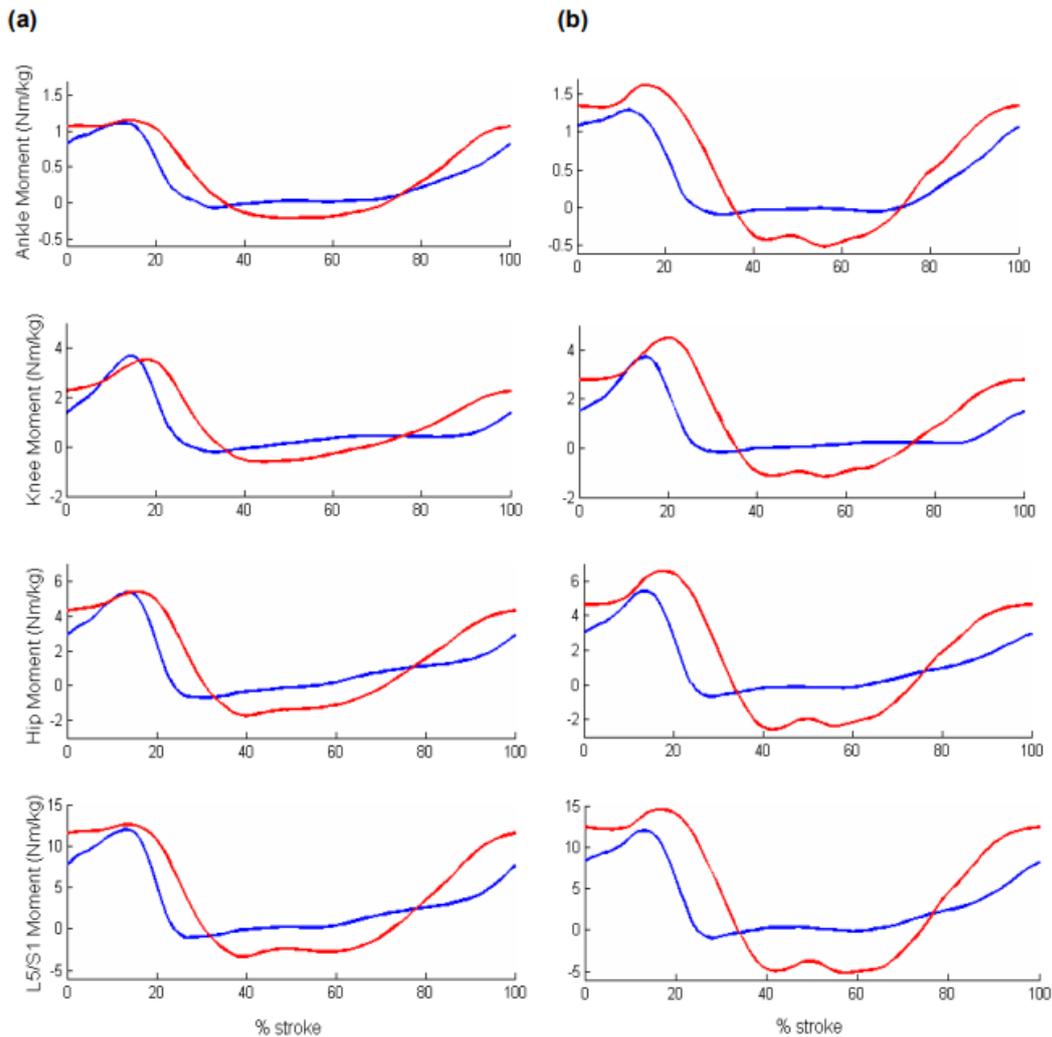


Figura 1.3.4: andamenti dei momenti articolari di caviglia, ginocchio, anca e L5/S1 (dall'alto verso il basso); in blu sono riportati i valori della prova a 18 colpi/min, in rosso di quella a colpi liberi; (a) sono i valori delle atlete senior HWW e (b) quelli degli atleti pesi leggeri LWM; le deviazioni standard di questi dati variano tra  $\pm 0.03$  e  $\pm 0.32$  Nm/kg per la caviglia,  $\pm 0.15$  e  $\pm 1.13$  Nm/kg per il ginocchio,  $\pm 0.09$  e  $\pm 1.61$  Nm/kg per l'anca,  $\pm 0.36$  e  $\pm 3.63$  Nm/kg per L5/S1; da [33]

[31] stima poi le forze sviluppate nei muscoli distribuendo i momenti articolari in modo da minimizzare il cubo dello stress muscolare: osservando i grafici degli andamenti ottenuti, riportati in Figura 1.3.5, si verifica che essi sono abbastanza ben sovrapponibili ai dati provenienti dall'elettromiografia, ad eccezione del bicipite brachiale. Una analisi analoga viene anche fatta da [24] ma concentrandosi solo sui muscoli della parte superiore del corpo.

L'analisi della dinamica risulta quindi essere un ottimo strumento per analizzare i carichi sulle varie parti del corpo e valutare la correlazione con la potenza sviluppata, ma anche per evidenziare carichi critici su alcune parti del corpo più frequentemente soggette a infortuni.

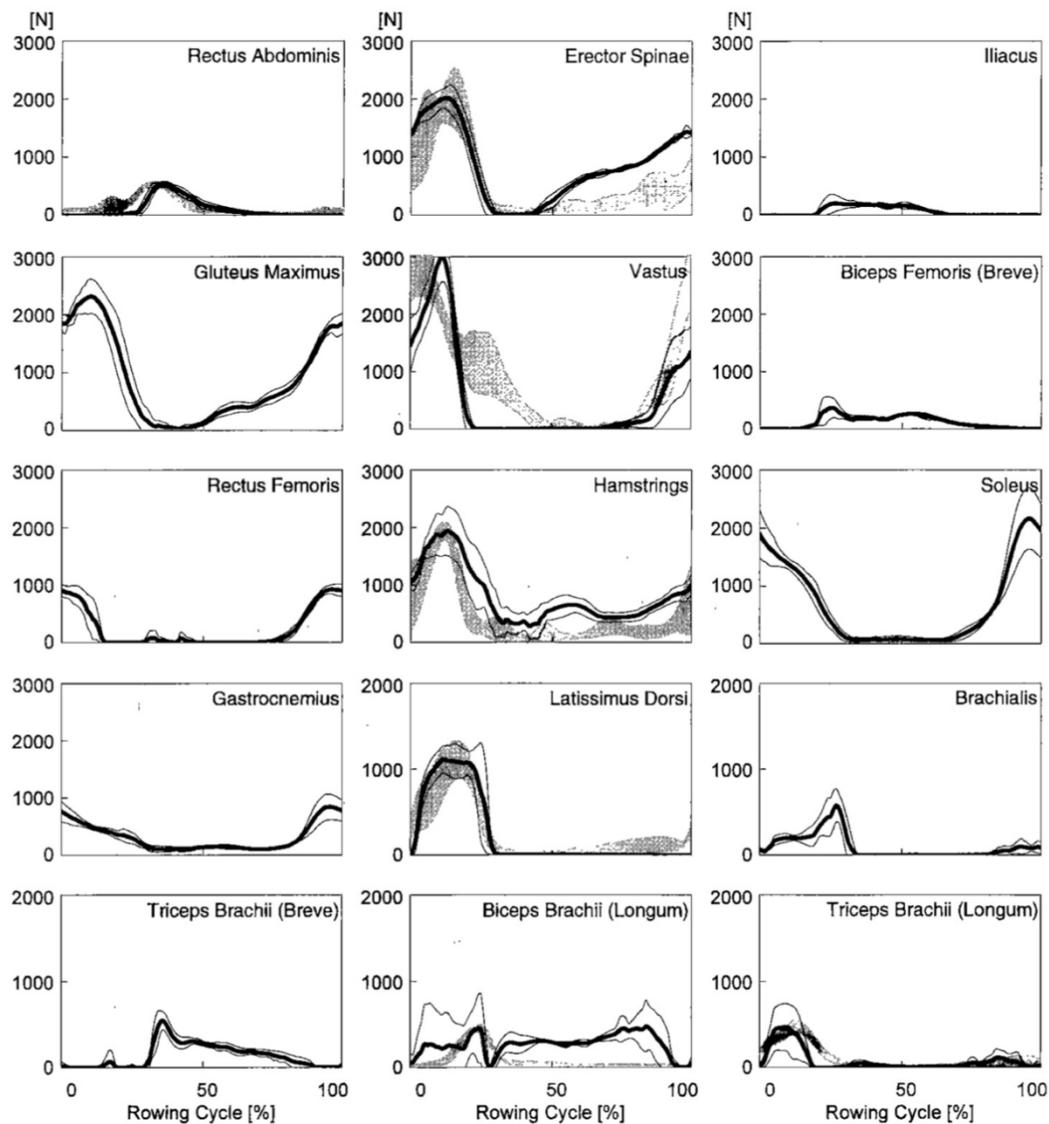


Figura 1.3.5: Andamenti delle tensioni muscolari a 26 colpi/min rilevati da [31] ; le linee nere rappresentano le forze muscolari calcolate, mentre in grigio sono riportati i dati provenienti dall'elettromiografia, scalati in modo da avere lo stesso valore di picco

La sola analisi delle forze è comunque utile a evidenziare fattori che possono essere utili a ottenere una miglior performance.

### 1.3.3 Misura del movimento

Al fine di poter effettuare valutazioni biomeccaniche come quelle eseguite negli studi precedentemente citati, è necessario poter misurare il movimento dell'atleta e anche le forze che esso scambia con l'esterno.

Negli anni sono state adottate diverse soluzioni, anche in base alla disponibilità di strumenti già presenti nei vari laboratori dove sono stati effettuati gli studi.

### 1.3.3.1 Strumenti per misurare la cinematica

Sono disponibili sul mercato diversi strumenti per analizzare il movimento umano, come sensori inerziali (IMU, inertial measurement units), sistemi optoelettronici (OMC, optical motion capture), sistemi elettromagnetici e registrazione di video, ciascuno dei quali ha vantaggi e svantaggi.

I sensori inerziali sono dispositivi leggeri, portatili e meno costosi delle altre alternative; essi sono una combinazione di accelerometro, magnetometro e giroscopio. Permettono di misurare il movimento anche in acqua, come fatto da [42], ma hanno una bassa risoluzione e sono suscettibili a interferenza con l'ambiente. Questo tipo di sensori sono stati utilizzati anche da [28].



Figura 1.3.6: sensori inerziali <https://www.btsbioengineering.com/it/>

Gli elettro-goniometri sono strumentazioni che vengono applicate direttamente sulle articolazioni per misurare direttamente gli angoli relativi tra i segmenti corporei. Essi sono precisi e hanno una elevata frequenza di campionamento, ma hanno lo svantaggio di essere più invasivi delle altre opzioni e di effettuare misurazioni in un solo piano e di non fornire alcuna indicazione sulla posizione del centro di rotazione. [25] utilizza questo tipo di strumento per poter effettuare misurazioni sia indoor che outdoor.



Figura 1.3.7: utilizzo dell'elettrogoniometro al remoergometro in [25]

I sistemi elettromagnetici (EM tracking) consistono in un sensore che misura i campi magnetici a bassa frequenza emessi da un trasmettitore. I vantaggi sono la facile digitalizzazione, la necessità di poca rielaborazione dei dati e il fatto che non sia necessaria una linea visiva tra il sensore e il trasmettitore. Le misure possono però essere influenzate dalla presenza di metalli e i sensori e i cavi potrebbero limitare i movimenti del soggetto indagato. Questo tipo di sensori sono già stati utilizzati in studi sul canottaggio, come [24], [34]–[38].

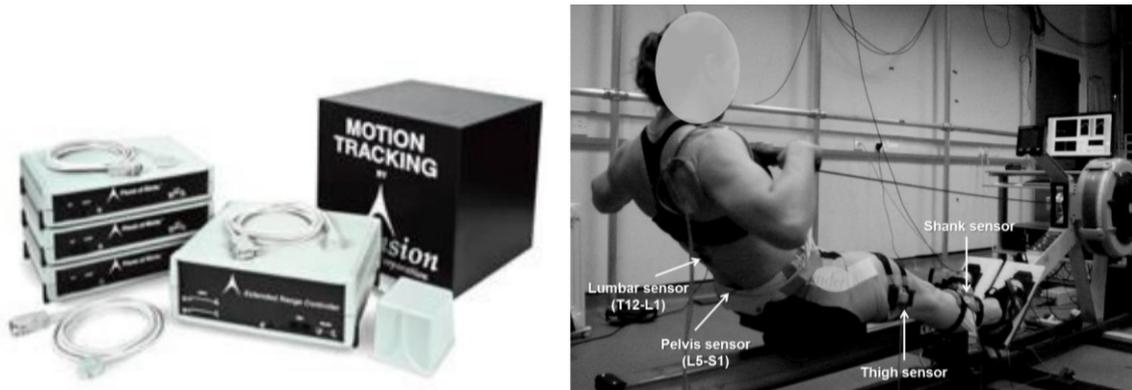


Figura 1.3.8: esempio di un sistema di EM tracking a sinistra e a destra il suo utilizzo nel canottaggio in [38]

I sistemi optoelettronici (OMC tracking) utilizzano markers retroriflettenti che vengono visualizzati da alcune videocamere infrarosse. I dati ottenuti sono molto accurati e il rate di registrazione è elevato, possono essere catturate aree di movimento ampie, ma è richiesto che non ci siano ostacoli sulla linea visiva tra videocamere e sensori e, siccome non si può misurare direttamente l'orientamento dei markers, è necessario avere un numero di marker maggiore rispetto a quello necessario in un sistema EM. Inoltre, sistemi OMC richiedono un data processing più complesso e hanno costi elevati. Anche questo tipo di sistema è stato utilizzato in alcuni studi precedentemente citati, come [5], [6], [10], [24], [27], [29]–[33], [39].

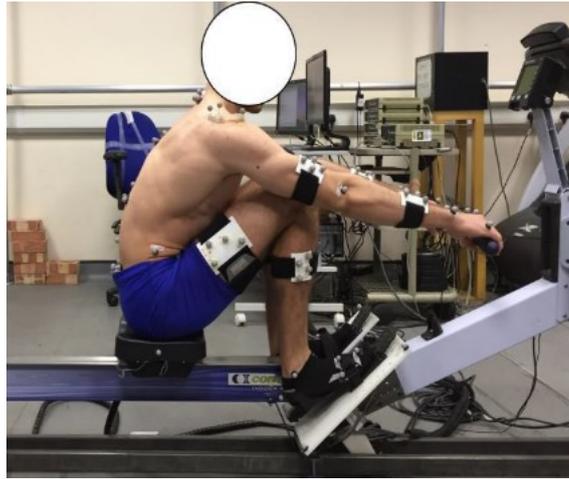


Figura 1.3.9: utilizzo di un sistema OMC al remoergometro in [24][5]

[24] ha messo a confronto sistemi EM e OMC: entrambi i sistemi hanno dimostrato di poter misurare adeguatamente i movimenti nel piano sagittale, mentre entrambi i sistemi hanno evidenziato errori nella misura di piccoli movimenti e angoli nelle direzioni mediali/laterali e superiori/inferiori. Le misure effettuate da due sistemi sono risultate compatibili tra loro (intervallo di fiducia del sistema OMC contenuto all'interno di quello del sistema EM), ma quelle effettuate col sistema optoelettronico hanno evidenziato errori minori e una maggior consistenza dei dati.

È anche da sottolineare l'esistenza di metodi per valutare il movimento senza la presenza di sensori sul corpo. [43] ha sviluppato un sistema per prevedere la posizione dei link del corpo a partire da sensori posizionati sul carrello e sul manico, conoscendo le misure antropometriche del soggetto e stimando la posizione della spalla con un artificial neural network (ANN). La posizione predetta dall'ANN è risultata abbastanza in accordo con quella misurata con un Optical Motion Capture System, ma non abbastanza precisa.

Un altro metodo utilizzato nell'analisi del gesto sportivo è la video analisi, che, usando la computer vision e algoritmi di machine learning permette di estrapolare il movimento dei link senza avere dei marker posizionati sull'atleta. [44] mette a confronto questa tecnica

con un sistema optoelettronico nella valutazione degli angoli articolari degli arti inferiori durante la camminata, evidenziando come questo metodo non abbia ancora un livello di accuratezza e robustezza sufficiente per applicazioni. Le misure sono risultate comparabili nel piano sagittale, ma la loro stima nel piano trasverso non è stata sufficientemente precisa per consentire la sua applicazione in campo clinico. [45] confronta i risultati ottenuti da un sistema markerless e quelli ottenuti con un sistema marker-based, analizzando movimenti che coinvolgono anche gli arti superiori: esso sottolinea come i sistemi senza marker si affidino all'accuratezza del modello di machine learning nell'identificare i centri articolari, basandosi sui dati acquisiti dal modello durante il pre-training. Gli errori commessi sono pertanto difficili da stimare.

Queste limitazioni sono però legate anche al maggior punto di forza di un sistema senza markers, siccome esso permette completa libertà di movimento al soggetto e la possibilità di effettuare analisi anche fuori dal laboratorio. Inoltre, è da considerare il fatto che anche gli altri sistemi commettono degli errori nella stima della posizione dei centri articolari: ad esempio considerando un sistema OMC, i marker sono posizionati sulla pelle e quindi neanche essi identificano precisamente il centro della articolazione.

Tra quelli presentati il sistema OMC è quello più preciso, seguito dal sistema EM e poi dagli altri sistemi, ma la scelta ottimale varia a seconda delle necessità di ciascuno studio.

#### *1.3.3.2 Strumenti per la misura delle forze esterne*

Al fine di valutare il carico sui giunti che compongono il corpo dell'atleta, è necessario conoscere l'andamento delle forze scambiate nei punti in cui l'atleta è vincolato all'esterno, cioè mani, piedi e seduta.

La forza sul manicotto del remoergometro corrisponde alla tensione della catena e pertanto è sufficiente e non eccessivamente complesso installare una cella di carico uniassiale per misurarla, come fatto da molti studi sulla remata ([5], [6], [10], [24], [31]–[35], [37], [38]). [30], volendo valutare le asimmetrie nella remata, separa i contributi dei due arti costruendo un manicotto apposito in cui poter inserire una cella di carico per ciascuna mano, ma il sistema costruito risulta abbastanza ingombrante e non del tutto analogo a ciò che l'atleta è abituato a utilizzare.

La forza sul carrello ha componente principalmente verticale, come evidenziato da [30] usando una piattaforma di forza a sei assi: pertanto l'utilizzo di un sistema così complesso non è necessario, ma è sufficiente usare celle di carico uniassiali, come fatto da [24], [33], [34]. In questi studi sono state posizionate quattro celle sotto al carrello al fine di poter valutare anche il centro di pressione del carico applicato. È da sottolineare che inserendo

queste celle di carico il carrello potrebbe risultare maggiormente rialzato rispetto alla posizione originale.

Le soluzioni usate per valutare le forze sulla pedana variano maggiormente: [33] sviluppa un sistema di “instrumented footplates” su cui posiziona delle strain gauges al fine di poter ricavare i contributi della forza applicata da ciascun arto inferiore, sistema usato poi anche in studi successivi ([24]); [30] misura sia le forze che i momenti applicati sulla pedaliera attraverso una piattaforma di forza a sei assi; [31] sostituisce anch'esso la pedana originale con una appositamente costruita su cui sono collocate 16 strain gauges; analogamente [10] posiziona dei trasduttori di forza 3D sotto ciascun lato di una nuova pedana; [46] utilizza delle apposite solette (Pedar-X system) in grado di misurare la pressione applicata. Non sono presenti studi che confrontano queste diverse soluzioni.

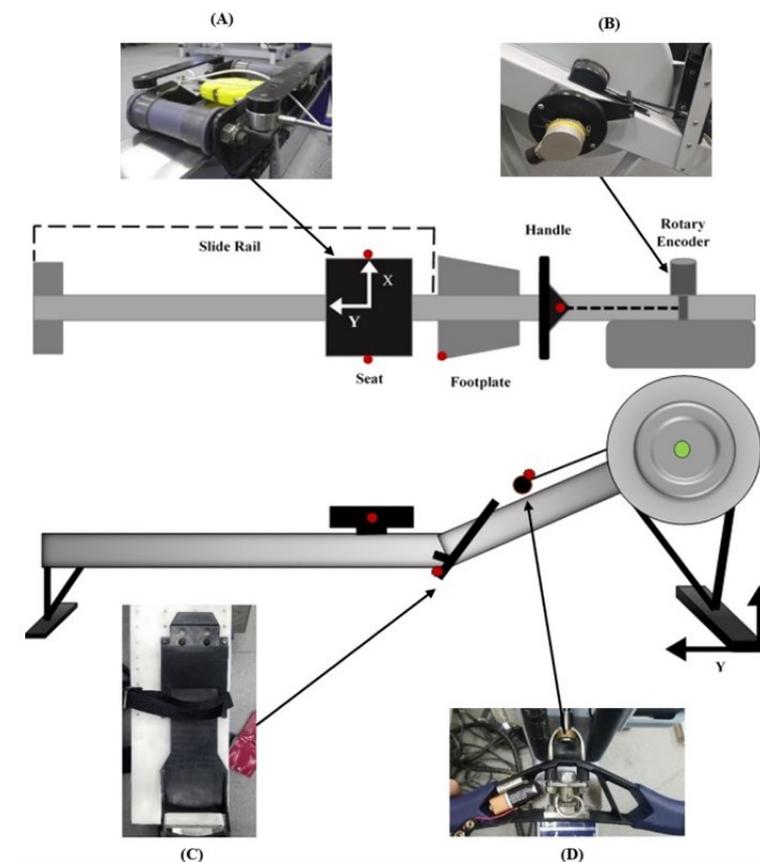


Figura 1.3.10: esempio di setup di misura delle forze, da [24], [33]

In Tabella 1 sono riassunti i principali studi esaminati in questo capitolo che analizzano il gesto tecnico della remata dal punto di vista cinematico e/o dinamico.

<b>Titolo</b>	<b>Autore</b>	<b>Anno</b>	<b>Riferimento</b>	<b>Tipo di analisi</b>	<b>Campione di atleti</b>	<b>Strumenti</b>	<b>Sintesi</b>
Differences between elite, junior and non-rowers in kinematic and kinetic parameters during ergometer rowing	T. Černe, R. Kamnik, B. Vesnicer, J. Žganec Gros, M. Munih	2013	[5]	Cinematica e dinamica	15 atleti	Cella di carico (manicotto), sensore di forza a sei dimensioni (pedaliera), encoder ottico (lunghezza della catena), encoder a filo (posizione del carrello), sistema OMC [OptotrackCertus]	Analisi della tecnica al variare della frequenza della remata su atleti di livello diverso; atleti élite mantengono una tecnica costante, mentre gli atleti junior variano la lunghezza della remata, i non-rematori cambiano la postura e il movimento del manicotto
Mechanical Energy in Rowing	A. Haug, G. Ettema	2020	[6]	Cinematica e dinamica	12 atleti	Cella di carico (manicotto), cella di carico 3D (pedaliera), elettromiografia, videocamere infrarossi Oqus	Stima della forza sui giunti e della body power attraverso la dinamica inversa, basata sulla misura della cinematica e della forza sul manicotto e sulla pedaliera. Si osserva come aumentando l'intensità e/o il numero di colpi, il gesto tecnico venga modificato, con un tempo relativo della passata che aumenta all'aumentare dei colpi/min; il giunto dell'anca è quello che ha un maggior contributo alla potenza propulsiva; con l'aumentare dell'intensità aumenta in tutti i giunti la potenza media, ma rimane invariata la potenza relativa di ciascun giunto
Mechanical loading of the lumbar spine of elite rowers while	R. Smith, M. Dickson, F. Colloud	2009	[10]	Cinematica e dinamica	15 atleti	Cella di carico 3D (pedaliera), cella di carico	Confronto tra le forze di compressione sulla spina vertebrale nella zona lombare di atleti che remano su un remoergometro fisso o slide;

rowing fixed and sliding ergometers						(manicotto), sistema OMC [EvaRT]	esse sono maggiori nel caso di remoergometro statico
Using biomechanics to define the role of the upper extremity in rowing performance	C. Urbanczyk	A. 2021	[24]	Cinematica e dinamica	36 atleti (3 élite, 21 university, 6 club, 6 master)	Cella di carico (manicotto), encoder rotativo (volano), 4 celle di carico (carrello), 3 strain gauges (sotto ciascuna metà della pedana), EM tracking e sistema OMC	Analisi biomeccanica della parte superiore del corpo nella remata (analisi in particolare della spalla), valutazione degli angoli articolari, stima delle forze articolari e delle forze muscolari (con UKNSM=United Kingdom National Shoulder Model su MATLAB); valutazione delle differenze tra uomini e donne (normalizzando le forze col peso dell'atleta) e tra atleti master, élite, club e universitari; confronto tra i due sistemi per rilevare il movimento
Sagittal plane motion of the lumbar spine during ergometer and single scull rowing	F. Wilson, C. Gissane, J. Gormley, C. Simms	2013	[25]	Cinematica	19 atleti élite	Elettrogoniometro	Confronto tra la remata al remoergometro e in barca misurando la flessione della lombare: essa aumenta significativamente nel corso dello step test eseguito al remoergometro, mentre rimane circa invariata durante lo stesso step test in barca
Motion analysis of optimal rowing form by using biomechanical model	M. Kaya, H. Mindtani, K. Hase, N. Yamazak	1995	[26]	Cinematica e dinamica	2 atleti	Misura della forza sulla catena e sulla pedaliera, dati cinematici ed elettromiografia (strumenti non specificati)	Modello cinematico e dinamico fatto da 8 segmenti rigidi e 31 muscoli, con cui vengono stimati gli angoli articolari, i momenti articolari, le forze muscolari, la potenza muscolare e l'energia muscolare. Vengono confrontati i valori ottenuti facendo remare gli atleti con tre stili diversi ("ordinario", "body

							swing” e “leg drive”), osservando che il soggetto A riscontra una efficienza maggiore se rema in modo ordinario, mentre il soggetto B presenta una efficienza maggiore remando nella “leg drive form”
The effect of foot-stretcher position and stroke rate on ergometer rowing kinematics	I. Engstrom, K. Anderson, E. Bez, C. Agresta, S. Telfer	2023	[27]	Cinematica	11 atleti	Motion Capture Visual 3D	Studio della cinematica della remata al variare della posizione del puntapiedi/pedaliera sia in altezza che in angolo, a frequenze di remata diverse. Vengono riscontrate delle differenze al variare del numero di colpi, ma i cambiamenti sono limitati spostando la pedaliera
Trunk and shoulder kinematics of rowing displayed by Olympic athletes	Y. Li, R. M. Koldenhoven, N. C. Jiwan, J. Zhan, T. Liu	2020	[28]	Cinematica	58 atleti élite	Inertial measurement unit	Analisi cinematica del movimento del tronco e della schiena al variare del numero di colpi; il ROM aumenta significativamente aumentando la frequenza della remata sia negli uomini che nelle donne; le donne esibiscono un maggior ROM nella parte lombare della colonna, nel torace e nelle spalle rispetto agli uomini, assumendo una posizione più estesa in finale
Kinematics of the lumbar muscles in rowing: a preliminary study	M. Retailleau, M. Domalain, M. Ménard, F. Colloud	2017	[29]	Cinematica	3 atleti	OpenSim model, EM tracking [Vicon]	Confronto dell’allungamento muscolare durante il ciclo di voga rispetto alla “maximum passive length” (ricavata da test di stretching statici); analisi su 30 secondi a ritmo gara. Vengono raggiunti valori vicini

							alla “maximum passive length”, che potrebbe essere un fattore che espone a rischio di infortuni, ma potrebbe anche evidenziare l’inadeguatezza dei test di stretching utilizzati
Experimental laboratory apparatus to analyze kinematics and 3D kinetics in rowing	P. Pudlo, A. Pinti, F.-X. Lepoutre	2005	[30]	Cinematica e dinamica	1 atleta	Piattaforma di forza a sei assi (pedaliera), piattaforma di forza a sei assi (carrello), due trasduttori di forza monodimensionali (manicotto, uno per mano), sistema OMC [SAGA-3 (Biogesta)]	Sviluppo di un apparato sperimentale per fare una analisi 3D del movimento nel canottaggio: la forza generata lungo il manicotto è principalmente lungo l’asse y e diventa nulla nella fase di ripresa; sulla pedaliera vengono generate forze sia lungo y che lungo z, che sono non nulle anche verso la fine della ripresa; sul carrello sia la forza lungo x che quella lungo y sono quasi nulle, la forza lungo z aumenta durante la passata, con un valore massimo maggiore del peso stesso dell’atleta
Biomechanics of Rowing (I. A model analysis of musculoskeletal loads in rowing for fitness)	K. Hase	2013	[31]	Cinematica e dinamica	10 atleti (5 con esperienza e 5 senza)	PSD (=position sensitive detector) camera system, cella di carico (manicotto), pedaliera strumentata costruite con 16 strain gauges (pedaliera), elettromiografia	Stima dei carichi articolari, confronto dei “muscular tension patterns” con i dati dell’EMG; valutazione del consumo energetico; a una frequenza di remate maggiore corrisponde un consumo energetico maggiore, a una frequenza minore si osservano maggiori forze di contatto sui giunti

Compressive and Shear Force Generated in the Lumbar Spine of Female Rowers	F. L. Morris, R. M. Smith, W. R. Payne, M. A. Galloway, J. D. Wark	2000	[32]	Cinematica e dinamica	14 atlete	cella di carico (manicotto), ExpertVision motion analysis	stima dei carichi di compressione e di taglio sulla schiena (L4/L5) attraverso un modello bidimensionale della spina dorsale; correla questi elevati carichi a cui sono sottoposte le atlete al fatto che si sia riscontrata una maggior densità ossea rispetto a persone che non praticano canottaggio
Biomechanical asymmetries and joint loading in élite rowers	E. Buckeridge	2013	[33]	Cinematica e dinamica	22 atleti (6 non esperti, 8 club, 8 élite)	Encoder lineare (lunghezza del colpo), cella di carico (manicotto), pedaliera strumentata (pedaliera, sviluppata nel capitolo 3 della tesi), 4 celle di carico (carrello), motion capture system	Analisi della cinematica lombare-pelvica; sviluppo di un sistema per valutare la forza sulla pedana e valutare le asimmetrie nella spinta; vengono rilevate delle asimmetrie nel movimento degli arti inferiori, che influenzano negativamente la dinamica del giunto lombare-pelvico e potrebbero quindi essere causa di mal di schiena; stima dei carichi sui giunti della caviglia, ginocchio, anca e giunto lombo-pelvico; valutazione degli effetti del cambiare l'altezza della pedana

Élite rowing technique and performance	A. J. Murphy	2009	[34]	Cinematica e dinamica	42 atleti élite	Cella di carico (manicotto), due encoders rotativi (movimento verticale e orizzontale del manicotto, montati sul volano), 4 celle di carico uniassiali (carrello), EM tracking [Flock of Birds]	Analisi cinematica 3D in cui vengono osservati gli angoli articolari e confrontati i movimenti di atlete senior di coppia, di punta, atlete pesi leggeri e atleti pesi leggeri; vengono confrontati anche i valori della sospensione dal carrello. È stato riscontrato che l'adozione di una postura cifotica nella regione lombare della colonna vertebrale in qualsiasi momento della vogata è dannosa per le prestazioni, si osserva che gli atleti pesi leggeri presentano un maggior disallineamento tra bacino e schiena
A comparison of rowing technique at different stroke rates: a description of sequencing, force production and kinematics	A. H. McGregor, A. M. J. Bull, R. Byng-Maddick	2004	[35]	Cinematica e dinamica	10 atleti collegiate	Cella di carico (manicotto), EM tracking	Analisi della cinematica lombo-pelvica e della handle force al variare dei colpi/min: all'aumentare della frequenza delle remate diminuiscono sia la rotazione anteriore dell'anca all'attacco, sia la rotazione della zona lombare, suggerendo che gli atleti usano la flessione del torace e la protrazione delle spalle per cercare di mantenere la stessa lunghezza della palata; aumenta invece l'inclinazione posteriore del bacino in finale
Gender differences in trunk and pelvic kinematics during	L. Ng, A. Campbell, A. Burnett, P. O'Sullivan	2013	[36]	Cinematica	20 atleti (livello club)	EM tracking [Fastrak], encoder rotativo (lunghezza del colpo)	Analisi della cinematica del tronco e del bacino durante uno sforzo prolungato. Gli atleti maschi presentano una maggior rotazione posteriore del bacino e una flessione

prolonged ergometer rowing in adolescents							maggiore del tratto toracico della colonna. Col passare del tempo, e quindi con l'affaticamento degli atleti, l'intero gruppo modifica il movimento presentando una flessione maggiore della colonna e una maggior rotazione del bacino
Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing	E. Buckeridge, S. Hislop, A. Bull, A. McGregor	2012	[37]	Cinematica e dinamica	22 atleti (6 principianti, 8 club-level, 8 élite)	Cella di carico uniassiale (manicotto), pedaliera strumentata (pedaliera, misurazione attraverso strain gauges), encoder lineare (per misurare la lunghezza del colpo), EM tracking [Flock of Birds]	Analisi delle asimmetrie negli arti inferiori tramite la misura della cinematica di ginocchia, anche, giunto lombo-pelvico e rotazione pelvica in aggiunta alla forza sul carrello e sul manicotto. Si osserva che gli atleti élite producono maggior forza sul manicotto e potenza, con il minor "drift" sul carrello; tutti i gruppi presentano asimmetrie, con quelle al livello dell'anca maggiori di quelle al ginocchio. Si conclude che le asimmetrie nella remata, in particolare al livello delle anche, possono portare a una cinematica sub-ottimale della regione lombo-pelvica
Determinants of elite rowing technique and performance	E. Buckeridge, A.M. J. Bull, A. Mcgregor	2015	[38]	Cinematica e dinamica	20 atlete élite (nazionale inglese)	Cella di carico uniassiale (manicotto), strain gauge instrumented footplates (pedaliera), EM tracking [Flock of Birds]	Vengono analizzati gli aspetti che cinematici in relazione alla forza prodotta sulla pedaliera e le asimmetrie nella pedaliera. Viene riscontrato come la cinematica dell'anca sia correlata alla produzione di forza sulla pedaliera, mentre la cinematica del ginocchio

							e quella lombo-pelvica siano determinanti nell'ottimizzare la componente orizzontale della forza. Le asimmetrie nella pedaliera sono invece collegata alla rotazione pelvica e alla cinematica lombo-pelvica. Queste osservazioni danno una indicazione sugli aspetti tecnici da migliorare per ottimizzare la performance
Kinematics of the upper and lower extremities in three-dimensions during ergometer rowing	S. E. Halliday, A. B. Zavatsky, B. J. Andrews, K. Hase	2001	[39]	Cinematica	5 atleti	Sistema OMC [Vicon]	Analisi cinematica 3D: viene riscontrato che sia gli arti superiori che quelli inferiori presentano significativi movimenti fuori dal piano; i pattern di movimento rilevati sono compatibili con quelli rilevati da altri studi in due dimensioni, anche se i ROM rilevati in 3D tendono a essere maggiori
Elite rowers apply different forces between stationary and sliding ergometers & on water rowing	S. Millar, D. Reid, L. McDonnell, J. Lee, S. Kim	2017	[41]	Dinamica	10 atlete élite	Cella di carico (manicotti), PowerLineTM Instrumentation system (pedaliera in barca e sul remoergometro), PowerLineTM Instrumentation system (scalmo della barca)	Misura delle forze sulle mani e sulla pedaliera durante 1000m al remoergometro (statico e con slides) e in barca su un doppio. Confronta le tempistiche di applicazione della forza e i valori massimi registrati, evidenziano valori minori in barca e un'applicazione anticipata della forza sui piedi al remoergometro. Vengono registrati dei dati anche all'85% del completamento del test per evidenziare eventuali comportamenti legati all'affaticamento.

Tabella 1: principali studi citati in questo capitolo che analizzano il gesto tecnico della remata dal punto di vista cinematico e/o dinamico

#### 1.3.4 Protocolli utilizzati per l'analisi del gesto tecnico in laboratorio

Il canottaggio viene classificato come uno sport di forza ma anche di resistenza. All'interno di una gara di 2000m, che dura tra i 6 e gli 8 minuti, all'atleta sono richiesti forza esplosiva e grande resistenza aerobica: in partenza e chiusura, dove l'atleta arriva anche a una frequenza di remate di 48 colpi/min, si ha grande accumulo di acido lattico muscolare e il metabolismo anaerobico è il processo che viene utilizzato dal corpo per riuscire a fornire l'energia necessaria a avviare la barca; durante la parte centrale della gara, detta anche passo, la frequenza delle remate scende tra i 34 e i 40 colpi/min (a seconda dell'imbarcazione e del livello degli atleti) e l'atleta si trova in soglia aerobica.

Pertanto, nel programma di allenamento dell'atleta sono presenti sessioni riguardanti sia il fitness aerobico, con alto volume e bassa intensità, sia allenamenti in soglia e di forza, integrate anche con sedute di pesi. I diversi allenamenti sono generalmente caratterizzati da un diverso numero di colpi/min, che, come mostra [5], sono generalmente collegati a un diverso target dell'allenamento: a 20 colpi/min l'attività è di tipo aerobico, il movimento degli atleti è meglio controllato; a 26 colpi/min l'atleta si trova generalmente in soglia, mentre sopra i 34 colpi/min l'attività è di tipo anaerobico e la remata dell'atleta sembra essere quella maggiormente "istintiva". Ovviamente l'intensità dell'allenamento dipende dalla condizione di fitness dell'atleta, dal suo sforzo muscolare e dalla durata dello sforzo e non solo dalla frequenza delle remate.

Questo aspetto viene anche sfruttato nei vari protocolli utilizzati negli studi in laboratorio, al fine di valutare la remata a diverse intensità di sforzo per l'atleta. Come già evidenziato da [35], con il parametro dei colpi/min variano anche molti aspetti cinematici e dinamici legati alla remata, in conseguenza al maggior sforzo che l'atleta sta eseguendo, ma anche al fatto che i movimenti vanno eseguiti più velocemente.

Un altro fattore importante da valutare quando si analizza la remata è la durata dello sforzo: si osserva come durante un test di 2000m al remoergometro si abbia un cambiamento della sequenza dei movimenti tra l'inizio e la fine del test, attribuendo questo all'affaticamento ([47]). Pertanto, è importante considerare l'affaticamento dell'atleta quando si analizza la remata durante un protocollo prolungato

I diversi studi sopra citati hanno utilizzato diversi protocolli di test, che vengono sintetizzati nella seguente tabella:

<b>Titolo</b>	<b>Autore</b>	<b>Riferimento</b>	<b>Campione di atleti</b>	<b>Protocollo</b>
Differences between elite, junior and non-rowers in kinematic and kinetic parameters during ergometer rowing	T. Černe, R. Kamnik, B. Vesnicer, J. Žganec Gros, M. Munih	[5]	15 atleti (5 élite, 5 junior, 5 non-rematori); uomini	Riscaldamento  1 min – 20 colpi/min 30 sec – 26 colpi/min 30 sec – 34 colpi/min Nessun recupero tra gli step
Mechanical Energy in Rowing	A. Haug, G. Ettema	[6]	12 atleti (élite e sub-élite); uomini	Riscaldamento 10 minuti  1,5 min – HH – (high intensity, high stroke rate) alta intensità, alta frequenza di remate– passo PB 2000m 4min – LL – (low intensity, low stroke rate) bassa intensità, bassa frequenza – 55% dello step iniziale, colpi/min liberi 4min – MM – (moderate intensity, moderate stroke rate) media intensità, media frequenza – 75% dello step iniziale, colpi/min liberi 4 min – LM 4 min – LH 4 min – ML 4 min – MH 1,5 min – HL 1,5 min – HM  Recupero 2-5 min tra gli step
Mechanical loading of the lumbar spine of elite rowers while rowing fixed and sliding ergometers	R. Smith, M. Dickson, F. Colloud	[10]	15 atleti élite; uomini	Riscaldamento 5 min 1 min – 32 colpi/min – 80% della massima potenza propulsiva

				5 minuti di recupero tra ciascun test sui tre diversi tipi di remoergometro
Using biomechanics to define the role of the upper extremity in rowing performance	C. A. Urbanczyk	[24]	49 atleti (12 élite, 22 universitari, 7 club, 8 master); 32 donne, 17 uomini	Riscaldamento 3 min – 18 colpi/min 3 min – 24 colpi/min 3 min – 28 colpi/min  Recupero 3 minuti per non avere affaticamento nell'atleta
Sagittal plane motion of the lumbar spine during ergometer and single scull rowing	F. Wilson, C. Gissane, J. Gormley, C. Simms	[25]	19 atleti élite; uomini	Riscaldamento 5 min  Ciascun atleta inizia a remare per 3 minuti a 160W a 18di colpi/min, aumentando di 40W e 2 colpi/min ogni 3 min fino a esaurimento 1 min di recupero tra ciascun incremento
Motion analysis of optimal rowing form by using biomechanical model	M. Kaya, H. Mindtani, K. Hase, N. Yamazak	[26]	2 atleti universitari; uomini	Ritmo di 30 colpi/min, massimo sforzo  Ripetuto in ciascuno dei tre stili di remata analizzati
The effect of foot-stretcher position and stroke rate on ergometer rowing kinematics	I. Engstrom, K. Anderson, E. Bez, C. Agresta, S. Telfer	[27]	11 atleti (collegiate level); 6 donne, 5 uomini	Riscaldamento 1 min – 22 colpi/min 1 min – 26 colpi/min 1 min – 32 colpi/min  1 min di recupero (o remata leggera) tra gli step  Ripetuto per ciascuna delle 7 posizioni della pedaliera, con 3 minuti di recupero tra ciascuna posizione

Trunk and shoulder kinematics of rowing displayed by Olympic athletes	Y. Li, R. M. Koldenhoven, N. C. Jiwan, J. Zhan, T. Liu	[28]	58 atleti élite; 31 donne, 27 uomini	Riscaldamento 2 min  1 min – 18 colpi/min 1 min – 26 colpi/min 1 min – 32 colpi/min  Drag factor a 110
Kinematics of the lumbar muscles in rowing: a preliminary study	M. Retailleau, M. Domalain, M. Ménard, F. Colloud	[29]	3 atleti; 1 donna, 2 uomini	Riscaldamento  30 secondi – passo gara
Experimental laboratory apparatus to analyze kinematics and 3D kinetics in rowing	P. Pudlo, A. Pinti, F.-X. Lepoutre	[30]	1 atleta	Riscaldamento 4 min 5 minuti – 34 colpi/min – passo gara (registrazione di soli 30 s)  Vengono registrati 30 sec quando i colpi/min si sono stabilizzati
Biomechanics of Rowing (I. A model analysis of musculo-skeletal loads in rowing for fitness)	K. Hase	[31]	10 atleti (5 con esperienza universitaria e 5 senza); uomini	Remata a 20-26-34 colpi/min  Tra gli step è stato lasciato abbastanza recupero per non avere affaticamento Vengono registrati 7 secondi a ciascun livello
Compressive and Shear Force Generated in the Lumbar Spine of Female Rowers	F. L. Morris, R. M. Smith, W. R. Payne, M. A. Galloway, J. D. Wark	[32]	14 atlete (tutte pesi- leggeri, livello club); donne	Riscaldamento 4 minuti al 60% della frequenza cardiaca massima  6 min massimali
Biomechanical asymmetries and joint loading in élite rowers	E. Buckeridge	[33]	22 atleti (6 non esperti, 8 club, 8 élite); uomini	Riscaldamento 10 minuti  4 min – 18 colpi/min – fondo 4 min – 20 colpi/min – passo del test sui 30 min a 20 colpi/min

				<p>500 m – race pace – passo PB su 2000 m</p> <p>30 colpi – massimo sforzo – massima frequenza e potenza prodotta</p> <p>5 min di recupero tra gli step</p>
Élite rowing technique and performance	A. J. Murphy	[34]	42 atleti élite; 30 donne, 12 uomini	<p>Riscaldamento</p> <p>4 min – 55% del record personale sul test dei 200 m</p> <p>4 min – 60% "</p> <p>4 min – 65% "</p> <p>4 min – 70 % "</p> <p>4 min – 75 % "</p> <p>500 m – max</p> <p>Recupero tra 30 e 150 sec</p>
A comparison of rowing technique at different stroke rates: a description of sequencing, force production and kinematics	A. H. McGregor, A. M. J. Bull, R. Byng-Maddick	[35]	10 atleti collegiate; uomini	<p>Riscaldamento</p> <p>4min – 17-20 colpi/min</p> <p>4min – 24-28 colpi/min</p> <p>4min – 28-36 colpi/min</p> <p>5 min di recupero tra gli step</p>
Gender differences in trunk and pelvic kinematics during prolonged ergometer rowing in adolescents	L. Ng, A. Campbell, A. Burnett, P. O'Sullivan	[36]	20 atleti club; 10 donne, 10 uomini	<p>Riscaldamento 5-10 min</p> <p>20 min a 22 colpi/min</p> <p>I dati cinematici sono stati registrati durante gli ultimi 15 secondi del primo e del ventesimo minuto</p>
Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing	E. Buckeridge, S. Hislop, A. Bull, A. McGregor	[37]	22 atleti (6 principianti, 8 livello club, 8 élite); uomini	<p>Riscaldamento 10 min</p> <p>4 min – 18 colpi/min – UT2</p> <p>4 min – 20 colpi/min – passo test 30 min a 20 colpi/min</p> <p>500 m – passo test 200m</p>

				30 colpi – massima Potenza e colpi/min
Determinants of elite rowing technique and performance	E. Buckeridge, A.M. J. Bull, A. McGregor	[38]	20 atlete élite (nazionale inglese); donne	Riscaldamento 10 min 3 min – 18 colpi/min – 55% del PB sui 200m 3 min – 24 colpi/min 3 min – 28 colpi/min 500 m – race pace  Recupero sufficiente tra gli step
Kinematics of the upper and lower extremities in three-dimensions during ergometer rowing	S. E. Halliday, A. B. Zavatsky, B. J. Andrews, K. Hase	[39]	5 atleti; uomini	Gli atleti remano a 16, 20, 24, 28, 32 colpi/min in un ordine randomizzato; non viene specificata la durata degli step  Recupero tale per cui la frequenza cardiaca ritorna vicino a quella di riposo
Elite rowers apply different forces between stationary and sliding ergometers & on water rowing	S. Millar, D. Reid, L. McDonnell, J. Lee, S. Kim	[41]	10 atlete élite (nazionale neozelandese); donne	1000 m al remoergometro statico, 1000 m al remoergometro dinamico e 1000 m in barca su un doppio. Non vengono specificati i colpi/min mantenuti

Tabella 2: protocolli di allenamento al remoergometro usati nei diversi studi

Si osserva che nella gran parte degli studi il numero di colpi/min è stato considerato un fattore rilevante che è stato fatto variare tra le prove, mentre in altri, essendo l'interesse focalizzato su altri aspetti, si è cercato di mantenere il numero di colpi/min costante tra le diverse prove.

In molti casi, ciascuno step ha una durata maggiore di 3 minuti, in modo da far stabilizzare la remata dell'atleta all'interno dello step e fare in modo che il gesto tecnico sia quello che

l'atleta usualmente effettua. Questo è importante soprattutto negli studi dove si misura la forza espressa dall'atleta, che, se fosse registrata solo per periodi molto brevi, non rispecchierebbe quella che viene generalmente espressa in allenamento.

Si osserva che spesso non viene registrato il movimento durante tutto lo step, ma solo in una porzione in cui il movimento si è stabilizzato, questo per evitare di registrare i valori all'inizio dello step, quando il volano del remoergometro è fermo e quindi fornisce una resistenza maggiore, che l'atleta generalmente supera eseguendo alcuni colpi con una lunghezza minore.

Inoltre, in gran parte degli studi il recupero scelto è abbastanza lungo da poter far riposare l'atleta, in modo tale da non avere un gesto tecnico differente ad alto numero di colpi solamente collegato all'affaticamento e non a un differente movimento da parte dell'atleta a quella frequenza.

Solo in alcuni studi è stato specificato il drag factor utilizzato. Questo parametro è un valore fornito dai remoergometri Concept ed è correlato al livello di resistenza che l'atleta percepisce quando tira il manico. Esso può essere regolato attraverso una apposita leva che fa variare la quantità d'aria che può entrare nel corpo del remoergometro. Esso è un valore solitamente scelto dall'atleta in base alla sua abitudine e al livello di resistenza che cerca nella palata. Valori tipici di drag factor per gli atleti senior uomini sono  $140 \pm 5$  e  $120 \pm 5$ , ma possono variare anche a seconda dell'allenamento che l'atleta sta effettuando.

### 1.3.5 Campione di atleti

Si osserva che, come riportato in Tabella 2, il campione di atleti è sempre piuttosto limitato. Le principali cause potrebbero essere il tempo piuttosto elevato da dedicare a ciascun atleta per effettuare i diversi protocolli sperimentali, ma anche riuscire a coinvolgere squadre numerose.

Si osserva che gli studi che hanno effettuato rilevamenti su un maggior numero di atleti sono:

[28] studio effettuato in Cina, probabilmente coinvolgendo l'intera squadra nazionale, che da molti anni è una delle più numerose alle manifestazioni internazionali

[24], [33], [34] studi effettuati in Inghilterra, paese con una grande tradizione remiera, anche a livello scolastico. Si evidenzia la presenza anche di

atleti “university level”, probabilmente paragonabili come livello ad atleti “club” negli altri studi.

È da evidenziare che anche la definizione degli atleti di livello club, non sempre è coerente tra tutti gli studi. Ad esempio [36] specifica come requisito per gli atleti club che essi sostenessero almeno tre allenamenti a settimana, mentre [35] specifica allenamenti anche più frequenti per questo livello di atleti ( $15,8 \pm 9,3$  ore/settimana).

### 1.3.6 Conclusione

Gli studi analizzati presentano delle differenze sia nei dati osservati che nelle conclusioni raggiunte. Questo potrebbe anche essere legato alla numerosità dei campioni analizzati e al livello degli atleti. Una analisi di un campione di atleti con una numerosità maggiore e con atleti di livello diverso potrebbe aiutare a comprendere se alcune osservazioni siano specifiche di un dato livello di atleti o se maggiormente legate agli atleti stessi indipendentemente dal loro livello.

Tutti gli studi hanno evidenziato una relazione tra il ritmo, espresso in colpi/min, e la remata, sia in termini di movimento, sia di applicazione delle forze. Pertanto, per effettuare una analisi sulla remata, risulta opportuno specificare il ritmo che l’atleta deve mantenere, per escludere le differenze legate solamente alla scelta del ritmo da parte dell’atleta.

Gli studi che hanno misurato le forze applicate hanno tutti misurato la forza sul manicotto, essendo quella che poi effettivamente muove il volano del remoergometro, e sulla pedaliera; alcuni hanno evitato di misurare la forza sul carrello.

Sono stati utilizzati diversi sistemi di misura del movimento, utilizzando in alcuni casi sistemi markerbased (sistemi elettromagnetici o optoelettronici) o markerless per la misura del movimento dell’intero corpo dell’atleta, mentre in altri, dove l’analisi era concentrata su un particolare segmento corporeo, sono stati usati sensori inerziali o elettro-goniometri.

Il focus comune a tutti gli studi è evidenziare differenze che contribuiscano a una miglior performance, oppure analizzare i movimenti in modo tale da poter prevenire o ridurre gli infortuni.

Non in tutti i casi i risultati prodotti da diversi studi sono risultati in accordo tra loro, evidenziando quindi una variabilità legata anche al campione di atleti analizzato e la necessità di coinvolgere un numero sufficiente di atleti nello studio.

## Capitolo 2: Analisi cinematica

L'analisi del movimento al remoergometro è uno strumento utile per fare osservazioni sul gesto tecnico degli atleti. Questo tipo di analisi è utile soprattutto per gli atleti che utilizzano il remoergometro solo come uno strumento di allenamento a terra, e che devono quindi cercare di ottimizzare il loro movimento per ottenere una buona performance in acqua.

Al remoergometro, infatti, conta meno la tecnica di voga: basta analizzare le equazioni del moto in ripresa, come fatto nel paragrafo 1.1.3, per evidenziare che un movimento diverso della massa dell'atleta in ripresa al remoergometro non influisce direttamente sulla rotazione del volano; in barca invece la massa dell'atleta, essendo molto maggiore della massa della barca (un singolo da competizione pesa 14 kg), con il suo movimento influenza la cinematica stessa dell'imbarcazione anche in ripresa e il movimento dell'atleta assume un maggior valore anche in questa fase. In entrambi i casi il movimento influisce sul modo in cui l'atleta applica la forza in passata, sulle forze necessarie a muovere il corpo e su quelle prodotte dall'atleta per muovere la barca o il volano del remoergometro. Anche gli aspetti legati alle asimmetrie del movimento hanno maggior rilevanza in barca, influenzando l'equilibrio dell'imbarcazione stessa lungo l'asse di rollio, ma anche la direzione del moto dello scafo.

Come evidenziato precedentemente, l'analisi cinematica del gesto tecnico della remata rappresenta un'importante fonte di informazioni sia sulle abilità dell'atleta sia sul rischio di infortuni. Da un lato l'osservazione dei pattern di movimento consente di valutare il livello di competenza dell'atleta, che in barca si rifletterà in una maggior efficacia dei movimenti; dall'altro l'analisi consente di individuare eventuali esecuzioni scorrette che potrebbero predisporre l'atleta a infortuni.

Gli elementi principali da osservare per identificare il gesto tecnico del canottaggio in acqua sono sicuramente gli angoli articolari: la flessione-estensione del gomito, del ginocchio, dell'anca e della caviglia sono i movimenti principali, a cui vanno aggiunti la flessione-estensione della spalla e, nel caso della remata di punta, la rotazione del busto e una leggera adduzione e rotazione dell'anca.

Al remoergometro la remata è analoga a quella di coppia e tutti i movimenti principali, escludendo movimenti scorretti, avvengono parallelamente al piano sagittale (a meno di piccole deviazioni), ad esclusione del movimento del gomito, che avviene fuori da questo piano. Il movimento può inoltre essere approssimato come simmetrico in prima battuta ([7]) e pertanto si analizza solamente uno dei due lati dell'atleta, come fatto in altri studi citati precedentemente.

In questo capitolo ci si prefigge di effettuare una analisi cinematica, cercando di coinvolgere un numero consistente di atleti di livelli differenti, al fine di poter effettuare un confronto tra loro e trovare delle caratteristiche nel movimento che permettano di distinguere tra il livello degli atleti.

Per farlo, si è fatto uso di un sistema di markerless motion capture, che permette non solo di analizzare il movimento senza una particolare strumentazione e/o preparazione dell'atleta, ma anche di effettuare lo studio integrando filmati inviati da remoto. La precisione dei risultati ottenuti non sarà quindi molto elevata, come evidenziato nel paragrafo 1.3.3.1, ma l'analisi consente di coinvolgere un numero maggiore di soggetti rispetto a quelli che si potrebbero coinvolgere usando altri sistemi di misurazioni.

Nonostante siano presenti anche sistemi di markerless motion capture tridimensionale (come, ad esempio, OpenCap <https://www.opencap.ai/>), essi necessitano di due dispositivi e di una maggior preparazione dell'ambiente per effettuare i video. Si è quindi deciso di accettare di approssimare il movimento considerando solamente il piano sagittale ed effettuare una analisi 2D.

## 2.1 Nomenclatura delle fasi della remata

Sfruttando la ciclicità della remata, nel corso dell'analisi vengono ricavati gli andamenti medi degli angoli articolari e le posizioni dei landmarks ricavati col sistema di markerless motion capture. Nelle sequenze è possibile identificare e fare riferimento ad alcune fasi e momenti caratteristici del gesto tecnico. In Figura 2.1.1 vengono riportati alcuni frame di un video e le relative posizioni stilizzate dell'atleta, per meglio comprendere queste fasi.

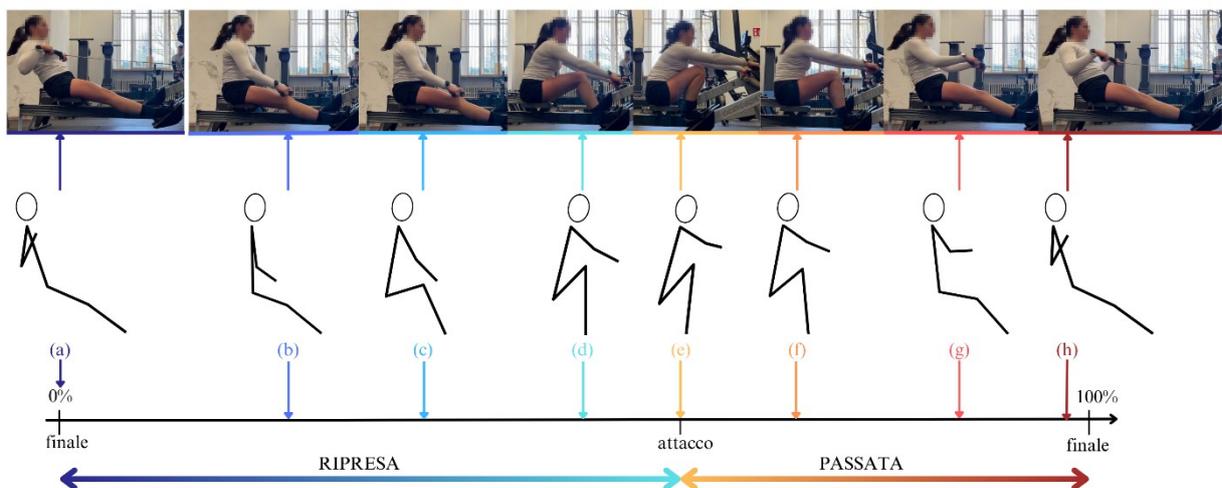


Figura 2.1.1: fasi della remata; la freccia nera esprime la % di completamento del colpo e le frecce verticali i diversi istanti citati

Con riferimento alla Figura, nella posizione (a) l'atleta si trova in finale, con le gambe distese, le braccia piegate, i pugni al petto. Questo istante nelle successive analisi viene identificato come l'inizio della palata, corrispondente allo 0%. Da qui inizia la ripresa (identificata con il colore blu in figura), distendendo le braccia e ruotando poi il busto (posizione (b) in figura). Nella posizione (c) le braccia sono praticamente distese e l'atleta completa la rotazione del busto mentre le gambe stanno iniziando a piegarsi. Nella posizione (d) la rotazione del bacino è stata completata e l'atleta muove solamente le gambe, arrivando in attacco (posizione (e)) con le tibie poco oltre la verticale. La posizione dell'attacco rispetto al completamento della palata varia da atleta a atleta e in funzione del ritmo, come evidenziato nel seguito di questo capitolo.

Dall'attacco inizia la spinta delle gambe e successivamente la rotazione del busto (posizione (f)). Nella posizione (g) l'atleta ha quasi completato la spinta delle gambe e sta estendendo il busto all'indietro mentre piega le braccia. In (h) l'atleta continua a trasmettere la spinta rimanendo contratto con le gambe, anche se in questa fase il movimento è esclusivamente a carico delle braccia che stanno terminando la loro flessione per terminare il colpo e tornare in finale. La porzione di palata tra l'attacco e il finale in cui l'atleta imprime forza per movimentare il volano del remoergometro è detta passata.

## 2.2 Soggetti partecipanti

Il campione studiato è formato da 59 atleti, tra cui 34 donne e 25 uomini.

Essi sono stati divisi in quattro gruppi, o categorie, in relazione al loro livello o categoria di appartenenza nella pratica del canottaggio.

Gli atleti "master", appartenenti alla omonima categoria a livello della Federazione Italiana Canottaggio, sono atleti con una età maggiore di 27 anni, che remano da una a tre volte a settimana, prevalentemente in barca. Alcuni hanno precedentemente effettuato attività agonistica mentre altri hanno imparato a remare in età adulta. Attualmente tutti effettuano attività presso il Circolo Amici del Fiume. I risultati rilevati per questa categoria saranno comparabili a quelli dei "novice" in altri studi.

Gli atleti del gruppo "club" sono tutti provenienti dal Circolo Amici del Fiume, dove fanno parte della squadra agonistica e appartengono alle categorie under 17, under 19, under 23 e senior. Hanno tutti partecipato ai campionati italiani e la maggior parte di loro ha ottenuto una medaglia in competizioni nazionali. Essi si allenano regolarmente tra le 5 e le 7 volte a settimana, in barca e a terra. Occorre sottolineare che la provenienza di questi atleti dalla

stessa società potrebbe portare a associare erroneamente alcune conclusioni a questa categoria: gli aspetti che accomunano questo gruppo potrebbero essere legati non solo al loro livello, ma anche alla preparazione seguita da questi atleti o a ciò su cui il loro allenatore ripone maggiore attenzione.

Gli atleti del gruppo “giovanile internazionale” sono atleti facenti parte delle squadre nazionali giovanili della Federazione Italiana Canottaggio. Essi hanno preso parte a campionati mondiali o europei (under19 o under23) o alla Coupe de la Jeunesse (manifestazione internazionale per atleti U19) e si allenano regolarmente più di 7 volte a settimana. La loro età è compresa tra i 19 e i 23 anni.

Gli atleti del gruppo “alto livello” sono atleti del gruppo olimpico o probabili olimpici della Federazione Italiana Canottaggio, che hanno gareggiato negli ultimi anni a campionati mondiali assoluti o a tappe di Coppa del Mondo di canottaggio. Essi si allenano regolarmente 13 volte a settimana e hanno età compresa tra i 22 e i 30 anni.

In totale sono stati scartati i video di sei partecipanti (due appartenenti al gruppo master, tre tra gli atleti di alto livello e uno al gruppo club). Due di essi presentavano una inquadratura scorretta; in altri due il contrasto nell’immagine è risultato non sufficiente, rendendo difficile il funzionamento dell’algoritmo di motion capture; i restanti sono stati esclusi siccome gli atleti non avevano svolto l’intero protocollo di test.

Si riportano i dettagli della divisione uomini-donne tra le categorie degli atleti di cui si sono analizzati i video.

<b>Gruppo</b>	<b>Uomini</b>	<b>Donne</b>	<b>Totale</b>
<i>Alto Livello</i>	3	8	11
<i>Giovanile Internazionale</i>	2	5	7
<i>Club</i>	13	16	29
<i>Master</i>	7	5	12
<b>Totale</b>	<b>25</b>	<b>34</b>	<b>59</b>

*Tabella 3: soggetti partecipanti allo studio cinematografico*

### 2.3 Protocollo

È stato richiesto ai soggetti di remare su un remoergometro di tipo Concept2 model D, registrandosi con una fotocamera e seguendo le indicazioni per il setup della ripresa riportate nel paragrafo successivo.

Il protocollo di remata che i soggetti hanno effettuato consiste in un breve riscaldamento seguito da 4 step da 30 secondi ciascuno; all'interno di ciascuno step i colpi dovevano essere mantenuti il più possibile costanti, cercando di rispettare le seguenti indicazioni:

video 1	20 colpi/min
video 2	24 colpi/min
video 3	28 colpi/min
video 4	passo gara

Se necessario tra gli step poteva essere effettuato un recupero. Per gli atleti allenati spesso questo non è risultato necessario.

È utile ricordare che l'atleta quando rema al remoergometro può leggere sullo schermo presente sull'attrezzo la frequenza delle remate, che viene riportata ad ogni colpo subito dopo il finale.

Si sono lasciati gli atleti liberi di utilizzare il valore di drag factor con cui remano abitualmente senza dare indicazioni, così come di regolare l'altezza della pedaliera come di consueto. L'impostazione del drag factor è stata mantenuta costante in tutti gli step.

#### 2.4 Acquisizione del video

Per poter inserire nello studio anche delle riprese effettuate dai soggetti stessi senza un ausilio diretto, sono state loro fornite delle istruzioni per il posizionamento della fotocamera. Avere una angolatura consistente dell'immagine permette infatti di effettuare dei confronti coerenti.

Vengono qui riportate le istruzioni impartite con il relativo commento:

- *Posizionare il telefono nella posizione indicata nel disegno facendo in modo che l'inquadratura riprenda tutto il corpo in ogni fase della remata.*

Il posizionamento della fotocamera è fondamentale per poter avere una inquadratura completa del soggetto. Il posizionamento deve però anche essere uguale per tutti i soggetti dello studio: una variazione di posizionamento sul piano parallelo a quello sagittale porterebbe a un punto di vista diverso dei segmenti corporei e quindi a una deformazione degli angoli relativi, invalidando il confronto. Non viene invece specificata una distanza di ripresa, questo perché uno spostamento sull'asse perpendicolare al piano sagittale porta solamente a una modifica del fattore di scala, ma non degli angoli.

- *Controllare che l'asse dell'obiettivo telecamera sia perpendicolare al piano sagittale del remoergometro*

Anche questa richiesta è necessaria al fine di non avere una distorsione degli angoli per effetto della fotocamera. Viene infatti trascurata questa distorsione.

- *Se possibile, inserire nell'inquadratura un oggetto di dimensione nota che non ostruisca la visuale, posizionato vicino al remoergometro alla vostra stessa distanza dalla telecamera*

Come rappresentato in Figura 2.4.1, all'interno dell'inquadratura si richiede di inserire un oggetto di dimensioni note, al fine di avere un riferimento di scala per i movimenti compiuti dall'atleta e poter derivare il relativo fattore di scala conoscendo la sua dimensione effettiva e la sua dimensione in pixel. Nel caso di assenza nell'inquadratura di un oggetto con questo fine, si sono utilizzate come riferimento le misure del remoergometro, che sono uguali per un dato modello anche se prodotto in anni diversi.

- *Se possibile, impostare la frequenza di acquisizione del video a 60 fps*

Usualmente la frequenza di acquisizione video di default di una fotocamera di cellulare è 30 fps. Aumentandola è possibile avere un maggior numero di frame al secondo e di conseguenza anche un maggior numero di dati per ciascun colpo. Questo aiuta a identificare eventuali errori del tracker in alcuni frame e ad avere una maggior densità di dati e quindi una miglior descrizione del movimento. Le eventuali diverse frequenze di campionamento nei video dei diversi soggetti vengono poi gestite nell'analisi dei dati in MATLAB ridistribuendo i dati per permettere di effettuare il confronto.

- *Preferibilmente indossare dei pantaloni lunghi o una termica a maniche lunghe per avere un maggior contrasto nell'immagine quando i gomiti si avvicinavano o sovrappengono alle ginocchia*
- *Non avere altre persone che remano in contemporanea sullo sfondo*

Queste due indicazioni sono utili a far lavorare meglio il tracker: più soggetti nell'immagine potrebbero portare il tracker a individuare alcuni landmark sul corpo di un soggetto e altri su quello della persona sullo sfondo, essendo il marker impostato per rilevare solamente una persona nel frame. In ogni caso gli indumenti utilizzati nella pratica del canottaggio sono aderenti e, di conseguenza, non dovrebbero generare errori nel sistema di motion capture dovuti alla presenza di vestiti ampi che potrebbero interferire con l'individuazione dei punti articolari.

Insieme con queste istruzioni è stato fornito ai partecipanti un disegno esemplificativo e una foto del setup realizzato, riportati qui di seguito:

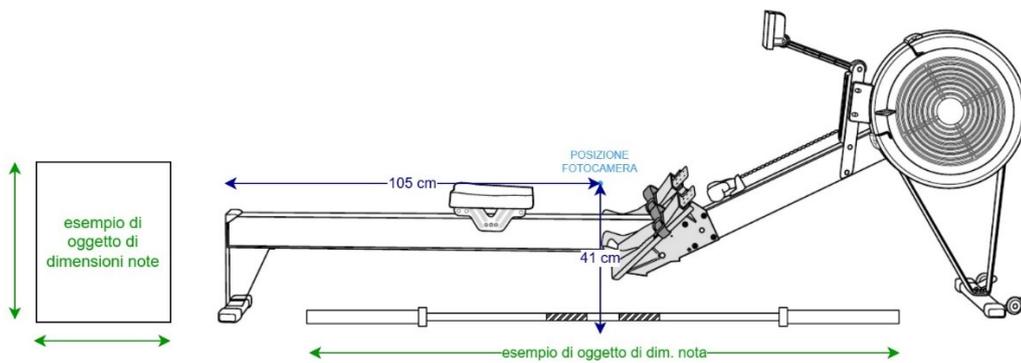


Figura 2.4.1: schematizzazione del setup video, fornita ai partecipanti allo studio; schematizzazione remoergometro da <https://device.report/manual/4984950>

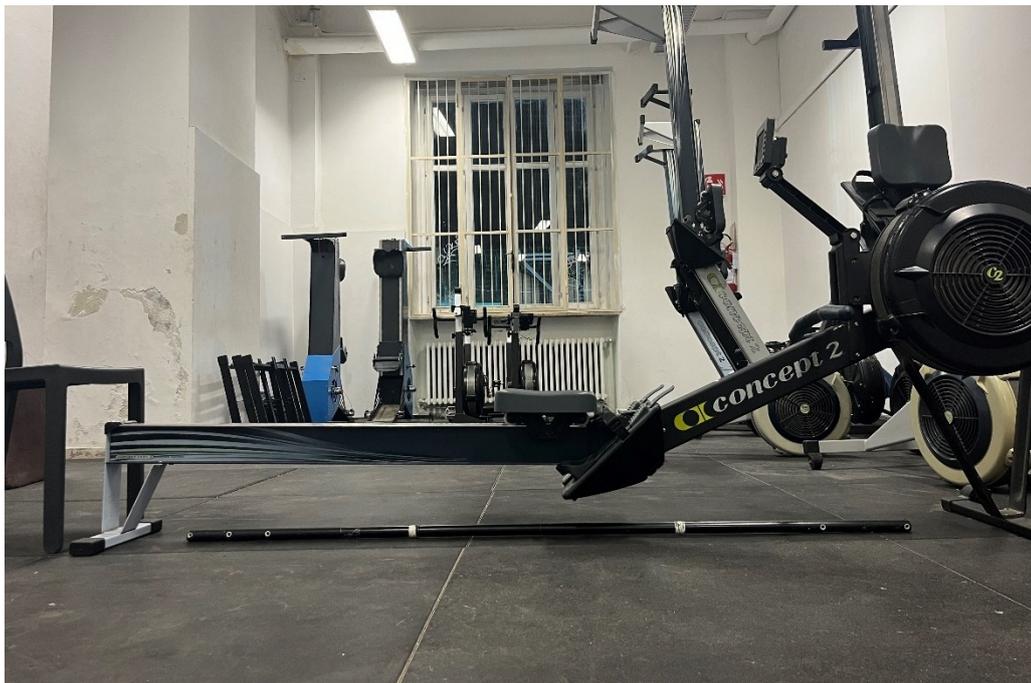


Figura 2.4.2: esempio di setup

## 2.5 Analisi video

L'analisi video è stata effettuata attraverso un codice Python che fa uso della libreria MediaPipe.

MediaPipe è un framework open-source sviluppato da Google per l'elaborazione di dati multimediali. La sua architettura è specificamente progettata per gestire operazioni in tempo reale, in particolare in applicazioni di computer vision e analisi del movimento.

MediaPipe si caratterizza per la sua versatilità nell'elaborazione di diverse tipologie di dati multimediali, come immagini, audio e video. La natura multiplatforma del framework, unita alla sua disponibilità open-source, lo rende particolarmente accessibile e adattabile a

diverse esigenze di sviluppo. Il framework fornisce agli sviluppatori un ambiente di sviluppo unificato e una struttura completa di librerie e tool, per semplificare la progettazione e l'implementazione di software e applicazioni in diversi ambiti. Tra le sue principali applicazioni vi sono la computer vision, il riconoscimento di oggetti, la stima della posa (o “pose estimation”), il tracking delle mani e il riconoscimento facciale, per le quali MediaPipe fornisce modelli pre-addestrati.

In questa tesi, è stata utilizzata la libreria MediaPipe Pose Landmarker all'interno di un codice Python per effettuare la pose detection ed estrarre le coordinate dei punti di riferimento del corpo. Ciascun video degli atleti, registrato mentre eseguivano il protocollo di test, è stato utilizzato come input; come output dal Pose Landmarker si sono ottenute le posizioni dei punti di riferimento (landmark) nelle coordinate dell'immagine normalizzate.

Grazie ad una rete neurale convoluzionale, o convolutional neural network (CNN), che analizza le immagini acquisite, la libreria è in grado di dedurre 33 punti di riferimento 3D e una maschera di segmentazione dello sfondo su una persona in video; per farlo la libreria utilizza la rete neurale BlazePose che sta alla base del ML Kit Pose Detection API ed è ottimizzata per applicazioni in tempo reale nell'ambito del fitness ([48]).

L'analisi effettuata dal Pose Landmarker si svolge in due fasi: inizialmente il *Detector* è responsabile dell'individuazione della presenza di un corpo umano all'interno di un'immagine o di un frame video e in seguito l'*estimator* esegue l'identificazione dei punti e il tracking.

Viene quindi inizialmente individuata dal *Detector* la pose region-of-interest (ROI) nel frame e successivamente l'*Estimator* prevede la posa dei 33 keypoint dalla ROI; analizzando un video, il *detector* identifica il soggetto solo nel primo frame, e successivamente l'*estimator* può continuare a tracciare i punti chiave nei frame successivi senza dover rieseguire il rilevamento globale.

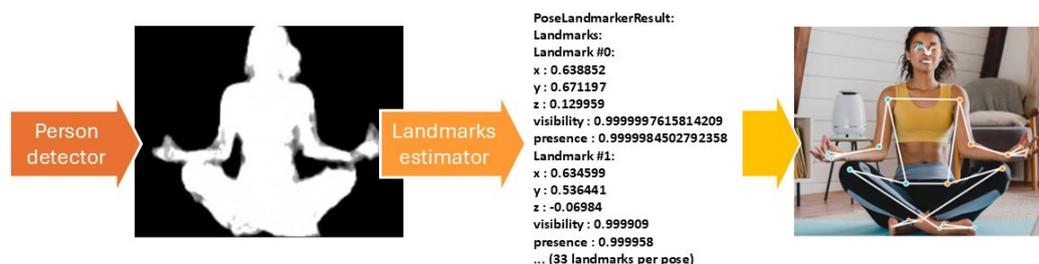


Figura 2.5.1: funzionamento della libreria MediaPipe

Sono state mantenute le opzioni di default per il Pose Landmarker ([49]), riportate in Tabella 4:

<b>Opzione</b>	<b>Descrizione</b>	<b>Possibili valori</b>	<b>Valore impostato</b>
num_poses	Il numero massimo di pose che possono essere rilevate da Pose Landmarker	>0	1
min_pose_detection_confidence	Il punteggio di attendibilità minimo per il rilevamento della posa da considerare positivo	0,0 - 1,0	0,5
min_pose_presence_confidence	Il punteggio di attendibilità minimo del punteggio di presenza della posa nel rilevamento dei punti di riferimento della posa	0,0 - 1,0	0,5
min_tracking_confidence	Il punteggio di attendibilità minimo per il monitoraggio della posa da considerare riuscito.	0,0 - 1,0	0,5

Tabella 4: opzioni Pose Landmarker

Una volta che è stato eseguito il rilevamento della posa per ogni frame, si ottengono le coordinate dei 33 punti di riferimento, espresse dall' algoritmo come:

**POSE\_LANDMARKS:** x: è la coordinata x del punto di riferimento normalizzata tra [0.0, 1.0] relativamente alla larghezza dell'immagine.

y: è la coordinata y del punto di riferimento normalizzata tra [0.0, 1.0] relativamente all'altezza dell'immagine.

L'origine del sistema di riferimento si trova in alto a sinistra nell'immagine, con l'asse x positivo verso destra e l'asse y positivo verso il basso.

Visibility: è un valore con range [0.0, 1.0] che rappresenta la possibilità che il punto di riferimento sia visibile (non occluso) nell'immagine; utile per identificare quale lato del corpo è in primo piano nel video.

In Figura 2.5.2 sono illustrati i 33 punti identificati da BlazePose. Tuttavia, non sono tutti significativi per l'analisi che si vuole effettuare. Pertanto, nonostante tutti i landmark

vengano comunque rilevati, solamente i dati relativi a caviglia, ginocchio, anca, spalla, gomito, polso, piede e mano relativi al lato del corpo in primo piano vengono salvati su un file .csv, per permettere una successiva analisi in MATLAB.

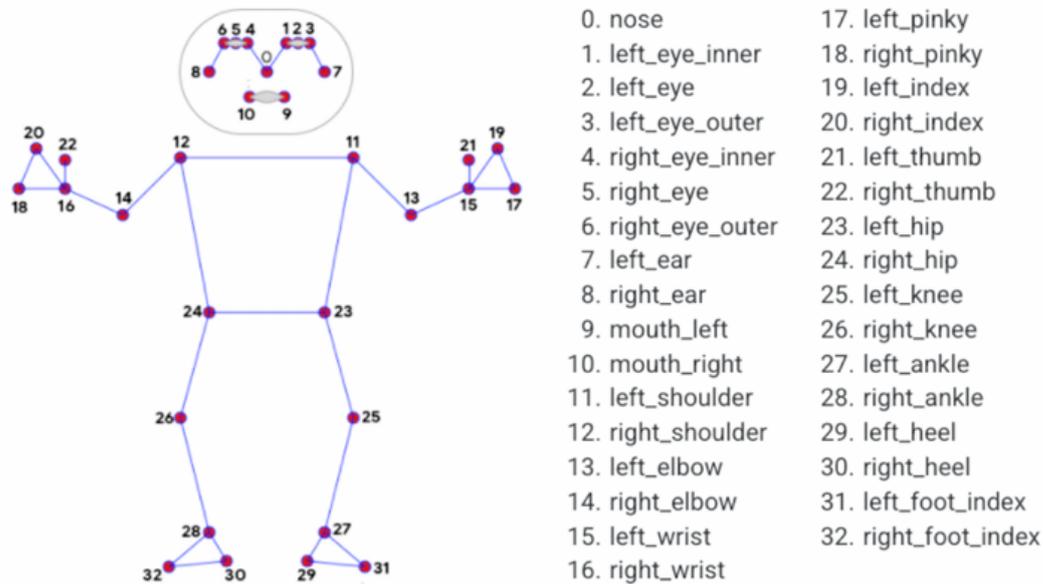


Figura 2.5.2: lista dei landmarks identificati da BlazePose (da: [48], [49])

A partire da questi dati, all'interno del codice Python sviluppato, vengono ricavati gli angoli articolari di gomito, ginocchio e anca, che possono essere visualizzati sul video insieme alla posa identificata in ogni frame, come mostrato in Figura 2.5.3.



Figura 2.5.3: immagine raffigurante i keypoint identificati attraverso l'analisi con MediaPipe e i tre relativi angoli articolari calcolati

## 2.6 Analisi dei dati

I dati ottenuti vengono successivamente analizzati in MATLAB. Gli andamenti delle posizioni dei landmarks e degli angoli articolari sono divisi in colpi, per poi essere confrontati con gli altri video.

Le coordinate dei punti di interesse, espresse in un range tra 0 e 1 vengono prima riportate ai corrispondenti pixel del video e successivamente, conoscendo la dimensione effettiva dell'oggetto di riferimento, sono riportate alle dimensioni reali.

L'origine del sistema di riferimento viene spostata nell'angolo in basso a sinistra dell'immagine, con l'asse x positivo verso destra e l'asse y positivo verso l'alto. La posizione dell'origine non è definita rispetto al remoergometro, ma questo non influisce sull'analisi siccome vengono valutate le distanze percorse e non le posizioni rispetto all'origine.

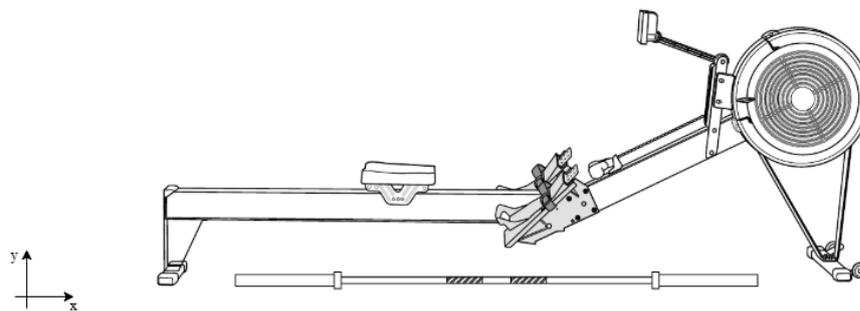


Figura 2.6.1: sistema di riferimento ottenuto

Agli angoli precedentemente calcolati viene aggiunto quello relativo al busto.

Gli angoli di interesse che vengono analizzati sono quindi:

- |                             |  |
|-----------------------------|--|
| <b>Angolo del ginocchio</b> | Angolo compreso tra la tibia e la coscia. Identifica il movimento delle gambe  |
| <b>Angolo dell'anca</b>     | Angolo compreso tra il busto e la coscia. Esso è legato sia al movimento del busto sia a quello delle gambe            |
| <b>Angolo del busto</b>     | Angolo compreso tra il busto e l'orizzontale. Esso identifica il movimento del busto separandolo da quello delle gambe |
| <b>Angolo del gomito</b>    | Angolo compreso tra braccio e avambraccio. Identifica il movimento delle braccia                                       |

Nonostante generalmente nelle analisi biomeccaniche vengano valutati gli angoli tra i segmenti corporei, e quindi quelli di anca, gomito e ginocchio, si è aggiunto l'angolo tra il busto e l'orizzontale, in quanto esso permette di evidenziare l'azione del busto separata dalle altre. Infatti se il busto rimanesse sempre verticale, questo angolo sarebbe sempre pari a  $90^\circ$ , mentre l'angolo dell'anca varierebbe per effetto del movimento della coscia.

Per migliorare l'accuratezza dei dati, gli andamenti degli angoli vengono filtrati con un filtro passa-basso a 10 Hz, al fine di eliminare l'eventuale rumore e fluttuazioni non desiderate.

Le velocità di spostamento dei landmarks e le velocità angolari articolari sono calcolate mediante derivazione numerica con un rapporto incrementale centrato, considerando gli andamenti delle variabili e l'intervallo di tempo tra due frame  $\Delta t = \frac{1}{\text{framerate}}$ .

Gli andamenti dei keypoint si ripetono ciclicamente data la natura del gesto tecnico; pertanto, per analizzarli essi vengono divisi in colpi. Per farlo è necessario definire un punto di attacco e uno di finale per ciascun colpo. Considerando la remata in barca, l'attacco corrisponde al momento in cui la pala entra in acqua, mentre il finale al momento in cui la pala esce dall'acqua. Tuttavia, anche se gli atleti tendono comunque a dare rotondità al gesto sia in attacco che in finale anche al remoergometro, a terra questo movimento non è necessario e non può essere usato per identificare tali istanti. Si è quindi deciso di definire l'attacco come l'istante in cui il polso raggiunge il valore massimo di coordinata x e come finale il momento in cui il polso dell'atleta raggiunge la minima coordinata x. Si nota che si fa riferimento sempre a un video con la ripresa del lato destro in primo piano e la guida del remoergometro orizzontale; nel caso di video ripresi dal lato sinistro, si specchiano i valori delle coordinate lungo l'asse x, rendendoli analoghi a quelli di un video ripreso dal lato destro.

Una volta divisi i dati in colpi, ciascuno di essi viene diviso in 100 punti a partire dal finale fino all'istante precedente al finale del colpo successivo. Questo permette di separare l'analisi della durata delle diverse fasi della remata da quella degli andamenti degli angoli: da un lato si osserva come passata e ripresa abbiano delle variazioni temporali diverse al variare dei colpi/min e dall'altro si osserva come al variare dei colpi/min non solo cambi la durata delle singole fasi, ma anche come l'atleta modifichi il movimento per eseguirlo in un minor tempo per poter sviluppare una maggiore frequenza di remate.

Vengono esclusi dalla analisi i colpi fuori range: nei primi tre step, con frequenze target rispettivamente di 20 colpi/min, 24 colpi/min e 28 colpi/min, si escludono i colpi con frequenze fuori dal range di  $\pm 1.2$  colpi/min; nell'ultimo step, l'atleta è libero di scegliere il ritmo a passo gara; pertanto, vengono esclusi solamente i colpi iniziali di avviamento se hanno un ritmo inferiore a 28 colpi/min.

Ottenuti i dati separati in colpo, per ogni soggetto e in ogni step viene individuato l'andamento dei vari punti di interesse e degli angoli articolari in un colpo medio caratteristico dello step, con la relativa deviazione standard per ciascun punto.

Da ogni video di ciascun atleta vengono quindi ricavati, a partire dagli andamenti degli angoli articolari, alcuni valori, elencati in Tabella 5, utili a caratterizzare la remata e a effettuare confronti sia tra gli step del singolo atleta sia tra atleti diversi.

<b>Variabili ricavate</b>	<b>Descrizione</b>
Andamenti degli angoli articolari	Andamento degli angolari espresso come % di completamento del colpo, utile per avere un riferimento di quando avviene il movimento; da questi andamenti è possibile ricavare il range of motion (ROM) delle articolazioni per ciascun colpo; derivando numericamente è possibile ricavare le velocità angolari
Range of motion (ROM)	Ampiezza del movimento compiuto dalla articolazione per ciascun colpo
Velocità angolari	Velocità angolari delle articolazioni, ricavabili derivando numericamente gli andamenti degli angoli articolari nel tempo
Traiettoria dei pugni	È la posizione dei pugni ad ogni istante di tempo; derivando numericamente questo andamento si ricava la velocità dei pugni lungo la traiettoria
Durata del colpo	La durata del colpo dipende dalla frequenza delle remate, fornendo quindi una indicazione sull'intensità raggiunta nello step 4, ma anche la varianza degli step in cui il ritmo era fissato; viene calcolata rilevando gli istanti di finale e convertendo i frame tra due finali successivi in tempo attraverso il framerate
Durata delle fasi del colpo	La durata della ripresa (da finale ad attacco) e della passata (da attacco a finale) vengono calcolate conoscendo il numero di frame tra i due istanti di interesse e il framerate; il rapporto tra queste due durate è utile a caratterizzare il ritmo che l'atleta imprime alla palata

Coordinazione all'attacco	Conoscendo il numero di frame tra l'inizio del movimento del carrello e quello dei pugni all'attacco è possibile definire questo parametro temporale che è indice dell'abilità dell'atleta nel trasmettere la spinta e nel coordinare il movimento
Lunghezze dei segmenti corporei	Calcolate a partire dalla distanza dei landmarks; sono utili al fine di valutare il sistema di tracking

*Tabella 5: variabili ricavate durante l'analisi dei dati*

Questi dati vengono quindi uniti a quelli provenienti da altri soggetti e raggruppati per step, ma anche per gruppo di appartenenza dell'atleta, per poter eseguire le successive analisi. Per gli atleti del gruppo club i dati sono anche stati divisi tra uomini e donne.

Viene anche fornito all'atleta un report personale, contenente il confronto tra le variabili elencate in Tabella 5 nei quattro step eseguiti dall'atleta. Una descrizione più dettagliata delle variabili e un esempio di report personale viene descritto nel paragrafo 2.8.

In Figura 2.6.2 si rappresenta graficamente il workflow seguito per ciascun video. Il codice sviluppato permette di ottenere a partire dai video degli atleti i dati necessari per effettuare il confronto e redigere automaticamente il report personale.

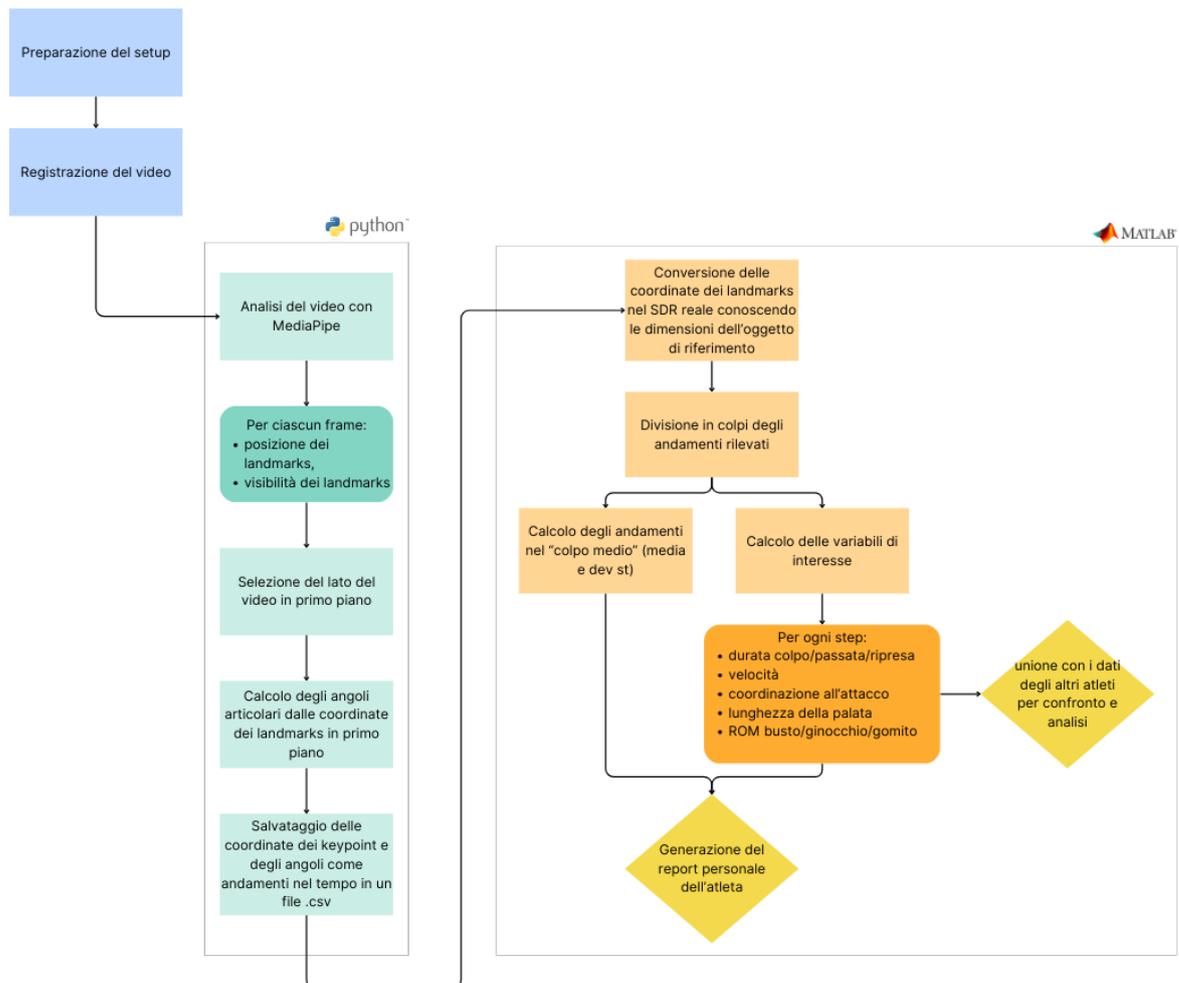


Figura 2.6.2: workflow generale seguito per ciascun video

## 2.7 Limiti dell'analisi

Come già precedentemente accennato, questo tipo di analisi presenta alcuni limiti, legati al sistema markerless e alla sua precisione nell'identificazione dei centri articolari, oltre che alla descrizione del movimento solo sul piano sagittale.

Per osservare come il primo aspetto influenzi le rilevazioni, si può valutare la lunghezza di alcuni segmenti corporei, come tibia e coscia: la loro lunghezza rilevata è infatti influenzata da come l'algoritmo di motion capture identifica i centri articolari di anca, ginocchio e caviglia. Assumendo un movimento parallelo al piano sagittale, la loro lunghezza dovrebbe risultare costante, e così dovrebbe essere se gli errori del sistema fossero nulli.

In Figura 2.7.1 viene riportato come esempio il calcolo della lunghezza della tibia e della coscia in uno dei video analizzati:

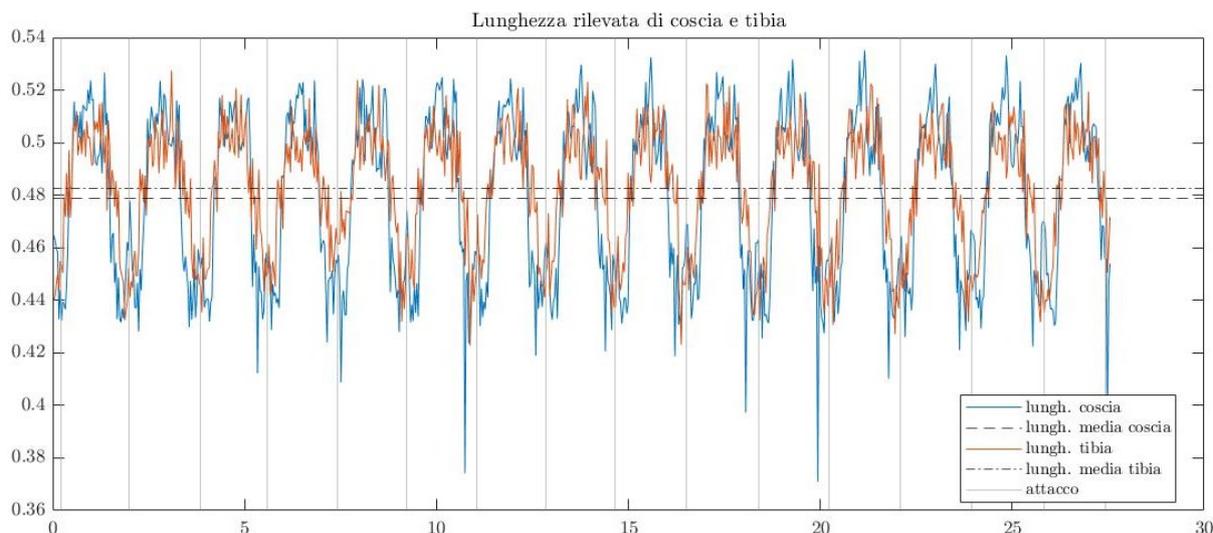


Figura 2.7.1: andamenti delle lunghezze rilevate di tibia e coscia in funzione del tempo

Come si osserva nel grafico, il sistema rileva una lunghezza minore della coscia e della tibia vicino alle posizioni di attacco, dove la visibilità del ginocchio è inferiore.

In Figura 2.7.2 si riporta un frame preso da uno dei video, dove vengono rappresentate la lunghezza rilevata della coscia nel frame (in verde), la minima lunghezza della coscia rilevata in tutto il video (in giallo) e la massima lunghezza della coscia (in rosso). Questo permette di visualizzare l'entità dell'errore commesso rispetto alle dimensioni dell'atleta.



Figura 2.7.2: frame del video dove vengono indicare in verde la lunghezza della coscia rilevata, in giallo la minima lunghezza rilevata nel corso del video completo e in rosso quella massima

Nelle figure successive si osservano invece i frames in cui la lunghezza rilevata è stata quella minima o massima. Coerentemente con quanto osservato in precedenza, la lunghezza minima è stata rilevata in un istante in cui la vista del ginocchio in primo piano è ostruita dal gomito, portando quindi a un cattivo rilevamento del landmark del ginocchio stesso. La

lunghezza massima è stata invece rilevata verso il finale, probabilmente in conseguenza a non perfetto posizionamento del landmark dell'anca.



Figura 2.7.3: frame in cui è stata rilevata la lunghezza massima della coscia



Figura 2.7.4: frame in cui è stata rilevata la lunghezza minima della coscia

Per ogni video si calcola l'errore relativo medio (mean relative error) come

$$MRE = \frac{1}{n} \sum \left| \frac{x_i - L}{L} \right|$$

in cui viene considerata come lunghezza di riferimento L il valore medio del segmento rilevato. In tal modo si ottiene che la media degli errori MRE tra tutti gli atleti è del 4,85% per la coscia e del 5,15% per la tibia.

Gli altri segmenti corporei, come braccio e avambraccio, variano fittiziamente la loro lunghezza a causa dei movimenti fuori dal piano sagittale, mentre il busto subisce variazioni dovute all'inarcamento della colonna vertebrale. Di conseguenza, non è possibile

determinare con certezza se eventuali errori siano imputabili esclusivamente al tracking in questi segmenti.

Gli errori del tracker derivano anche dal fatto che l'algoritmo non è stato specificamente addestrato per il gesto del canottaggio, ma per il riconoscimento generale delle pose umane nei video.

L'approssimazione del movimento come bidimensionale risulta adeguata per busto e gambe, mentre i gomiti mostrano un'evidente componente di movimento fuori dal piano sagittale. Questo errore influenza l'analisi degli angoli del gomito e della relativa velocità angolare, sovrastimando l'angolo compreso tra braccio e avanbraccio in finale.

Un altro errore che può essere presente nei dati è quello legato a un cattivo posizionamento della fotocamera. Infatti, nonostante le istruzioni fornite, è possibile che ci sia un errore nel posizionare la fotocamera. Valutando due video registrati contemporaneamente da due cellulari posizionati a 20 cm di distanza, si osservano come differiscano tra loro le due misurazioni.

Si sottolinea che i due video, per quanto fatti partire contemporaneamente, hanno un lieve sfasamento, che viene quasi completamente recuperato nel momento in cui si dividono i colpi a partire dagli istanti di finale. Rimarrà uno sfasamento incluso nel range di  $\pm \Delta t = \pm \frac{1}{\text{framerate}}$ .

Si osserva la differenza tra gli andamenti degli angoli. A titolo di esempio, nel grafico in alto si riportano gli andamenti dell'angolo del ginocchio di uno stesso colpo analizzato in due video differenti, assieme alla differenza tra i due valori, mentre in basso si osserva l'andamento medio dello stesso angolo  $\pm$  la deviazione standard di tutti i colpi nei due video.

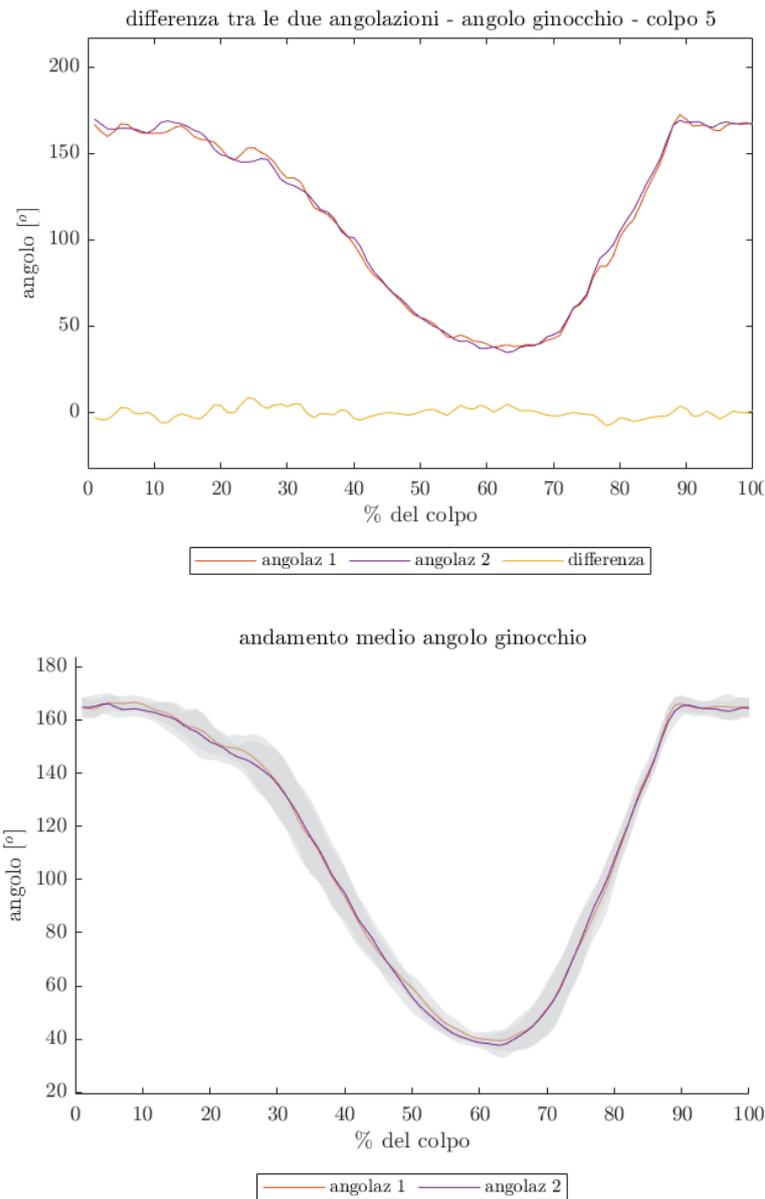


Figura 2.7.5: andamenti dell'angolo del ginocchio rilevati da due video realizzati con angolazioni diverse. Nel grafico in alto si confrontano i valori di un colpo singolo, mentre nel grafico in basso si confrontano le due curve relative agli andamenti medi

Come prevedibile ci sono delle leggere discrepanze tra le misurazioni, ma non è presente una distorsione netta degli angoli.

Valutando quindi l'errore quadratico medio (RMSE, root mean square error) tra le misurazioni degli angoli si rileva che per l'anca esso è di  $2,73^\circ$ , mentre il RMSE tra i valori dei ROM nei vari colpi è di  $1,76^\circ$  (1,65% del ROM medio dell'anca). Si riscontrano valori simili anche per il ginocchio, dove il RMSE tra le singole misurazioni è di  $3,62^\circ$  mentre tra i ROM è di  $2,05^\circ$  (1,55% del ROM medio del ginocchio), e per il ginocchio, dove il RMSE tra le singole misurazioni è di  $3,89^\circ$  mentre tra i ROM è di  $1,67^\circ$  (1,29% del ROM medio del ginocchio).

Per valutare se queste differenze si concentrino maggiormente verso alcuni istanti della palata, si utilizza il Bland-Altman plot. Esso consiste in un grafico a dispersione, dove sull'asse delle ascisse sono riportate le medie aritmetiche tra le due misure e sull'asse delle ordinate le differenze tra esse. Le due linee orizzontali determinano i limiti dell'intervallo di confidenza. Esso permette di valutare la concordanza tra due misurazioni quantitative.

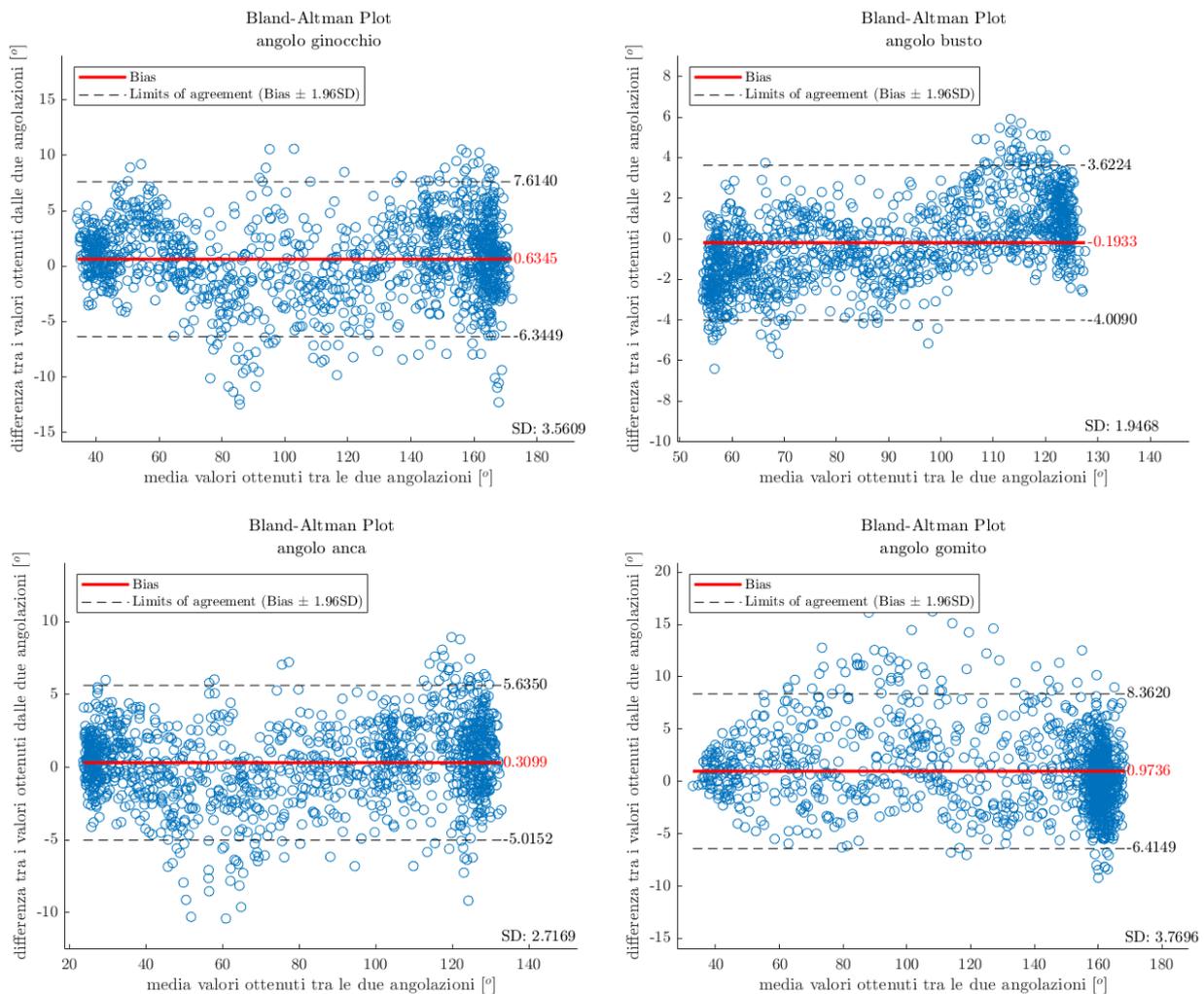


Figura 2.7.6: Bland Altamann plot per ginocchio, busto, anca, gomito

Si osserva che l'errore medio è sempre contenuto e che gli errori si dispongono uniformemente sopra o sotto la linea orizzontale con errore nullo; non si evidenziano relazioni tra gli errori commessi e l'angolo misurato.

Confrontando anche le posizioni dei punti di interesse nei due diversi video, si osserva che esse sono coerenti, come si osserva, a titolo di esempio, nel grafico che riporta la posizione del polso nei due video.

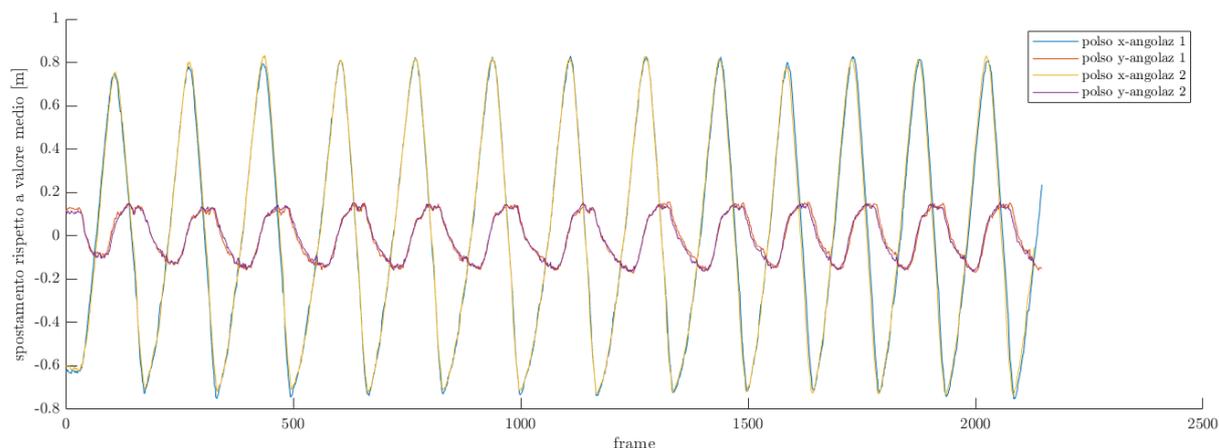


Figura 2.7.7: posizione del tracker del polso nei due video realizzati contemporaneamente da angolazioni differenti

Siccome i due video non possiedono un riferimento comune rilevato dal tracker, si è scelta come origine dei sistemi di riferimento la posizione in attacco dei polsi al secondo colpo. Calcolando quindi la posizione del landmark in tutti i frame rispetto a questo punto nei due video, si può valutare la distanza tra i due landmark.

La distanza media tra le posizioni dei punti di interesse rilevate nei due video viene riportata nella tabella seguente:

<b>Punto di interesse</b>	<b>Distanza [m]</b>
<i>Caviglia</i>	0,017
<i>Gomito</i>	0,023
<i>Anca</i>	0,020
<i>Ginocchio</i>	0,020
<i>Spalla</i>	0,019
<i>Polso</i>	0,026

Tabella 6: distanza tra le posizioni dei landmark nei due video

Queste distanze sono influenzate dal tracking, dalla posizione della fotocamera e dalla rilevazione della misura in pixel dell'oggetto di riferimento

Queste entità di errore causate dal posizionamento della fotocamera non risultano eccessive considerando l'analisi eseguita. Inoltre, è da considerare che tutti i video del gruppo club e del gruppo master siano stati eseguiti fornendo assistenza nell'effettuare la ripresa, e si stima che l'errore nel posizionamento della fotocamera per questi video sia sempre stato decisamente inferiore a 20cm.

## 2.8 Report personale

Al fine di fornire anche all'atleta partecipante allo studio un riscontro sulla sua remata, se richiesto, viene fornito un report che confronta i dati ottenuti dall'analisi dei suoi video, generato in un codice MATLAB utilizzando la libreria ReportGenerator. Un esempio di report completo viene allegato in appendice; qui si riportano solamente alcuni grafici al fine di commentarli.

### Rapporto passata-ripresa e lunghezza del colpo

In questa sezione si confrontano gli aspetti relativi alla durata e alla lunghezza del colpo attraverso i seguenti quattro grafici.

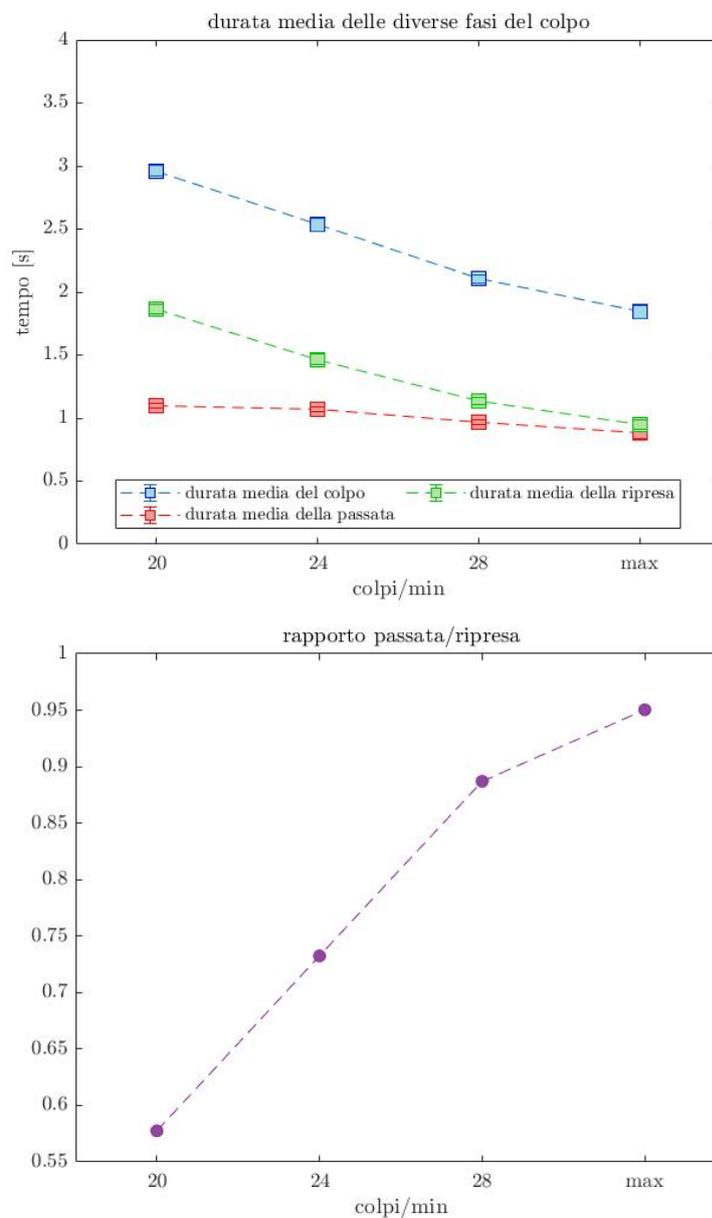


Figura 2.8.1: grafici rappresentanti i dati relativi alla durata dei colpi; nel grafico in alto il centro dei quadrati rappresenta il valore medio della durata dei colpi di ciascuno step, mentre le linee rappresentano la deviazione standard dei dati; nel grafico in basso viene riportato il rapporto tra la durata della passata e quella della ripresa

In Figura 2.8.1, si possono osservare i dati, riportati in forma grafica, relativi alla durata del colpo. L'obiettivo per l'atleta dovrebbe essere quello di avere sempre una passata veloce, in modo da poter esprimere sempre la maggior potenza possibile nella fase propulsiva del colpo, indipendentemente dalla durata totale del colpo. Inoltre, una minore deviazione standard dei dati è legata a una maggior consistenza delle palate.

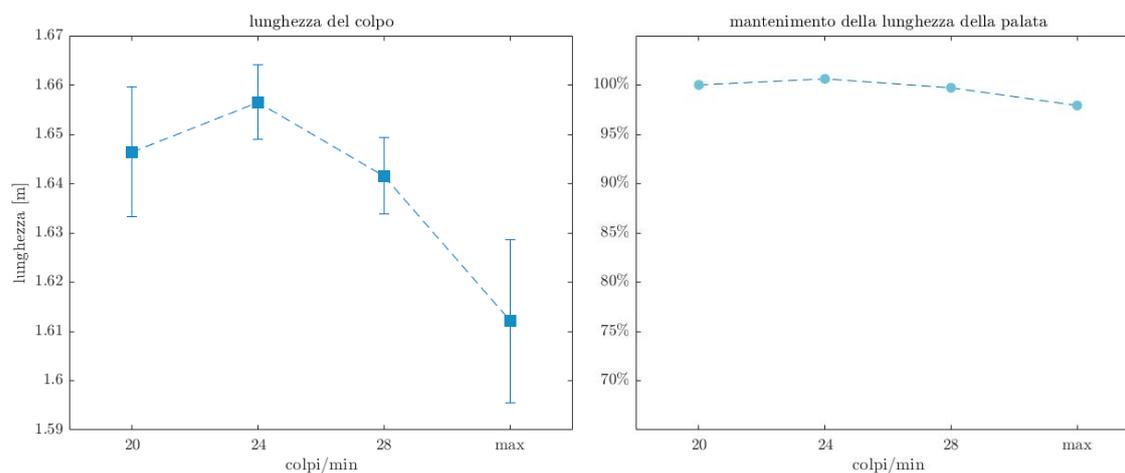


Figura 2.8.2: grafici rappresentanti i dati relativi alla lunghezza dei colpi; nel grafico a sinistra il centro dei quadrati rappresenta il valore medio della lunghezza tra i colpi di ciascuno step, mentre le linee rappresentano la deviazione standard dei dati; nel grafico a destra viene rappresentato il rapporto tra la lunghezza media di ciascuno step e la lunghezza mantenuta nel primo

Nei grafici in Figura 2.8.2, invece, si osserva il mantenimento della lunghezza della pala tra gli step. A sinistra viene riportata la lunghezza in metri, stimata conoscendo la misura in pixel dell'oggetto di riferimento, mentre a destra viene mostrato il rapporto tra la lunghezza media della pala in ciascuno step e la lunghezza del colpo nel primo step. Idealmente bisognerebbe sempre mantenere il 100% della lunghezza, aumentando quindi i colpi/min eseguendo il movimento più velocemente senza accorciare la pala.

### Andamenti degli angoli articolari

In questa sezione vengono riportati gli andamenti degli angoli articolari, per ciascun colpo e per il colpo medio in ogni step. Si riportano qui in Figura 2.8.3 a titolo di esempio i grafici relativi al primo step.

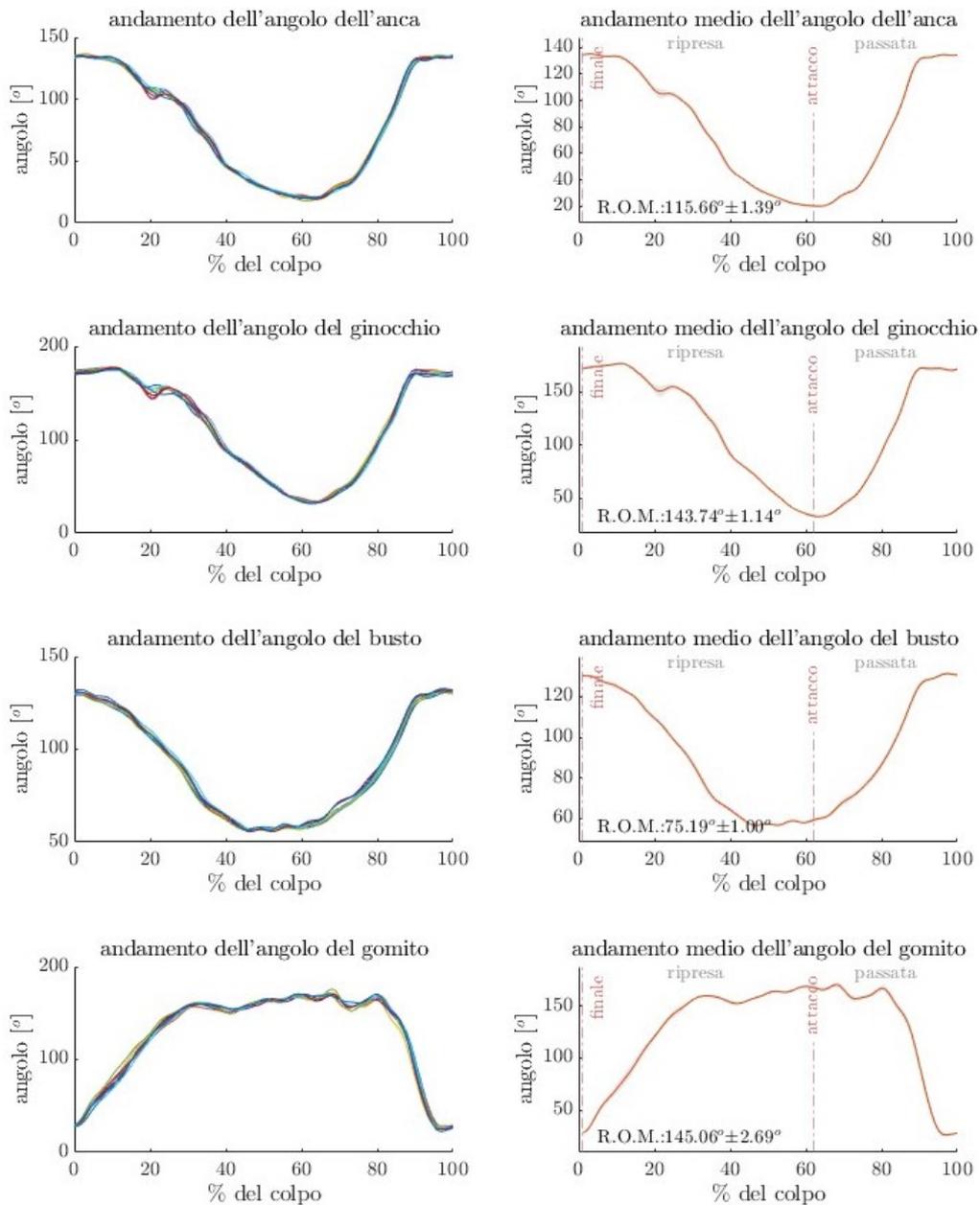


Figura 2.8.3: andamenti degli angoli articolari

In ogni grafico relativo al colpo medio viene rappresentata in grigio l'area relativa alla deviazione standard di ciascun punto, insieme al valore medio (in arancione) e alla posizione dell'attacco, in modo da avere un riferimento per gli andamenti. Viene inoltre riportato il valore del range of motion, utile per capire se in un certo step si è limitato il movimento di qualche segmento corporeo.

Viene poi riportato un grafico di confronto relativo a tutti gli step, raffigurato in Figura 2.8.4: qui l'atleta può osservare come in alcuni casi cambi il range of motion articolare al variare del numero di colpi, ma anche come l'attacco sia spostato in una percentuale diversa di completamento della palata.

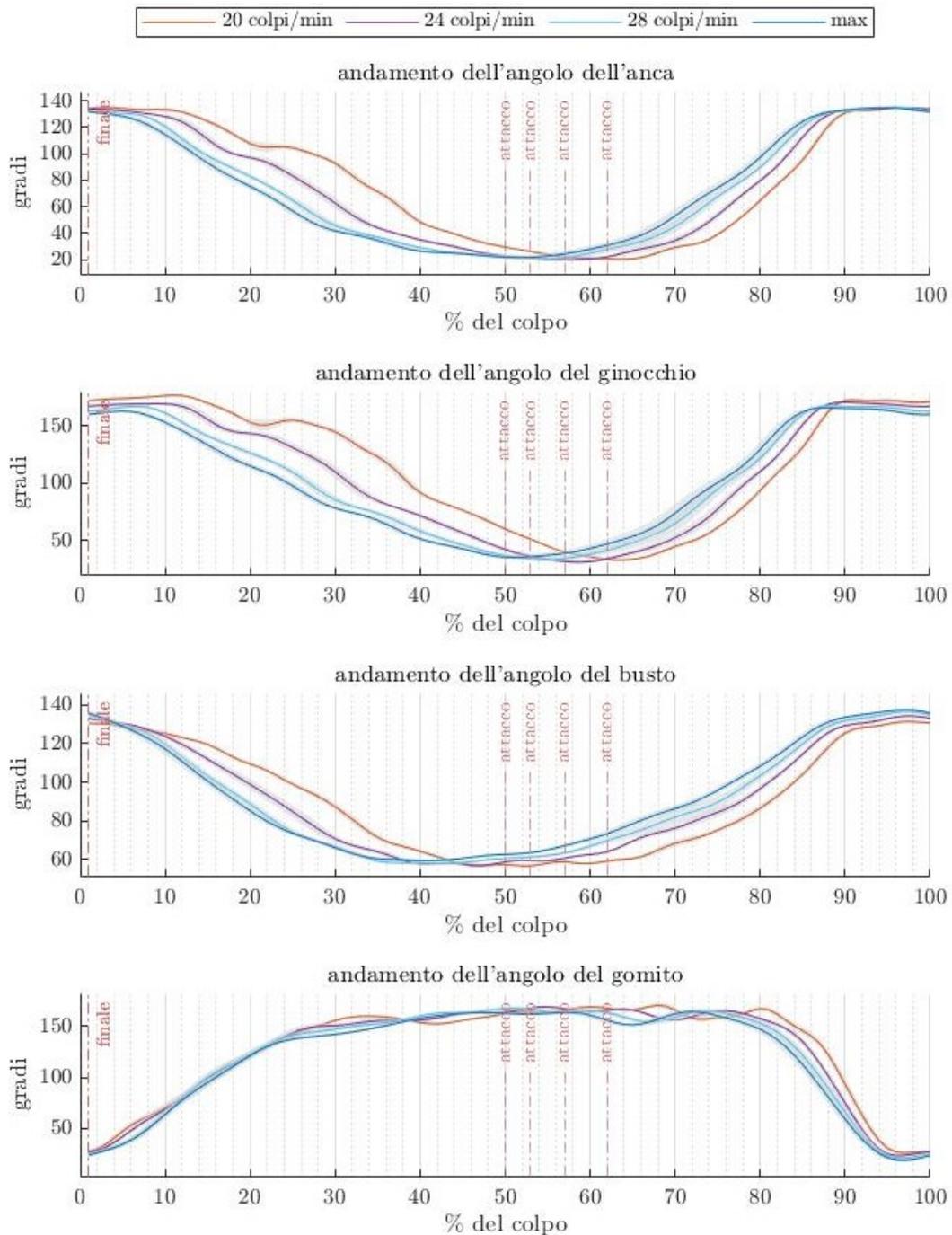


Figura 2.8.4: confronto tra gli andamenti negli step

### Coordinazione

Si valuta la coordinazione dei movimenti dell'atleta attraverso i grafici riportati in Figura 2.8.5. A sinistra si osservano le tempistiche con cui gli angoli di busto e gambe arrivano dalla loro posizione in finale (riportata nel grafico in figura con il valore di 0) alla loro posizione di massima compressione (riportata col valore di 1). Idealmente entrambe le curve dovrebbero raggiungere il massimo all'attacco e nella fase di passata la curva dell'attacco dovrebbe iniziare a diminuire prima di quella della schiena.

A destra vengono invece riportati visualmente gli istanti in cui la braccia, la schiena e le gambe sono in movimento: l'area colorata in giallo corrisponde a quando la velocità lungo x dell'anca supera il 10% del suo valore massimo; analogamente in rosso si visualizza il movimento della schiena come attivo quando la velocità angolare del busto supera il 10% del suo valore massimo e infine in blu viene riportato il movimento delle braccia che è legato alla velocità dei gomiti. Le altezze diverse delle aree sono tali solamente per permettere una maggior chiarezza nel caso di movimenti sovrapposti. La trasparenza del grafico permette di visualizzare i casi in cui due movimenti si sovrappongono.

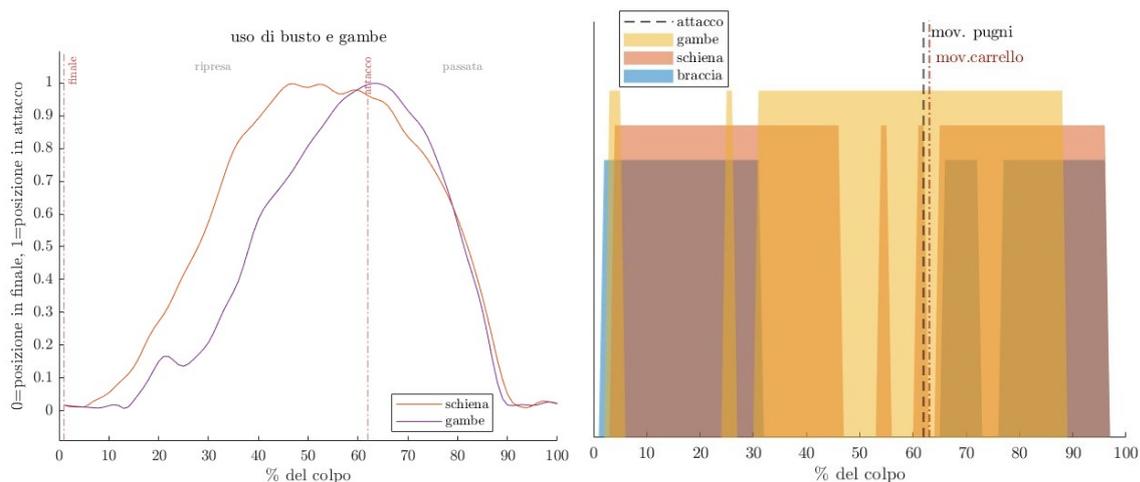


Figura 2.8.5: grafici relativi alla coordinazione

Idealmente la tecnica, soprattutto quella “italiana”, prevede un forte sequenziamento braccia-schiena-gambe in ripresa e gambe-schiena-braccia in passata e quindi si dovrebbe avere poca sovrapposizione tra le aree. È da notare che in ogni caso il movimento delle braccia in ripresa, dove i pugni sono più vicini alle cosce che in passata, deve quasi completamente terminare prima che le gambe si pieghino, altrimenti pugni e cosce si urterebbero, oppure si dovrebbero alzare i pugni per superare le ginocchia, cosa non fattibile in acqua dove un sollevamento dei pugni porterebbe a urtare l'acqua con le pale.

Vengono inoltre rappresentate nel grafico a destra in Figura 2.8.5 due linee verticali, corrispondenti agli istanti in cui pugni e carrello iniziano a muoversi dall'attacco: idealmente il movimento parte dalle gambe e viene trasmesso fino ai pugni che muovono i remi, ma un errore molto diffuso è quello di non dare sufficiente tenuta con il corpo. Questo porta ad avere il movimento delle gambe, e quindi del carrello, senza però muovere i pugni, portando invece a una diminuzione dell'angolo del busto. Nel caso in cui il carrello si muova eccessivamente prima dei pugni, sul report viene anche inserito il commento “Il carrello si è mosso in media prima dei pugni. Si consiglia di cercare maggior tenuta”. Se invece i pugni si muovono prima del carrello, questo potrebbe essere legato a una apertura

del busto anticipata: viene quindi valutato il momento in cui la velocità dell'angolo del busto diventa positiva e se questo istante si trova prima del movimento del carrello, viene riportato il commento "Il busto si è mediamente aperto troppo in anticipo"

Nel report vengono allegati grafici analoghi e i commenti per tutti e quattro gli step.

Si confronta a titolo di esempio la curva relativa al movimento di busto e gambe di due atleti, riportata in Figura 2.8.6: atleta A a sinistra e atleta B a destra.

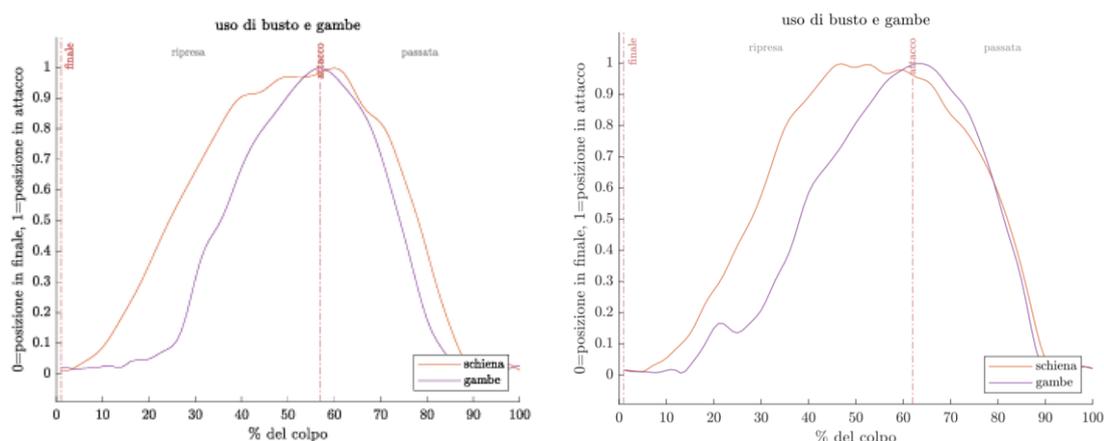


Figura 2.8.6: grafici relativi alla coordinazione di busto e gambe di due atleti

L'atleta A, a partire dall'attacco, muove le gambe prima del busto, e infatti la curva viola è sempre minore di quella rossa, cioè l'angolo delle gambe diminuisce prima dell'angolo del busto. Il grafico relativo all'atleta B mostra invece come il movimento della schiena abbia anticipato quello delle gambe e come in attacco il busto non fosse più nella sua posizione di flessione massima. L'atleta B compie pertanto un movimento scorretto, che porta, probabilmente, a un maggior peso sul carrello all'inizio della passata.

Il grafico della coordinazione permette di visualizzare quanto un atleta separi i suoi movimenti. Si riporta in Figura 2.8.7 un grafico di questo tipo insieme con le posizioni assunte dall'atleta nei vari istanti della palata. L'atleta di questo esempio fa parte del gruppo club.

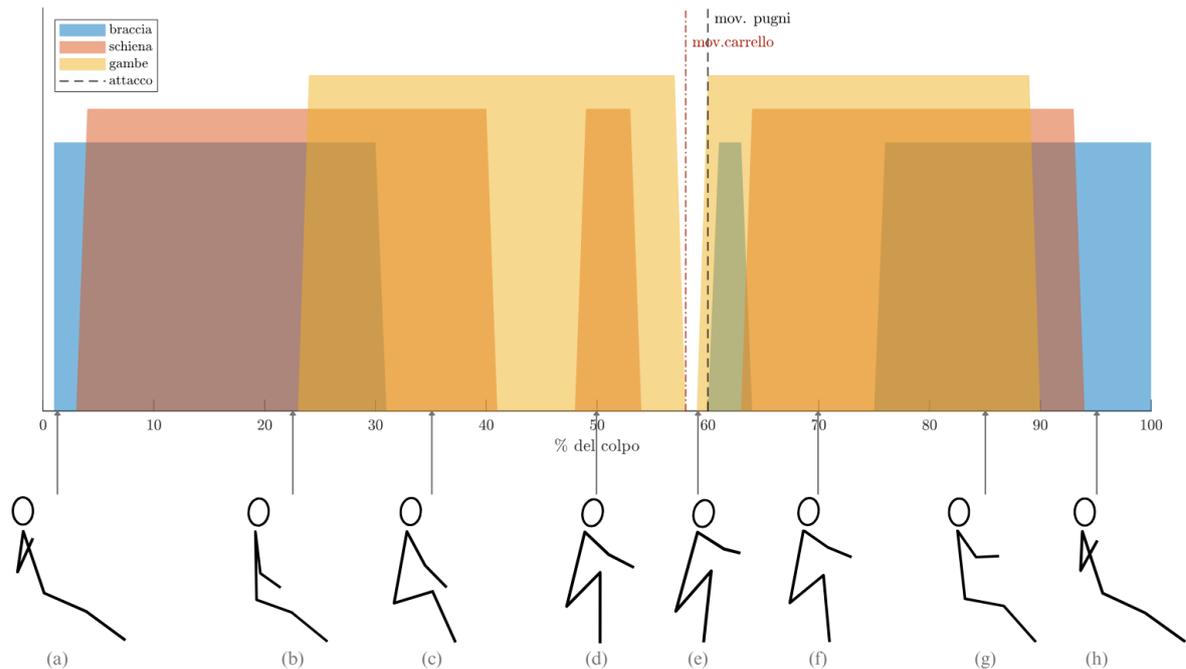


Figura 2.8.7: grafico della coordinazione con rappresentazione della corrispondente posizione dell'atleta

In (a) l'atleta si trova in finale, con le gambe distese, le braccia piegate, i pugni al petto. Da qui inizia la ripresa, distendendo le braccia e ruotando poi il busto (posizione (b) in figura). Nella posizione (c) le braccia sono praticamente distese e l'atleta completa la rotazione del busto mentre le gambe stanno iniziando a piegarsi. Nella posizione (d) la rotazione del bacino è stata completata e l'atleta muove solamente le gambe, arrivando in attacco (posizione (e)) con le tibie poco oltre la verticale. Da qui inizia la spinta delle gambe e successivamente la rotazione del busto (posizione (f)). Nella posizione (g) l'atleta ha quasi completamente compiuto tutto il ROM delle gambe e sta ruotando il busto mentre piega le braccia. Si osserva qui come questo atleta tenda a sovrapporre i tre movimenti in passata. Nell'ultima fase della ripresa l'atleta piega le braccia e torna in finale.

Considerando invece il grafico di altri atleti, come quello riportato in Figura 2.8.8, si può osservare che l'atleta del grafico a sinistra tende a sovrapporre meno il movimento delle braccia in passata, che infatti incominciano a flettersi al 92% della palata, mentre l'atleta del grafico a destra tende a sovrapporre i movimenti sia in passata sia in ripresa con il movimento delle braccia che viene segnalato per la quasi totalità del colpo.

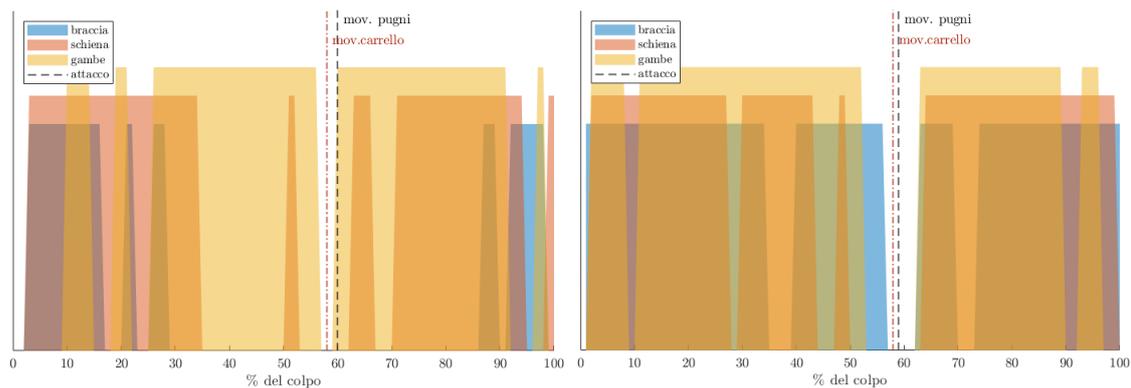


Figura 2.8.8: a sinistra: grafico della coordinazione di un atleta che tende meno a sovrapporre il movimento delle braccia in passata con quello di busto e gambe; a destra: grafico relativo a un atleta che sovrappone molto i movimenti

### Orizzontalità e velocità dei pugni

Come evidenziato anche in molti studi riportati nel capitolo precedente, il percorso dei pugni dell'atleta in passata deve essere il più orizzontale possibile: questo perché in barca una escursione verticale dei pugni in questa fase della remata porterebbe ad avere la pala che entra/esce dall'acqua o affonda maggiormente creando maggior resistenza con l'acqua a causa di una maggior porzione immersa dello stelo del remo.

All'atleta viene fornito all'interno del report un grafico, come quello riportato in Figura 2.8.10, rappresentate la traiettoria dei pugni dell'atleta nel "colpo medio" caratteristico di ciascuno step.

Viene mantenuta la divisione della palata in 100 punti, che permette di esprimere gli istanti della palata come percentuale di completamento del colpo, in modo da avere lo stesso numero di punti nei grafici relativi ai diversi step.

Il colore del plot riporta invece la velocità (mediata tra i colpi di ciascuno step) raggiunta in ciascun punto: si nota che generalmente la velocità massima viene raggiunta nella seconda metà della passata.

I grafici relativi ai diversi step sono rappresentati nella stessa scala, sia rispetto allo spazio (asse x e asse y), sia rispetto alla velocità, permettendo di apprezzare anche la diversa lunghezza della palata nei vari step. Nei grafici qui riportati come esempio, si evidenzia come la palata si sia accorciata prevalentemente in attacco, mentre la posizione dei pugni raggiunta in finale rimane molto simile in tutti e quattro gli step.

Si evidenzia qui anche il movimento di arrotondamento dei pugni in finale durante la ripresa, che in barca è necessario per allontanare le pale dall'acqua.

Per una maggior chiarezza, si riporta qui un esempio di grafico che evidenzia i punti corrispondenti alle diverse fasi della palata: con la freccia viola viene indicato il punto corrispondente al finale, quando l'atleta ha le gambe distese, le braccia piegate e i pugni verso il petto; con la freccia rossa viene indicato l'attacco, quando l'atleta ha le gambe raccolte e le braccia distese; le due frecce nere evidenziano il verso in cui la curva viene percorsa, distinguendo le fasi di passata e ripresa.

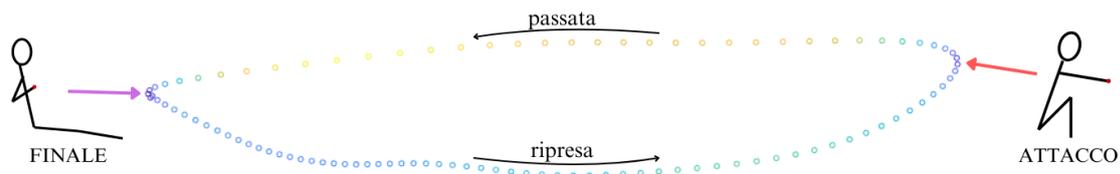


Figura 2.8.9: corrispondenza tra le fasi della remata e i punti nel grafico

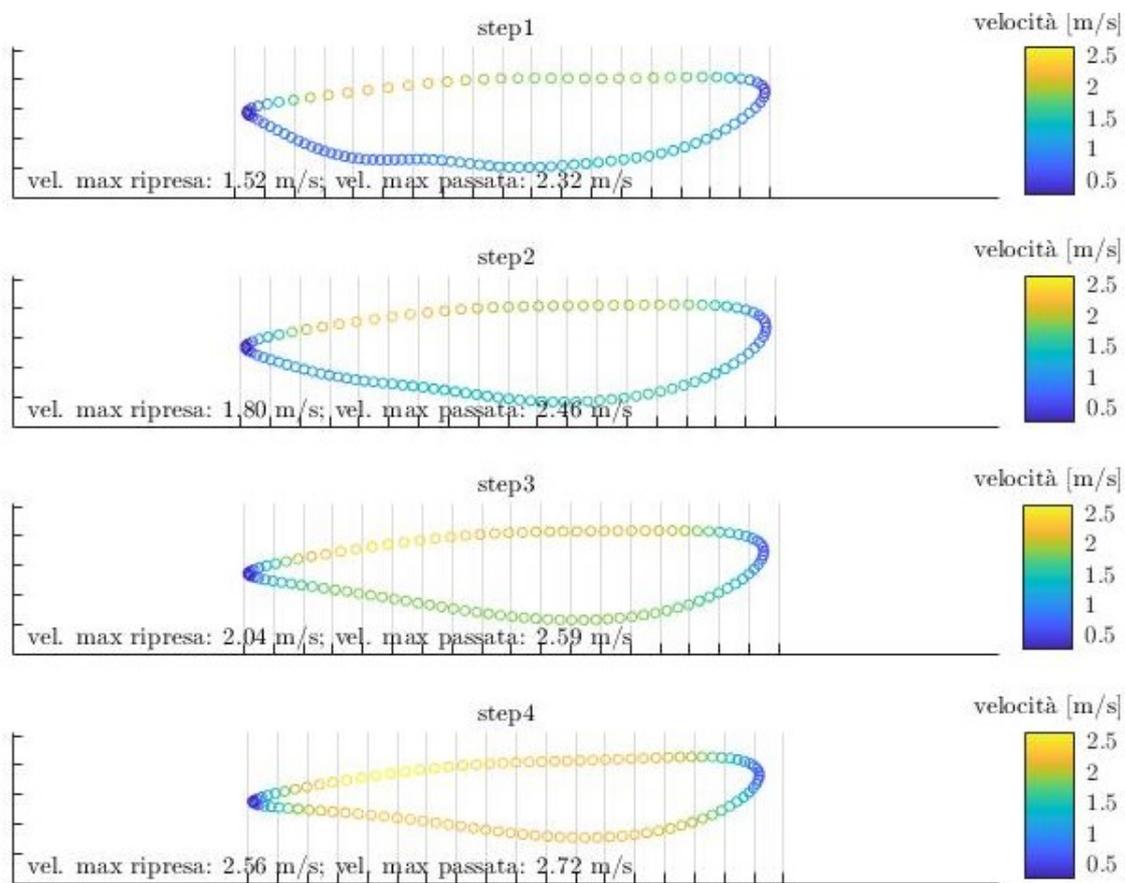


Figura 2.8.10: traiettoria del colpo medio; il punto a sinistra rappresenta il finale, il punto a destra l'attacco

### Errori nell'analisi

Vengono infine riportati all'interno del report personale, per chiarezza verso l'atleta, i limiti di questa analisi, che verranno poi discussi in seguito in questa tesi.

## 2.9 Confronti

È stata eseguita una analisi ANOVA a due vie per valutare gli effetti delle categorie (“alto livello”, “giovanile internazionale”, “club”, “master”), degli step e delle loro interazioni. È stato adottato un livello di significatività del 5% ( $p < 0.05$ ) per tutte le analisi. I risultati della analisi statistica hanno rivelato che sia i gruppi sia gli step hanno un effetto significativo sulla durata della passata, sul rapporto passata/ripresa, sul rapporto tra le velocità massime in passata e in ripresa, sulle velocità angolari del busto e delle ginocchia, sul mantenimento della lunghezza.

Solamente i gruppi influenzano il ROM del busto, mentre il ROM del ginocchio è influenzato dallo step siccome si rileva una differenza significativa nel gruppo club tra il primo e il quarto step.

Si riportano i risultati della ANOVA sotto forma di tabella:

<i>Variabili di interesse</i>	<i>Fattori</i>	<i>DoF</i>	<i>F</i>	<i>p value</i>
<b>Rapporto passata/ripresa</b>	<i>Gruppi</i>	3	28,94	<0,001
	<i>Step</i>	3	199,98	<0,001
	<i>Interazione</i>	9	1,97	0,04
<b>Durata passata</b>	<i>Gruppi</i>	3	43,28	<0,001
	<i>Step</i>	3	192,68	<0,001
	<i>Interazione</i>	9	3,85	<0,001
<b>Rapporto vel<sub>max</sub> passata/vel<sub>max</sub> ripresa</b>	<i>Gruppi</i>	3	21,94	<0,001
	<i>Step</i>	3	87,79	<0,001
	<i>Interazione</i>	9	1,33	0,22
<b>ω<sub>ginocchio max</sub></b>	<i>Gruppi</i>	3	9,81	<0,001
	<i>Step</i>	3	6,02	<0,001
	<i>Interazione</i>	9	0,73	0,68
<b>ω<sub>busto max</sub></b>	<i>Gruppi</i>	3	7,80	<0,001
	<i>Step</i>	3	6,82	<0,001
	<i>Interazione</i>	9	0,37	0,95
<b>Mantenimento lunghezza</b>	<i>Gruppi</i>	3	16,39	<0,001
	<i>Step</i>	3	11,94	<0,001
	<i>Interazione</i>	9	5,18	<0,001
<b>ROM busto</b>	<i>Gruppi</i>	3	34	<0,001
	<i>Step</i>	3	0,21	0,89

	<i>Interazione</i>	9	0,39	0,94
<b>ROM ginocchio</b>	<i>Gruppi</i>	3	0,17	0,92
	<i>Step</i>	3	5,14	0,002
	<i>Interazione</i>	9	0,68	0,73

Tabella 7: risultati ANOVA a due vie

Si commentano di seguito nel dettaglio i parametri analizzati; i risultati vengono presentati con il loro valore medio  $\pm$  la deviazione standard.

#### Rapporto passata/ripresa e durata passata/ripresa/colpo

Il valore del rapporto tra il tempo della passata e quello della ripresa riflette il ritmo che l'atleta conferisce alla palata. Mantenere un rapporto passata/ripresa costante con l'aumentare del ritmo implica una riduzione proporzionale della durata di entrambe le fasi. Tuttavia, questa strategia non risulta ottimale: è più efficace mantenere una passata sempre veloce (indipendentemente dal numero di colpi al minuto) per massimizzare la potenza espressa nella fase propulsiva, modulando invece la durata della ripresa per adattarsi al ritmo desiderato.

Come evidenziato nei grafici successivi, in tutti i gruppi analizzati, la durata della ripresa si riduce in misura maggiore rispetto a quella della passata, che, sebbene non costante, subisce variazioni più contenute. Questo fenomeno può essere spiegato considerando che, a frequenze di colpi più basse, il tempo trascorso tra due fasi propulsive consecutive è maggiore, risultando quindi in un rallentamento maggiore del volano del remoergometro. Di conseguenza, l'atleta affronta una resistenza maggiore all'inizio della passata, rendendo il gesto più lento a ritmi inferiori.

La durata della ripresa, quindi, è modulata dall'atleta per raggiungere il ritmo desiderato in ciascuno step, diminuendo progressivamente con l'aumento del numero di colpi. In generale, sia la durata della passata che quella della ripresa si riducono all'aumentare della frequenza, ma il loro rapporto tende a crescere, poiché la riduzione della durata della ripresa è più marcata rispetto a quella della passata. Nei grafici sottostanti, vengono riportati i valori medi della durata di passata, di ripresa e del loro rapporto, insieme al rispettivo intervallo di confidenza del 95%.

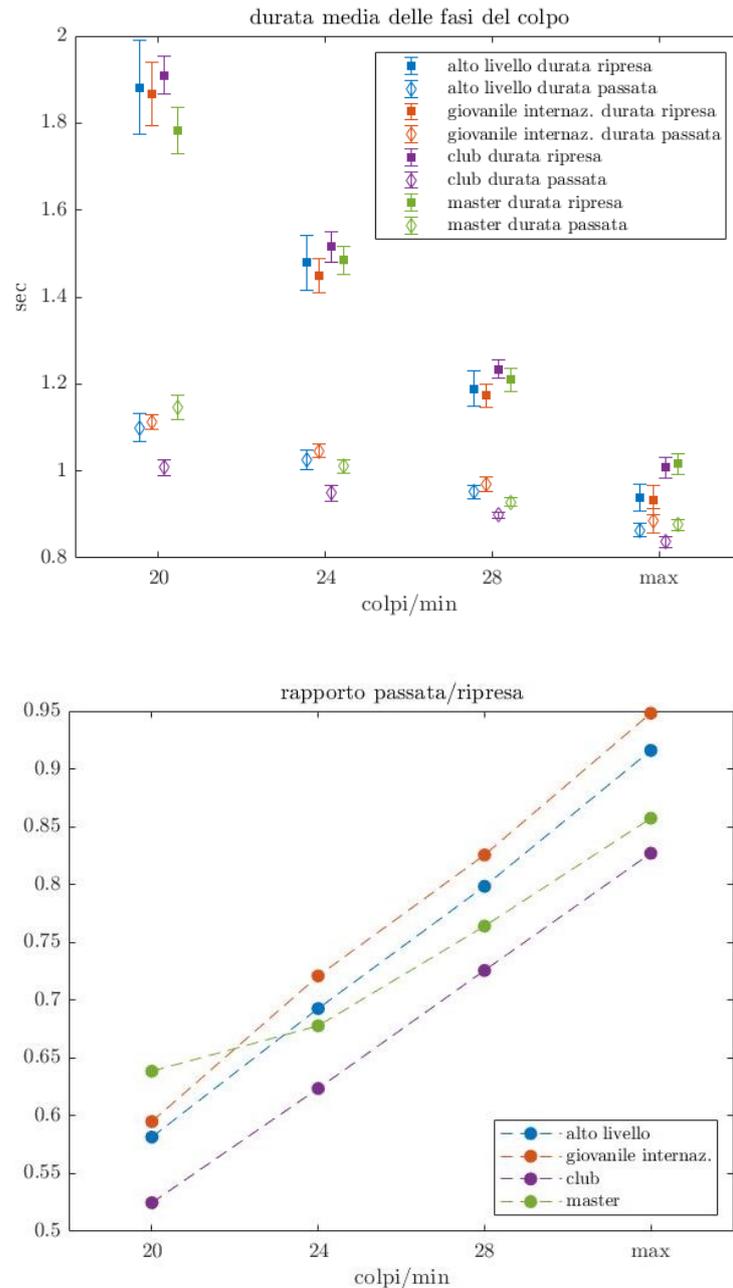


Figura 2.9.1: (a) durata media delle fasi del colpo +/- due volte la deviazione standard; (b) rapporto tra la durata della passata e quella della ripresa

Dalla Figura 2.9.1 (a) si percepisce come le differenze tra le categorie siano più marcate per quanto riguarda la velocità della passata rispetto a quelle della ripresa, presentando minor variabilità all'interno dei gruppi per ciascun ritmo. Si nota anche una netta differenza tra gli atleti partecipanti a competizioni internazionali rispetto a master e club per quanto riguarda l'ultimo step, dove una durata minore della ripresa ha permesso di raggiungere frequenze maggiori, come si osserverà tra poco.

Non risultano eccessive variazioni nelle durate dei colpi all'interno degli step perché sono stati esclusi i colpi a un ritmo considerato fuori dal range accettabile. Considerare questi

colpi avrebbe portato a non distinguere il movimento tra i vari ritmi perché spesso i primi colpi di ciascuno step sono risultati fuori dal range accettabile e con un ritmo simile a quello dello step precedente, legato a un incremento graduale della frequenza. La gran parte delle esclusioni dei colpi si è verificata, oltre che all’inizio degli step per tutte le categorie, all’interno del primo step per molti atleti della categoria master, evidenziando per questi atleti difficoltà nell’andare a ritmi lenti, probabilmente legato a una palata corta e che quindi viene in ogni caso completata velocemente. Nel primo step i colpi esclusi per gli atleti di alto livello sono stati in media il 19,7% del totale, per gli atleti giovanili internazionali del 9,3%, per gli atleti club del 22,6% e per gli atleti master il 35,7%.

Vengono anche analizzate le frequenze medie delle remate dell’ultimo step, riportate in tabella:

	<b>colpi/min</b>	<b>Durata colpo [s]</b>	<b>Devst durata [s]</b>
<i>Alto livello</i>	33,5	1,79	0,02
<i>Giovanile internazionale</i>	33,2	1,81	0,03
<i>Club</i>	32,5	1,85	0,01
<i>Master</i>	31,8	1,89	0,02

*Tabella 8: frequenza delle remate raggiunta nell’ultimo step dai gruppi*

Dai dati si evince una differenza significativa solo tra i valori della durata del colpo degli atleti di alto livello e gli atleti master (p-value: 0,02), mentre non si riscontrano differenze significative con le altre categorie agonistiche.

Il ritmo raggiunto dagli atleti master è comunque piuttosto elevato, probabilmente per il fatto che, essendo meno esperti nel controllo della loro performance, hanno mantenuto un ritmo elevato che non è detto sarebbero riusciti a mantenere per 2000m.

I ritmi raggiunti dagli atleti partecipanti di alto livello e internazionali sono invece di molto inferiori rispetto a quelli mantenuti mediamente nelle gare internazionali.

Questo può essere legato a diversi fattori: i video sono stati effettuati all’inizio della preparazione degli atleti, che quindi non avevano ancora effettuato lavori specifici propedeutici alla velocità e si sono attenuti a un ritmo che avrebbero potuto sostenere per una gara attualmente e non a quello raggiungibile a fine preparazione. Inoltre, anche i record del mondo al remoergometro vengono spesso effettuati a un ritmo inferiore rispetto a quello che viene mantenuto in barca.

Se si considera come riferimento l’attuale campione olimpico in singolo maschile, ai mondiali indoor del 2023 ha mantenuto in media 36,2colpi/min, vincendo la gara, mentre

nella finale mondiale dello stesso anno, in singolo, il ritmo è stato in media di 40,8 colpi/min, vincendo un altro titolo mondiale.

Questa differenza si evidenzia anche considerando i ritmi mantenuti dai primi sei atleti classificati ai Giochi Olimpici e ai campionati mondiali di indoor-rowing: nelle finali olimpiche del singolo maschile e femminile di Parigi 2024, gli atleti, in media, hanno mantenuto durante l'intera gara un ritmo di 36,9 colpi/min nella competizione femminile e di 39,8 in quella maschile ([50]); durante i mondiali indoor di Praga, svoltisi a febbraio 2024, le prime sei atlete classificate hanno mantenuto un ritmo di 34,8 colpi/min, mentre i primi sei atleti maschili 36,3 colpi/min ([51]). Da notare che questi valori includono anche i dati dei ritmi mantenuti in partenza e chiusura, dove solitamente gli atleti superano i 40 colpi/min; inoltre gli atleti finalisti olimpici non coincidono con i primi sei classificati ai mondiali indoor. Questi dati sono però utili per avere un riferimento sui ritmi tipici mantenuti dagli atleti in gara, in acqua e a terra.

Come sottolinea [15], quest'ultimo fenomeno può essere spiegato da due fattori.

In primo luogo, la pala al remoergometro presenta una efficienza costante, mentre la pala in acqua ha una efficienza inferiore sia nella fase di attacco che in quella di finale. Tale efficienza diminuisce man mano che il remo si allontana dalla posizione di perpendicolarità rispetto all'asse longitudinale dell'imbarcazione. Di conseguenza al remoergometro risulta vantaggioso mantenere una lunghezza elevata, perché ogni centimetro guadagnato sia in attacco che in finale ha una buona efficienza.

Inoltre, al remoergometro, praticamente l'intera lunghezza percorsa dal manicotto si traduce in lunghezza utile a generare movimento, dato che si incontra resistenza non appena la velocità angolare della parte esterna del meccanismo a ruota libera coincide con quella del volano. [52] stima che il tempo necessario affinché questo avvenga si aggiri intorno a 0,10–0,2 s.

In barca, invece, entrano in gioco altri fattori, tra cui il tempismo nell'ingresso ed estrazione della pala. Un rallentamento in questa fase può far perdere una parte di settore utile, ma ha l'effetto di muovere il corpo molto velocemente quando le gambe stanno spingendo ma la pala non incontra una resistenza perché non è ancora immersa.

Quindi al remoergometro all'attacco in ogni caso si trova presto una resistenza che rallenta il movimento (ma che lo rende un movimento utile), mentre in barca il tempismo con cui l'atleta riesce a trovare la resistenza dell'acqua dipende da molti fattori legati soprattutto all'abilità tecnica dell'atleta.

Infine, su un remoergometro statico l'atleta deve effettuare un lavoro addizionale ad ogni colpo per accelerare e decelerare la sua massa, mentre in barca si ha un minore spostamento del centro di massa dell'atleta rispetto a quello della barca e quindi questo lavoro addizionale è minore. Quindi aumentare il ritmo dei colpi a terra è più dispendioso rispetto a farlo in barca, da cui discende che il ritmo più conveniente all'atleta è diverso tra barca e remoergometro.

### Mantenimento lunghezza palata

Come evidenziato precedentemente, al remoergometro si ha un beneficio maggiore nel riuscire a mantenere una palata il più lunga possibile. Tuttavia, questo aspetto è fondamentale anche in barca, dove un ampliamento del settore in attacco e in finale può essere utile, a condizione che le pale siano effettivamente immerse in acqua. La lunghezza della palata è, in entrambi i casi, considerata un componente fondamentale nell'efficienza del canottaggio ([53])

Per evitare che i dati fossero influenzati in modo eccessivo dalle caratteristiche corporee degli atleti, si è deciso di confrontare, per ciascun atleta, la lunghezza media dei vari step con quella media mantenuta nel primo step. Idealmente, tale lunghezza dovrebbe rimanere costante, evitando di aumentare la frequenza dei colpi solamente accorciando la palata. ma naturalmente si tende a effettuare una palata più corta quando si sale di colpi. Tuttavia, è naturale osservare una tendenza a ridurre la lunghezza della palata quando si incrementa il ritmo.

Come mostrato nel grafico successivo, il fenomeno di accorciamento della palata si riscontra negli atleti dei gruppi alto livello, giovanile internazionale e club. Al contrario, nei master tale tendenza non si osserva. Questo può essere attribuito a una lunghezza della palata non ottimale nel primo step e quindi alla possibilità di coprire una lunghezza maggiore negli step successivi, ma anche ad un riscaldamento degli atleti di questa categoria durante l'esecuzione del test nonostante il breve riscaldamento effettuato precedentemente all'inizio del protocollo. Un'altra ipotesi per spiegare questo fenomeno è legata agli effetti inerziali: all'aumentare del numero di colpi, l'atleta arriva all'attacco con una inerzia maggiore che lo aiuta ad allungarsi maggiormente.

Per il confronto tra gli altri tre gruppi bisogna comunque considerare che la lunghezza di partenza potrebbe comunque non essere quella ottimale.

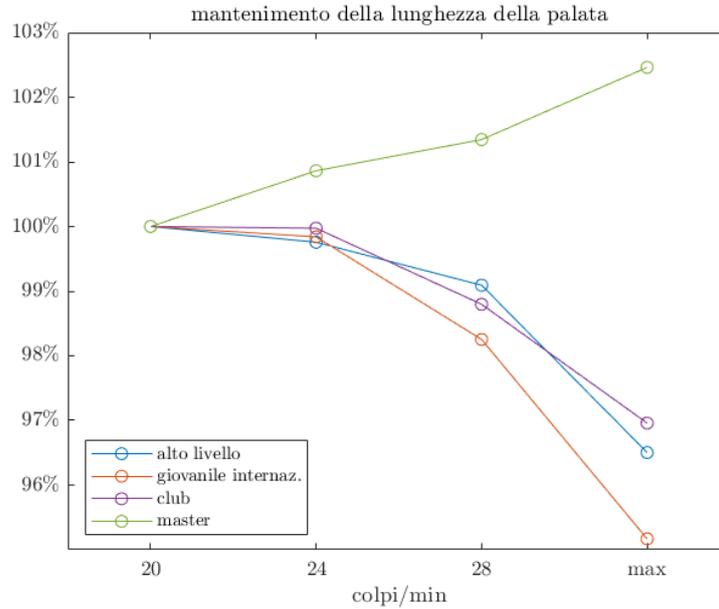


Figura 2.9.2: grafico che rappresenta il mantenimento della lunghezza della palata all'aumentare dei colpi/min, prendendo come riferimento la lunghezza mantenuta da ciascun atleta nel primo step

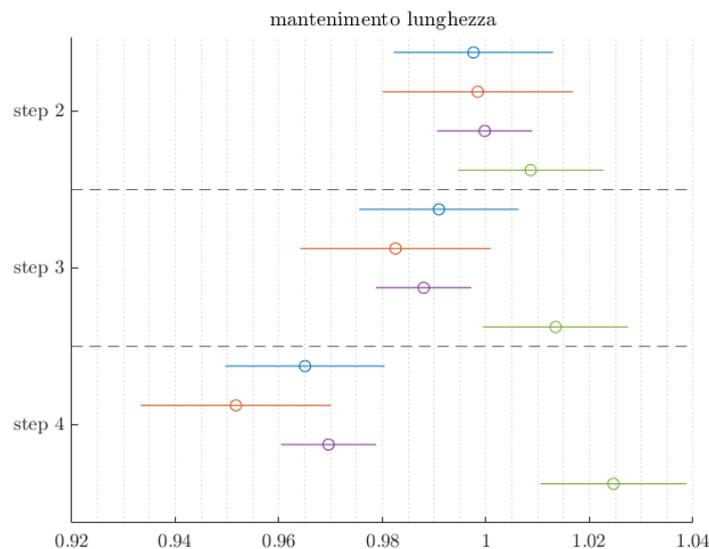


Figura 2.9.3: grafico che riporta il rapporto tra la lunghezza della palata e la lunghezza mantenuta nel primo step; i dati sono divisi nei quattro gruppi e vengono riportati gli intervalli di confidenza al 95%

È interessante osservare, guardando il grafico in basso in Figura 2.9.3 dove sono stati riportati gli intervalli di confidenza al 95%, che non ci sono differenze significative, all'interno di ciascuno step, tra i gruppi alto livello, giovanile internazionale e club, nonostante comunque i livelli di questi atleti siano molto diversi.

[53], misurando la lunghezza della palata in barca, riscontra che essa è massima attorno ai 24 colpi/min, 2/3 cm più corta a ritmi più bassi e dai 4 ai 10 cm più corta a ritmi molto elevati (40 colpi/min), confermando la tendenza che si è riscontrata di una palata più corta a colpi elevati per gli atleti di buon livello.

### Distanza tra movimento pugni e carrello

La distanza temporale tra il movimento dei pugni e quello del carrello è utilizzata come indicatore di coordinazione dei movimenti da parte dell'atleta. Un valore negativo indica che il carrello si muove prima dei pugni, segnalando una trasmissione non ottimale del movimento delle gambe al maniccotto se questo valore è troppo elevato. Un valore positivo indica invece che il movimento dei pugni ha anticipato quello del carrello, probabilmente ad opera di un movimento del busto, segnalando quindi un sequenziamento scorretto tra l'azione delle gambe e quella del busto durante la passata. Nel caso ottimale, il valore dovrebbe essere negativo con un valore assoluto molto basso.

Questo parametro è fortemente influenzato dal frame rate del video, in quanto nei gruppi di alto livello tale distanza si aggira generalmente intorno a 1 o 2 frame e quindi un frame rate di 30 fps si riflette in una precisione minore del dato rispetto a quello ricavato da un video a 60 fps.

Si riportano qui i dati medi nei vari step per le diverse categorie.

	<b>Coordinazione all'attacco [s]</b>			
	<i>step1</i>	<i>step2</i>	<i>step3</i>	<i>step4</i>
<i>Alto livello</i>	-0,04	-0,04	-0,05	-0,05
<i>Giovanile internazionale</i>	-0,04	-0,04	-0,05	-0,05
<i>Club</i>	-0,07	-0,07	-0,07	-0,07
<i>Master</i>	-0,06	-0,05	-0,06	-0,05

*Tabella 9: coordinazione all'attacco, distanza tra il movimento dei pugni e quello del carrello; se <0, il carrello si muove prima dei pugni*

In generale la coordinazione non peggiora sensibilmente all'aumentare della frequenza, peggiorando in generale di 1 o 2 frame.

Bisogna però sottolineare che un valore basso di questo parametro potrebbe essere collegato anche a un movimento scorretto. Infatti, se l'atleta, erroneamente, anticipa il movimento del busto all'attacco rispetto a quello delle gambe, il movimento dei pugni e del carrello risultano iniziare contemporaneamente, ma questa fase iniziale del movimento del busto non è utile a movimentare il volano e si perde una parte di ROM del busto che potrebbe invece essere efficace se utilizzata quando la catena è già connessa con il volano.

Visualizzando in un grafico, riportato in Figura 2.9.4, i valori di coordinazione all'attacco, espressi in secondi, rispetto a quelli della distanza tra il movimento delle gambe e del busto, espressi in % del colpo, si osserva che, quando il movimento del busto all'attacco anticipa eccessivamente quello delle gambe (cioè, come riferimento, il parametro di coordinazione

gambe busto è < di -5%), il tempo tra il movimento delle gambe e dei pugni è inferiore alla media (ad eccezione di tre casi). Questo significa che eseguire il movimento scorretto di “aprire di busto” porta ad avere un attacco più veloce, ma allo stesso tempo una parte del ROM del busto diventa non efficace.

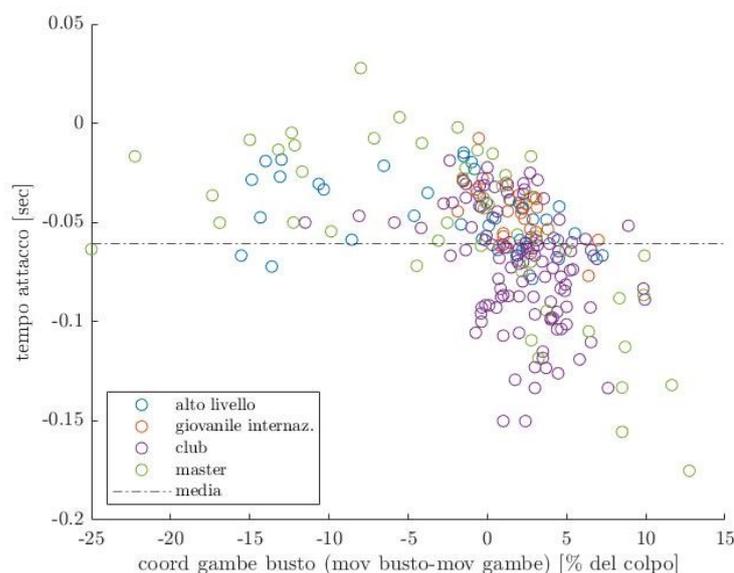


Figura 2.9.4: coordinazione all'attacco rispetto alla coordinazione tra gambe e busto

#### Andamenti colpo medio per le categorie

Si riportano in Figura 2.9.7 gli andamenti medi del colpo per le diverse categorie degli angoli di busto ginocchio e gomito. Non si evidenziano molte differenze, se non un ROM del busto inferiore nella categoria master, che verrà commentato successivamente, e la tendenza negli atleti master a effettuare in anticipo rispetto agli altri (come % del colpo) la flessione delle ginocchia in ripresa.

Quest'ultimo movimento, teoricamente, dovrebbe iniziare quando il busto ha superato la verticale, per permettere di avere il bacino ruotato, ma questo non avviene se si osservano gli andamenti medi di busto e ginocchia negli atleti master: il movimento delle ginocchia inizia attorno al 10% della palata, ma il movimento del busto termina tra il 20% e il 30% della palata nello step a 20 colpi/min. Siccome il modello utilizzato per la posa non contiene un landmark che aiuti a identificare e separare i movimenti del bacino e della parte alta della colonna, non è certo che questo sequenziamento non corretto porti a una cattiva posizione in attacco, ma sicuramente è difficile che il bacino si trovi nella posizione corretta all'attacco per cui si riduce anche il rischio di LBP, indicata da [54].

### Busto:

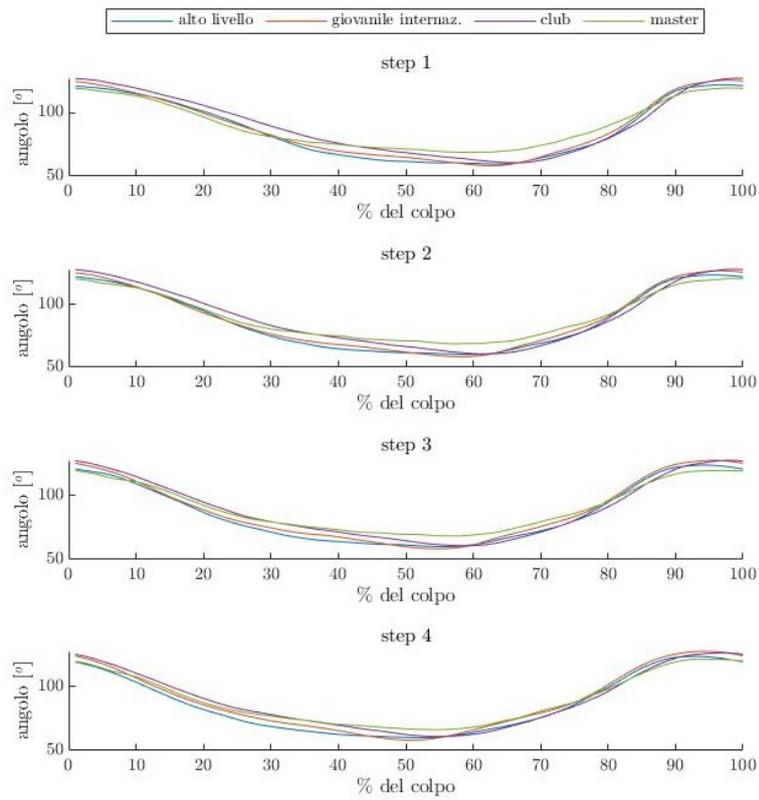


Figura 2.9.5.a: andamenti degli angoli del busto

### Ginocchio:

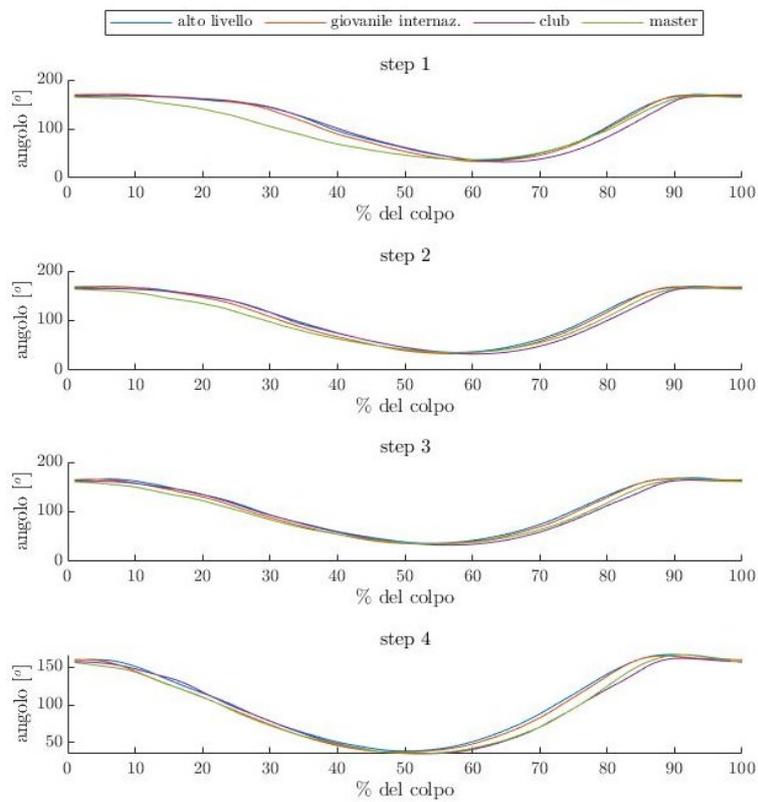
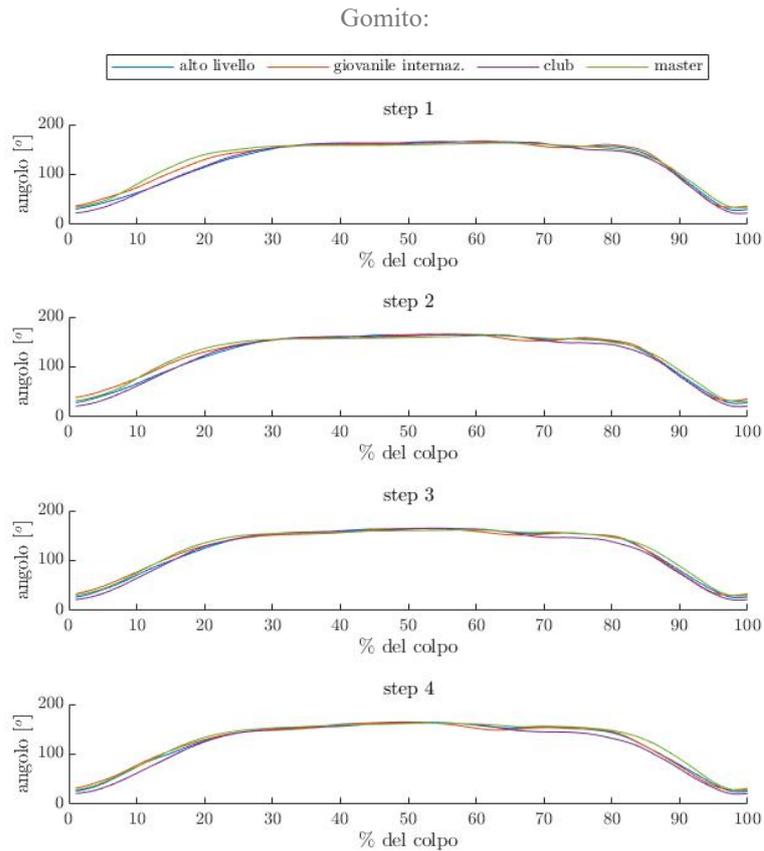


Figura 2.9.6.b andamenti degli angoli del ginocchio



*Figura 2.9.7.c andamenti degli angoli del gomito*

Il movimento del volano del remoergometro può essere descritto con l'equazione:

$$J \dot{\omega} = T - D = F_m \cdot r - k \omega^2$$

come riportato già nel paragrafo 1.1.3..

Nell'equazione, quando si effettua la ripresa, la forza  $F_m$  è nulla, il volano è libero di ruotare e quindi  $\omega$  non è legata in questa fase alla velocità dei pugni, e non sono presenti fattori legati alla dinamica dell'atleta. Pertanto il movimento della massa dell'atleta in ripresa non influenza la velocità di rotazione del volano, mentre in barca il movimento della massa dell'atleta in questa fase della remata influenza lo spostamento stesso della barca.

Il movimento dell'atleta al remoergometro influenza in ogni caso le forze esercitate per muovere la sua stessa massa. Ad esempio, l'esecuzione di una ripresa veloce corrisponderà a una maggior forza di trazione sui piedi per accelerare la massa e una maggior forza per contrastare l'inerzia del corpo all'attacco, quando la direzione del moto deve essere invertita.

In passata, invece, la velocità dei pugni è legata alla velocità di rotazione del volano, che a sua volta determina la resistenza offerta dal remoergometro e quindi il valore della forza sul manicotto  $F_m$ .

### ROM ginocchio, caviglia, busto

Si riportano i dati dei ROM di ginocchio, caviglia, anca e busto sotto forma di tabella, mediati tra i diversi step e le diverse categorie. I dati sono riportati in gradi con il rispettivo valore di deviazione standard indicato tra parentesi.

<b>ROM anca [gradi]</b>				
	<i>Step 1</i>	<i>Step 2</i>	<i>Step 3</i>	<i>Step 4</i>
<i>Alto livello</i>	112,81 (0,67)	112,42 (0,44)	112,74 (0,57)	112,29 (0,56)
<i>Giovanile internaz.</i>	114,90 (0,52)	113,92 (0,48)	113,15 (0,62)	112,14 (0,63)
<i>Club</i>	113,98 (0,36)	113,36 (0,44)	111,81 (0,36)	109,87 (0,37)
<i>Master</i>	103,13 (0,65)	103,64 (0,66)	104,03 (0,62)	105,55 (0,75)

<b>ROM busto [gradi]</b>				
	<i>Step 1</i>	<i>Step 2</i>	<i>Step 3</i>	<i>Step 4</i>
<i>Alto livello</i>	65,12 (0,63)	65,89 (0,40)	66,05 (0,47)	65,81 (0,41)
<i>Giovanile internaz.</i>	68,75 (0,50)	69,69 (0,50)	70,25 (0,50)	70,27 (0,55)
<i>Club</i>	69,11 (0,30)	69,40 (0,23)	68,85 (0,25)	67,53 (0,28)
<i>Master</i>	55,01 (0,74)	55,83 (0,68)	56,02 (0,64)	59,26 (0,89)

<b>ROM ginocchio [gradi]</b>				
	<i>Step 1</i>	<i>Step 2</i>	<i>Step 3</i>	<i>Step 4</i>
<i>Alto livello</i>	137,71 (0,51)	136,16 (0,57)	134,66 (0,63)	131,02 (0,67)
<i>Giovanile internaz.</i>	140,24 (0,56)	138,42 (0,56)	134,10 (0,65)	129,80 (0,94)
<i>Club</i>	140,45 (0,38)	137,96 (0,37)	134,98 (0,40)	130,67 (0,42)
<i>Master</i>	135,73 (0,54)	136,08 (0,71)	136,66 (0,76)	135,13 (0,80)

<b>ROM gomito [gradi]</b>				
	<i>Step 1</i>	<i>Step 2</i>	<i>Step 3</i>	<i>Step 4</i>
<i>Alto livello</i>	143,64 (0,74)	144,72 (0,58)	144,64 (0,64)	143,95 (0,72)
<i>Giovanile internaz.</i>	138,78 (1,17)	138,01 (0,97)	138,88 (0,83)	139,69 (1,03)
<i>Club</i>	150,11 (0,44)	149,67 (0,41)	148,72 (0,50)	148,11 (0,45)
<i>Master</i>	137,06 (1,01)	139,03 (1,21)	140,24 (0,96)	142,04 (1,17)

Tabella 10: valori medi dei ROM analizzati, espressi in gradi con il rispettivo valore di deviazione standard tra parentesi

Tra le categorie si osserva solamente una differenza nel range of motion del busto (p value: 0,002), mentre le altre variabili non presentano differenze significative tra le categorie. Il ROM delle ginocchia invece diminuisce tra gli step per tutte le categorie, e questo è probabilmente ciò che porta all'accorciamento della palata commentato precedentemente.

Se si osserva separatamente la categoria master, risulta evidente come l'aumento della lunghezza della palata tra gli step, evidenziato precedentemente, sia il frutto di un aumento del ROM sia del busto, sia del gomito. Questo potrebbe essere legato a un maggior riscaldamento durante l'arco temporale, seppur breve, del protocollo o anche a una ricerca di una maggior potenza negli ultimi step, ottenuta usando maggiormente il busto.

Visualizzando le medie e le deviazioni standard dei dati relativi al ROM del busto, si evidenzia che gli atleti master risultano coprire un range minore, probabilmente dovuto a una minor flessibilità delle articolazioni o un minor stretching effettuato abitualmente. Inoltre, come evidenziato da [55] studiando i carichi sulla colonna legati a movimenti di flessione ed estensione, essi aumentano all'aumentare dell'angolo di flessione. Pertanto, un ridotto range of motion potrebbe essere una conseguenza nel cercare di limitare questi carichi, anche a scapito di una minor performance.

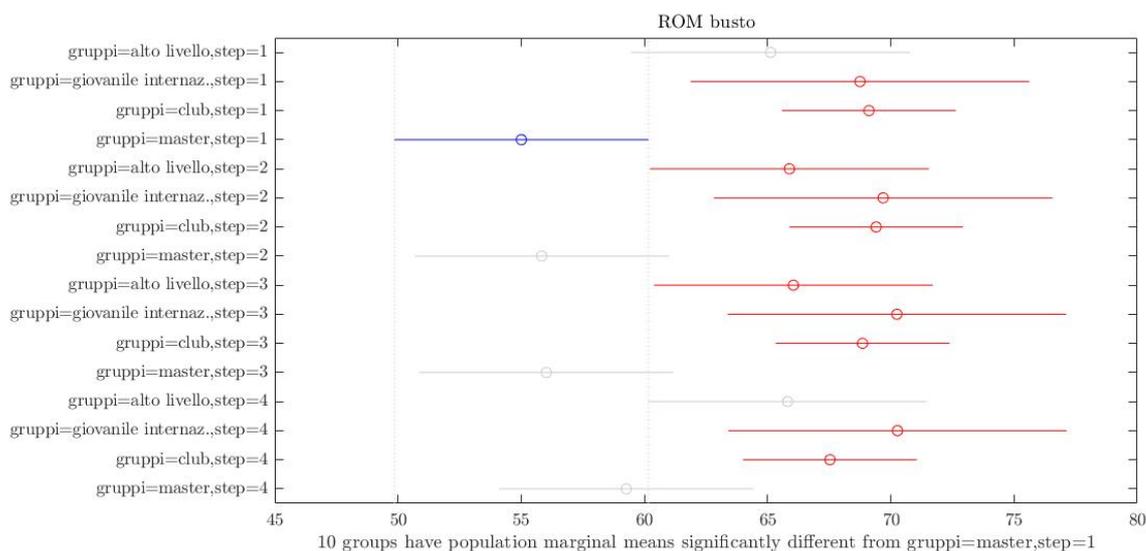


Figura 2.9.8: intervalli di confidenza al 95% del ROM del busto di ciascuna categoria in ciascuno step

Si evidenzia inoltre come la deviazione standard del gruppo club sia minore, evidenziando una maggior uniformità nei movimenti, probabilmente legata alla provenienza degli atleti dallo stesso club.

La differenza di ROM tra i gruppi si evidenzia soprattutto nell'angolo raggiunto con il tronco all'attacco: in Figura 2.9.9, dove in ascissa troviamo l'angolo rispetto all'orizzontale, si evidenzia come gli atleti master presentino una minor flessione del tronco in avanti. Questa può essere dovuta a un cattivo stretching, a una diversa familiarità col gesto, oppure alla rotazione posteriore pelvica all'attacco. Quest'ultima è una postura non corretta che potrebbe essere causa di LBP ([54]).

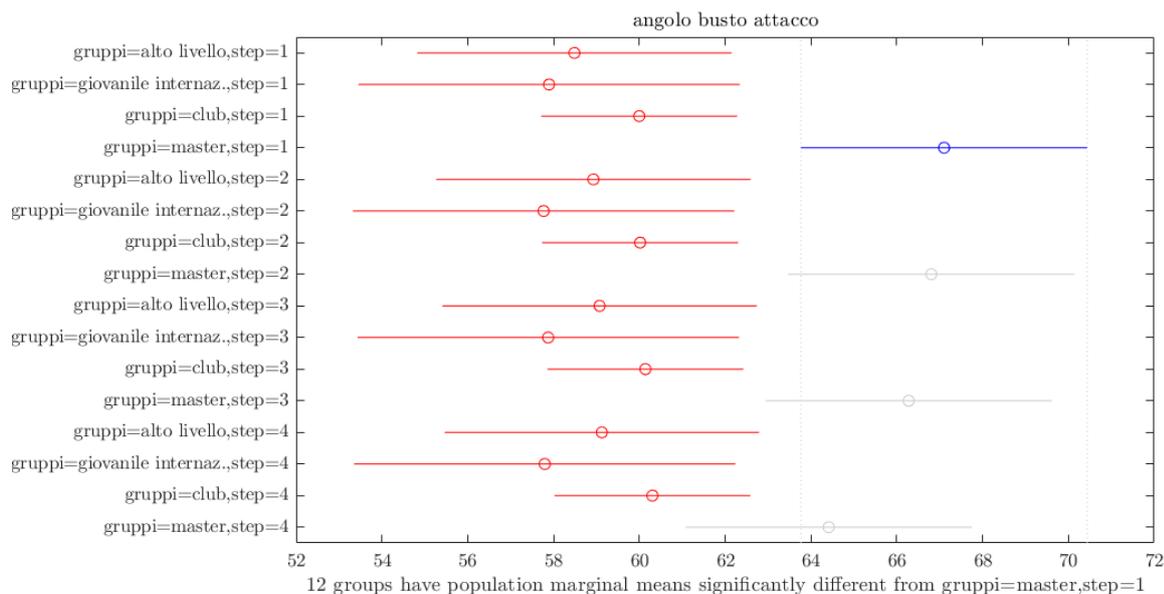


Figura 2.9.9: intervalli di confidenza al 95% dell'angolo rispetto all'orizzontale raggiunto dal busto in attacco di ciascuna categoria in ciascuno step

### Valori massimi delle velocità angolari e posizione nel colpo

Si analizzano gli andamenti della velocità angolare di ginocchia e busto e della velocità dei pugni e come valori di riferimento si considerano la media delle massime velocità raggiunte nei colpi da ciascun atleta e le posizioni di questo massimo come % della palata. I valori vengono riportati sotto forma di tabella e graficamente

	$\omega_{\max}$ ginocchio [rad/s]				$\omega_{\max}$ busto [rad/s]			
	Step 1	Step 2	Step 3	Step 4	Step 1	Step 2	Step 3	Step 4
<i>Alto livello</i>	332,47 (82)	348,13 (79)	354,33 (77)	369,36 (75)	165,78 (85)	172,58 (83)	181,20 (82)	189,47 (80)
<i>Giovanile internaz.</i>	336,05 (83)	347,22 (81)	362,05 (80)	365,37 (78)	158,96 (85)	167,49 (83)	180,24 (82)	189,36 (80)
<i>Club</i>	376,51 (85)	391,85 (83)	399,14 (81)	401,58 (80)	177,94 (86)	186,50 (84)	192,68 (83)	197,07 (81)
<i>Master</i>	326,55 (83)	350,53 (82)	380,02 (79)	407,73 (79)	141,03 (77)	163,55 (74)	163,22 (75)	185,45 (75)

Tabella 11: valore medio della velocità angolare massima raggiunta in ciascun colpo; tra parentesi viene riportata la % del colpo media in cui è stato raggiunto il massimo

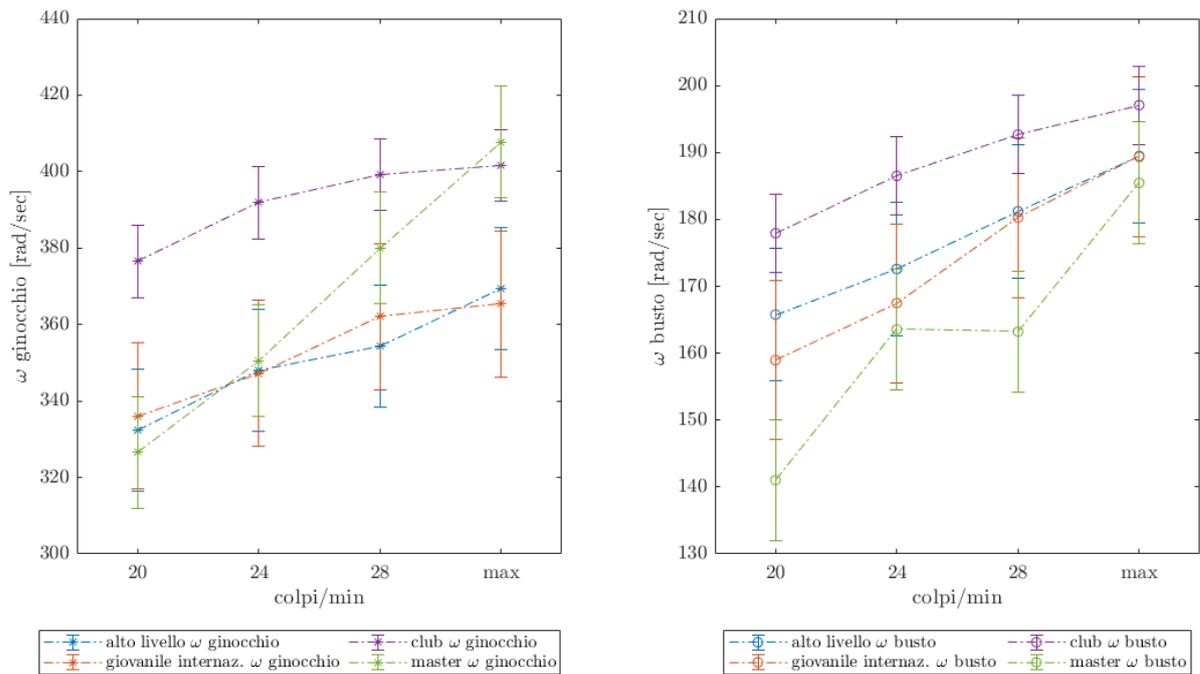


Figura 2.9.10: velocità angolari massime raggiunte (media e deviazione standard)

Dalla tabella sopra riportata si osserva che, in tutti i casi analizzati, la posizione dei massimi della velocità viene anticipata, espressa come percentuale della palata, con l'aumentare del numero di colpi. Questo fenomeno è dovuto all'anticipazione della percentuale della palata a cui avviene l'attacco, determinata da una variazione del rapporto tra la durata della passata e quella della ripresa.

Il massimo della velocità si registra generalmente intorno, o poco oltre, la metà della passata. Questo è coerente con il fatto che, all'inizio della passata, la velocità del volano è bassa, e quindi inizialmente la velocità delle gambe è limitata dalla elevata resistenza offerta dal volano.

Si nota inoltre che i due massimi si verificano piuttosto vicini l'uno all'altro, suggerendo una sovrapposizione dei movimenti di gambe e busto in passata, mentre nel gruppo master il massimo della velocità del busto si verifica prima di quello delle ginocchia, sintomo di una apertura troppo anticipata del busto per molti atleti in questo gruppo.

Analizzando il grafico dei massimi delle velocità raggiunti, si nota una crescita limitata tra i vari step. Inoltre, non è sempre vero che gli atleti di livello superiore raggiungano velocità maggiori durante l'esecuzione del movimento. Questo fenomeno può essere attribuito al drag factor impostato, che influisce sulla percezione della "pesantezza" della palata da parte dell'atleta e, di conseguenza, sulla velocità del movimento ([15]). A un carico più pesante, infatti, ragionando in analogia con un movimento di sollevamento pesi, corrisponde una minor velocità di esecuzione, come mostrato da [56].

I dati di velocità angolare sono, come evidenziato anche nel paragrafo 2.9.1, legati al sesso degli atleti oltre che al drag factor impostato dall'atleta. Non essendo i gruppi equamente distribuiti tra uomini e donne, questi valori potrebbero portare a osservazioni scorrette nel confronto tra gruppi.

Dai dati a disposizione sono state stimate anche le velocità dei pugni in m/s calcolando la velocità in pixel/s dall'andamento temporale delle coordinate dei punti di interesse e riportandola in m/s conoscendo le dimensioni dell'oggetto di riferimento sia in pixel che in m. I loro valori non sono però stati reputati abbastanza accurati da poter effettuare un confronto tra gli atleti. Sono state però inseriti questi dati all'interno del report dell'atleta, allo scopo di poter dare un riferimento numerico con cui confrontare i diversi step.

Osservando il rapporto tra la velocità massima in passata e quella in ripresa, si osserva che esso è minore nei master rispetto alle altre categorie, evidenziando una differenza significativa tra i gruppi ( $p\text{-value}<0,01$ ) e gli step ( $p\text{-value}<0,01$ ). Questo è dovuto o a una elevata velocità dei pugni in ripresa, che si traduce in una maggiore energia necessaria a decelerare il corpo per invertirne il movimento; oppure a una bassa velocità in passata, che corrisponde a una minor potenza erogata. In entrambi i casi questo si traduce in un effetto negativo.

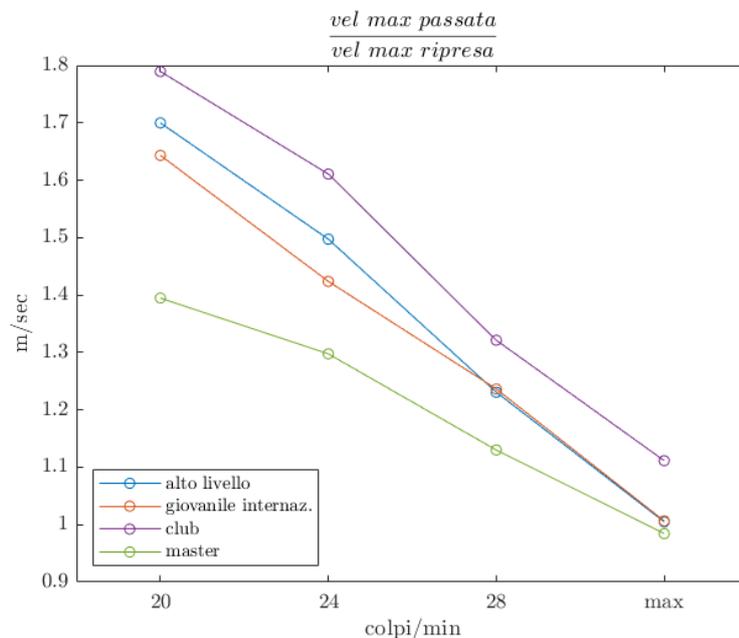


Figura 2.9.11: rapporto tra la velocità massima in passata e quella in ripresa

### Stroke to stroke consistency/trajectory repeatability

Come fatto da [5], la ripetibilità della traiettoria dei pugni di ciascun atleta può essere valutata attraverso il parametro di  $RT_p$  (trajectory repeatability  $RT_p$ ). Questo parametro

risulta interessante dato che la traiettoria dei pugni non è vincolata, e può quindi presentare una certa variabilità; effettuare sempre la stessa traiettoria è legato all'abilità dell'atleta.

Siccome, come evidenziato in precedenza, la lunghezza della pala non rimane costante, ovviamente anche la traiettoria dei pugni varia all'aumentare del numero di colpi. Non è quindi interessante valutare la RT tra i colpi dell'intero protocollo, ma quella tra i colpi all'interno di uno stesso step dello stesso atleta, per confermare la presenza di questa ripetitività nel gesto tecnico.

È da notare che in passata la traiettoria dei pugni dovrebbe essere il più orizzontale possibile, per produrre in barca un percorso della pala che non affonda eccessivamente ma rimane immersa fino al finale. In ripresa il percorso dei pugni dovrebbe essere quello utile a estrarre la pala dall'acqua in finale, tenerla a una distanza sufficiente per non toccare la superficie dell'acqua e poi avvicinarsi all'acqua prima dell'attacco per eseguire un movimento più rapido ed efficiente. Al remoergometro resta valido il principio di una passata orizzontale: sarebbe infatti inutile compiere movimenti verticali coi pugni, che renderebbero anche l'applicazione della forza non parallela allo spostamento. In ripresa, quando non si è in acqua, le azioni di "arrotondamento" non sono necessarie, come teoricamente non è necessario far compiere ai pugni sempre la stessa traiettoria. Una traiettoria ripetuta è associata a quanto l'atleta ha assimilato il gesto.

I valori riscontrati calcolando il valore di  $RT_p$  come il massimo della ripetibilità nei singoli punti della traiettoria  $RT_{pi}$ , definito come il raggio del cerchio che contiene tutti i percorsi misurati in quel punto, risultano però fortemente influenzati dagli errori commessi dal tracker e pertanto non vengono analizzati. Questo fatto permette di comprendere le limitazioni legati a questo tipo di analisi con una precisione limitata, e anche le potenzialità di una misura più precisa del movimento.

### 2.9.1 Confronti all'interno del gruppo club

Essendo il gruppo club costituito da atleti provenienti tutti dalla stessa società di canottaggio, che hanno appreso il gesto tecnico e sono stati seguiti per anni dagli stessi allenatori, è stata effettuata una ulteriore analisi con lo scopo di evidenziare eventuali effetti legati al sesso degli atleti in questo gruppo.

Si è effettuata un'analisi ANOVA ad una via tra i dati provenienti da ciascuno step per valutare l'effetto del sesso degli atleti sulle variabili; si riportano in tabella i valori dei p-value ottenuti:

<b>p-value ANOVA</b>				
	<i>Step 1</i>	<i>Step 2</i>	<i>Step 3</i>	<i>Step 4</i>
<b>Ωginocchio max</b>	0,20	0,11	0,07	0,02
<b>Ωbusto max</b>	0,40	0,51	0,25	0,60
<b>Vel passata<sub>max</sub></b>	0,005	0,002	<0,001	0,001
<b>Rapporto passata/ripresa</b>	0,65	0,64	0,26	0,48
<b>Rapporto vel passata max /vel ripresa max</b>	0,06	0,18	0,38	0,67
<b>ROM anca</b>	0,58	0,93	0,99	0,73
<b>ROM busto</b>	0,41	0,35	0,45	0,15
<b>ROM ginocchio</b>	0,72	0,78	0,92	0,21
<b>ROM gomito</b>	0,99	0,77	0,91	0,67
<b>Durata del colpo</b>	-	-	-	0,40
<b>Coordinazione attacco</b>	0,001	0,02	<0,001	0,001
<b>Durata passata</b>	0,65	0,64	0,26	0,48

Tabella 12: p-values ottenuti dalla ANOVA per le diverse

Si evidenziano differenze nel quarto step per quanto riguarda la massima velocità angolare delle ginocchia raggiunta: gli atleti maschi raggiungono velocità significativamente maggiori rispetto alle loro compagne (rispettivamente  $415,9 \text{ rad/s} \pm 10,3$  e  $381,4 \text{ rad/s} \pm 9,0$ ), cosa che non accadeva negli step precedenti. La velocità del busto non sembra invece presentare differenze significative. Questo può dipendere dal fatto che la velocità delle gambe è principalmente influenzata dalla massa muscolare, che risulta maggiore negli uomini rispetto alle donne ([57]), mentre la velocità del busto è maggiormente legata all'abilità dell'atleta nell'usare il suo stesso peso della parte superiore del corpo.

La durata del colpo nel quarto step, e quindi la frequenza delle remate raggiunte, non presenta differenze significative tra uomini e donne. Non si è effettuato un confronto tra le durate dei colpi negli altri step siccome i colpi/min erano prescritti dal protocollo seguito dagli atleti.

La massima velocità dei pugni in passata è invece diversa tra i due gruppi in tutti e quattro gli step (per gli uomini al crescere dello step:  $2,49 \text{ m/s} \pm 0,04$  –  $2,57 \text{ m/s} \pm 0,04$  –  $2,70 \text{ m/s} \pm 0,04$  –  $2,85 \text{ m/s} \pm 0,05$ ; per le donne:  $2,31 \text{ m/s} \pm 0,04$  –  $2,41 \text{ m/s} \pm 0,03$  –  $2,47 \text{ m/s} \pm 0,03$  –  $2,60 \text{ m/s} \pm 0,04$ ) e, confermando quello che accade considerando tutte le categorie, queste velocità aumentano all'aumentare dello step. È da sottolineare che,

nonostante una velocità di picco maggiore, non si evidenziano differenze né nel rapporto tra passata/ripresa, né nella durata della passata.

Si riporta in Figura 2.9.12 il grafico con i valori rilevati della velocità massima in passata:

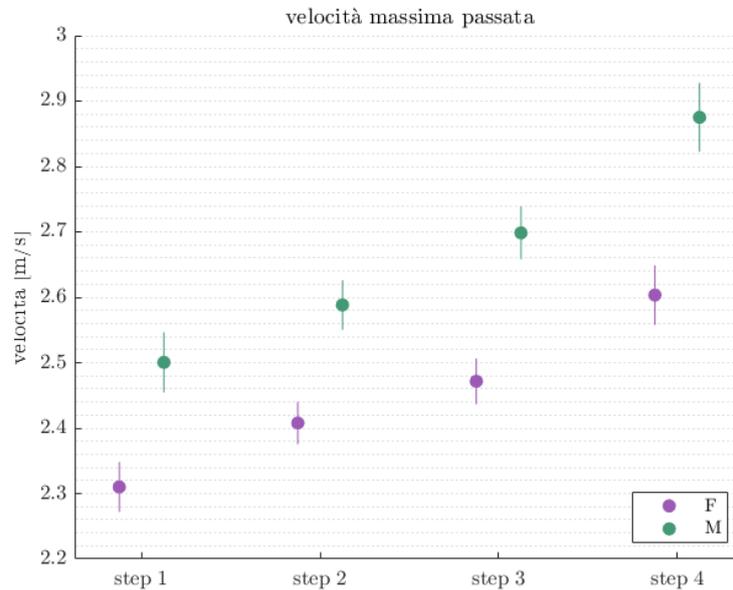


Figura 2.9.12: velocità angolari massime dei pugni raggiunte in passata (media e deviazione standard) per il gruppo femminile (F) e maschile (M)

Non si evidenziano differenze significative nella posizione del massimo della velocità di gambe e busto e nei range of motion. Anche la frequenza delle remate raggiunta nel quarto step, deducibile dal parametro della durata del colpo, non cambia significativamente tra i due gruppi.

Risulta invece migliore la coordinazione all'attacco del gruppo maschile: il tempo trascorso tra l'inversione del movimento gambe e quello dei pugni risulta inferiore rispetto al gruppo femminile, indicando una maggior rapidità del gesto all'attacco.

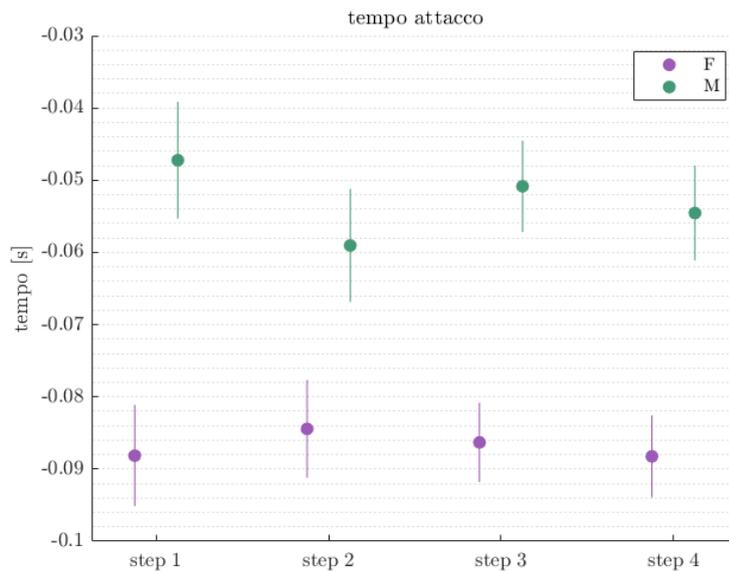


Figura 2.9.13: confronto della coordinazione all'attacco tra gruppo maschile e femminile, espressa come distanza temporale tra il movimento dei pugni e quello del carrello; se  $<0$ , il carrello si muove prima dei pugni

Eseguendo un confronto tra la lunghezza della palata degli atleti, risulta una media leggermente maggiore in tutti gli step per il gruppo maschile, ma senza evidenziare differenze significative rispetto al gruppo femminile. Anche [57] aveva evidenziato un comportamento analogo, supponendo un miglior movimento delle donne soprattutto in termini di rotazione del bacino, per riuscire a coprire comunque un buon settore nonostante le misure corporee inferiori.

## 2.10 Movimento, LBP e carichi sulla colonna

In letteratura sono presenti molti studi che analizzano i carichi, soprattutto sulla spina dorsale, in relazione agli angoli di flessione, alla posizione del carico e alla presenza di patologie come, ad esempio, la lombalgia (LBP). Alcuni di questi studi, non presentati nel Capitolo 1 siccome non focalizzati sul canottaggio, possono però fornire degli spunti utili a interpretare i dati analizzati in questo capitolo.

Risulta infatti di interesse l'analisi dei ROM o degli angoli di flessione ed estensione del tronco in relazione alla presenza di LBP che spesso viene effettuata per studiare l'ergonomia e i carichi a cui sono soggetti alcuni lavoratori che devono eseguire movimenti specifici.

Nel suo studio [58] confronta i carichi sulla parte lombare della colonna, in corrispondenza di L4/L5 durante i movimenti di spinta e tiro (push e pull). Come evidenziato da [19], questo tratto della colonna è critico anche per molti canottieri e il movimento del busto e delle braccia può essere assimilato a un movimento di tiro che viene aiutato dalla

precedente spinta delle gambe. Osservando quindi i dati riportati nel caso di tirata, si osserva che i carichi su L4/L5 aumentano con la forza sulle mani, raggiungendo anche valori critici di sforzo tangenziale su L4/L5 nel caso di carico in cui la forza di picco misurata sulle mani raggiunge valori maggiori di 250N. Vengono considerati critici i carichi superiori ai limiti stabiliti dal NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health). I carichi ricavati risultano maggiori nei soggetti non soliti a effettuare questo tipo di movimento, a parità di carico, rispetto ai soggetti abituati.

Considerando come analogia i carichi sviluppati nella remata solo a braccia, come quelli rilevati da [59], essi hanno picchi maggiori di 250N, che risulterebbero quindi in sforzi elevati sulla colonna.

A conferma di ciò, gli sforzi su L4/L5 calcolati da [32] nella remata a tutto carrello, sono ancora superiori ai valori presentati in precedenza. Considerando che lo studio è stato effettuato su delle atlete che praticano attività da più di 3 anni e per un minimo di 5 volte a settimana, quindi molto familiari con il gesto, si può intuire che i carichi su atleti con minor familiarità con il gesto potrebbero risultare ancora più elevati.

Altri studi hanno rilevato una relazione tra i carichi sulla colonna e l'angolo di flessione e la rotazione pelvica.

Lo studio condotto da [55], sebbene non specificamente legato al canottaggio, evidenzia come un aumento della flessione del busto comporti un incremento dei carichi sulla colonna vertebrale. Tuttavia, come discusso nei paragrafi precedenti, il mantenimento di un'adeguata estensione del gesto tecnico è essenziale per ottimizzare la performance. Per raggiungere questo obiettivo, è necessaria un'ampia flessione del busto, che consente di sfruttare un'estesa ampiezza di movimento (ROM). Di conseguenza, gli atleti potrebbero essere disposti a tollerare dolore lombare per mantenere elevate prestazioni, mentre coloro con obiettivi meno competitivi potrebbero limitare l'escursione del movimento per ridurre il carico sulla colonna.

Inoltre, [54], durante una conferenza tra allenatori organizzata da World Rowing, ha evidenziato differenze significative tra gli schemi di remata di atleti con e senza lombalgia (LBP), in particolare per quanto riguarda la rotazione pelvica e l'estensione delle ginocchia. Viene consigliato di mantenere il bacino ruotato anteriormente e non posteriormente all'attacco, e mantenere le ginocchia ben distese in finale. Questi riferimenti, e in particolare la rotazione pelvica, non possono essere apprezzati con i soli landmark rilevati nello studio effettuato in questa tesi, ma il suo effetto viene rilevato come una minor flessione del busto all'attacco.

## 2.11 Conclusioni

L'analisi condotta rappresenta uno strumento utile per visualizzare graficamente gli aspetti tecnici della remata e per cercare anche di quantificare delle osservazioni che gli allenatori solitamente effettuano empiricamente osservando il gesto tecnico degli atleti. I pattern di movimento riscontrati e i valori di range of motion (ROM) sono in linea con quelli riportati negli studi analizzati nel Capitolo 1.

Si è evidenziato come non sempre le variabili riferite agli atleti di alto livello risultino migliori di quelli di atleti con risultati meno prestigiosi. Da un lato, atleti più giovani potrebbero mostrare un gesto tecnico già ben sviluppato pur non avendo ancora raggiunto le caratteristiche fisiologiche necessarie per massimizzare le loro prestazioni. Dall'altro lato, anche gli atleti di alto livello presentano margini di miglioramento tecnico.

Inoltre, come sottolineato in precedenza, alcune variabili, come la velocità dei pugni e le velocità angolari di gambe e busto, sono influenzate dal drag factor impostato sul remoergometro. Solitamente viene impostato dagli atleti di alto livello un valore di resistenza maggiore, siccome aiuta a esprimere potenze più elevate a parità di velocità di passata; atleti meno esperti o performanti hanno maggiore difficoltà a sostenere tali carichi, rallentando quindi il gesto.

Le differenze più significative sono state riscontrate tra il gruppo master e gli altri gruppi in tutte le variabili ad eccezione del ROM del ginocchio, che non presenta valori molto diversi rispetto a quelli presentati dalle altre categorie.

Un minor ROM dell'anca, evidenziato in questa tesi negli atleti del gruppo master, è spesso legato alla produzione di una minor forza, e quindi una minor performance, come evidenziato da [38].

L'analisi dei ROM articolari ha mostrato che il movimento non varia significativamente tra i diversi step all'interno dello stesso gruppo, ad eccezione del ROM del ginocchio che diminuisce all'aumentare del numero di colpi per tutte le categorie tranne che i master, dove rimane circa costante.

Differiscono tra gli step il rapporto tra la passata e la ripresa, la lunghezza (riferita alla lunghezza della palata mantenuta durante il primo step) e le velocità angolari massime.

In analogia con quanto rilevato da [60], negli atleti del gruppo master si rileva una maggior distanza tra il picco della velocità delle gambe e quello del busto rispetto agli altri gruppi, risultando, secondo [7] in una minor somma di forze nella metà della passata, quando in

barca la pala ha minor efficienza. Questa differenza non si evidenzia però tra il gruppo club e l'alto livello.

Alcuni dei risultati emersi da questa analisi non sono coerenti con dati da altri studi. Ad esempio, a differenza di quanto evidenziato da [5], anche gli atleti di alto livello hanno presentato un accorciamento della lunghezza all'aumentare della frequenza delle remate, e gli atleti master hanno invece presentato una tendenza contraria. Non sono state riscontrate differenze tra i ROM delle ragazze e i ragazzi del gruppo club, che invece erano state trovate da [28] confrontando i movimenti di atleti di sesso diverso di livello olimpico; i ROM non sono neanche risultati significativamente differenti all'aumentare del numero di colpi, se non per il gomito, contrariamente a quanto riportato da alcuni studi. [25], [28] avevano infatti evidenziato un aumento nei ROM, analizzando però solamente atleti élite, mentre i dati rilevati da [27], [33] presentavano una diminuzione e sono stati rilevati coinvolgendo anche atleti di livello differente. Nel campione di questo studio, anche considerando solo gli atleti di altro livello, non si rilevano differenze significative nei ROM all'aumentare del numero di colpi, come riscontrato anche da [39]. Questi risultati suggeriscono che tali variazioni siano fortemente influenzate dalle caratteristiche del campione di atleti analizzato.

L'analisi effettuata non permette di distinguere il movimento del bacino e della colonna. Tuttavia, è stato osservato che un ritardo significativo nell'avvio del movimento del busto in ripresa rispetto a quello delle gambe, potrebbe essere dovuto al fatto che l'atleta inarca la colonna al posto di ruotare il bacino. Questa caratteristica è stata riscontrata nel movimento di molti degli atleti master del campione e, come sottolinea [19], questo potrebbe essere causa di lombalgia (LBP). Per prevenirlo, è necessario che l'atleta ruoti il bacino anziché flettere la colonna, effettuando questo movimento nella prima metà della ripresa.

Inoltre, come evidenziato nei paragrafi precedenti, anche gli atleti la cui inclinazione del busto all'attacco è più vicina alla verticale rispetto alla media dovrebbero controllare il posizionamento del loro bacino per controllare di raggiungere la postura corretta all'attacco e non avere il bacino ruotato posteriormente, ma anteriormente, come indicato da [54].

Attraverso i dati rilevati in questo capitolo, sono state riscontrate differenze significative solo tra il gruppo master e gli altri gruppi. La sola analisi delle variabili considerate in questo capitolo non permetterebbe quindi di distinguere automaticamente tra un atleta di livello club, giovanile interazionale e di alto livello. Per poterlo fare potrebbe essere

necessaria una analisi più precisa, valutando anche la posizione di altri punti corporei di interesse.

Si ritiene comunque che potrebbe essere utile, per gli atleti che hanno partecipato allo studio, ripetere l'analisi a distanza di alcuni mesi, in modo da monitorare i progressi individuali. Il confronto tra i grafici all'interno del report personale potrebbe aiutare a evidenziare miglioramenti nel gesto tecnico, ma anche l'efficacia di esercitazioni specifiche per la velocità, o l'influenza di un maggiore stretching sui valori di ROM.

Il report personale fornisce infatti all'atleta riferimenti utili per valutare la propria remata, permettendo di visualizzare graficamente la coordinazione dei movimenti, la ripetibilità del gesto e i valori di range of motion raggiunti nei singoli step. Anche l'analisi di questi stessi dati ricavati da due video relativi all'inizio e alla fine di un lavoro molto prolungato permetterebbe all'atleta di comprendere meglio gli effetti dell'affaticamento sul gesto.

I risultati della sola analisi cinematica svolta in questo capitolo non hanno fornito abbastanza informazioni per poter dire se alcuni movimenti siano più corretti o efficaci di altri. Non si riescono infatti ad apprezzare alcune piccole differenze che possono esserci tra le remate di atleti di alto livello che possono influire sulla performance. Una analisi più accurata del movimento, eseguita anche in contemporanea alla misura delle forze, potrebbe essere utile a capire meglio l'interazione tra il movimento dell'atleta e la velocità stessa della barca. Uno studio di questo tipo permetterebbe anche di stimare le forze muscolari con software come OpenSim e valutare come un sequenziamento diverso dei movimenti possa portare a generare diversi profili di forza più o meno efficaci e più o meno gravosi sulle varie parti del corpo dell'atleta.

Si riscontra però come l'utilizzo di tool come quelli utilizzati in questo Capitolo possa aiutare gli stessi allenatori nell'analisi dei video. Una parte del codice Python utilizzato è stata quindi integrata in una interfaccia grafica utente (GUI), per permettere agli allenatori di visualizzare gli angoli articolari in un qualsiasi video al remoergometro con uno strumento semplice e maggiormente intuitivo rispetto al codice Python. L'interfaccia grafica viene presentata in Appendice – File eseguibile per l'analisi video.

## Capitolo 3: Modello Simscape Multibody

Al fine di ottenere una prima stima degli effetti delle forze sul corpo dell'atleta e valutare eventuali influenze tra esse e il movimento, si è deciso di sviluppare un modello semplificato dell'atleta che consentisse di approssimare il comportamento dinamico del sistema in esame.

Questo modello è stato realizzato all'interno di Simscape Multibody, un ambiente di simulazione per sistemi meccanici tridimensionali, spesso usato per simulare il comportamento di robot, sospensioni di veicoli e apparecchiature. Il sistema è parte integrante della suite Simulink di MATLAB, permettendo l'interazione del sistema anche con altri domini fisici, modellabili nella stessa interfaccia con Simulink o altre estensioni come Simscape Electrical o Simscape Fluids [61].

Il sistema viene assemblato dall'utente attraverso una interfaccia a blocchi, rappresentanti componenti fisici, geometrici o relazioni cinematiche. Alcuni esempi di blocchi sono i corpi solidi, i giunti, le forze e le trasformazioni tra i sistemi di riferimento. Tutti i blocchi sono configurabili dall'utente attraverso una interfaccia grafica, ad esempio importando la geometria di un corpo solido da un CAD esterno o parametrizzando le sue proprietà fisiche. Questo permette di ottenere una simulazione realistica del comportamento del sistema in esame ma anche di visualizzare il movimento tridimensionale del sistema utilizzando Mechanics explorer [62].

Dopo aver creato il modello e inserito le forze agenti su di esso, il sistema è in grado, attraverso un algoritmo di dinamica inversa, di ricavare le coppie agenti sui giunti e le reazioni vincolari del sistema oppure di calcolare il movimento dei corpi a partire dalle forze applicate.

### 3.1 Costruzione del modello dell'atleta

Il modello dell'atleta è stato realizzato mediante corpi solidi rappresentanti i segmenti corporei di piede, tibia, coscia, tronco, braccio e avambraccio, interconnessi tra loro con giunti di tipo "revolute joint". Le dimensioni e le caratteristiche dei corpi solidi sono state impostate a partire da tabelle antropometriche presenti in letteratura, come specificato nel paragrafo seguente.

#### 3.1.1 Misure antropometriche

Al fine di realizzare un modello realistico, le misure dei segmenti corporei e le proprietà inerziali sono state ricavate seguendo dei riferimenti presenti in letteratura per il corpo umano.

Le relazioni di Drillis and Contini (1966) sono state utilizzate per ricavare le lunghezze dei segmenti corporei a partire dall'altezza. Le posizioni dei baricentri in funzione delle rispettive lunghezze dei segmenti e le proprietà inerziali sono invece ricavate con le formule di Zatsiorsky et al. (1990), modificate da De Leva [63], che esprimono queste grandezze in funzione della lunghezza dei segmenti e della massa della persona.

È stato costruito il modello di una atleta donna alta 1,72 m e del peso di 65 kg.

Si riportano in tabella i valori ottenuti per le proprietà dei segmenti corporei.

<b>Segmento</b>	<b>Massa [kg]</b>	<b>Lunghezza [m]</b>	<b>Distanza baricentro<sup>1</sup> [m]</b>	<b>J<sub>L</sub> [kg m<sup>2</sup>]</b>	<b>J<sub>ML</sub> [kg m<sup>2</sup>]</b>	<b>J<sub>AP</sub> [kg m<sup>2</sup>]</b>
Tronco	27,67	0,49	0,20	0,1392	0,5722	0,6325
Cosce	19,21	0,42	0,15	0,1716	0,8892	0,9138
Tibie	6,25	0,42	0,19	0,0568	0,4642	0,4784
Piedi	1,68	0,15 <sup>2</sup>	0,06	0,0007	0,0034	0,0029
Testa	4,34					
Braccia	3,32	0,32	0,19	0,1470	0,4537	0,5187
Avambracci	1,79	0,25	0,11	0,0606	0,4502	0,4642
Mani	0,73					

*Tabella 13: misure corporee da [63]; le proprietà inerziali relative ai segmenti corporei degli arti superiori e inferiori sono state calcolate raddoppiando la massa al fine di tenere conto della presenza dei due arti destro e sinistro*

Al fine di considerare correttamente la massa dell'atleta e le sue inerzie, sono state raddoppiate le masse e le inerzie dei segmenti relativi agli arti superiori e inferiori. Sono quindi stati inseriti nel modello dei corpi solidi prismatici di lunghezza pari a quella di ciascun segmento corporeo descritto e proprietà inerziali come in Tabella 13. Questi corpi a forma di parallelepipedo sono poi stati sostituiti da dei CAD con forme semplificate del corpo umano, al fine di ottenere una rappresentazione più comprensibile.

Per non trascurare gli effetti del peso delle mani e del capo, essi sono stati modellati come delle masse puntiformi connesse all'estremità superiore del tronco (per il capo) e all'estremità dell'avambraccio (per le mani); questo è stato fatto attraverso dei blocchi "inertia" connessi agli opportuni sistemi di riferimento nel modello. Essi vengono rappresentati graficamente in Mechanics Explorer come dei quadrati di colore grigio.

<sup>1</sup> Distanza dall'estremità più vicina alla testa

<sup>2</sup> Lunghezza stimata per il tratto tra caviglia e avampiede, non da tabella

In questo modo la massa totale del modello è di 65 kg, corrispondente quindi alla massa dell'atleta.

I dati ricavati sono stati assegnati a ciascun corpo solido all'interno dell'interfaccia di Simscape Multibody.

Ciascun corpo solido è poi stato inserito all'interno di un subsystem, insieme con due blocchi "rigid transformation" necessari per definire i sistemi di riferimento da collegare rispettivamente al giunto distale e prossimale del corpo.

In Figura 3.1.2 si osserva come esempio il subsystem della tibia, dove i due sistemi di riferimento sono quelli collegati a caviglia e ginocchio. Dato che entrambi i giunti agiscono lungo due assi paralleli tra loro, le due trasformazioni rigide sono solamente due traslazioni lungo x di  $\pm \frac{L_{tibia}}{2}$ .

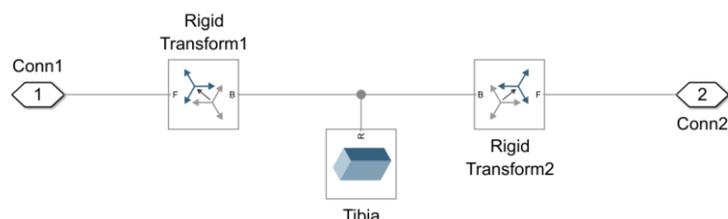


Figura 3.1.1: subsystem della tibia all'interno del modello Simscape Multibody

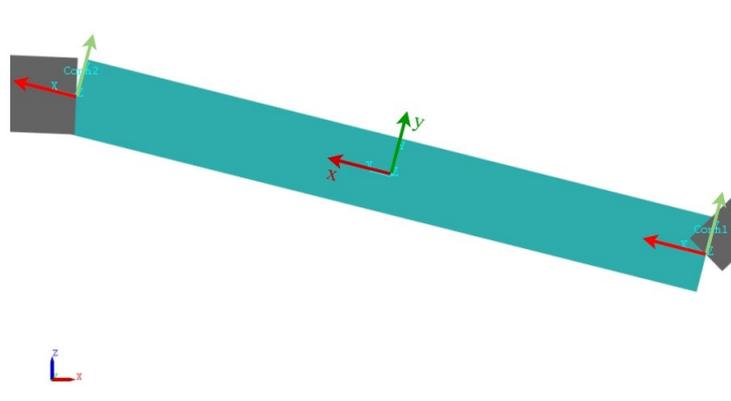


Figura 3.1.2: rappresentazione della tibia in Mechanics Explorer con il sistema di riferimento della tibia e i due sistemi di riferimento ottenuti per traslazione, necessari per le connessioni con la caviglia e il ginocchio; in basso a sinistra viene riportato l'orientamento del sistema di riferimento globale "world"

La rappresentazione semplificata mediante parallelepipedi, mostrata in Figura 3.1.2, è stata poi sostituita da un solido con una forma che ricordasse maggiormente il segmento corporeo corrispondente, avente la stessa distanza tra giunti. Questi solidi sono stati disegnati in modo tale da avere il sistema di riferimento del CAD posizionato a metà della lunghezza e gli assi del sistema di riferimento del CAD orientati come quelli dei solidi prismatici corrispondenti. In tal modo è stato sufficiente sostituire in ciascun subsystem il

blocco “solid block” con uno “from CAD”, senza dover inserire ulteriori rotazioni o traslazioni rigide.

Un esempio della visualizzazione in Mechanics explorer viene riportato in Figura 3.1.3.

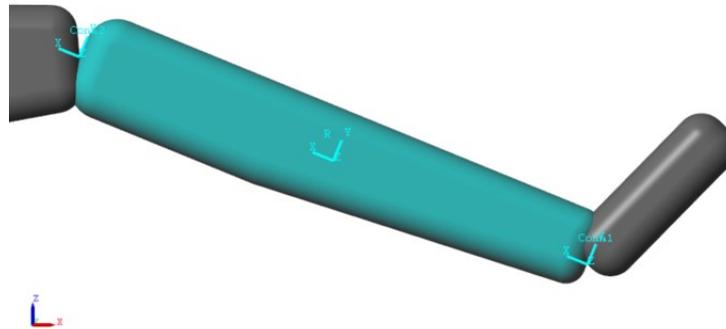


Figura 3.1.3: rappresentazione della tibia in Mechanics Explorer

### 3.1.2 Giunti articolari

I giunti articolari sono stati modellati come delle cerniere a un grado di libertà, con rigidità e smorzamento trascurabili. Questa semplificazione, insieme con la disposizione dei corpi su uno stesso piano, rende l’analisi bidimensionale: in realtà i corpi si muovono anche fuori dal piano e i giunti articolari possiedono un maggior numero di gradi di libertà.

I giunti delle articolazioni sono stati inseriti nel modello mediante blocchi “revolute joint”. Questa tipologia di connessione permette di modellare un giunto di tipo cerniera, caratterizzato da un grado di libertà corrispondente alla rotazione attorno all’asse z comune ai due sistemi di riferimento “base” e “follower”. Per connettere correttamente questo giunto è pertanto necessario effettuare delle trasformazioni rigide a partire dal sistema di riferimento globale, ma anche all’interno dei corpi stessi, in modo da definire opportunamente il punto in cui il corpo viene connesso e l’orientamento della connessione.

Il rematore è inoltre vincolato dal movimento del carrello, che costringe l’anca a muoversi lungo l’orizzontale e sostiene parte del peso dell’atleta. Questo comportamento è stato modellato mediante un giunto di tipo “pin joint”, che permette la traslazione lungo l’asse x del sistema di riferimento base e la rotazione intorno all’asse z. L’anca dell’atleta, infatti, oltre a permettere il movimento del busto relativamente alla coscia, può ruotare rispetto al punto di appoggio sul carrello. Questo giunto è stato connesso da un lato al sistema world mediante una opportuna trasformazione rigida e dall’altro al giunto dell’anca.

Tra gli altri parametri, in tutti i tipi di giunti disponibili in Simscape Multibody, è possibile indicare come ciascun giunto viene attuato; le opzioni sono:

- definire la posizione, lasciando al software il calcolo della relativa la forza o coppia di attuazione;
- impostare la forza/coppia, ottenendo la conseguente posizione;
- indicare una forza/coppia nulla, determinando la posizione dettata dalla meccanica del resto del sistema.

Si riporta in Figura 3.1.4 il modello con i sistemi di riferimento spostati attraverso le varie trasformazioni rigide.

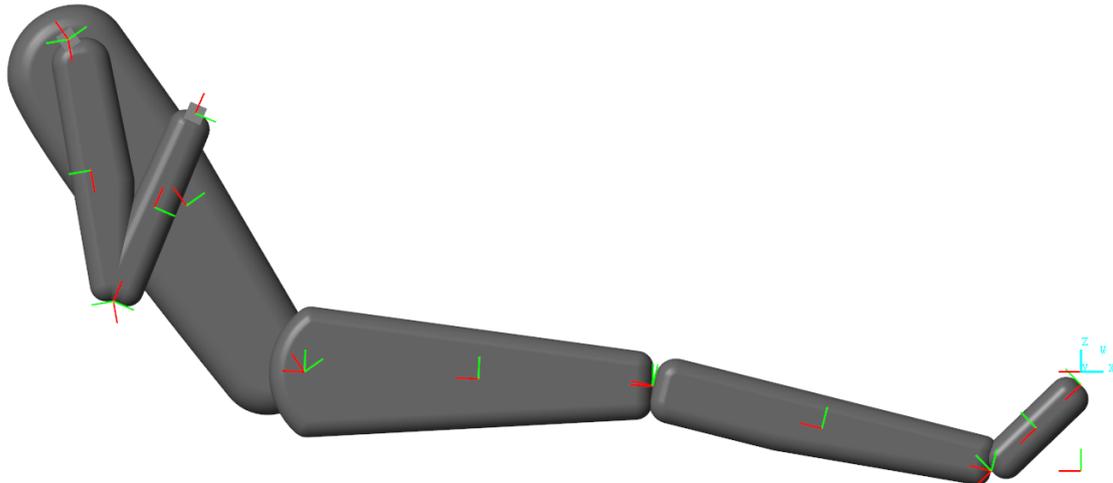


Figura 3.1.4: modello del rematore con i sistemi di riferimento dei link

In azzurro viene rappresentato il sistema di riferimento world; gli altri sistemi di riferimento sono tutti definiti a partire da esso o da una catena di giunti-trasformazioni-corpi ad esso collegati. I sistemi di riferimento appartenenti ai corpi hanno tutti l’asse x lungo il corpo stesso, diretto dai piedi alle mani; l’asse z è entrante e l’asse y è diretto di conseguenza.

Il giunto della caviglia è stato posizionato a una altezza pari a  $z = -h$  con  $h = 12 \text{ cm}$ . Questo valore deriva da una tipica misura di profondità di 17cm, misurata dal piano del carrello fino al fondo del tallone, a cui sono stati sottratti 5 cm per tenere conto della distanza tra caviglia e tallone. Quando è stato inserito nel modello anche il piede, è stato necessario definire la posizione del sistema di riferimento sulla punta in modo tale che la caviglia rimanesse nella posizione desiderata. La punta del piede si trova quindi a una altezza  $z = -h + L_{piede} \cdot \sin(44^\circ)$

Il sistema di riferimento del giunto di tipo “pin joint” che rappresenta il carrello è stato posizionato sul piano  $z=0$  nel sistema di riferimento world.

Imponendo quindi la cinematica dell'angolo del ginocchio  $q_2$ , conoscendo la posizione della caviglia e vincolando l'anca a scorrere su un piano orizzontale, si può ottenere la cinematica di tibia e coscia.

Conoscendo anche l'andamento dell'angolo dell'anca  $q_3$ , si ricava la posizione del giunto della spalla.

Considerando infine solo la catena formata dagli arti superiori, sapendo la posizione della spalla, l'andamento dell'angolo del gomito  $q_5$  e il percorso dei pugni  $p(x, z)$ , si ottiene l'andamento dell'angolo della spalla  $q_4$ . Questo passaggio è stato effettuato attraverso il modello del rematore per ottenere un andamento geometricamente coerente dell'angolo della spalla a partire dagli andamenti medi ricavati nel capitolo precedente da prove sperimentali. Questo processo viene spiegato in modo completo nei paragrafi successivi.

In Figura 3.1.5 si riporta la schematizzazione del modello con gli angoli articolari indicati. In blu viene rappresentato l'asse x del sistema di riferimento base di ciascun giunto e in verde quello follower. La posizione del giunto corrisponderà all'angolo (in radianti) tra il vettore blu e quello verde. Gli assi dei giunti sono positivi nel verso entrante nel foglio; pertanto, gli angoli sono positivi in senso orario. Solamente gli angoli  $q_2$  e  $q_3$ , per come sono stati ricavati a partire dai dati del capitolo precedente, hanno verso positivo in senso orario e pertanto nel modello è presente un gain negativo tra il blocco "From workspace" e il collegamento con il giunto (vedi Figura 3.4.1).

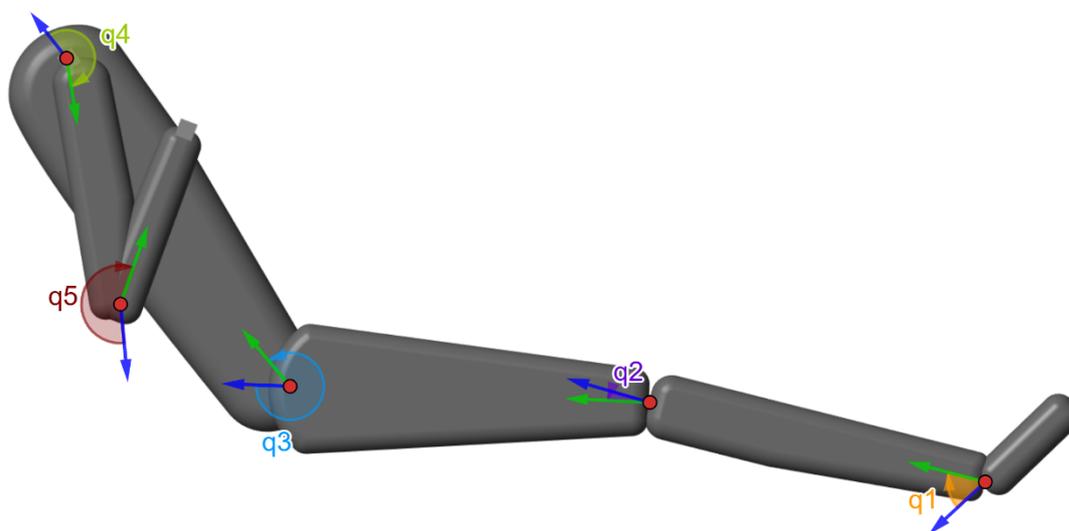


Figura 3.1.5: rappresentazione degli angoli contenuti nei vettori  $q_1, q_2, q_3, q_4, q_5$  e il loro corrispettivo nel modello

Si riportano qui gli andamenti ricavati durante l'analisi svolta in questo capitolo.

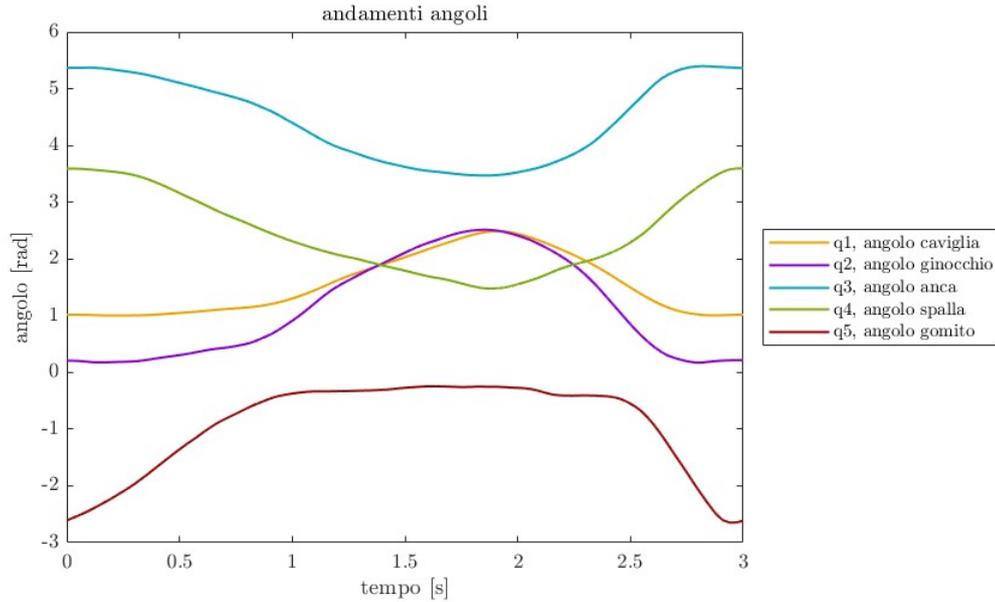


Figura 3.1.6: andamenti degli angoli articolari

### 3.1.3 Forza esterna

Il modello ha l'obiettivo di valutare come le forze sul carrello e sulla pedaliera vengano influenzate dal movimento. Viene quindi imposta una forza esterna sul modello del rematore con una forma della curva forza-tempo fissata, costruita con valori plausibili di forma e forza ricavati dagli studi presentati nel Capitolo 1.

È stata scelto un valore di MHF (maximum handle force) pari al peso dell'atleta; è stato imposto un tempo di 0,2 s tra l'istante di attacco in cui si inverte il movimento e l'inizio dell'applicazione della forza. Questo intervallo di tempo viene detto "catch slip" ed è legato al fatto che prima di percepire la resistenza del volano, la velocità della parte esterna del meccanismo a ruota libera presente nel remoergometro (dovuta al movimento dell'atleta) deve eguagliare la velocità a cui sta ruotando il volano in seguito al colpo precedente.

La curva è poi stata modellata con un fit parabolico, con due raccordi ai lati. L'andamento del modulo della forza utilizzato viene riportato in Figura 3.1.7 a partire dal finale ( $t=0$ ), fino a finale successivo ( $t=3$  s).

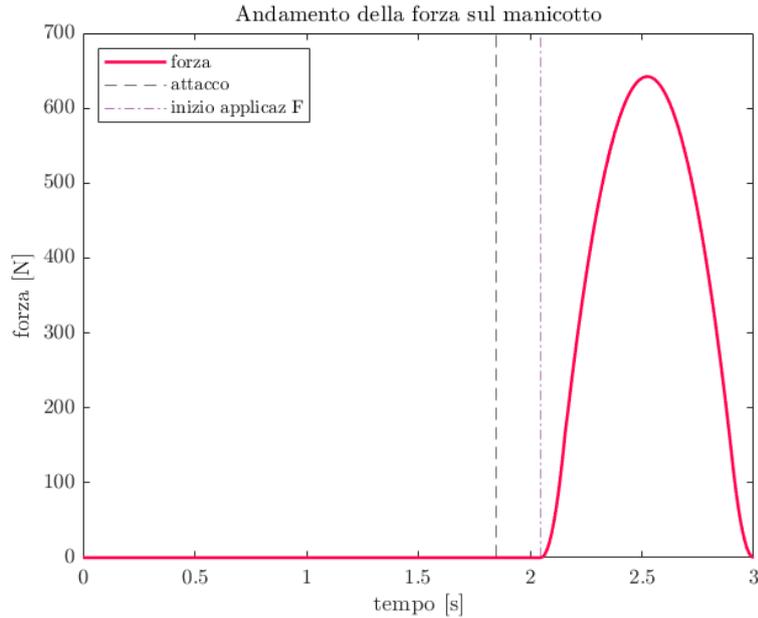


Figura 3.1.7: andamento utilizzato per la forza sul maniccotto

La direzione di applicazione della forza è stata scelta in modo tale da essere sulla retta congiungente tra il polso dell'atleta e un punto identificativo di dove la catena del remoergometro si arrotola, per riflettere il fatto che la forza è diretta lungo la catena del remoergometro e non in una direzione fissa; è compito dell'atleta cercare di mantenere questa direzione orizzontale per avere un gesto efficace.

La direzione di applicazione della forza viene calcolata in un blocco "MATLAB function" che riceve in ingresso la posizione del polso del modello e calcola il vettore normalizzato che va dal polso al punto di riferimento. Questo vettore di modulo unitario viene moltiplicato per il modulo della forza  $F$ , salvato sotto forma di timeseries in una variabile del workspace di MATLAB.

La posizione del polso viene valutata attraverso un blocco "Transform sensor" rispetto al sistema di riferimento "world". Il vettore forza sul maniccotto ottenuto è inserito nel modello attraverso un blocco di tipo "External force and torque" rispetto al sistema di riferimento "world".

Occorre precisare che anche l'andamento della forza sul maniccotto è influenzato dal movimento. Come analisi semplificata si è deciso di operare a parità di curva di forza per valutare l'effetto del movimento sulle reazioni vincolari negli altri giunti.

Attraverso Simscape Multibody è possibile calcolare le reazioni vincolari in tutti i giunti: in questo caso sono di interesse sia le reazioni vincolari sul carrello e sulle caviglie, sia le coppie necessarie ad azionare i giunti.

### 3.2 Dati di input

Costruito il modello dell'atleta a partire dalle misure antropometriche e assemblando i corpi mediante i giunti, sono stati poi costruiti i vettori che fungono da input per il modello stesso.

Al fine di analizzare un gesto corretto ma che non fosse specifico di un certo atleta, si sono utilizzati gli andamenti medi ricavati nel Capitolo 2, relativi al gruppo alto livello per il primo step a 20 colpi/min.

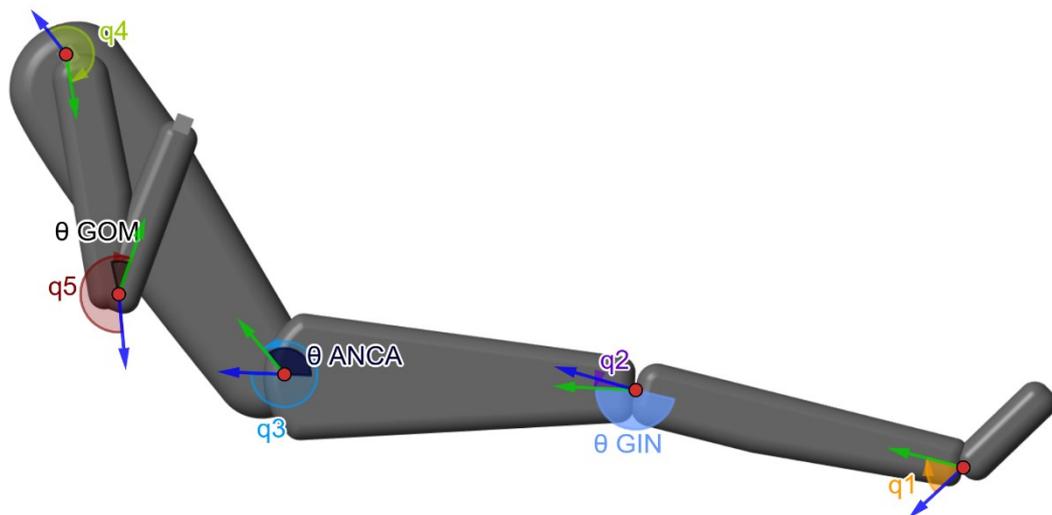


Figura 3.2.1: modello con gli angoli indicati

Gli angoli di ginocchio, anca, gomito ricavati dall'analisi video erano stati costruiti in modo tale da avere valori compresi tra  $0^\circ$  e  $180^\circ$ . Gli angoli da fornire in input al modello corrispondono invece alla rotazione attorno all'asse z del giunto che permette di passare dal sistema di riferimento "base" del giunto a quello "follower". Essendo gli assi z di tutti i giunti orientati con verso positivo entrante nel foglio, gli angoli sono positivi se in senso orario.

I vettori  $q_2$ ,  $q_3$  e  $q_5$  sono stati costruiti rispettivamente a partire dagli angoli di ginocchio, anca e gomito, secondo le relazioni:  $q_2 = 180^\circ - \theta_{GIN}$ ,  $q_3 = 180^\circ + \theta_{ANCA}$ ,  $q_5 = 180^\circ + \theta_{GOM}$ . Gli angoli  $q_2$ ,  $q_3$  così costruiti hanno segno positivo in senso antiorario, e pertanto è stato inserito un gain pari a -1 nel modello tra i blocchi "from workspace" e il giunto (vedi Figura 3.4.1).

Per fornire questi andamenti come input al modello, essi sono stati salvati in delle variabili di tipo "timeseries" nel workspace di MATLAB e sono state inserite nel modello con dei blocchi di tipo "From workspace", seguiti da un "Simulink-PS converter".

Questi segnali indicano le posizioni del giunto; durante l'analisi saranno necessarie le loro derivate. È quindi necessario o filtrare il segnale o fornire gli andamenti delle derivate. Si è scelta la prima opzione, applicando un filtro di secondo ordine al segnale. Questo genera un delay nel segnale.

### 3.3 Modello

L'atleta è stato inizialmente rappresentato a partire dalla caviglia, modellandola come un giunto passivo, cioè con coppia nulla e movimento ricavato dalla cinematica del resto del modello del rematore.

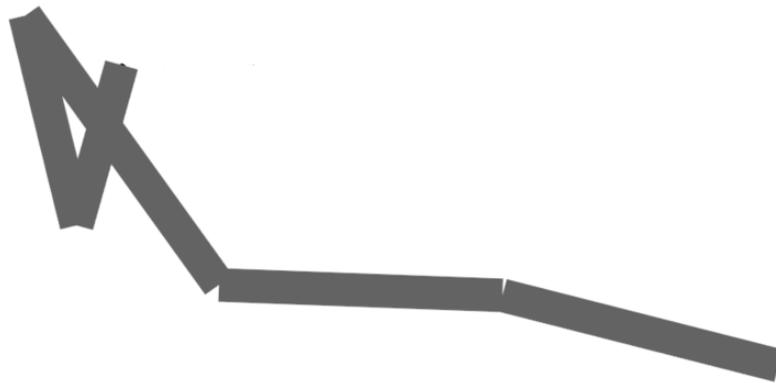


Figura 3.3.1: rappresentazione del modello stilizzato mediante rettangoli in Mechanics explorer

Imponendo quindi prima  $q_2, q_3, q_5$  e il percorso dei pugni, prima in ripresa e poi in passata attraverso un blocco "Point on curve constraint", si ricava l'andamento di  $q_4$  e di conseguenza si ottiene un movimento coerente della spalla.

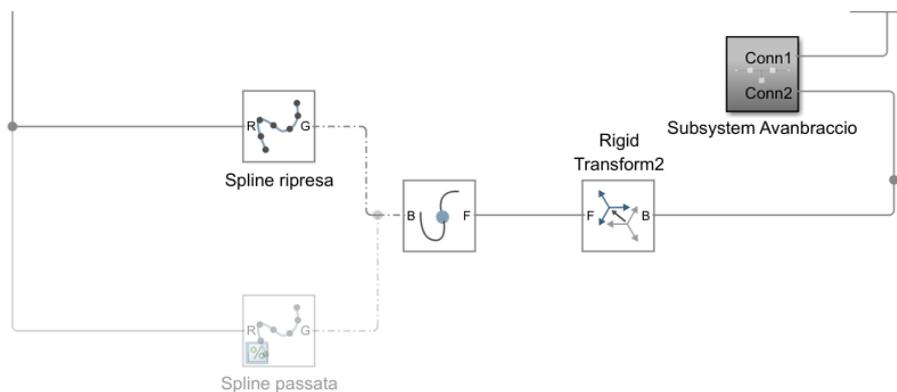


Figura 3.3.2: porzione di modello Simscape Multibody necessaria a imporre il movimento dei pugni lungo il percorso impostato

È necessario suddividere questo processo in due fasi distinte: inizialmente si imposta il tratto di percorso nella parte di ripresa e successivamente quello nella sezione di passata. Tale suddivisione è fondamentale poiché altrimenti, data la massa dei corpi coinvolti, il

modello tenderebbe a percorrere avanti e indietro il solo percorso di ripresa. La traiettoria di ripresa si trova infatti a una altezza inferiore alla traiettoria di passata, al fine di consentire all'atleta in barca di estrarre le pale dall'acqua, come indicato in Figura 3.3.3.

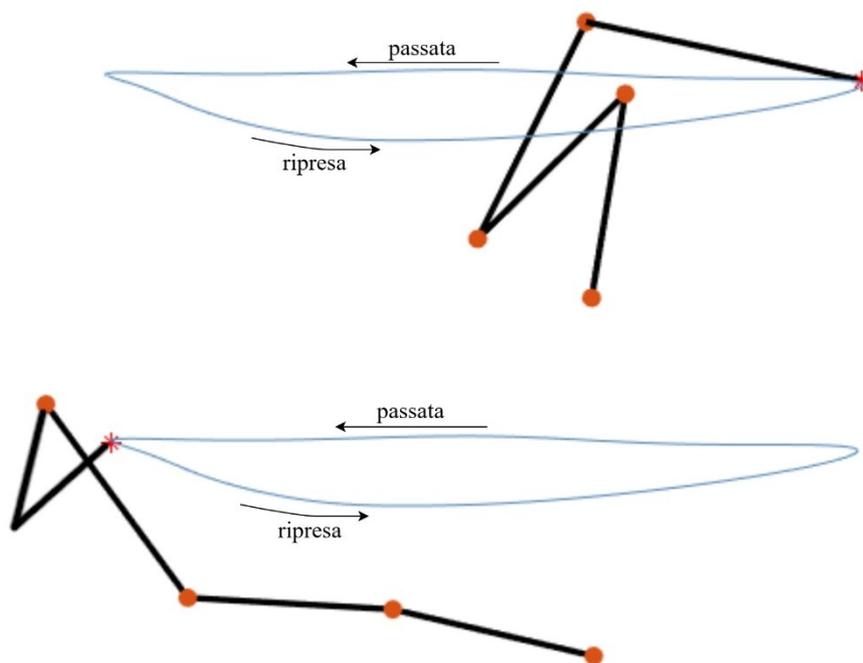


Figura 3.3.3: posizione raggiungibili in finale e in attacco dal modello data una altezza del tiro e i valori di  $q_2, q_3, q_5$

I risultati vengono quindi salvati in due vettori e poi uniti in un unico vettore  $q_4$  di tipo timeseries, dove i valori dal finale all'istante di attacco sono relativi alla ripresa e quelli successivi sono relativi alla passata.

La forma del percorso dei pugni  $p(x, z)$  è stata ricavata a partire dalla forma della traiettoria media degli atleti di alto livello, normalizzata sia in orizzontale che in verticale tra 0 e 1. Lo spazio percorso lungo  $x$  e l'altezza  $z$  dei punti di finale e attacco sono infatti influenzati dalla altezza degli atleti. Il percorso medio è quindi stato moltiplicato lungo  $x$  per il range percorribile dall'atleta e lungo la verticale sono stati supposti 15 cm di arrotondamento.

Il range percorribile viene ricavato dalla geometria dei corpi, dai valori degli angoli articolari in attacco e finale e imponendo l'altezza del tiro, ottenendo così le posizioni dei punti raffigurati con l'asterisco in Figura 3.3.3. In base alla posizione di questi punti, la forma del percorso, rappresentata in blu, viene ridimensionata opportunamente.

Osservando la reazioni vincolare nel carrello in assenza di forze sul manicotto, ottenibili dal modello, si osserva un andamento come quello rappresentato in Figura 3.3.4.

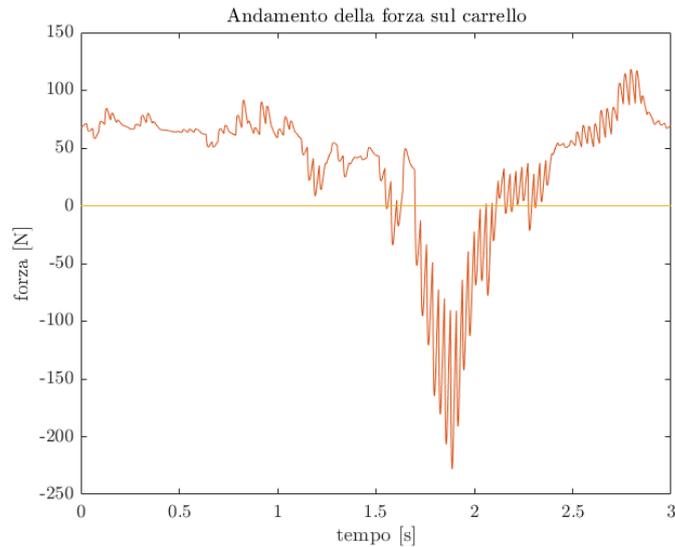


Figura 3.3.4: forza sul carrello nel modello preliminare; se positiva spinge il carrello verso il basso, se negativa lo tira verso l'alto

Oltre a un segnale leggermente disturbato, correggibile intervenendo su alcuni parametri della simulazione, si osserva che la reazione vincolare assume valori negativi verso la posizione di attacco, come se l'atleta fosse trattenuto dal carrello. Questo però non ha un senso fisico, infatti l'atleta è solamente appoggiato al carrello. Questo è anche coerente col fatto che, in questo modello, la caviglia è passiva, mentre nella realtà essa fornisce un contributo di momento che tende a schiacciare l'atleta contro il carrello.

Inserire l'andamento della caviglia ricavato a partire dall'analisi video risulterebbe inappropriato per due motivi: da un lato, poiché la caviglia nella realtà non rimane fissa, questo potrebbe portare a un andamento di  $q_1$  ricavato dai filmati non coerente con l'effettivo movimento; dall'altro imporre il movimento della caviglia richiederebbe la rimozione del carrello dal modello, altrimenti gli arti inferiori sarebbero soggetti a un numero eccessivo di vincoli cinematici. Questo però impedirebbe la corretta trasmissione delle forze al carrello, portando a valori irrealistici dei momenti articolari su caviglia e ginocchio e delle reazioni vincolari sulla pedaliera.

Considerata la necessità di modellare un momento sulla caviglia, si potrebbe ipotizzare di approssimare questa articolazione come una molla torsionale, introducendo un parametro di rigidità nel giunto stesso. Questo approccio risulterebbe però inadeguato, siccome le relazioni tra coppie articolari e angoli articolari della caviglia non sono lineari e, in generale, la sua rigidità non ha un valore noto in letteratura.

### 3.4 Modello ottimizzato

Date le anomalie riscontrate nel modello descritto nel paragrafo precedente, si è deciso di inserire nel modello una parte del piede. L'inserimento di questa porzione permette di modellare l'avampiede come un giunto libero di ruotare, mentre la caviglia diventa un giunto attivo, il cui andamento viene valutato imponendo la cinematica del resto del corpo del rematore e una inclinazione fissa del piede. Il momento articolare così ricavabile nella caviglia, ha l'effetto di non far "sbilanciare" in avanti il corpo dell'atleta.

Questo nuovo corpo viene inserito nel modello con l'inclinazione corrispondente all'inclinazione della pedaliera del remoergometro, e con una posizione dell'avampiede tale da mantenere la caviglia a una altezza  $z = -12$  cm nel word frame.

Si riporta in Figura 3.4.1 il modello realizzato in Simscape Multibody: in azzurro vengono riportati i blocchi di input alle articolazioni, cioè gli andamenti degli angoli articolari; in verde viene rappresentato l'input della forza, mentre i parametri inseriti all'interno dei blocchi dei subsystems, rappresentati in grigio, contengono gli input relativi alle dimensioni del modello; in rosso vengono rappresentati i blocchi di output delle forze vincolari, in arancione gli output dei momenti articolari e in giallo gli output di posizione. In rosa viene rappresentato il blocco necessario al calcolo di  $q_1$  a partire dagli input  $q_2, q_3, q_4, q_5$  e l'inclinazione della pedaliera.

In Figura 3.4.2 viene anche riportata la visualizzazione del modello in Mechanics explorer nella posizione di attacco e finale.

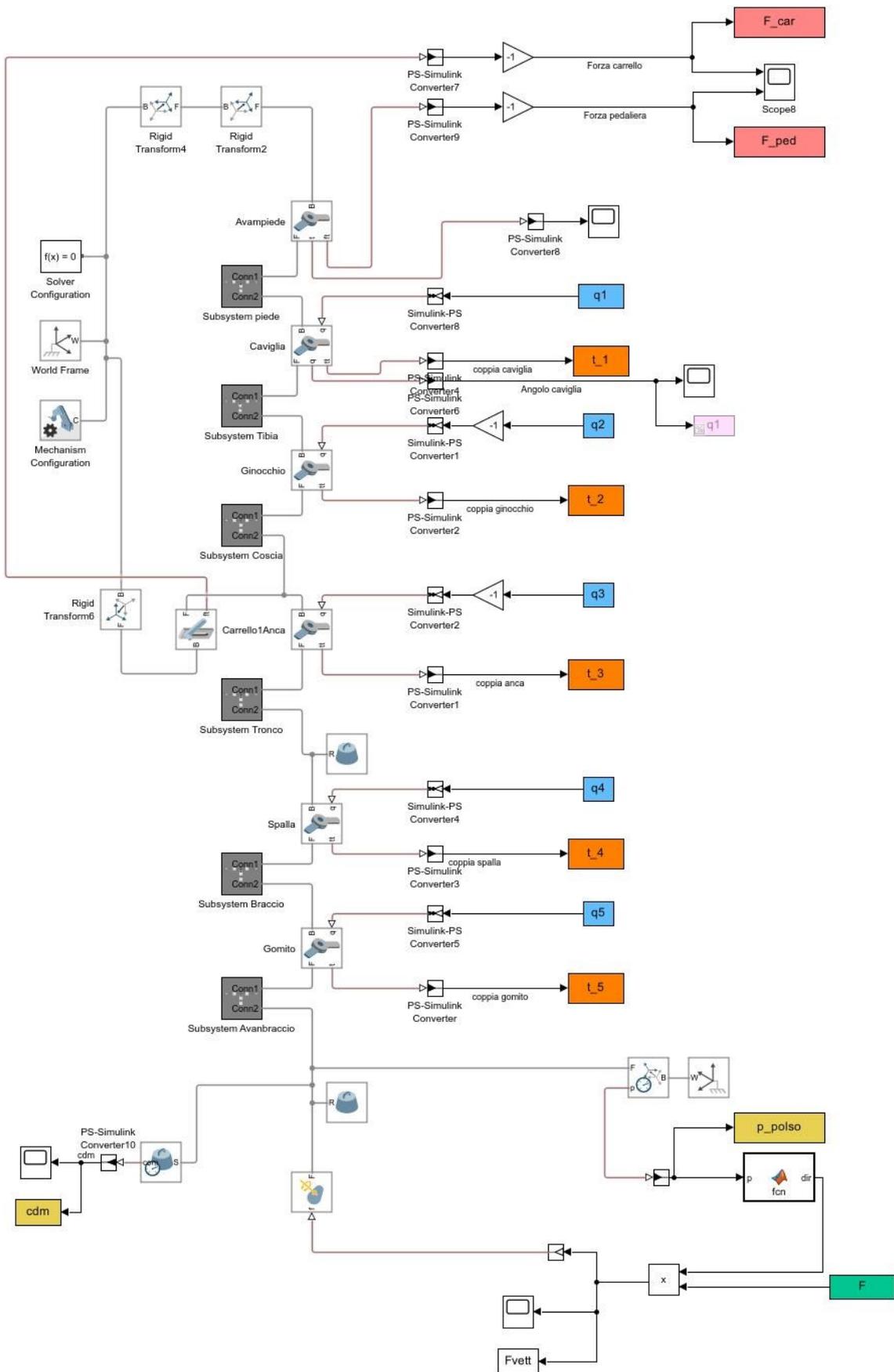


Figura 3.4.1: modello in Simulink; in azzurro e verde gli input, in giallo, arancio e rosso gli output

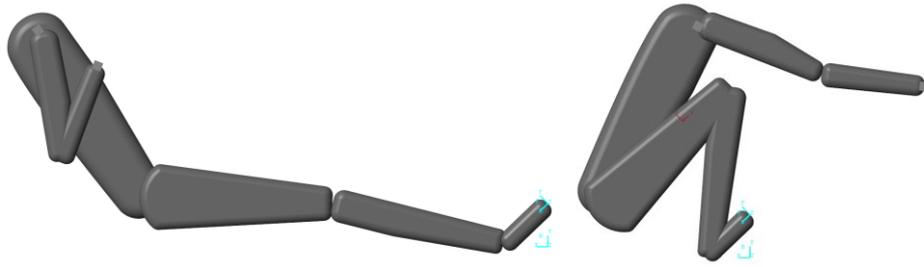


Figura 3.4.2: visualizzazione del modello del rematore nella posizione di finale (a sinistra) e attacco (a destra)

L'andamento dell'angolo articolare  $q_4$  ricavato col modello precedente è comunque valido e viene utilizzato anche in questo caso. Infatti, dalla caviglia in poi non è cambiata la geometria del modello e quindi non cambieranno le relazioni tra spalla-gomito-polso per ottenere il percorso dei pugni desiderato a partire dalla posizione in finale a quella di massima raccolta.

Ottenuto  $q_4(t)$ , il modello Simscape Multibody viene successivamente utilizzato in due fasi. In una prima fase si impone che il piede rimanga fermo e il "joint" della caviglia sia libero di muoversi; in output dal modello risulteranno delle coppie applicate sul giunto sulla punta del piede mentre saranno nulle le coppie sulla caviglia.

In questo modo ad ogni istante  $q_1$  assumerà un valore coerente con la geometria, tale da rispettare gli andamenti del ginocchio, mantenere la punta del piede ferma e far scorrere il punto dell'anca solo lungo l'asse x del s.d.r. "world". Questo andamento viene salvato in una variabile del workspace di MATLAB e utilizzato nella fase successiva. Nella simulazione seguente del modello, vengono infatti imposti gli andamenti di tutti gli angoli articolari dalla caviglia al gomito ( $q_1, q_2, q_3, q_4, q_5$ ) e la punta del piede è libera di muoversi.

Con l'andamento di  $q_1$  ricavato come descritto, l'effetto sarà comunque quello di avere il piede fermo, ma la coppia sarà esercitata dal giunto della caviglia invece che da quello sulla punta del piede, con un comportamento più coerente con ciò che accade nella realtà.

Viene quindi eseguita la simulazione per la durata di un colpo (3 secondi, corrispondenti a 20 colpi/min), impostando la scelta automatica del risolutore e passo variabile di simulazione.

Si analizzano quindi le forze e le coppie ricavate in quest'ultima simulazione da Simscape Multibody, in cui gli input sono gli andamenti articolari  $q_2, q_3, q_5$  ricavati nel Capitolo 2,  $q_1, q_4$  ricavati imponendo la traiettoria dei pugni e la presenza del carrello, e la forza  $F$  il cui andamento è stato supposto.

### 3.5 Forza sul carrello

La forza sul carrello è una forza in direzione verticale, il cui andamento viene riportato in Figura 3.5.1 a partire dall'istante di finale.

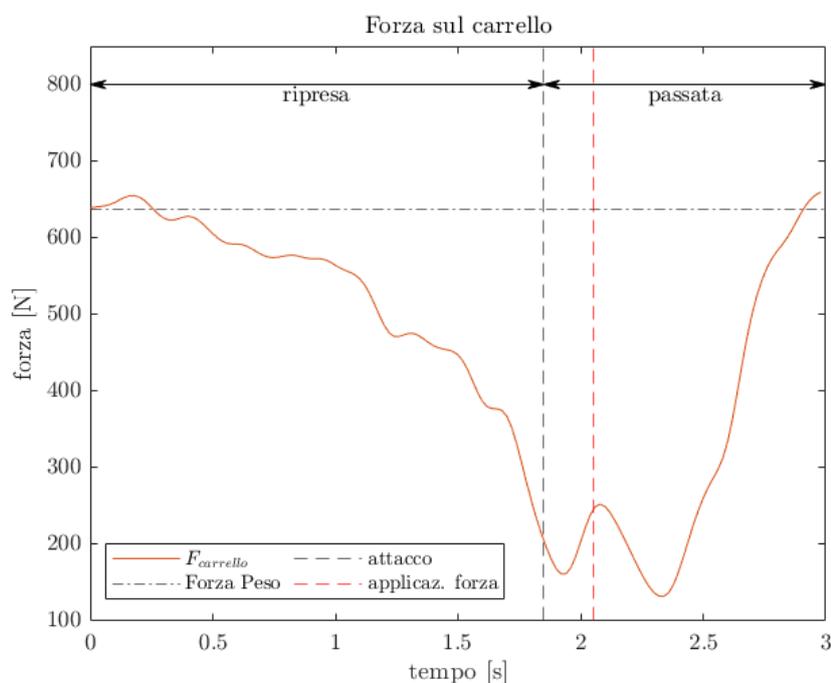


Figura 3.5.1: forza sul carrello, caso  $MHF=P$

La forza sul carrello in finale ( $t=0$  in figura) ha un valore pari alla forza peso dell'atleta. In ripresa questo valore diminuisce, coerentemente col fatto che il peso viene scaricato sui piedi man mano che l'atleta si porta dalla posizione di finale alla posizione di attacco.

Anche in assenza di forze sul manico, la forza sul carrello diminuisce dal finale all'attacco e aumenta dall'attacco al finale, come riportato in Figura 3.5.2. Viene inoltre raggiunto un valore maggiore della forza peso dell'atleta stesso, legato all'accelerazione verticale della massa dell'atleta.

Quando invece è presente una forza sul manico, si ha una ulteriore diminuzione delle forze sul carrello durante la passata, raggiungendo valori di forza minima minori man mano che aumenta la forza sul manico.

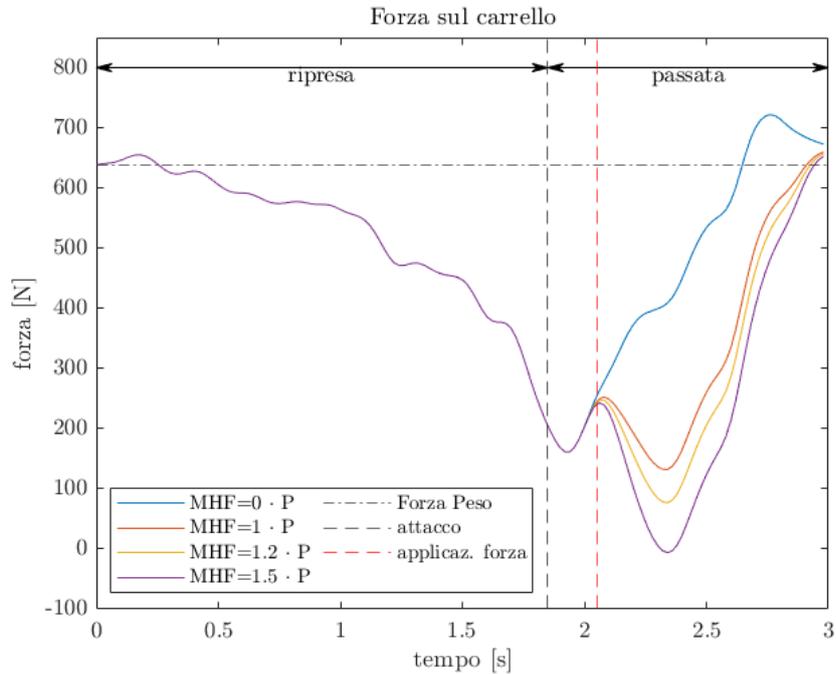


Figura 3.5.2: confronto tra le forze esercitate sul carrello con diversi valori di MHF sul maniccotto;  $P$ =forza peso

Con l'aumento della massima forza sul maniccotto (maximum handle force, MHF), diminuisce la forza sul carrello durante la passata. La rimozione del peso dal carrello viene comunemente chiamata sospensione; essa viene correlata a una buona performance siccome rimuovere il peso dal carrello corrisponde a una efficace trasmissione della forza dai piedi al maniccotto, con i piedi che spingono sulla pedaliera con il tronco e le spalle che si attivano per facilitare la sospensione ([33], [34], [64]). Il parametro della sospensione viene calcolato come

$$SS = \text{seat suspension} = 1 - \frac{F_{\text{carrello}}}{P_{\text{atleta}}}$$

e l'andamento corrispondente è quello riportato nella seguente Figura 3.5.3.

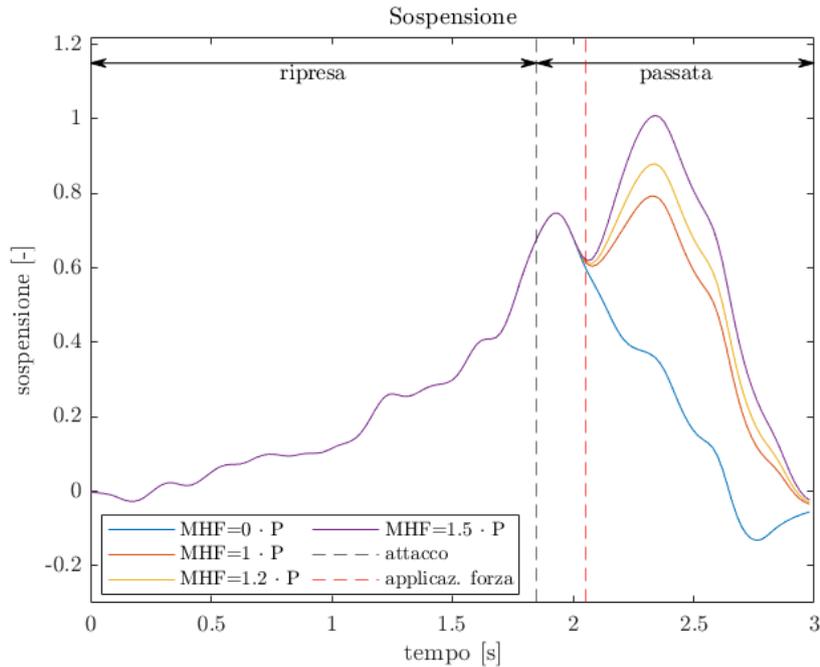


Figura 3.5.3: confronto tra la sospensione ottenuta con diversi valori di MHF sul manicotto

La sospensione dal carrello è quindi una conseguenza stessa del movimento, che tende a spostare il peso dal carrello ai piedi man mano che si va verso l'attacco; un valore maggiore di sospensione è legato alla capacità dell'atleta di esercitare sul manicotto una forza tale da sollevarsi.

### 3.6 Forza sulla pedaliera

Anche l'andamento della forza sulla pedaliera è legato al movimento dell'atleta durante la palata. La forza viene impressa dall'atleta principalmente in direzione normale alla pedaliera stessa, come mostrato in Figura 3.6.1.

La forza risultante aumenta in modulo man mano che l'atleta si porta dalla posizione di finale a quella di attacco. In passata il valore della forza sulla pedaliera supera anche in modulo il valore della forza peso  $P$ . La forza sulla pedaliera, infatti, non deve solamente sostenere una parte del peso, ma è anche la reazione vincolare legata al movimento che trasmette la forza sul manicotto dalle mani ai piedi.

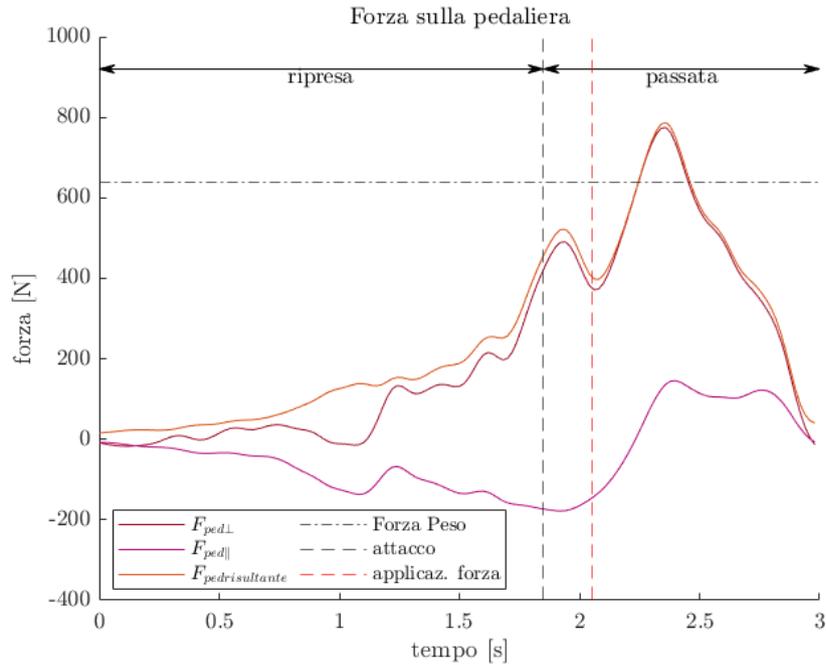


Figura 3.6.1: forza sul carrello, caso  $MHF=P$

Modificando il valore imposto nella simulazione della forza massima sul maniccotto (MHF), si osserva che a valori maggiori di MHF corrispondono picchi maggiori di forza sulla pedana, che però avvengono sempre nello stesso istante di tempo a parità di “force curve”, come riportato in Figura 3.6.2. Se la forza sul maniccotto è invece nulla, il peso dell’atleta non si scaricherà mai completamente sulla pedana.

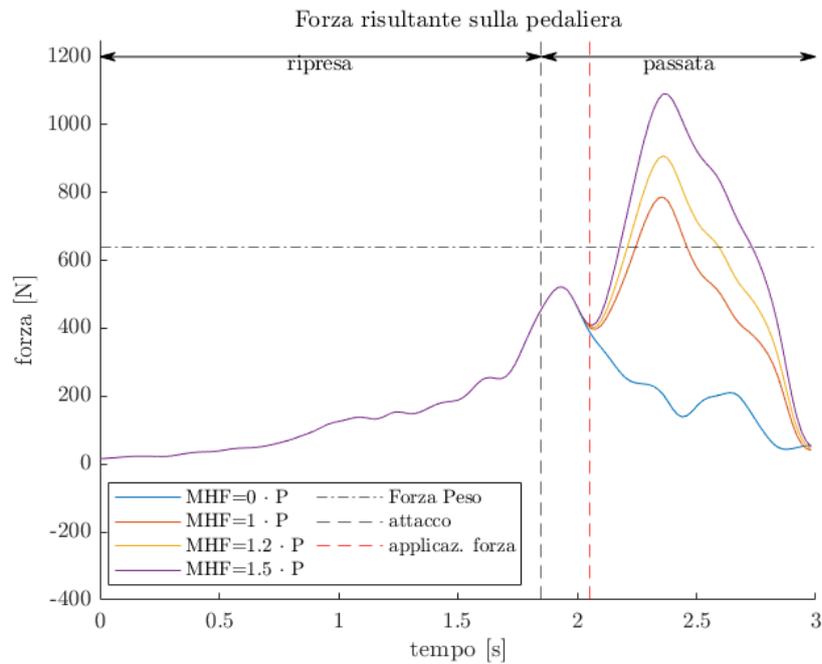


Figura 3.6.2: confronto tra le forze risultanti sulla pedaliera con diversi valori di MHF sul maniccotto;  $P$ =forza peso

Osservando i tempismi delle forze su carrello, pedaliera e manicotto, si osserva che il massimo della forza sulla pedaliera corrisponde a un minimo della forza sul carrello, ma questo non avviene nell'istante di massima forza sul manicotto, come viene mostrato nel grafico seguente.

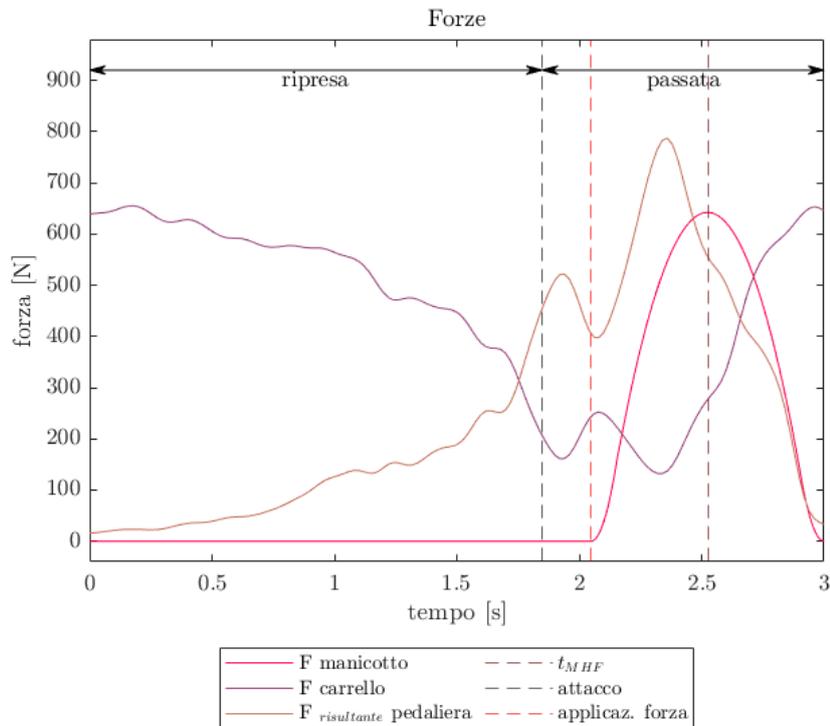


Figura 3.6.3: forza sul manicotto, forza sul carrello e forza sulla pedaliera in funzione del tempo

Il momento in cui la forza sul carrello è minima non è pertanto strettamente vincolato all'istante di massima forza.

### 3.7 Movimento del centro di massa

La posizione del centro di massa del modello può essere calcolata attraverso il blocco “Inertia sensor” in Simuscape multibody. La sua valutazione è importante soprattutto perché in barca il movimento del centro di massa rispetto alla barca stessa determina il movimento di beccheggio dello scafo. Il confronto del movimento del centro di massa del corpo con movimenti più facilmente misurabili, come quello di carrello o pugni, è utile per valutare se esso possa essere approssimato da uno di essi.

Osservando la posizione di questo punto nel tempo, si osserva che il suo spostamento lungo x, pari a 0,76 m, è circa la metà dello spostamento dei pugni lungo la stessa direzione, pari a 1,50 m. La posizione del centro di massa lungo x in finale coincide approssimativamente con la posizione del carrello, ma i due andamenti si discostano durante il movimento per

l'effetto della rotazione del busto e la estensione/flessione delle braccia, che hanno l'effetto di far avanzare maggiormente il centro di massa rispetto al carrello. La differenza minima tra le posizioni lungo x di questi due punti è di 0,015m, registrata in finale, mentre la massima è di 0,178m, registrata in attacco, come si osserva anche in Figura 3.7.1. Dato il legame di queste differenze con la rotazione dell'anca, esse sono influenzate dal ROM dell'anca dell'atleta nell'esecuzione del gesto.

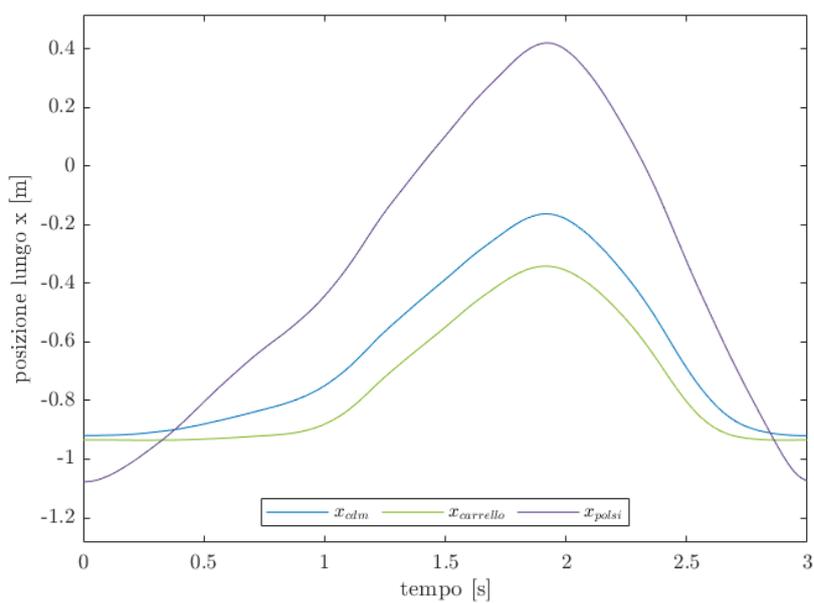


Figura 3.7.1: posizione lungo x del centro di massa del corpo, rispetto alla posizione lungo x del carrello e dei polsi

Essendo la trattazione bidimensionale, lo spostamento lungo l'asse y è nullo. Lungo z invece si hanno delle piccole variazioni, legate soprattutto alla rotazione del busto rispetto all'anca che ha l'effetto di far variare la posizione lungo z del centro di massa del tronco, oltre che alla flessione degli arti inferiori che sposta anche rispetto alla verticale i centri di massa di tibia e coscia. Il movimento degli arti superiori ha un effetto minore sulla coordinata z del centro di massa complessivo data la loro massa limitata rispetto alla massa complessiva del corpo.

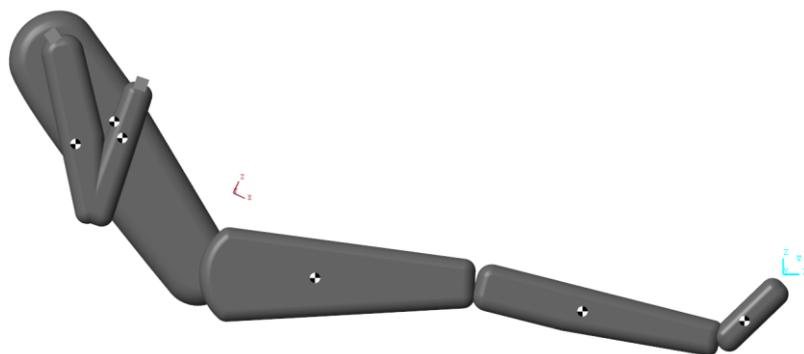


Figura 3.7.2: posizioni del centro di massa dei singoli corpi e del meccanismo complessivo (rappresentato con la terna in rosso); in azzurro il sistema di riferimento world

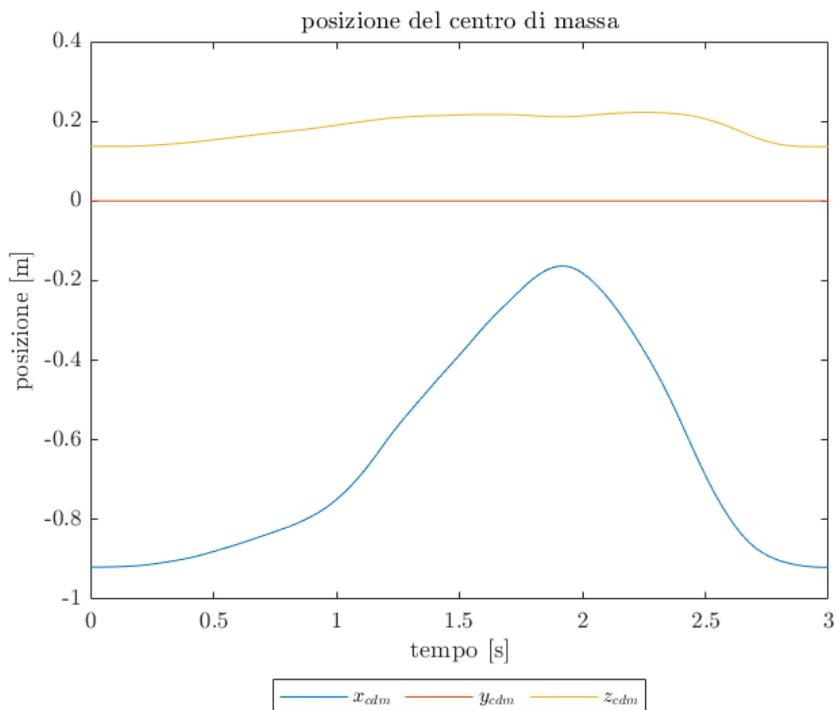


Figura 3.7.3: posizione del centro di massa rispetto al sistema di riferimento world

Il percorso risultante del centro di massa viene riportato in Figura 3.7.4, dove si evidenzia la forma del percorso del centro di massa in relazione a quella dei pugni e all'atleta rappresentato in posizione di finale. Tra passata e ripresa non si riscontrano percorsi molto distinti, a conferma del fatto che la diversa altezza degli arti superiori nelle due fasi non contribuisce in modo significativo, data la massa ridotta di questi segmenti corporei rispetto alla massa totale. Verso il finale, sia in passata che in ripresa, si evidenzia lo spostamento sia in direzione obliqua, legato al movimento di braccia e busto, mentre verso l'attacco il movimento del centro di massa è prevalentemente in direzione orizzontale.

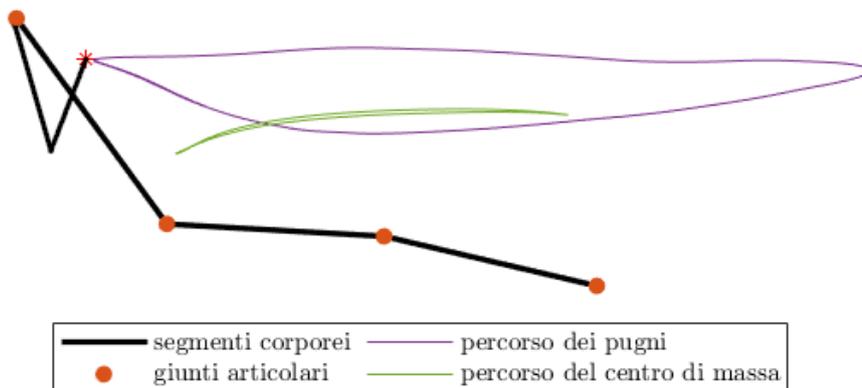


Figura 3.7.4: percorso del centro di massa e dei pugni

### 3.8 Momenti articolari

Il modello realizzato in Simscape Multibody permette di ottenere, a partire dai dati forniti, gli andamenti delle coppie articolari necessarie per il movimento.

Quando la forza è nulla, i momenti articolari corrispondenti sono quelli riportati in Figura 3.8.1. Questa situazione corrisponde al movimento “a vuoto” dell’atleta, che si sta muovendo solo avanti e indietro sul carrello.

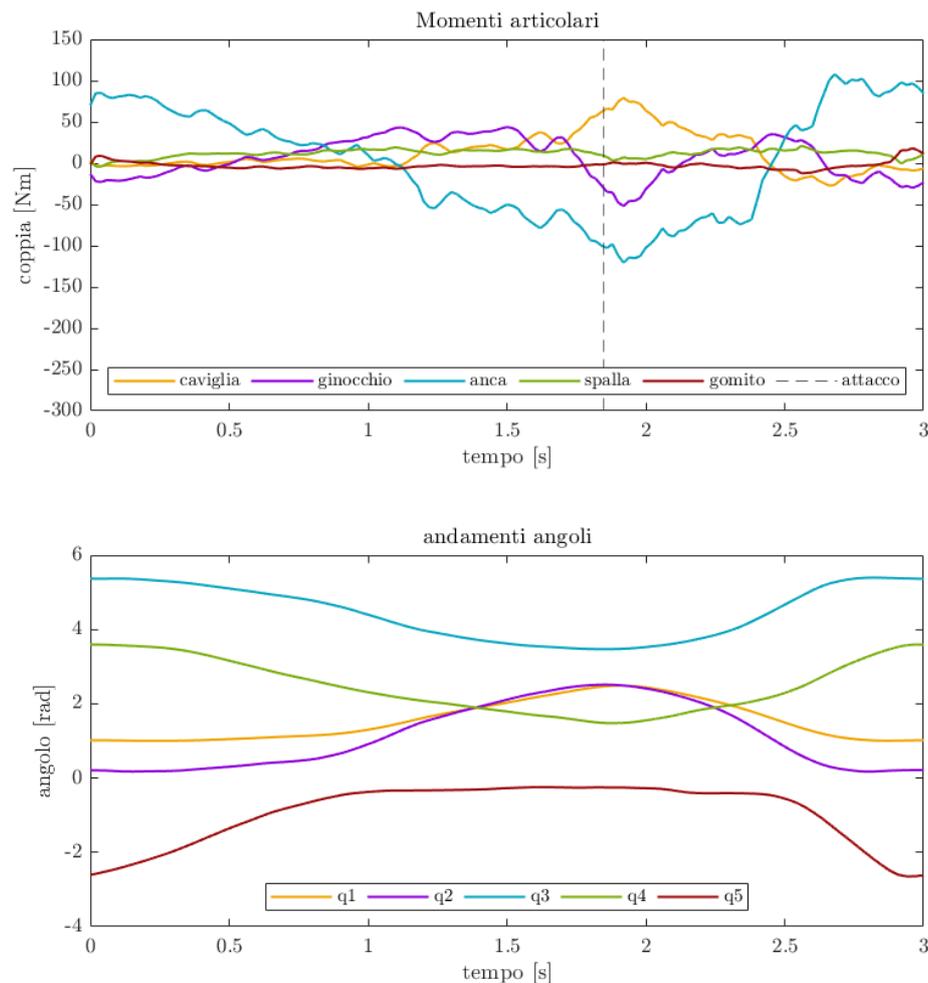


Figura 3.8.1: momenti articolari in assenza di forza sui pugni, con i corrispondenti movimenti degli angoli

Osservando ad esempio la coppia del ginocchio, essa all’inizio della ripresa è negativa, per contrastare la chiusura dell’angolo del ginocchio quando le gambe sono ferme e si stanno muovendo principalmente busto e braccia. Poi, dopo 0,46 s diventa positiva, per permettere la chiusura dell’angolo tra tibia e coscia (aumento dell’angolo  $q_2 = \pi - \theta_{GIN}$ ). Alla fine della ripresa ( $t=1,78$  s) questa coppia torna negativa per permettere di rallentare il carrello. All’inizio della passata assume valori negativi per attuare il movimento delle gambe e poi i successivi valori positivi sono legati al rallentamento del movimento delle gambe. Nonostante il movimento avvenga sempre in assenza di forze, il massimo ha un valore assoluto di 43 Nm, mentre il valore minimo, raggiunto in passata, ha un valore di -52 Nm.

Questo perché il movimento in passata è più veloce di quello in ripresa, quindi è necessaria una accelerazione maggiore, da cui una coppia maggiore.

Nell'andamento della coppia sull'anca si nota soprattutto la presenza di una coppia positiva alla fine della ripresa ( $t > 2,46$  s), necessaria per arrestare il movimento del tronco che altrimenti si sbilancerebbe indietro. Si osserva inoltre che i valori assoluti maggiori vengono raggiunti dalla coppia sull'anca all'attacco. Questo corrisponderà a dei carichi sulla schiena in questo momento della palata, soprattutto quando la forza è presente. Le coppie elevate sull'anca sono legate al fatto che ad essa è connesso il tronco, che rappresenta il 43% della massa corporea, il cui peso viene in parte scaricato sul carrello.

Nel caso in cui sul modello venga inserita la forza precedentemente descritta, che simula la resistenza offerta dal remoergometro, i valori massimi e minimi dei momenti articolari aumentano in modulo. Come si osserva in Figura 3.8.2, gli andamenti dei momenti in ripresa non cambiano, siccome in questa fase non c'è una forza applicata neanche in questo caso.

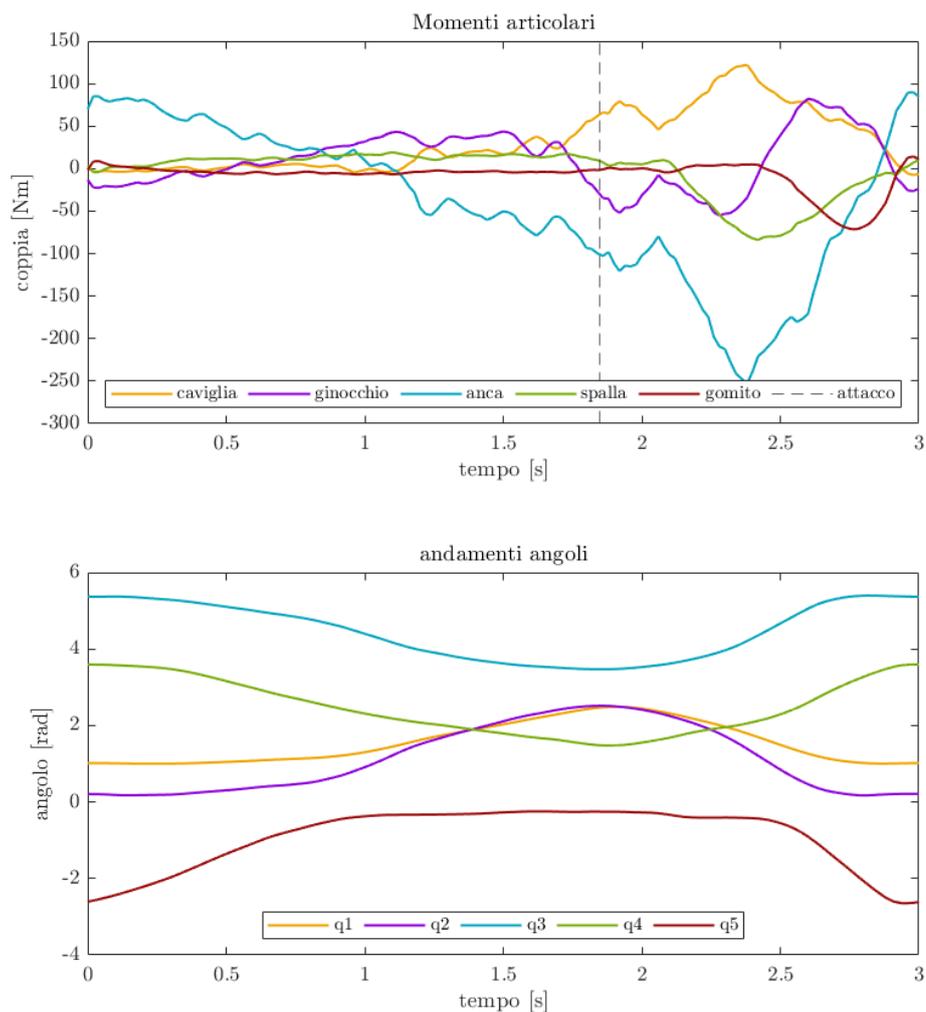


Figura 3.8.2: momenti articolari nel caso di forza applicata sui pugni, con i corrispondenti movimenti degli angoli

Il momento dell'anca rimane quello con modulo maggiore, raggiunto in passata prima dell'istante di massima forza. La forza sul manicotto raggiunge infatti il suo valore massimo a 2,53 s, mentre il momento massimo dell'anca viene raggiunto a 2,38 s, praticamente contemporaneamente all'istante in cui la forza sul carrello è minima (2,34 s), cioè si ha la massima sospensione. A  $t=2,38$  s si ottiene anche la massima accelerazione angolare del busto rispetto alle cosce. La coppia sull'anca è infatti legata non solo alla forza applicata sui pugni e al braccio di questa forza rispetto al giunto, ma anche alla massa del tronco che viene accelerata e poi decelerata.

Le braccia forniscono il loro contributo nella parte finale della passata ( $t > 2,46$  s), mentre la coppia sull'anca impedisce al tronco di estendersi eccessivamente invertendo il suo segno rispetto al resto della passata ( $t > 2,86$  s) e la coppia sulle ginocchia prima arresta il movimento del carrello esercitando una coppia positiva ( $t > 2,44$  s) e poi evita che le gambe si pieghino attraverso una coppia nuovamente negativa ( $t > 2,9$  s)

### 3.9 Confronto con dati di letteratura

I dati di forza ricavati dal modello sono stati confrontati con alcuni dati presenti in letteratura di casi in cui le forze sono state misurate.

Confrontando infatti gli andamenti ricavati dal modello con quelli da [24], [30], [65] si ottengono delle buone corrispondenze.

[24], il cui riferimento nei grafici sottostanti è 'letteratura 1', ha eseguito uno studio coinvolgendo atleti di livello differente e analizzato i dati normalizzandoli rispetto al peso ed esprimendoli come percentuale di completamento della palata a partire dall'attacco fino all'attacco successivo. Pertanto, si riportano i dati del modello in questa stessa forma. Si sono presi come riferimento gli andamenti dei grafici di questo studio relativi a uno step a 18 colpi/min.

[30] analizza invece il movimento e le forze esercitate da un solo atleta, con una massa di 78 kg. Anche questi dati vengono riportati normalizzati con il peso. La MHF complessiva registrata è di circa 850N, che corrisponde a 1,1 volte il peso dell'atleta. I dati sono stati registrati a 34 colpi/min. Il corrispondente riferimento nei grafici è 'letteratura 2'.

[65] esegue uno studio su più atleti, ma riporta solamente gli andamenti relativi a uno di essi, con massa pari a 103,5kg, e solamente per la fase di passata. La corrispondenza nella legenda dei grafici è 'letteratura 3'.

Osservando i valori della forza sulla pedaliera, riportati in Figura 3.9.1, si osserva che si ha una buona corrispondenza dei dati. La posizione dei punti massimi delle curve varia leggermente, probabilmente anche in conseguenza del fatto che la durata della passata occupa una percentuale diversa del colpo nei tre casi.

Si sottolinea che solo in questa sezione gli andamenti dei grafici sono stati riportati a partire dall'attacco in modo da adottare la medesima convenzione adottata dagli studi citati. Nel resto dell'analisi l'inizio della palata è stato invece considerato in finale.

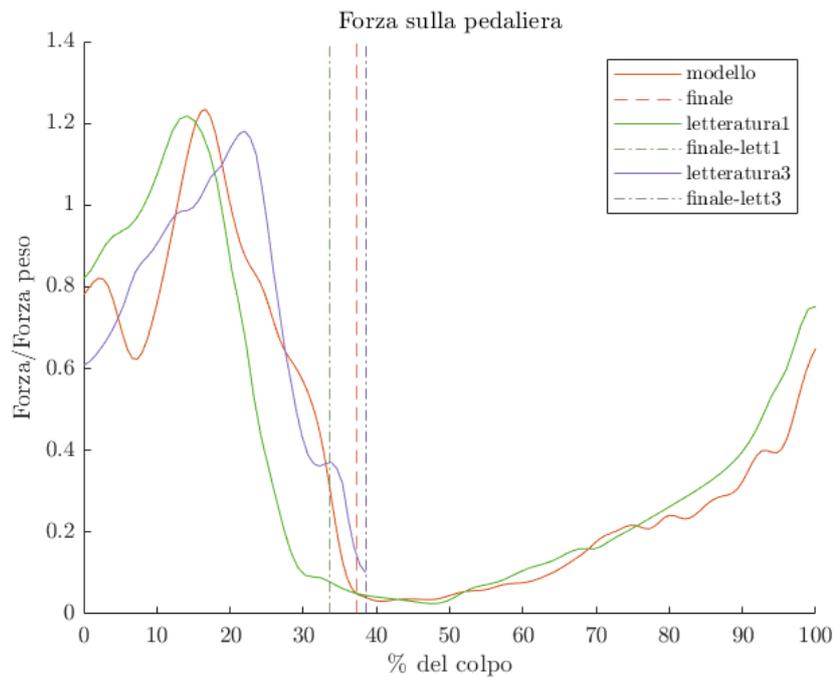


Figura 3.9.1: forza sulla pedaliera, confronto con i dati in letteratura, a partire dall'istante di attacco

Anche l'andamento della forza sul carrello ha un andamento simile tra le diverse fonti, con differenze legate anche alle diverse frequenze nelle remate.

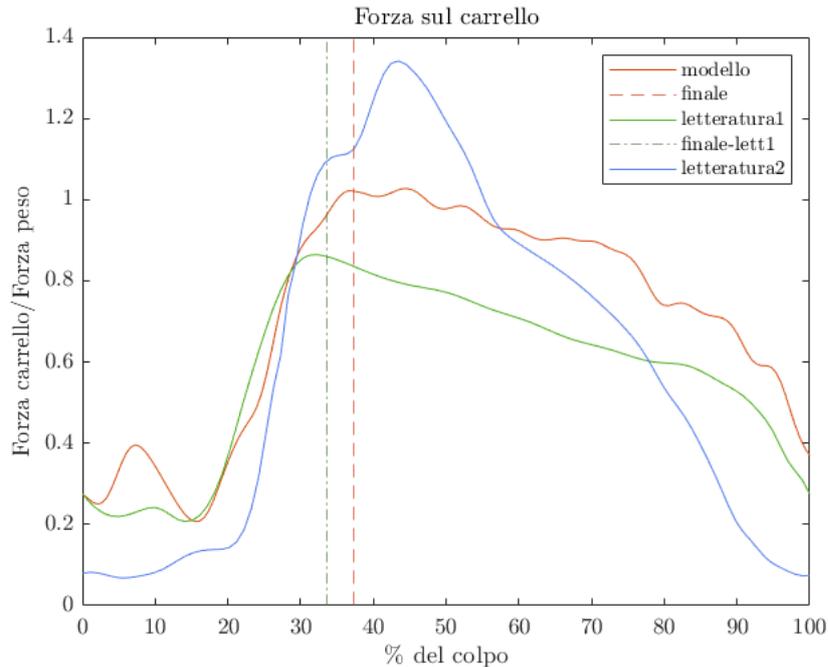


Figura 3.9.2: forza sulla pedaliera, confronto con i dati in letteratura, a partire dall'istante di attacco

### 3.10 Legame tra forze esercitate e movimento

Come spiegato nel capitolo precedente, ci sono alcuni errori comuni che comunemente gli atleti commettono e che vengono corretti dagli allenatori. Uno di questi è il movimento più o meno anticipato al busto in attacco, che rappresenta una delle principali differenze tra i vari stili di remata. [53] classifica quattro stili di remata, che si distinguono principalmente per due aspetti: l'enfasi durante la passata (game o busto) e il tempismo nell'utilizzo di gambe e tronco in passata (simultaneo o sequenziale).

Il primo aspetto è soprattutto legato ai range of motion di gambe e una sua analisi porterebbe a modificare gli andamenti degli angoli articolari in modo piuttosto arbitrario e si è quindi evitato. Il secondo aspetto è invece legato a un tempismo nella coordinazione e una sua analisi può essere effettuata modificando l'andamento dell'angolo dell'anca  $q_3$ .

L'autore di [53] confronta le potenze sviluppate, ma non le forze, tra i diversi stili, affermando che una attività simultanea di gambe e tronco produce una forma più rettangolare della curva della potenza, ma con un picco minore di potenza massima. Questo porta a una pressione più costante sulle pale con una miglior efficienza propulsiva. Un movimento sequenziale permette invece di raggiungere un picco di potenza maggiore ma causando un maggior slittamento della pala, che causa perdite di energia.

Per ottenere i due diversi tipi di movimento, viene modificato l'andamento di  $q_3$ , in modo tale che, nel caso sequenziale l'angolo del busto venga mantenuto costante all'inizio della ripresa, mentre nel caso simultaneo si anticipa la variazione di  $q_3$  a partire dall'attacco, eseguendola più velocemente. In Figura 3.10.1 si riportano gli andamenti considerati.

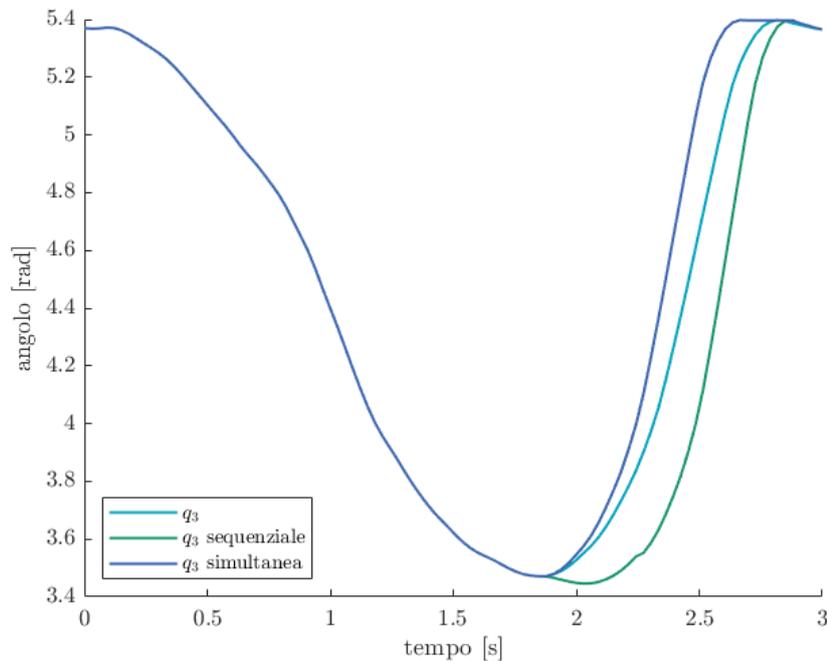


Figura 3.10.1: andamento dell'angolo dell'anca per le tecniche differenti

In Figura 3.10.1 si osserva come all'attacco, al fine di mantenere lo stesso angolo del busto all'attacco, l'angolo dell'anca deve comunque non rimanere costante in conseguenza al movimento delle gambe.

Analogamente a quanto fatto in precedenza, utilizzando il modello Simscape Multibody vengono ricalcolati  $q_1$  e  $q_4$  nei due casi, al fine di mantenere lo stesso percorso dei pugni e il piede con la stessa inclinazione del caso precedentemente analizzato. Gli andamenti ottenuti di  $q_4$  vengono riportati in Figura 3.10.2.

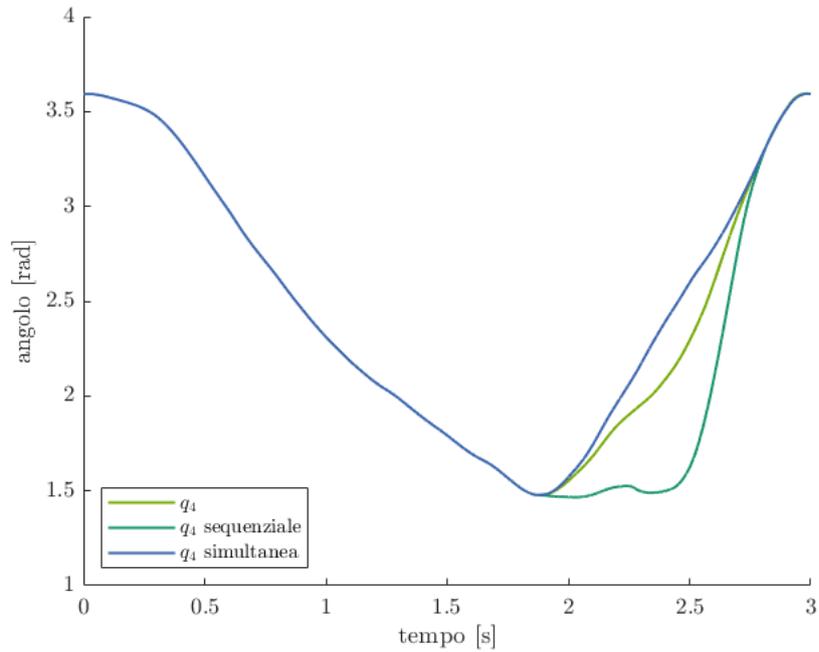


Figura 3.10.2: andamento dell'angolo della spalla, modificato in conseguenza al diverso andamento di  $q_3$  per poter mantenere il medesimo percorso dei pugni

Si confrontano quindi gli andamenti delle forze esercitate su carrello e pedaliera.

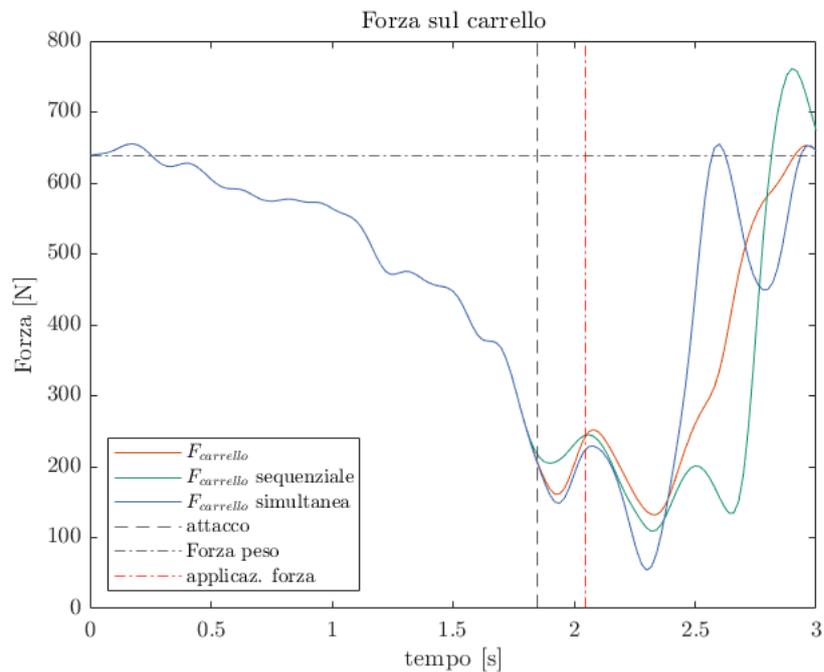


Figura 3.10.3: confronto tra le forze esercitate sul carrello con i diversi stili di remata

Osservando la forza sul carrello, essa non cambia in ripresa non cambiando il movimento nei tre casi. All'inizio della passata, tra l'istante di attacco e l'inizio dell'applicazione della forza, con la tecnica sequenziale si ha una forza leggermente maggiore scaricata sul carrello, ma le tecniche in questo breve lasso di tempo non sembrano presentare eccessive differenze se, come in questo caso, si considera un uguale tempo di catch slip per le due

tecniche. Infatti, siccome questo intervallo è legato al tempo impiegato dall'atleta per avere una velocità tale da accelerare il volano, dipenderà dalla velocità dei pugni raggiunta. Con una modellazione come quella fatta, l'andamento dei giunti  $q_1, q_2, q_5$  è rimasto invariato, e quindi per la tecnica sequenziale è principalmente il contributo di  $\dot{q}_2$  a dare velocità ai pugni, mentre nel caso di tecnica simultanea si sommano i contributi degli angoli  $q_2$  e  $q_3$ , a cui corrisponde una velocità dei pugni maggiore in modulo, da cui è presumibile un minor catch slip. Questa variazione nel catch slip non è stata considerata in questa analisi.

Dall'istante in cui viene applicata la forza sul manicotto, le curve hanno andamenti diversi. Rispetto al caso in cui vengono considerati gli andamenti medi degli angoli articolari (riportato in arancione in Figura 3.10.3), la tecnica simultanea permette di avere una maggior sospensione nella prima metà della passata, ma che termina anche prima. La tecnica sequenziale permette invece di mantenere più a lungo la sospensione, ma con un picco di forza applicata che supera anche la forza peso stessa dell'atleta. In quest'ultimo caso la forza media applicata sul carrello in passata (dall'attacco al finale) è di 278,9 N, mentre nel caso di partenza era di 313,7 N, e nel caso di tecnica simultanea 330,7 N. La tecnica sequenziale è quindi quella che permette di avere una minor forza media applicata sul carrello da cui una maggior sospensione in media, mentre la tecnica simultanea è quella che permette di raggiungere un valore di sospensione maggiore.

La differenza tra forza massima e forza minima sul carrello per la tecnica di riferimento in questa analisi è di 544 N, mentre la tecnica sequenziale porta a  $\Delta F_{car,passata}$  pari a 715 N e quella simultanea a 677 N. Questa variazione nella forza sul carrello può portare su una barca a movimenti verticali dell'imbarcazione che comportano dissipazioni di energia.

Anche la forza sulla pedaliera subisce delle variazioni nonostante il movimento degli arti inferiori rimanga lo stesso: cambia infatti la posizione del centro di massa e la conseguente differente distribuzione del peso tra pedaliera e carrello.

Si osserva come nella tecnica sequenziale la forza risultante sulla pedaliera, riportata in Figura 3.10.4, continui ad assumere valori maggiori della forza peso dell'atleta anche nella seconda metà della fase propulsiva, con un valore medio complessivo (496,2 N) maggiore rispetto alle altre due remate analizzate (rispettivamente nella tecnica di riferimento il valore medio di  $F_{pedaliera}$  nella fase di passata è 461,9 N e in quella simultanea 451,8 N). Quindi, come prevedibile, a una minor forza sul carrello corrisponde una maggior forza sulla pedana. Esse, insieme con la forza peso dell'atleta e una piccola componente verticale della forza sul manicotto, sono le uniche forze che agiscono in direzione verticale sul sistema.

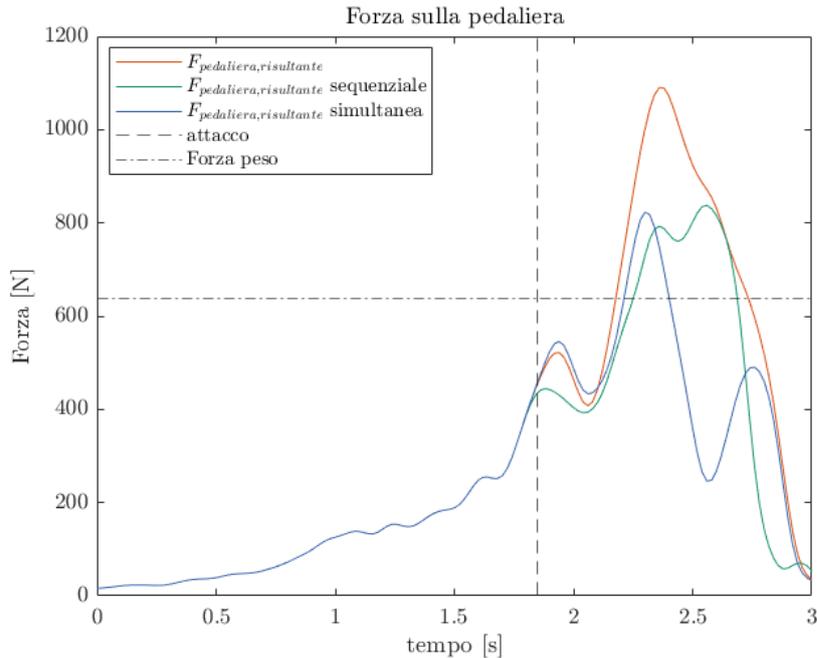


Figura 3.10.4: confronto tra le forze esercitate sulla pedaliera con i diversi stili di remata

Si osserva come, nonostante l'andamento della forza sul manico sia lo stesso nei tre casi, l'istante in cui la sospensione è massima (cioè la forza sul carrello è minima) non coincide nei tre movimenti: è pertanto presente un legame tra il movimento e la sospensione ottenuta, e non solo tra la forza applicata e la sospensione ottenuta (come osservato nel paragrafo 3.5).

Le forze su pedaliera e carrello sono quelle che, nel caso della remata in acqua, agiscono sull'imbarcazione, in aggiunta alla forza trasmessa attraverso lo scalm, al peso stesso dell'imbarcazione, all'attrito dell'acqua e la spinta idrostatica. Di queste forze, quelle che presentano una componente in direzione verticale sono: la forza sulla pedaliera, la forza sul carrello, il peso dell'imbarcazione e la spinta. La forza sulla pedaliera e quella sul carrello agiscono anche sull'atleta e scrivendo l'equazione del moto in direzione verticale dell'atleta si ottiene:  $F_{carrello,v} + F_{pedaliera,v} + F_{manicotto,v} = m a_v + m g$ .

La forza sul manico in direzione verticale è trascurabile (nella simulazione del modello si ottiene un modulo massimo della forza in direzione verticale pari a 7N) e pertanto la somma della forza sul carrello e della forza sulla pedaliera in direzione verticale sarà sempre pari alla somma di forza peso e del prodotto tra massa e accelerazione in direzione verticale.

In Figura 3.10.5 si riporta l'andamento delle componenti verticali delle forze agenti sul rematore.

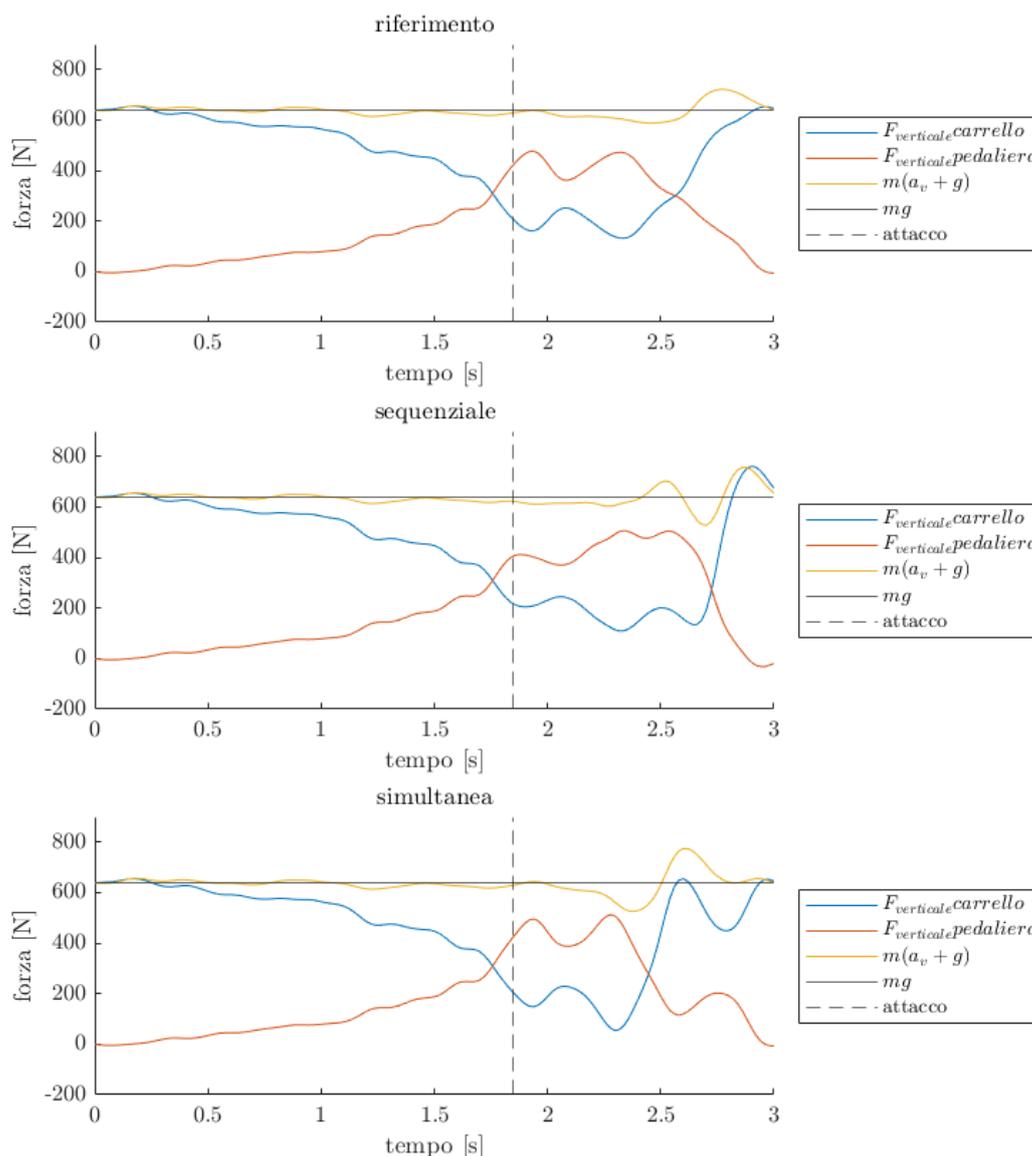


Figura 3.10.5: forze agenti sul rematore in direzione verticale

Si osserva come durante la gran parte della palata non ci siano evidenti accelerazioni della massa dell'atleta in direzione verticale e la curva gialla in Figura 3.10.5, rappresentante la somma della forza sul carrello e della proiezione in direzione verticale della forza sulla pedaliera, sia per gran parte della palata coincidente con la sola forza peso. In tutti e tre i casi però, durante la passata ma in momenti diversi, si nota la presenza di una accelerazione in questa direzione. La variazione di questa forza sembra connessa maggiormente al tempismo di accelerazione del busto piuttosto che all'istante di massima forza sul maniccotto, come mostrato in Figura 3.10.6. Questo è presumibilmente legato al fatto che il movimento del busto è ciò che fa variare maggiormente la posizione verticale del centro di massa, e quindi un suo brusco spostamento genera delle accelerazioni in direzione verticale.

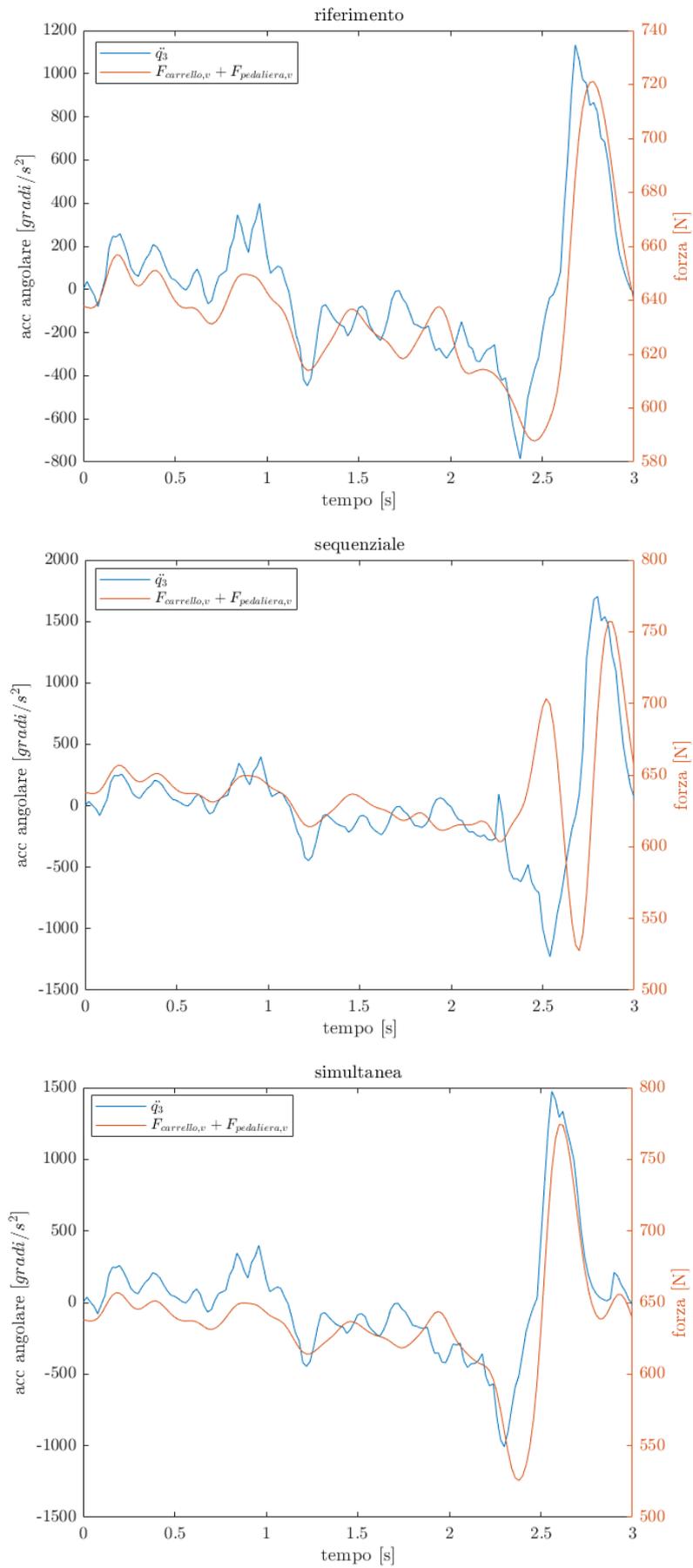


Figura 3.10.6: accelerazione angolare del busto e forza in direzione verticale con le diverse tecniche

Queste variazioni nella somma  $F_{carrello,v} + F_{pedaliera,v}$  si ripercuotono anche sullo scafo, provocando dei movimenti verticali, in aggiunta a quelli di beccheggio causati dallo spostamento del centro di massa del sistema barca-atleta rispetto alla barca stessa. Queste azioni tendono a rallentare l'imbarcazione, la cui velocità dovrebbe essere il più possibile orizzontale e senza variazioni.

In direzione orizzontale, invece, agiscono la forza sul manicotto e la forza sulla pedaliera. L'equazione del moto sarà quindi  $F_{manicotto} + F_{pedaliera,oriz} = m \cdot a_{oriz}$ .

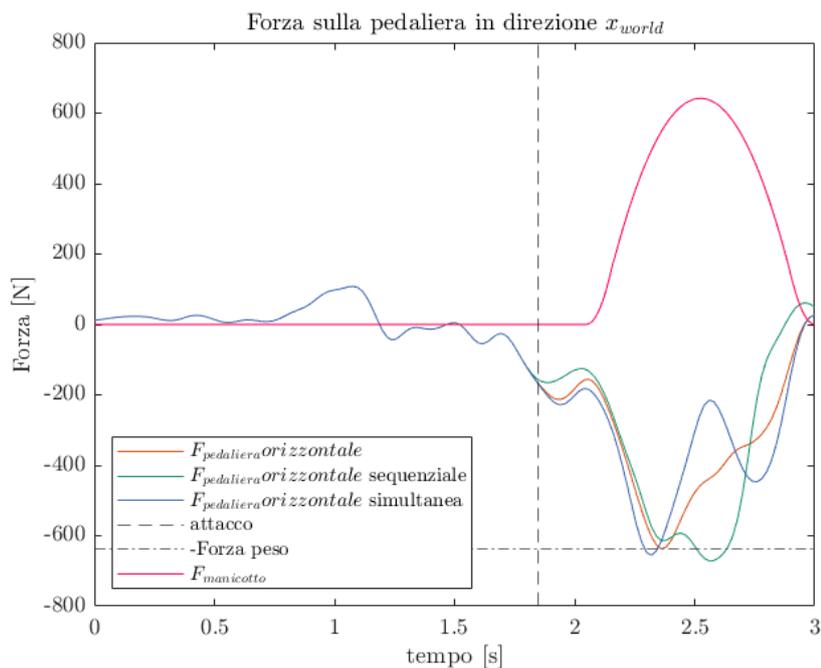


Figura 3.10.7: forze agenti sul rematore in direzione orizzontale

L'accelerazione del centro di massa del sistema è quindi legata alla somma tra la forza sul manicotto e la forza in direzione orizzontale sulla pedana (con segno). Quando il modulo della forza orizzontale sulla pedaliera è minore della forza sul manicotto, la massa decelera ma continua a spostarsi verso il finale. Osservando l'andamento di questa somma di forze, riportato in Figura 3.10.8, si osserva che all'inizio della passata il corpo accelera nel verso negativo di  $x$ , per poi decelerare nella seconda metà della passata. La tecnica simultanea permette di accelerare velocemente la massa dell'atleta all'attacco in direzione del finale, a scapito di una accelerazione in verso opposto nella seconda metà della passata più pronunciata rispetto alle altre due tecniche.

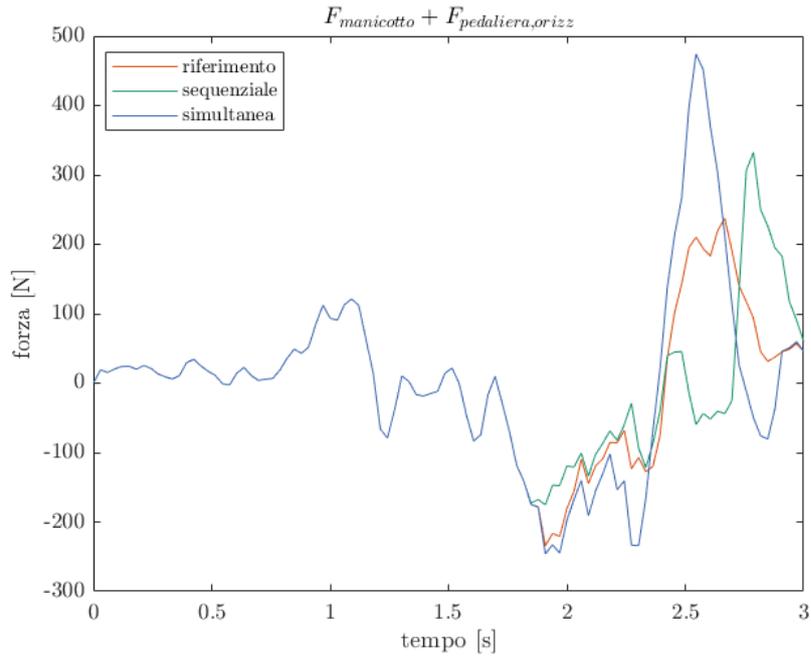


Figura 3.10.8: somma delle forze agenti sul rematore in direzione orizzontale, pari al prodotto della massa per l'accelerazione orizzontale del centro di massa

L'analisi effettuata in questo paragrafo è stata eseguita mantenendo lo stesso percorso dei pugni e lo stesso andamento dell'angolo del gomito  $q_5$ . Questo porta a una differente velocità dei pugni nei tre casi.

Se si fosse imposta una stessa traiettoria dei pugni, fornendo come input la posizione dei pugni ad ogni istante temporale  $p(x, z, t)$ , si sarebbe ottenuto un movimento non corretto. Infatti, volendo rispettare i vincoli forniti di  $q_1$ ,  $q_2$  e  $q_3$  insieme con quello della traiettoria, si sarebbero dovute lasciare come variabili  $q_4$  e  $q_5$  (cioè, gli angoli di spalla e gomito) e all'attacco, pur di avere la stessa posizione dei pugni in ogni istante, si sarebbe ottenuta una flessione anticipata delle braccia nella tecnica sequenziale e una flessione posticipata nella tecnica simultanea, ma questo non è previsto dalle due tecniche. Per questo motivo si è imposta solamente la stessa traiettoria, con la conseguenza di ottenere velocità diverse nei tre casi.

Per come sono stati costruiti gli andamenti di  $q_{3,sequenziale}$  e  $q_{3,simultanea}$ , entrambi raggiungono velocità maggiori rispetto alla  $q_3$  di partenza, siccome il movimento del busto è stato concentrato prima o dopo il movimento delle gambe (come si osserva in Figura 3.10.1) ma si è mantenuta la stessa durata nella passata. La velocità media, sia dei pugni che di  $q_3$ , sarà quindi uguale nei tre casi siccome si è mantenuto lo stesso ROM dell'anca e la stessa lunghezza della palata.

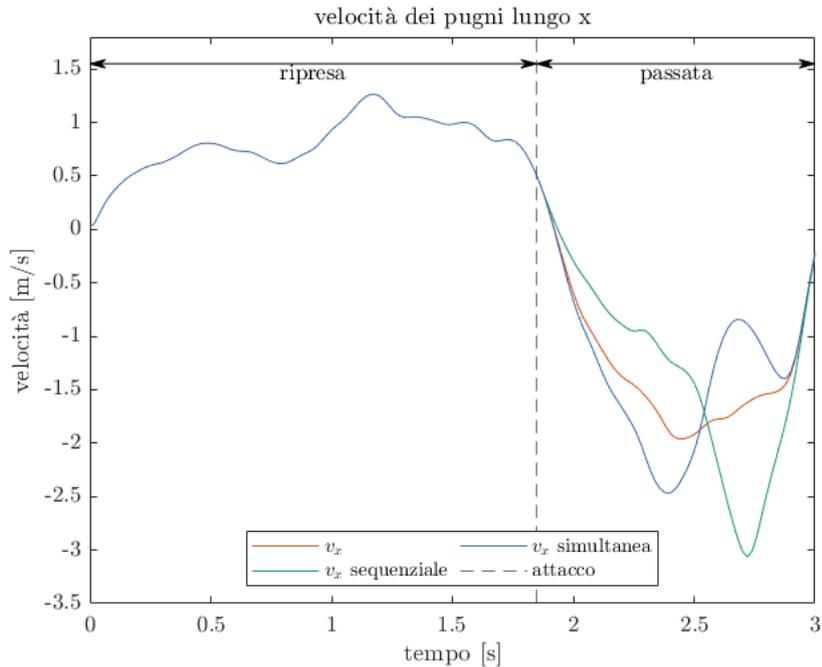


Figura 3.10.9: confronto tra le velocità dei pugni in direzione x con i diversi stili di remata

La tecnica simultanea prevede il movimento del busto anticipato, che permette di ottenere una velocità maggiore all’inizio della passata. In questo frangente in entrambi le tecniche le braccia sono pressoché distese, e la velocità dei pugni è funzione delle lunghezze dei segmenti corporei e dell’angolo di ginocchio e anca. Il movimento simultaneo di queste due articolazioni è ciò che permette di ottenere una velocità più elevata all’attacco, che presumibilmente permette anche di ridurre il tempo di catch slip, siccome si ottiene prima una velocità tale da far ingranare il meccanismo a ruota libera. Quest’ultimo aspetto non è stato considerato in questa analisi.

La tecnica sequenziale invece, nella prima parte della passata fa affidamento solo sul movimento delle gambe e pertanto la velocità raggiunta dai pugni è minore. Nella seconda metà di passata però, la velocità angolare delle anche si combina con l’azione di flessione delle braccia, e pertanto si ottengono velocità maggiori.

Come mostrato in Figura 3.10.9, le velocità dei pugni nei tre casi si sovrappongono nuovamente negli ultimi istanti della palata, quando agiscono solamente le braccia in tutti e tre i casi.

Conseguentemente a un diverso movimento, saranno differenti anche le coppie articolari sviluppate. Esse non sono una stima diretta delle forze muscolari, ma a una azione di flessione/estensione di ciascun giunto vengono collegati determinati muscoli del corpo: ad esempio la flessione del ginocchio viene eseguita mediante i muscoli bicipite femorale, il semimembranoso, il semitendinoso e il sartorio, mentre la sua estensione viene eseguita

dal quadricipite femorale e dal retto femorale; altri muscoli sono invece connessi al movimento degli altri giunti.

Si osserva in Figura 3.10.10 che, nonostante vengano modificati i movimenti solamente di anca e spalla, gli andamenti delle coppie articolari sono diversi. Questo aspetto è legato al fatto che modificando il movimento dell'anca si ottiene, oltre che una diversa posizione del centro di massa, anche una diversa posizione dei pugni e quindi un diverso punto di applicazione della forza  $F$  sul manicotto.

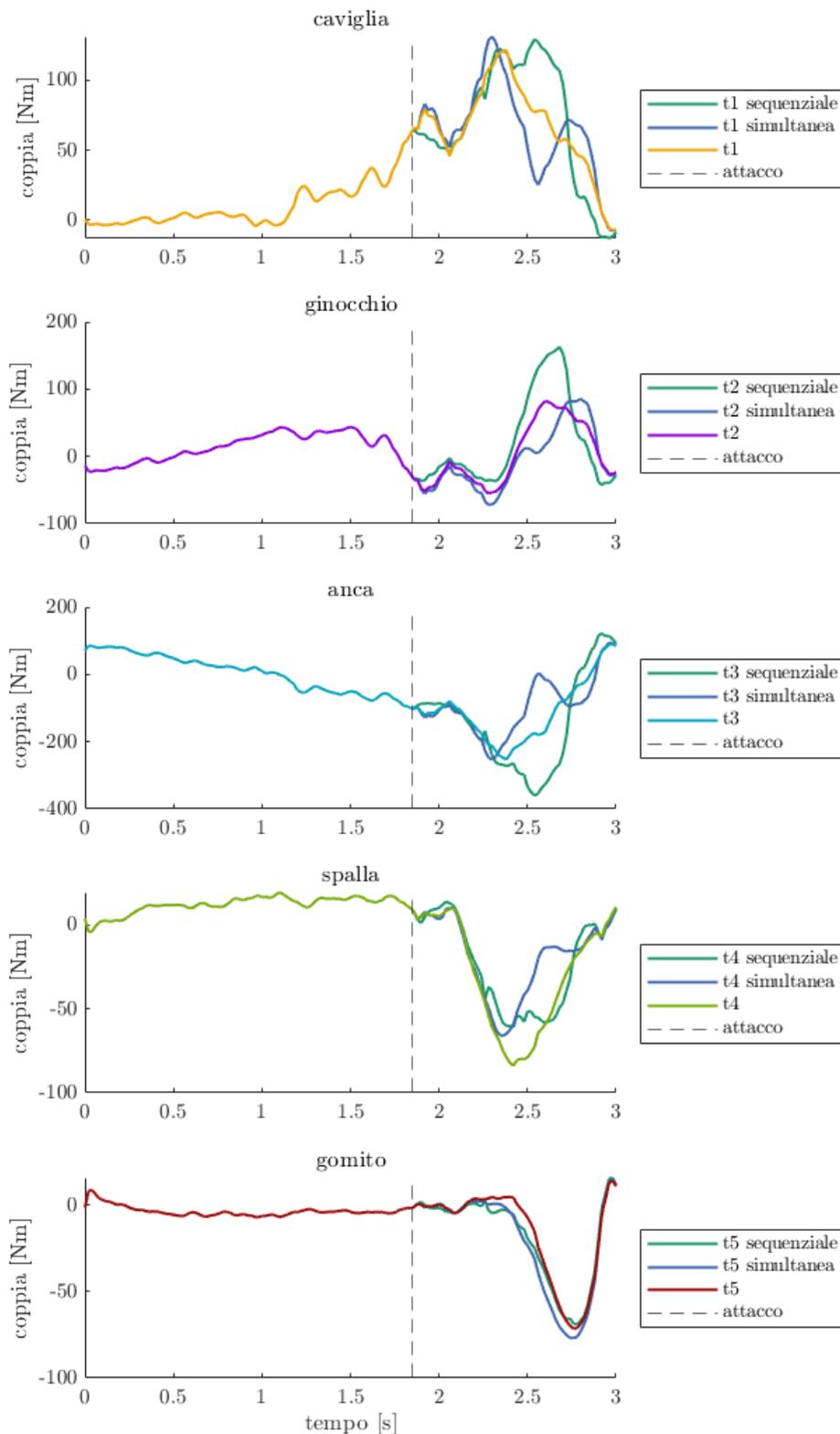


Figura 3.10.10: momenti articolari ricavati imponendo le tre varianti del movimento

Nella tecnica sequenziale il movimento dell'anca viene ritardato, ma rimane invariata la forza sul manicotto ad ogni istante. Pertanto, sotto queste condizioni, il movimento dell'anca viene eseguito in una fase in cui la forza è elevata e per questo si ottiene una coppia sull'anca elevata in modulo circa a metà passata. Il movimento ritardato dell'anca

richiede una coppia maggiore nella fase finale della passata per contrastare l'inerzia del busto che porterebbe a continuare l'estensione dell'anca. Per ottenere il movimento richiesto con questa tecnica è anche necessaria una coppia elevata del ginocchio nella stessa fase in cui la velocità dei pugni  $v_{x,sequenziale}$  ha il suo valore massimo.

Con la tecnica simultanea, il movimento si concentra in una fase in cui la forza non è particolarmente elevata (o nulla se prima dell'inizio dell'applicazione della forza), e pertanto la coppia necessaria a eseguire il movimento è minore.

Le piccole variazioni nella forza del gomito sono legate al fatto che, nonostante l'andamento di questo angolo sia uguale in tutti e tre i casi, cambia l'andamento dell'angolo della spalla, e di conseguenza cambia l'orientamento della forza rispetto al polso e quindi anche il momento angolare del gomito. Il momento del gomito non è invece influenzato dalle variazioni nella posizione del tronco essendo in posizione distale rispetto a esso.

Moltiplicando ciascun momento articolare con la rispettiva velocità angolare, si ottengono le potenze in ciascun giunto. Esse sono fortemente influenzate dall'ipotesi di forza sul manico uguale nelle tre tecniche. Potenze negative sono legate a un verso opposto tra forza e movimento, e quindi o a un assorbimento di energia tramite una contrazione eccentrica oppure un trasferimento di energia ad altri link, come evidenziato da [6]. Osservando i grafici in Figura 3.10.11, si osserva che nel caso di tecnica sequenziale, si ha un minimo nella potenza del ginocchio in corrispondenza di un massimo della potenza dell'anca ( $t=2,6$  s): questo suggerisce un trasferimento di energia da ginocchio ad anca in questa fase, come osservato anche da [6].

Osservare quindi le sole potenze articolari senza considerare il trasferimento di potenza tra giunti, reso possibile dai muscoli connessi a entrambe le articolazioni, potrebbe portare a conclusioni errate sui muscoli coinvolti. È necessaria quindi una analisi più dettagliata, misurando anche dati rilevati con l'elettromiografia, per identificare al meglio i muscoli coinvolti nel gesto.

Si osserva però come, nella tecnica sequenziale, essendo il movimento concentrato verso il finale (come si evince dalle Figura 3.10.1, Figura 3.10.2, Figura 3.10.9) presenta potenze maggiori in questa fase, con valori massimi maggiori rispetto alle altre tecniche. Nella realtà però i valori di forza, e soprattutto la posizione del suo picco, variano in funzione del movimento. Questa interazione tra il valore della forza sul manico e il movimento evidenzia la necessità di una misura effettiva della forza per fare valutazioni coerenti sui tre stili di remata e sulle conseguenze potenze articolari.

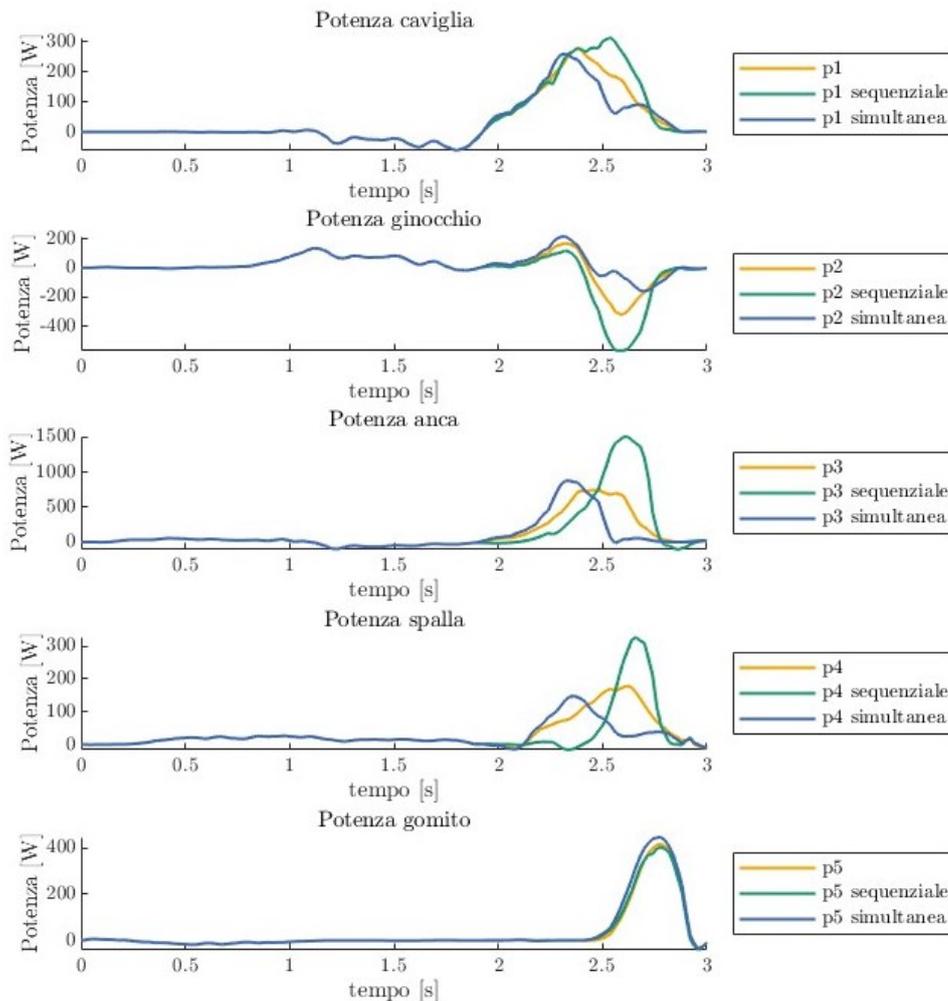


Figura 3.10.11: potenze sviluppate nei giunti

### 3.11 Modifica del ritmo

L'analisi degli andamenti delle forze viene ripetuta aumentando il ritmo delle remate. Come riferimento si usano anche in questo caso gli andamenti degli angoli articolari ricavati nel capitolo precedente, relativi al gruppo "alto livello" relativi allo step 3. In questa fase del protocollo, il ritmo prescritto è di 28 colpi/min, che corrispondono a 2,14 s per ciascuna remata.

La curva della forza viene modificata di conseguenza, impostando un catch slip minore rispetto al caso precedente (0,17 s al posto di 0,2 s), a partire dal nuovo istante di attacco definito come il momento in cui inizia l'inversione del movimento del ginocchio.

È stata mantenuta la medesima forma della traiettoria dei pugni, con un arrotondamento pari a 0,15 m e una escursione dei pugni lungo x di 1,50 m.

Si riportano qui gli andamenti degli angoli articolari e dei momenti corrispondenti, ottenuti dalla simulazione.

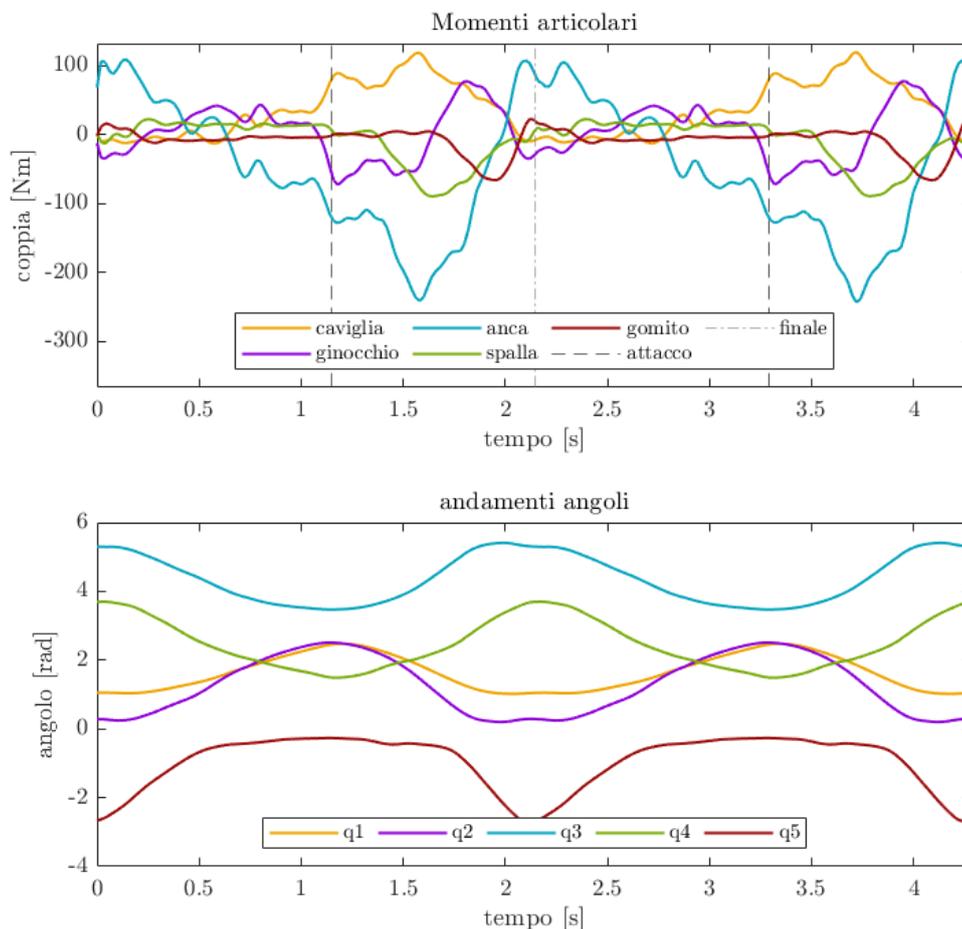


Figura 3.11.1: andamenti articolari e momenti articolari con un ritmo di 28 colpi/min

Le differenze tra gli andamenti articolari a ritmi differenti sono già state discusse nel capitolo 2.9. Si osservano qui alcune differenze tra i valori riscontrati dei momenti articolari.

Come primo aspetto, se nel caso precedente la differenza tra il primo e il secondo colpo era trascurabile, in questo caso, essendo il movimento più rapido, le accelerazioni in gioco sono maggiori, da cui derivano coppie leggermente maggiori all'inizio del secondo colpo. Sempre a causa della maggior velocità di esecuzione del gesto, nonostante la forza massima sul manico sia uguale nei due casi, le coppie articolari sviluppate sono maggiori a una frequenza più elevata rispetto a quelle riscontrate a 20 colpi/min.

Anche le forze su carrello e pedaliera presentano delle differenze.

La forza sul carrello, il cui andamento nel tempo è riportato in Figura 3.11.2, raggiunge valori minimi leggermente inferiori rispetto al caso a 20 colpi/min (step 1) (132 N nel primo

step, 123 N nel terzo), ma mostra picchi maggiori in finale (653 N nel primo step, 715 N nel terzo), superando la forza peso dell'atleta.

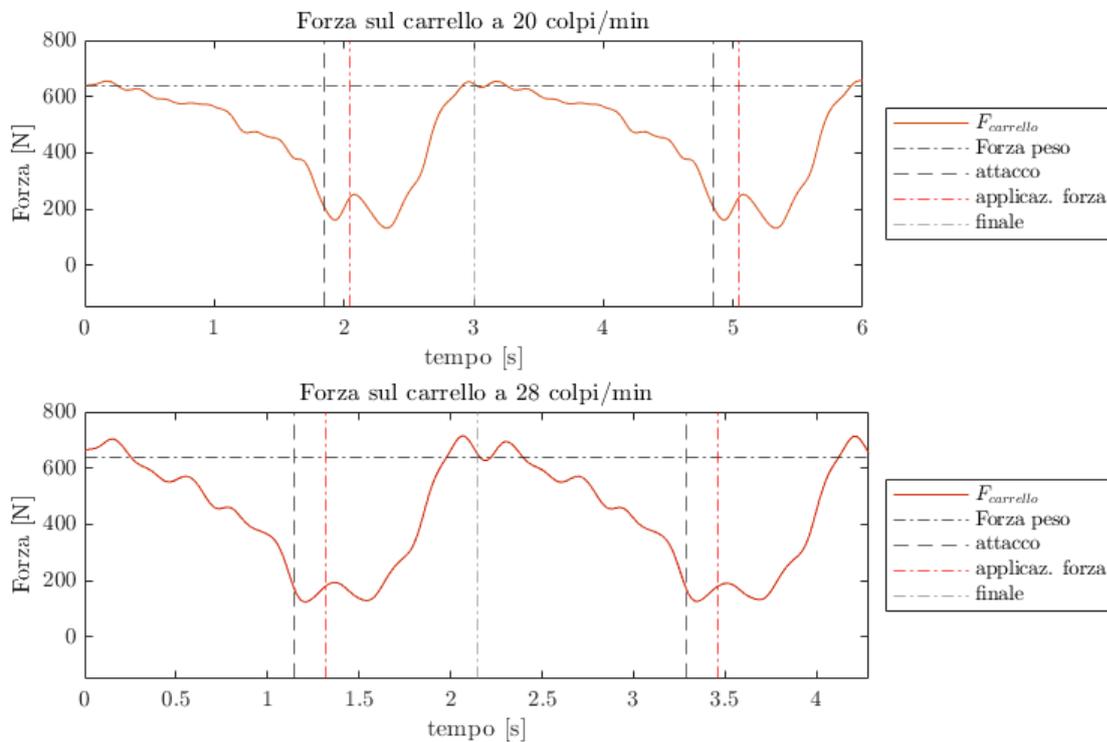


Figura 3.11.2: andamento della forza sul carrello ai due diversi ritmi

Anche la forza sulla pedaliera presenta un andamento analogo nei due casi, leggermente deformato dato che l'attacco si trova in una posizione anticipata rispetto al completamento della palata. Non sono presenti significative differenze nei valori massimi e minimi raggiunti dalla forza risultante sulla pedaliera. Si nota solamente una minor diminuzione della forza sulla pedaliera tra l'attacco e l'inizio dell'applicazione della forza sul manicotto, legato a un minor catch slip impostato. Per quanto riguarda la componente perpendicolare della forza sulla pedaliera, vengono registrati valori negativi nella prima parte della ripresa quando il ritmo è elevato: l'atleta deve quindi "tirare" i piedi in questa fase, e infatti sia le scarpette presenti sulle imbarcazioni sia la pedana del remoergometro hanno dei lacci con cui fissare i piedi dell'atleta.

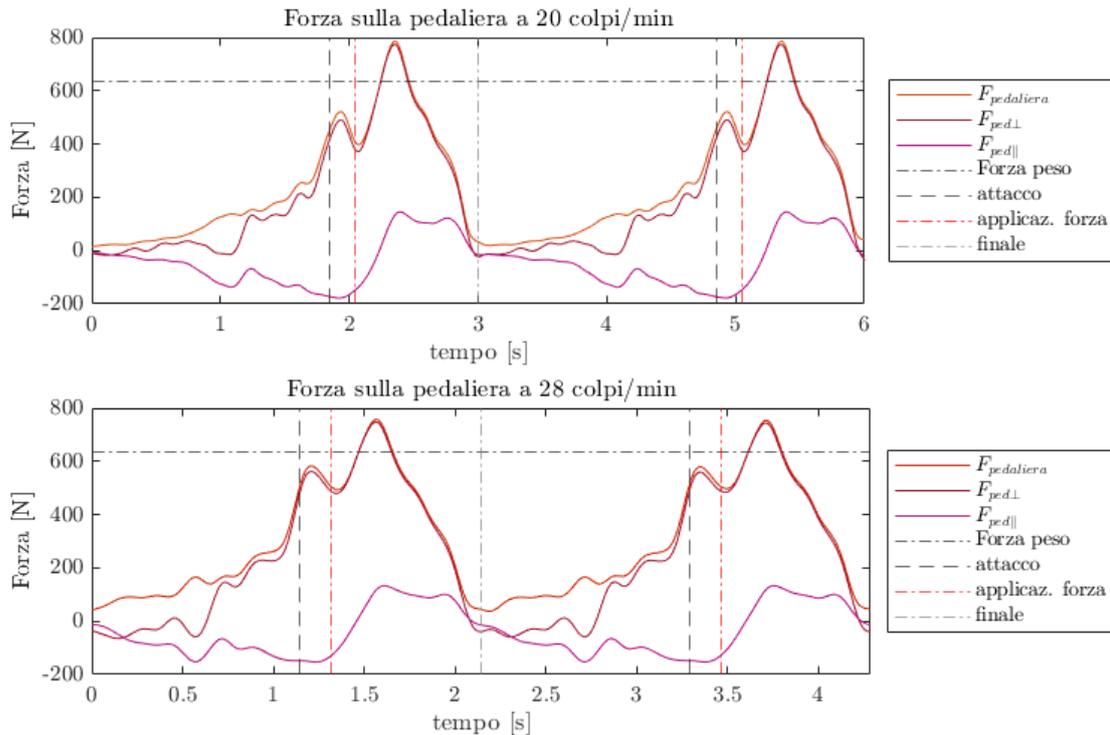


Figura 3.11.3: andamento della forza sul carrello ai due diversi ritmi

### 3.12 Conclusioni

L'analisi effettuata in questo capitolo ha permesso di ottenere degli spunti importanti per una futura misura delle forze sul remoergometro, volta in primo luogo a verificare quanto riscontrato dal modello multibody.

L'approssimazione di una curva di forza sul manicotto indipendente dal movimento è sicuramente una limitazione di questa analisi, in quanto la resistenza offerta dal remoergometro è funzione del movimento stesso dell'atleta e l'atleta, cercando di esprimere la maggior potenza possibile, modifica anche il valore di forza massima e media. Il modello al computer fornisce però uno strumento su cui è relativamente semplice variare determinati parametri senza influire sugli altri. Ad esempio, un atleta fisico non sarebbe in grado o farebbe molta fatica a esprimere la medesima forza massima modificando la tecnica di voga, avendo lui ormai interiorizzato la sua tecnica abituale; sarebbe anche difficile riuscire a far mantenere a uno stesso atleta la stessa identica lunghezza della palata a ritmi diversi, vista la variabilità presente in questo parametro riscontrata nel Capitolo 2.9.

I dati degli andamenti angolari di ginocchio, anca e gomito, forniti come input al modello insieme con la forza, sono considerabili coerenti col movimento tipico, essendo stati ricavati dall'analisi svolta nel capitolo precedente.

È anche in questo caso presente la limitazione legata all'analisi del movimento come bidimensionale, già discussa nel capitolo 2.7.

Il confronto degli output con i dati presenti in letteratura ha evidenziato prestazioni soddisfacenti del modello, soprattutto considerando l'assenza di elementi dissipativi all'interno del modello stesso e l'utilizzo di un andamento ipotizzato della curva di forza.

I molteplici dati di output forniti dal modello permettono di analizzare molti aspetti della remata, come le reazioni vincolari, la velocità dei pugni e del centro di massa, osservando anche la loro variazione in funzione di alcune modifiche negli input e identificando alcuni parametri spesso osservati negli studi sul canottaggio.

Come riportato nel Capitolo 1, diversi studi sul canottaggio hanno affrontato il tema della sospensione. [33] nel suo studio ha misurato le forze esercitate da atleti élite sul remoergometro, valutando anche le relazioni tra sospensione, forza sulla pedaliera e forza sul manico. I risultati hanno evidenziato una relazione lineare tra la forza risultante sulla pedaliera nel momento di massima forza sul manico (MHF) e sia il valore della MHF, sia il livello di sospensione nel medesimo istante. L'autrice afferma quindi che la sospensione dal carrello viene ottimizzata quando vengono applicate forze elevate sulla pedaliera. Inoltre, è stato evidenziato che la forza sulla pedaliera ha una influenza maggiore sulla sospensione rispetto alla forza massima MHF, arrivando alla conclusione che forze elevate sulla pedaliera permettono all'atleta di sospendersi efficacemente, condizione che favorisce l'ottimizzazione della produzione di forza all'impugnatura.

L'analisi del modello multibody conferma questa relazione tra forze sul carrello e forze sulla pedaliera, chiarendo che si tratta essenzialmente di una redistribuzione del peso corporeo dell'atleta tra piedi e carrello, a meno di variazioni nell'accelerazione verticale del corpo. Quando il peso viene sollevato dal carrello, esso viene necessariamente trasferito sulla pedaliera, confermando l'interconnessione tra queste due forze. Entrambe queste forze, nel caso di remata in barca, agiscono sullo scafo: la variazione della distribuzione della forza tra carrello e pedaliera porta al movimento di beccheggio che si osserva durante il moto barca in acqua. Questo aspetto può anche essere visto, analizzando il sistema barca e atleta, come conseguenza dello spostamento del centro di massa. Questo movimento lungo l'asse trasversale genera un rallentamento, la cui entità dipende dalle caratteristiche dello scafo e dalle sue interazioni idrodinamiche.

Nonostante questi risultati, non è stato possibile verificare se la sospensione comporti effettivamente una migliore trasmissione della forza, nonostante sia stato confermato che all'aumento della forza sul manico corrisponde un incremento della sospensione. Si

sottolinea che, dai risultati del modello, l'effetto principale della sospensione è quello di spostare il peso dal carrello ai piedi, siccome non sono presenti altre forze in direzione verticale di entità comparabile e anche l'effetto del prodotto tra la massa e l'accelerazione verticale è di un ordine di grandezza inferiore rispetto alla somma tra le componenti verticali della forza sulla pedaliera e quella sul carrello.

Anche in barca la componente verticale della forza sulle mani rappresenta un contributo trascurabile nell'equazione del moto, poiché il suo effetto è quello di estrarre e immergere le pale dall'acqua e non sono presenti resistenze sulla pala in questa direzione tali da far assumere valori elevati a questa componente. Si può quindi supporre un comportamento delle forze verticali su pedaliera e carrello simile a quello al remoergometro. Pertanto, contrariamente a quanto erroneamente sostenuto da alcuni allenatori, la sospensione non determina una rimozione del peso dalla barca, ma piuttosto consente di mantenere il peso sulla pedana per un periodo più prolungato, contribuendo così a mantenere la prua dell'imbarcazione in posizione più elevata.

Nell'analisi delle diverse tecniche, si è osservato come esse producano effetti diversi sia in termini di reazioni vincolari, sia di momenti articolari sia di velocità dei pugni.

Le differenti velocità dei pugni ottenute con le diverse tecniche, nel sistema atleta-remoergometro, influenzano anche la forma della "force curve". La forza sul manicotto è legata infatti alla coppia necessaria a far ruotare il volano del remoergometro, che, come precedentemente descritto nel capitolo 1.1.3, è descritta dall'equazione  $T = J \dot{\omega} + k \omega^2$ . Anche la velocità di rotazione  $\omega$  è legata alla velocità dei pugni: infatti  $\omega = v_{pugni} / r$  dove  $r$  è il raggio della ghiera su cui si avvolge la catena quando il meccanismo a ruota libera ingrana. La forza sul manicotto è quindi legata alla velocità stessa dei pugni, ma la velocità dei pugni dipende dalla capacità dell'atleta di contrastare quella stessa forza. Ipotizzare una force curve indipendente dalla tecnica è quindi una limitazione, ma in questo sistema dovrebbe essere anche considerata la capacità dell'atleta di fornire quella data forza. Le misure sperimentali e lo sviluppo di un remoergometro strumentato permetterebbero quindi di analizzare in modo più completo i differenti effetti legati a tecniche diverse, con la limitazione di dover fare eseguire a uno stesso atleta un movimento a cui egli non è abituato o di dover confrontare atleti con tecniche diverse ma che avranno anche altre differenze tra loro, sia nel gesto che nella struttura corporea.

## Capitolo 4: Sviluppo di un remoergometro strumentato

Come evidenziato anche nei capitoli precedenti, l'analisi delle forze esercitate durante l'utilizzo del remoergometro rappresenta uno strumento utile per la comprensione approfondita della biomeccanica della remata. Questa metodologia di misurazione fornisce dati quantitativi che permettono di esaminare in dettaglio le componenti tecniche del gesto atletico.

La rilevazione precisa delle forze applicate consente di identificare molteplici aspetti della prestazione, tra cui l'efficienza nella trasmissione della potenza, la presenza di asimmetrie nel movimento e l'andamento temporale delle forze durante le diverse fasi della remata. Questi dati risultano particolarmente utili sia per ottimizzare la tecnica individuale che per prevenire potenziali infortuni, oltre che a confermare le osservazioni fatte nel capitolo precedente.

L'utilizzo di sistemi di misurazione delle forze sul remoergometro, e non in barca, offre inoltre il vantaggio di poter condurre analisi ripetibili in un ambiente controllato, facilitando un monitoraggio sistematico del progresso atletico e l'identificazione di eventuali inefficienze nel gesto tecnico. Questa metodologia analitica costituisce quindi un supporto per il perfezionamento della performance sportiva nel canottaggio.

In questa analisi si è deciso di utilizzare un remoergometro un model D, prodotto dall'azienda americana Concept2. Questo tipo di remoergometro è il più diffuso nelle società remiere ed è anche il modello utilizzato per le competizioni indoor nazionali e internazionali. Inoltre, attraverso le apposite slides, è possibile rendere il remoergometro dinamico, ed effettuare quindi anche un confronto sulle forze sviluppate dall'atleta a parità di potenza registrata dal remoergometro.

Nell'implementazione del sistema di misurazione, le celle di carico sono state inserite nella configurazione del remoergometro cercando di mantenere l'assetto il più simile possibile a quello originale. Per raggiungere questo obiettivo, sono state sviluppate specifiche interfacce su cui alloggiare le celle di carico e attraverso cui l'atleta potesse imprimere forza.

Per l'atleta sarà inoltre possibile continuare a utilizzare lo schermo collegato al remoergometro, in modo tale che i dati provenienti dalle celle di carico si aggiungano a quelli a cui l'atleta è già familiare.

Al fine di misurare le forze applicate, vengono posizionate delle celle di carico in corrispondenza dei punti di contatto dell'atleta con l'attrezzo, vale a dire manicotto, pedaliera e carrello.

Poiché la forza esercitata sul manicotto è obbligatoriamente direzionata lungo l'asse della catena, è sufficiente utilizzare una cella di carico unidirezionale. Per evitare di ostacolare l'atleta nel raggiungimento della massima lunghezza della palata, la cella di carico non è stata posizionata direttamente sulla catena, ma in corrispondenza del cavallotto a U che collega la catena al manicotto in plastica.

Per quanto riguarda i piedi, l'atleta spinge sulla pedaliera con una forza orientata prevalentemente perpendicolare alla superficie della pedaliera stessa, con componenti tangenziali trascurabili, il cui unico scopo è prevenire lo scivolamento dei piedi verso il basso. Le forze di interesse, quindi, agiscono perpendicolarmente al piano di spinta. Al fine di valutare eventuali asimmetrie nella spinta, sono state inserite delle celle di carico su entrambi i lati della pedaliera, corrispondenti al piede destro e al piede sinistro.

La valutazione di queste asimmetrie è utile siccome esse sono considerate come possibili cause di infortuni, ma sono anche utili per capire se la remata di punta in barca influenza anche l'applicazione di forza dell'atleta a terra.

Infine, l'atleta siede su un carrello le cui ruote scorrono lungo una guida. La forza necessaria a muovere il carrello è trascurabile, rendendo sufficiente l'impiego di celle di carico che misurino la forza nella direzione verticale. Le celle di carico sono state posizionate in modo tale da poter ricavare la posizione del centro di pressione sul carrello conoscendo i valori di forza misurati da ciascuna cella.

#### 4.1 Celle di carico

Le celle di carico scelte sono prodotte dalla azienda svizzera Baumer; sono state dimensionate considerando come carichi applicati i valori massimi registrati dall'analisi effettuata da [24] e sono state scelte per la loro dimensione compatta.

Esse sono state così posizionate: tre DLM20-SO per il carrello, quattro DLM20-SO per la pedaliera e una DLM30-IN per il manicotto. In una prima opzione era stato valutato di utilizzare quattro celle sotto il carrello, ma un totale di nove celle avrebbe complicato eccessivamente il sistema di acquisizione.

Le celle di carico di tipo DLM20-SO permettono il collegamento a una superficie mediante quattro viti M2 e all'altra superiore attraverso un dado o un collegamento filettato con i pin

di dimensione M4; la cella di tipo DLM30-IN è una cella di carico di tipo inline e permette il collegamento attraverso due perni filettati presenti sulla cella di dimensioni M6.



Figura 4.1.1: immagini delle celle di carico selezionate; a sinistra: DLM 20-SO, a destra: DLM30-IN

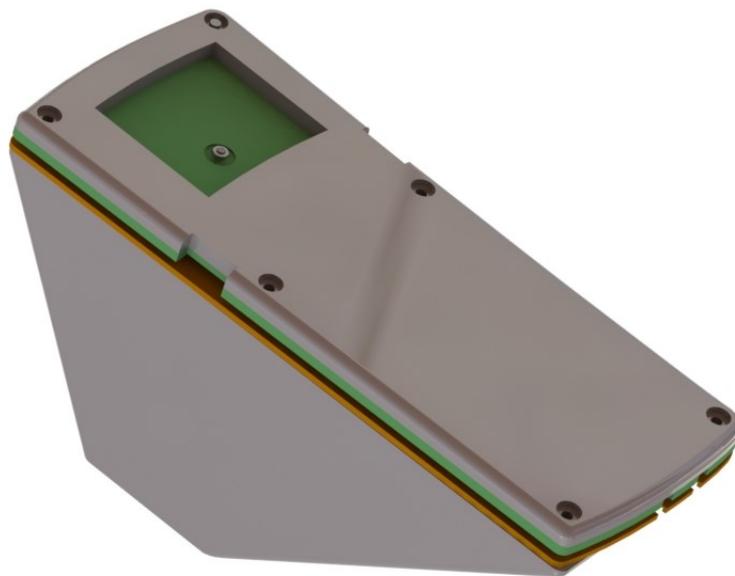
La cella di carico DLM30 permette di sopportare carichi maggiori (fino a 5000 N) della DLM20 (fino a 1000 N).

## 4.2 Interfacce

Al fine di collegare le celle di carico con il remoergometro, sono state progettate delle interfacce per adattare la pedaliera e il carrello del remoergometro alle celle di carico. Esse sono state disegnate mediante l'utilizzo del software SolidWorks, e attraverso lo strumento Solidworks Simulation sono stati simulati gli effetti dei carichi applicati. In appendice si allegano i risultati delle simulazioni insieme con i rendering delle parti.

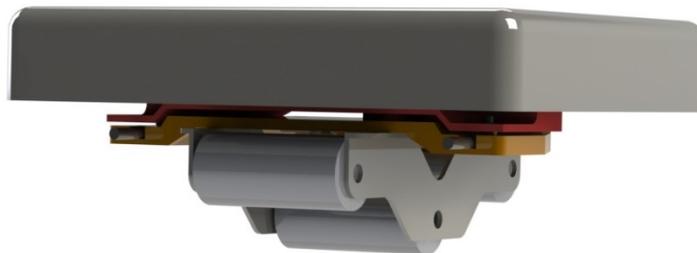
Al fine di inserire le celle di carico sulla pedaliera del remoergometro, si è deciso di smontare la parte superiore di essa e disegnare due interfacce in modo da inserire le celle di carico all'interno della cavità della pedaliera, senza aggiungere un eccessivo spessore e mantenendo la possibilità per l'atleta di regolare la profondità di appoggio dei piedi.

In Figura 4.2.1 viene rappresentato il sistema di misura assemblato per un lato della pedaliera: le parti in grigio rappresentano la pedaliera, realizzata in materiale plastico, già presente sul remoergometro, la cui parte superiore viene svitata. Le due interfacce, rappresentate in verde e arancione per chiarezza, fanno da supporto alle celle di carico che vengono inserite nella parte interna della pedaliera e sono collegate mediante delle viti ai componenti preesistenti. L'altro lato della pedaliera è costituito da parti analoghe, simmetriche rispetto a quelle rappresentate in figura.



*Figura 4.2.1: assieme di misura della pedaliera destra*

Per il carrello, le celle sono state inserite tra i supporti metallici che collegano le ruote al carrello e il carrello stesso, sempre mediante la progettazione di due interfacce in grado di fornire una superficie di appoggio alle tre celle di carico necessarie alla misura della forza. In Figura 4.2.2 vengono riportate in grigio le parti preesistenti, cioè il carrello, i sostegni e i rulli che poi scorrono sulle guide; in arancio e rosso sono rappresentate invece le due interfacce che supportano le celle di carico.



*Figura 4.2.2: assieme di misura del carrello*

Infine, nel manicotto, si è fatto in modo da inserire la cella nella posizione che desse meno ingombro possibile e non ostacolasse la remata. Nella soluzione adottata la tensione della catena tira il cavallotto a U che mette in compressione la cella tra le due piastrine metalliche. Solamente il cavo della cella di carico potrebbe creare qualche fastidio all'atleta, ma non tale da modificare la remata o da non permettergli di remare.



*Figura 4.2.3: assieme di misura del maniccotto*

Successivamente le interfacce sono state stampate in acido polilattico (PLA) mediante l'utilizzo di una stampante 3D FDM (Fused Deposition Modelling).

#### 4.3 Sistema di acquisizione dati

I dati provenienti dalle celle di carico devono essere registrati contemporaneamente. Per farlo si è scelto di usare il sistema IO-Link di Baumer, che permette di rilevare i dati fino a 8 nodi in contemporanea. I dati verranno poi registrati su un computer per una successiva analisi.

Per non dover utilizzare due nodi Master del sistema IO-Link si è deciso di non posizionare quattro celle sotto il carrello, ma solamente tre, che comunque permettono la valutazione del centro di pressione nella zona della seduta.

#### 4.4 Performance Monitor

Come già precedentemente evidenziato, il remoergometro concept 2 è già fornito di uno schermo, chiamato "Performance Monitor" che fornisce dati sulla performance dell'atleta e permette di impostare allenamenti in base alla distanza, al tempo o a intervalli di distanza/tempo.

Tra i dati forniti ci sono il tempo trascorso, la distanza percorsa, i colpi/min, il passo sui 500 m (cioè il tempo che si impiegherebbe a percorrere 500 m con la intensità del colpo appena eseguito) che può essere convertito in watt oppure in calorie/ora. Inoltre, il remoergometro può fornire un grafico con la curva di forza in passata dell'atleta. Questi dati vengono aggiornati alla fine di ciascuna passata.

Tutti questi valori vengono ricavati dalla misura della velocità di rotazione del volano del remoergometro. Al fine di misurarla, sono presenti sul volano del esso dei magneti equidistanti tra loro (12 magneti su un remoergometro model D), il cui passaggio viene

rilevato da un sensore. Rilevando questi passaggi, viene ricavata la velocità angolare. Da essa si ottiene la potenza fornita, che, come mostra [13], è legata al cubo della velocità di rotazione, mentre la forza è legata al suo quadrato.

Visualizzare l'andamento della forza così approssimata, che può essere mostrato sul performance monitor del remoergometro, può essere utile visivamente all'atleta per correggere il suo colpo. La stessa azienda Concept dà delle indicazioni sommarie sulla forma della "force curve" [66] in relazione al movimento, ma senza fornire una spiegazione dettagliata del modo in cui viene rilevata o una scala delle unità di misura sui due assi del grafico. Anche riuscendo a interfacciarsi con il performance monitor, non viene fornito l'istante temporale dei dati e essi non sono sufficientemente densi.

Questi dati di forza, quindi, non sono abbastanza accurati per poter essere utilizzati in delle valutazioni o confronti tra le "force curves" di diversi atleti.

La "force curve" mostrata sullo schermo è solamente una stima della forza applicata e non una sua misura diretta e inoltre, essendo i dati ricavati a partire dalla velocità di rotazione del volano, vengono esclusi i dati in attacco e in finale. All'attacco c'è un intervallo di tempo dove la velocità della parte del meccanismo a ruota libera connessa alla catena deve eguagliare quella del volano e in finale un intervallo dove l'atleta rallenta per invertire il suo movimento e il volano continua a ruotare con la sua inerzia; in questi istanti il sistema non misura più la forza da parte dell'atleta siccome non rileva che il volano sta accelerando.

Questo si evidenzia anche osservando le "force curve" di esempio riportate sul sito di Concept2: il valore non parte mai da zero, ma da un valore più alto, sintomo dei dati persi all'attacco.

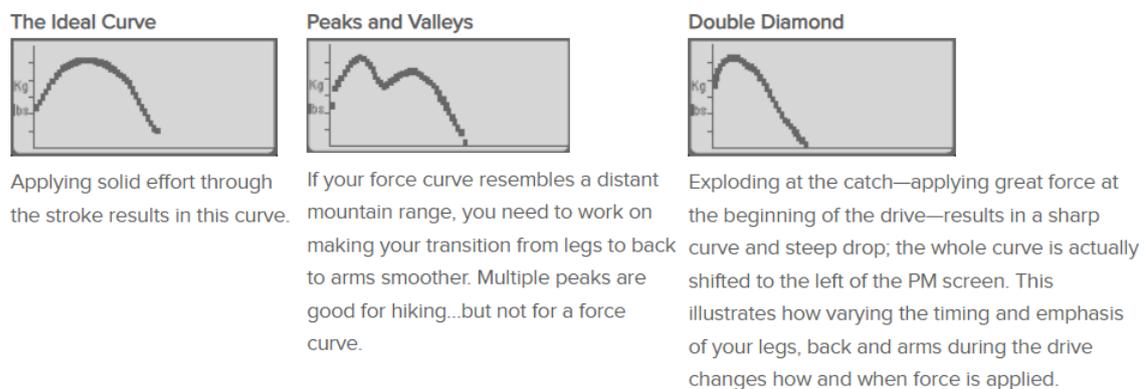


Figura 4.4.1: esempi di force curve da [66]

Non si potrebbero quindi usare questi valori per conoscere la forza sul manico, ma è necessario installare una cella di carico. Un confronto tra la curva misurata da una cella di

carico e quella mostrata dal performance monitor per lo stesso colpo sarebbe interessante per effettuare delle valutazioni sull'accuratezza dei dati forniti da Concept2 agli atleti e sulla loro eventuale utilità, oltre che dei confronti sulla potenza calcolata a partire dalla velocità di rotazione del volano o dalla forza e dalla velocità.

#### 4.5 Variabili di interesse ricavabili

La misurazione delle forze esercitate durante l'attività sul remoergometro, oltre a permettere una analisi dei loro andamenti, permette anche di valutare altre variabili di interesse, che vengono qui di seguito elencate.

In analogia con quanto fatto nell'Analisi dei dati svolta nel capitolo precedente, i valori rilevati si possono dividere in colpi al fine di effettuare un confronto tra le curve in relazione alla percentuale di completamento del colpo. In questo caso, per definire gli istanti di attacco e finale, è opportuno utilizzare il valore della tensione della catena, che diventa positivo in attacco e si annulla in finale.

Il confronto tra l'istante di attacco così identificato e l'andamento della forza sui piedi è importante per valutare l'efficienza della trasmissione di potenza durante la remata. Questo confronto permette di quantificare quanto della forza generata dall'azione degli arti inferiori viene effettivamente trasferita attraverso la catena cinematica del movimento e le tempistiche tra le due azioni, in analogia con il confronto tra il movimento dei pugni e quello del carrello effettuato durante l'Analisi dei dati nel capitolo precedente.

Mettendo anche in relazione l'analisi video con quella degli andamenti delle forze per uno stesso atleta, si potrebbe verificare che un movimento del carrello anticipato rispetto a quello dei pugni corrisponde a uno spreco di settore utile e a una cattiva trasmissione della forza.

L'analisi della distribuzione delle forze tra i due piedi e la misurazione della forza del carrello in tre punti distinti forniscono dati significativi per valutare eventuali asimmetrie durante la fase di spinta. Esse potrebbero essere connesse, per gli atleti di punta, al bordo di remata e la loro identificazione potrebbe essere utile per valutare l'inserimento di esercizi di potenziamento specifici a terra nella preparazione dell'atleta o nel rilevamento di una cattiva postura in barca.

Valutando inoltre la forza complessiva esercitata sul carrello, è possibile ricavare un parametro legato alla sospensione o "seat suspension", calcolabile come  $1 - \frac{Forza_{carrello}}{Peso_{atleta}}$ ,

come fatto in molti studi elencati nel Capitolo 1. Il mantenimento di questa variabile il più a lungo possibile vicino al valore unitario viene associato a una miglior performance, siccome questo corrisponde a una limitazione della forza applicata in direzione verticale verso il basso in questo punto di contatto.

Il valore della seat suspension sarà nullo quando tutto il peso dell'atleta si trova sul carrello, come negli istanti di ripresa subito dopo il finale, e sarà invece compreso tra zero e 1 quando la forza applicata sui piedi sarà tale da sollevare parte del peso dell'atleta dal carrello. Ovviamente l'andamento della seat suspension cambierà in relazione al livello dell'atleta e dalla forza applicata; questo parametro mette in evidenza come la forza applicata debba essere messa comunque in relazione al peso dell'atleta per poter determinare una buona performance.

Risulta di interesse anche l'istante in cui avviene la massima sospensione, che sarà presumibilmente nella prima metà della passata quando la posizione raggruppata dell'atleta e l'azione delle gambe permettono di sollevare almeno una parte del peso dell'atleta dal carrello, spostandola sui piedi.

La misura della forza sul manico permette di fare alcune valutazioni riguardanti la forma della "force curve" misurata, e non quella ricavata dal Performance Monitor, attraverso alcuni parametri utilizzati anche in altri studi, sia in barca che al remoergometro.

Un parametro molto utilizzato è la MHF, "maximum handle force", o  $F_{max}$ , cioè il valore massimo di forza applicata, di cui viene osservato anche l'istante in cui avviene. [53], studiando questo andamento in barca, afferma un maggior vantaggio nel caso in cui il massimo della forza avvenga all'inizio della palata, in confronto con una curva di applicazione della forza piatta o che presenta un massimo verso la fine della passata. Analogamente, sono di interesse i valori massimi delle forze agenti su carrello e pedaliera e la posizione del massimo espressa come percentuale di completamento della palata.

Si può inoltre definire un altro valore legato alla forma della curva, cioè il rapporto tra forza media e forza massima  $R = F_{media}/F_{max}$ . Questo parametro assume il valore unitario per una curva perfettamente rettangolare e il valore di 0,5 per una curva triangolare, permettendo quindi di associare un valore numerico alla forma della force curve.

[53] introduce anche i valori di  $A_{30}, A_{70}, D_{30}, D_{70}$ , che sono i rispettivamente gli angoli percorsi dal remo tra i punti in cui la curva raggiunge il 30% e il 70% di  $F_{max}$  e l'attacco (per le variabili A) e il finale (per le variabili D).  $A_{30}$  permette di valutare quanto velocemente la pala ha presa sull'acqua ed è debolmente correlato con l'efficienza della pala, mentre  $A_{70}$  è legato all'efficacia della remata ed è correlato con la massima velocità

delle gambe, permettendo di affermare che una maggior velocità di gambe permette di ottenere una maggior pendenza della curva della forza. Nonostante questa analisi sia stata effettuata in barca, prendendo come variabile indipendente l'angolo tra la pala e la perpendicolare alla barca, dei parametri equivalenti possono essere ricavati dalla valutazione della forza rispetto alla distanza percorsa dai pugni o in relazione al tempo trascorso. È di interesse anche osservare le variazioni di questi parametri al variare dei colpi/min e la relazione tra la posizione di  $A_{30}$ ,  $A_{70}$ ,  $D_{30}$ ,  $D_{70}$ , l'istante della  $F_{max}$  e il valore della sospensione dal carrello.

Anche la relazione tra la forza massima o media misurata nei tre punti e il peso dell'atleta risulta di interesse per poter confrontare le performance di atleti diversi. Infatti un atleta più pesante è capace di produrre potenze maggiori al remoergometro, ma a un maggior peso corrisponde anche, in barca, un maggior affondamento della barca e quindi un drag maggiore [67]. La performance al remoergometro deve pertanto essere correlata anche al peso stesso dell'atleta.

L'esame sistematico delle variabili precedentemente illustrate consente una valutazione oggettiva della performance atletica. Tale analisi consente potenzialmente di identificare i parametri distintivi che caratterizzano il gesto e l'applicazione della forza da parte degli atleti d'élite, permettendo di discriminare scientificamente gli elementi tecnici che differenziano i competitor di alto livello rispetto a quelli di categoria inferiore. Questo fornirebbe agli atleti di livello inferiore dei singoli aspetti su cui focalizzarsi per ottimizzare il gesto tecnico.

In futuro, una analisi congiunta delle variabili cinematiche e dinamiche permetterebbe la stima delle forze muscolari e dei carichi articolari, legando quindi il gesto del singolo atleta alle forze muscolari per lui stimate, aiutando quindi nella prevenzione degli infortuni legati a un sovraccarico locale.

La misura di cinematica e dinamica contemporaneamente permetterebbe anche di valutare la distanza tra l'istante di inversione del movimento e il momento in cui inizia a essere applicata la forza (definito in inglese "catch slip) e valutare il differente spostamento di pugni e carrello tra l'inversione del movimento e il momento in cui la forza inizia a essere applicata.

## Conclusioni

Lo sviluppo di questa tesi è incentrato sugli aspetti biomeccanici della remata, che, rappresentano solo una parte degli elementi che contribuiscono alla performance nel canottaggio. La loro analisi ha permesso di fare considerazioni non solo sul movimento del canottiere ma anche di evidenziare alcuni comportamenti e i loro legami col rischio di infortuni.

Nel primo capitolo, l'analisi della letteratura disponibile sul canottaggio ha permesso di evidenziare i diversi approcci che possono essere adottati per analizzare il movimento, utilizzando anche strumentazioni diverse a seconda degli obiettivi delle analisi. Confrontando i risultati, si è osservato come variabili come la frequenza delle remate, l'intensità e la durata dello sforzo, il sesso dell'atleta e il suo livello di esperienza possano influenzare sia la cinematica che la dinamica. Non sempre i risultati ottenuti sono risultati corrispondenti in tutti gli studi, soprattutto per quanto riguarda la relazione tra i range of motion articolari e l'aumento della frequenza delle remate. Questo può essere spiegato dal diverso livello degli atleti coinvolti nei diversi studi, e quindi da un'interazione tra variabili diverse; in alternativa, potrebbe derivare dalla somiglianza nello stile di remata degli atleti interessati nel singolo studio, che può essere differente rispetto a quello adottato da atleti analizzati in un altro studio.

In una analisi relativa al canottaggio risulta quindi necessario coinvolgere un numero sufficiente di atleti, prevedendo un protocollo che permetta di valutare la differenza nel movimento a ritmi diversi.

L'analisi cinematica sviluppata nel capitolo 2 ha coinvolto sia atleti di alto livello, con esperienza in gare internazionali e un gesto tecnico molto consolidato, sia atleti di livello master, che eseguono volumi di allenamento nettamente minori; a livelli intermedi tra questi si collocano invece atleti che hanno svolto competizioni internazionali solo a livello giovanile (gruppo giovanile internazionale) e atleti di livello nazionale (gruppo club).

Al fine di poter coinvolgere nello studio un elevato numero di atleti, si è scelto di utilizzare un sistema di markerless motion capture, che permette di analizzare video provenienti da un setup non di laboratorio; questo ha permesso di analizzare i video provenienti da 59 atleti, di cui 25 uomini e 34 donne.

Lo studio, effettuato utilizzando la libreria MediaPipe, ha permesso di evidenziare alcune differenze nel gesto tecnico di atleti di livello diverso, confrontando variabili come i range of motion articolari, la lunghezza della palata, la durata delle fasi della remata, le velocità angolari raggiunte dai segmenti corporei e le tempistiche nella coordinazione dei

movimenti. L'approssimazione adottata del movimento come bidimensionale risulta adeguata per tutti i segmenti corporei, ad eccezione degli arti superiori, che in realtà compiono anche movimenti fuori dal piano.

I ROM articolari sono le variabili in cui si sono evidenziate le maggiori differenze tra il gruppo master e gli altri gruppi: si sono infatti registrati valori minori di escursioni articolari per questa categoria in anca, spalla e gomito. Anche il rapporto tra la durata della passata e quella della ripresa, le velocità angolari raggiunte da ginocchia e busto risultano diverse per questo gruppo, evidenziando valori associati a prestazioni inferiori.

Analizzando il mantenimento della lunghezza, invece, il gruppo master ha evidenziato una tendenza insolita, cioè un allungamento del colpo all'aumentare del ritmo, probabilmente dovuto a un riscaldamento dell'atleta durante il protocollo o a una lunghezza non ottimale della palata nel primo step del protocollo. Gli altri atleti hanno invece tutti evidenziato una diminuzione della lunghezza della palata all'aumentare del numero di colpi.

Dall'analisi di queste variabili, considerata la precisione dei dati estratti, non è stato possibile evidenziare aspetti che permettessero di distinguere gli atleti dei gruppi alto livello, giovanile internazionale e club. Questo potrebbe essere dovuto a una precisione non sufficiente nelle misurazioni tale da apprezzare queste minime differenze, dato il gesto già ben consolidato degli atleti a livello nazionale.

Se da un lato si ha lo svantaggio di una non elevata precisione del sistema di markerless motion capture, esso permette un suo utilizzo anche in contesti esterni a una analisi comparativa tra i gesti di più atleti. La redazione automatica del report personale da parte del sistema, insieme con l'interfaccia creata per una rapida visualizzazione degli angoli articolari, rappresentano uno strumento utile per gli allenatori, che a partire da un semplice video possono quantificare alcuni aspetti della remata e usarli come riferimento per il miglioramento del gesto del singolo atleta.

I dati acquisiti nel secondo capitolo sono utili anche al fine di indagare il legame tra forze e movimenti. Rappresentano infatti un riferimento del movimento del canottaggio, utilizzabile come input in successive analisi.

Il terzo capitolo è incentrato sull'analisi dinamica eseguita mediante un modello multibody costruito con Simscape Multibody. Esso ha permesso la stima della distribuzione di forze nei punti di interfaccia atleta-remoergometro e dei momenti sviluppati nelle articolazioni dell'atleta, che si generano come conseguenza del movimento.

È stato necessario supporre una data forza sul manico, costruita a partire dagli studi presentati nel primo capitolo, non avendo a disposizione dei dati effettivamente misurati. I dati ricavati dalle analisi sviluppate nel secondo capitolo sono stati utilizzati come input per la cinematica del modello.

Gli andamenti delle forze sulla pedaliera e sul carrello ricavati dal modello sono risultati simili a quelli presenti in letteratura, evidenziando una buona risposta del modello nonostante le semplificazioni adottate.

È stato poi analizzato il legame tra il gesto tecnico e queste forze, a parità di curva di forza sul manico. Questa però è una semplificazione eccessiva, dato che la “force curve” stessa è influenzata dal movimento, portando quindi alla necessità di una effettiva misura di queste forze per poter svolgere una analisi completa sulla relazione tra movimento e forze.

L'utilizzo del modello multibody fornisce anche vantaggi rispetto alla sola misura diretta delle forze, come quello di stimare i momenti articolari e calcolare la posizione del centro di massa: queste entità sarebbero infatti difficilmente misurabili in modo diretto.

Il quarto capitolo è dedicato allo sviluppo di un remoergometro strumentato, progettato per misurare le forze esercitate dall'atleta durante l'utilizzo dell'attrezzo, per confermare le osservazioni fatte a partire dagli output del modello multibody, rimuovendo anche la semplificazione di una curva di forza prestabilita.

Le interfacce progettate permettono di inserire le celle di carico senza dover costruire nuovi componenti del remoergometro, come invece fatto in altri studi dove è stata modificata completamente la pedaliera. Il sistema sviluppato lascia quindi all'atleta le interfacce con cui ha familiarità. Anche il posizionamento della cella di carico sul manico è stato pensato in una locazione strategica per non ostacolare il movimento dell'atleta.

Lo sviluppo della tesi ha evidenziato l'utilità della misura di queste forze per analizzare la performance sportiva e la mancanza di questi dati nei remoergometri in commercio. La loro misura può risultare estremamente utile ad atleti e allenatori per comprendere meglio il gesto tecnico e individuare gli aspetti su cui intervenire con l'allenamento e minimizzare gli infortuni.

Le variabili di interesse ricavabili dai dati delle forze sono anche utili al fine di effettuare confronti tra gli atleti nei diversi gruppi, permettendo potenzialmente di evidenziare fattori discriminanti tra il gesto degli atleti élite e quello di atleti di livello club. Dai dati cinematici rilevati nel capitolo 2 non si era infatti riusciti a evidenziare questo aspetto, che sicuramente è presente nei diversi risultati agonistici ottenuti da questi atleti.

Questo tipo di analisi permette anche di avere ulteriori dati di partenza per futuri studi in cui valutare la relazione tra gli andamenti delle forze e la dinamica dell'imbarcazione, supponendo che l'atleta compia movimenti simili in acqua e a terra.

La tesi, riassumendo, fornisce una panoramica completa degli studi disponibili sul canottaggio indoor, conducendo poi un'analisi cinematica attraverso un sistema markerless. I dati da qui ricavati sono poi stati utilizzati per indagare la relazione tra forze e movimento mediante un modello multibody. Le stime dei momenti articolari e delle forze ottenute, basate su un andamento ipotizzato della forza sul manico, potranno essere validate in futuro mediante il remoergometro strumentato progettato nell'ultima parte del lavoro.

## Bibliografia

- [1] «Canottaggio», *Istituto della Enciclopedia Italiana fondata da Giovanni Treccani*. [Online]. Disponibile su: <https://www.treccani.it/enciclopedia/canottaggio/>
- [2] T. Martin e J. Barnfield, «Effect of stroke rate on velocity of a rowing shell», *Med Sci Sports Exerc*, vol. 12, pagg. 250–256, 1980.
- [3] N. Caplan, N. Caplan, e T. Gardner, «Modeling the influence of crew movement on boat velocity fluctuations during the rowing stroke», 2007. [Online]. Disponibile su: <https://www.researchgate.net/publication/228866156>
- [4] «World Rowing - coaching». [Online]. Disponibile su: <https://worldrowing.com/technical/coaching/training/>
- [5] T. Černe, R. Kamnik, B. Vesnicer, J. Žganec Gros, e M. Munih, «Differences between elite, junior and non-rowers in kinematic and kinetic parameters during ergometer rowing», *Hum Mov Sci*, vol. 32, n. 4, pagg. 691–707, 2013, doi: 10.1016/j.humov.2012.11.006.
- [6] A. Haug e G. Ettema, «Mechanical Energy in Rowing - The Individual and Combined Effect of Stroke Rate and Intensity on Joint Power and Mechanical Body Power», NTNU Norwegian University of Science and Technology, 2020. [Online]. Disponibile su: <https://ntnuopen.ntnu.no/ntnu-xmlui/handle/11250/2783081?locale-attribute=en>
- [7] C. Soper e P. A. Hume, «Towards an ideal rowing technique for performance: The contributions from biomechanics», 2004. doi: 10.2165/00007256-200434120-00003.
- [8] «Concept 2 - rowerg». [Online]. Disponibile su: [www.concept2.it/indoor-rowers/concept2-rowerg](http://www.concept2.it/indoor-rowers/concept2-rowerg)
- [9] «Row Perfect - RP3». [Online]. Disponibile su: <https://rp3rowing.com/product/rp3-model-s-black>
- [10] R. Smith, M. Dickson, e F. Colloud, «Mechanical loading of the lumbar spine of elite rowers while rowing fixed and sliding ergometers», 2009.
- [11] F. Colloud, P. Bahuaud, N. Doriot, S. Champely, e L. Chèze, «Fixed versus free-floating stretcher mechanism in rowing ergometers: Mechanical aspects», *J Sports Sci*, vol. 24, n. 5, pagg. 479–493, mag. 2006, doi: 10.1080/02640410500189256.

- [12] E. Ottenhoff e A. E. P. Veldman, «Modelling the rowing stroke», University of Groningen, 2003.
- [13] C. Pulman, «The Physics of Rowing», 2004.
- [14] M. van Holst, «On Rowing». [Online]. Disponibile su: <https://teunispolak.github.io/home.hccnet.nl/m.holst/RoeiWeb/Rowweb1>
- [15] Anu Dudhia, «The Physics of Ergometers». [Online]. Disponibile su: <https://eodg.atm.ox.ac.uk/user/dudhia/rowing/physics/ergometer.html>
- [16] V. Kleshnev, «Comparison of on-water rowing with its simulation on Concept2 and Rowperfect machines», in *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 2005, pagg. 130–133. [Online]. Disponibile su: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/853>
- [17] E. McNeely, «Rowing Ergometer Physiological Tests do not Predict On-Water Performance», *Sport J*, 2012, [Online]. Disponibile su: <https://thesportjournal.org/article/rowing-ergometer-physiological-tests-do-not-predict-on-water-performance/>
- [18] P. Mikulić, T. Smoljanović, I. Bojanić, J. A. Hannafin, e B. R. Matković, «Relationship between 2000-m rowing ergometer performance times and World Rowing Championships rankings in elite-standard rowers», *J Sports Sci*, vol. 27, n. 9, pagg. 907–913, lug. 2009, doi: 10.1080/02640410902911950.
- [19] J. S. Thornton *et al.*, «Rowing Injuries: An Updated Review», *Sports Medicine*, vol. 47, n. 4, pagg. 641–661, apr. 2017, doi: 10.1007/s40279-016-0613-y.
- [20] E. Alijanpour, A. Abbasi, R. A. Needham, e R. Naemi, «Spine and pelvis coordination variability in rowers with and without chronic low back pain during rowing», *J Biomech*, vol. 120, mag. 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110356.
- [21] R. Bartlett, *Sports Biomechanics: Reducing Injury and Improving Performance*, Taylor & Francis. 1999.
- [22] F. J. Nugent, A. Vinther, A. McGregor, J. S. Thornton, K. Wilkie, e F. Wilson, «The relationship between rowing-related low back pain and rowing biomechanics: a systematic review», *Br J Sports Med*, vol. 55, n. 11, pagg. 616–628, giu. 2021, doi: 10.1136/bjsports-2020-102533.
- [23] L. K. McDonnell, P. A. Hume, e V. Nolte, «Rib Stress Fractures Among Rowers Definition, Epidemiology, Mechanisms, Risk Factors and Effectiveness of Injury

- Prevention Strategies», *Sports Med*, vol. 41, pagg. 883–901, 2011, doi: 10.2165/11593170.
- [24] C. A. Urbanczyk, «Using biomechanics to define the role of the upper extremity in rowing performance», Imperial College London, 2021.
- [25] F. Wilson, C. Gissane, J. Gormley, e C. Simms, «Sagittal plane motion of the lumbar spine during ergometer and single scull rowing», *Sports Biomech*, vol. 12, n. 2, pagg. 132–142, giu. 2013, doi: 10.1080/14763141.2012.726640.
- [26] Motoshi Kaya Haruyuki, Mindtani Kazunori, e Hase Nobutoshi Y amazak, «Motion analysis of optimal rowing form by using biomechanical model», 1995. doi: 10.1109/IEMBS.1995.579682.
- [27] I. Engstrom, K. Anderson, E. Bez, C. Agresta, e S. Telfer, «The effect of foot-stretcher position and stroke rate on ergometer rowing kinematics», *PLoS One*, vol. 18, n. 5 May, mag. 2023, doi: 10.1371/journal.pone.0285676.
- [28] Y. Li, R. M. Koldenhoven, N. C. Jiwan, J. Zhan, e T. Liu, «Trunk and shoulder kinematics of rowing displayed by Olympic athletes», *Sports Biomech*, vol. 22, n. 9, pagg. 1095–1107, set. 2023, doi: 10.1080/14763141.2020.1781238.
- [29] M. Retailleau, M. Domalain, M. Ménard, e F. Colloud, «Kinematics of the lumbar muscles in rowing: a preliminary study», *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 20, pagg. 173–174, ott. 2017, doi: 10.1080/10255842.2017.1382918.
- [30] P. Pudlo, A. Pinti, e F.-X. Lepoutre, «Experimental laboratory apparatus to analyze kinematics and 3D kinetics in rowing», *Sports engineering*, vol. 8, n. 1, pagg. 39–46, 2005, doi: 10.1007/BF02844130.
- [31] K. Hase, M. Kaya, N. Yamazaki, B. J. Andrews, A. B. Zavatsky, e S. E. Halliday, «Biomechanics of Rowing (I. A Model Analysis of Musculo-Skeletal Loads in Rowing for Fitness)», *JSME international journal*, vol. 45, n. 4, pagg. 1073–1081, 2002, doi: 10.1299/jsmec.45.1073.
- [32] F. L. Morris, R. M. Smith, W. R. Payne, M. A. Galloway, e J. D. Wark, «Compressive and Shear Force Generated in the Lumbar Spine of Female Rowers», 2000. doi: 10.1055/s-2000-7409.
- [33] E. Buckeridge, «Biomechanical asymmetries and joint loading in élite rowers», Imperial College London, 2013.

- [34] A. J. Murphy, «Elite rowing technique and performance», University of London, 2009.
- [35] A. H. McGregor, A. M. J. Bull, e R. Byng-Maddick, «A comparison of rowing technique at different stroke rates: a description of sequencing, force production and kinematics», 2004. doi: 10.1055/s-2004-820936.
- [36] L. Ng, A. Campbell, A. Burnett, e P. O’Sullivan, «Gender differences in trunk and pelvic kinematics during prolonged ergometer rowing in adolescents», *J Appl Biomech*, vol. 29, n. 2, pagg. 180–187, 2013, doi: 10.1123/jab.29.2.180.
- [37] E. Buckeridge, S. Hislop, A. Bull, e A. McGregor, «Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing», *Med Sci Sports Exerc*, vol. 44, n. 11, pagg. 2147–2153, nov. 2012, doi: 10.1249/MSS.0b013e3182625231.
- [38] E. M. Buckeridge, A. M. J. Bull, e A. H. McGregor, «Determinants of elite rowing technique and performance», 2015. doi: 10.1111/sms.12264.
- [39] S. E. Halliday, A. B. Zavatsky, B. J. Andrews, e K. Hase, «Kinematics of the upper and lower extremities in three-dimensions during ergometer rowing», in *Proc. of the 18th Congress of the International Society of Biomechanics*, 2001.
- [40] V. Kleshnev e I. Kleshnev, «Dependence of rowing performance and efficiency on motor coordination of the main body segments», *J Sports Sci*, vol. 16, n. 5, 1998.
- [41] S.-K. Millar, D. Reid, L. McDonnell, J. Lee, e S. Kim, «Elite rowers apply different forces between stationary and sliding ergometers & on water rowing», *ISBS Proceedings Archive*, vol. 35, n. 1, 2017, [Online]. Disponibile su: <https://commons.nmu.edu/isbs/vol35/iss1/4/>
- [42] E. Ruffaldi, L. Peppoloni, e A. Filippeschi, «Sensor fusion for complex articulated body tracking applied in rowing», *Proc Inst Mech Eng P J Sport Eng Technol*, vol. 229, n. 2, pagg. 92–102, giu. 2015, doi: 10.1177/1754337115583199.
- [43] K. BenSiSaid, N. Ababou, A. Ababou, D. Roth, e S. von Mammen, «Tracking rower motion without on-body sensors using an instrumented machine and an artificial neural network», *Proc Inst Mech Eng P J Sport Eng Technol*, vol. 236, n. 3, pagg. 238–252, set. 2022, doi: 10.1177/17543371211014108.
- [44] E. Ceseracciu, Z. Sawacha, e C. Cobelli, «Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait:

- Proof of concept», *PLoS One*, vol. 9, n. 3, mar. 2014, doi: 10.1371/journal.pone.0087640.
- [45] C. Francia, M. Galli, e F. Motta, «Validation of a MediaPipe system for markerless motion analysis during virtual reality rehabilitation», Politecnico di Milano, 2023.
- [46] T. Vieira, A. Botter, L. Gastaldi, I. C. N. Sacco, F. Martelli, e C. Giacomozzi, «Textured insoles affect the plantar pressure distribution while elite rowers perform on an indoor rowing machine», *PLoS One*, vol. 12, n. 11, nov. 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0187202.
- [47] C. L. Pollock, I. C. Jones, T. R. Jenkyn, T. D. Ivanova, e S. J. Garland, «Changes in kinematics and trunk electromyography during a 2000m race simulation in elite female rowers», *Scand J Med Sci Sports*, vol. 22, n. 4, pagg. 478–487, ago. 2012, doi: 10.1111/j.1600-0838.2010.01249.x.
- [48] V. Bazarevsky, I. Grishchenko, K. Raveendran, T. Zhu, F. Zhang, e M. Grundmann, «BlazePose: On-device Real-time Body Pose tracking», giu. 2020, [Online]. Disponibile su: <http://arxiv.org/abs/2006.10204>
- [49] «Google AI for developers - MediaPipe Pose Landmarker». [Online]. Disponibile su: [https://ai.google.dev/edge/mediapipe/solutions/vision/pose\\_landmarker?hl=it](https://ai.google.dev/edge/mediapipe/solutions/vision/pose_landmarker?hl=it)
- [50] «Race Data - Paris 2024 - World Rowing». [Online]. Disponibile su: <https://worldrowing.com/event/2024-olympic-games-regatta/>
- [51] «Race Results - World Rowing Indoor Championships 2024». [Online]. Disponibile su: <https://regatta.time-team.nl/wrich/2024/results/events.php>
- [52] S. Tullis e C. Galipeau, «Fully Coupled Modeling of Athlete Force Application and Power Transfer in Rowing Ergometry», MDPI AG, giu. 2020, pag. 108. doi: 10.3390/proceedings2020049108.
- [53] V. Kleshnev, «Biomechanics of rowing», 2011. [Online]. Disponibile su: <https://www.researchgate.net/publication/281504966>
- [54] F. Nugent, «The relationship between rowing-related low back pain and rowing biomechanics: A systematic review», in *World Rowing Coaches Conference*, mar. 2023. doi: 10.13140/RG.2.2.28938.27845.
- [55] A. Rohlmann, L. Bauer, T. Zander, G. Bergmann, e H. J. Wilke, «Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element

- model of the lumbar spine and measured in vivo data», *J Biomech*, vol. 39, n. 6, pagg. 981–989, 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.02.019.
- [56] R. Morán-Navarro, A. Martínez-Cava, P. Escribano-Peñas, e J. Courel-Ibáñez, «Load-velocity relationship of the deadlift exercise», *Eur J Sport Sci*, vol. 21, n. 5, pagg. 678–684, 2021, doi: 10.1080/17461391.2020.1785017.
- [57] A. H. McGregor, Z. S. Patankar, e A. M. J. Bull, «Do men and women row differently? a spinal kinematic and force perspective», in *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 2008, pagg. 77–83. doi: 10.1243/17543371JSET22.
- [58] K. K. Lett e S. M. McGill, «Pushing and pulling: Personal mechanics influence spine loads», *Ergonomics*, vol. 49, n. 9, pagg. 895–908, lug. 2006, doi: 10.1080/00140130600665869.
- [59] D. Bentivoglio, L. Gastaldi, G. Ettema, e J. Danielsen, «Biomechanical analysis of rowing with different movement constraints A comparison between individuals with and without physical impairments», Politecnico di Torino, 2023.
- [60] W. N. Nelson e C. J. Widule, «Kinematic analysis and efficiency estimate of intercollegiate female rowers.», *Med Sci Sports Exerc*, vol. 15, n. 6, pagg. 535–41, 1983.
- [61] «Simscape Multibody». [Online]. Disponibile su: <https://it.mathworks.com/products/simscape-multibody.html>
- [62] M. Schlotter, «Multibody System Simulation with SimMechanics», 2003. [Online]. Disponibile su: <https://www.researchgate.net/publication/253879971>
- [63] P. de Leva, «Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters», *J Biomech*, vol. 29, n. 9, pagg. 1223–1230, set. 1996, doi: 10.1016/0021-9290(95)00178-6.
- [64] A. J. Murphy, S. T. H. Chee, A. M. J. Bull, e A. H. McGregor, «The calibration and application of a force-measuring apparatus on the seat of a rowing ergometer», *Proc Inst Mech Eng P J Sport Eng Technol*, vol. 224, n. 1, pagg. 109–116, mar. 2010, doi: 10.1243/17543371JSET39.
- [65] V. Fohanno, A. Nordez, R. Smith, e F. Colloud, «Asymmetry in elite rowers: effect of ergometer design and stroke rate», *Sports Biomech*, vol. 14, n. 3, pagg. 310–322, lug. 2015, doi: 10.1080/14763141.2015.1060252.

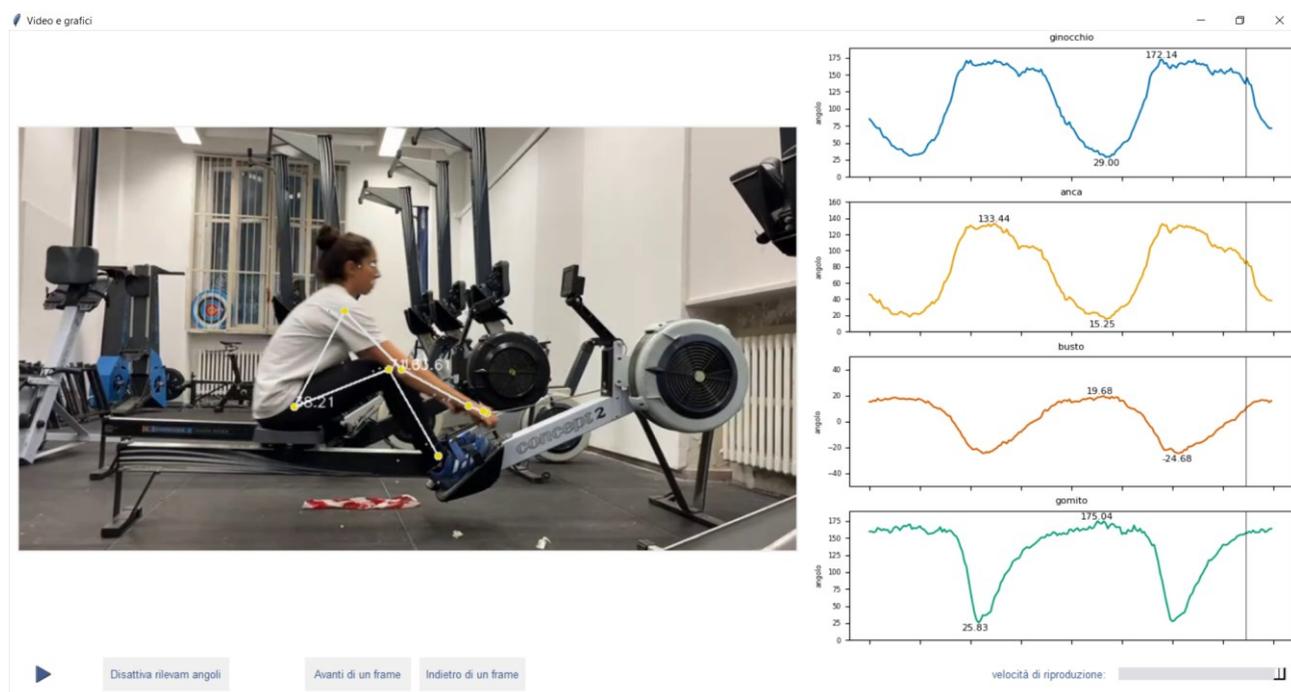
- [66] «Concept2 - Using the Force Curve». [Online]. Disponibile su:  
<https://www.concept2.co.uk/indoor-rowers/training/tips-and-general-info/using-the-force-curve>
- [67] «Concept2 - Weight Adjustment Calculator». [Online]. Disponibile su:  
<https://www.concept2.com/training/weight-adjustment-calculator>

## Appendice – File eseguibile per l’analisi video

L’analisi dei video degli atleti durante gli allenamenti è uno strumento che molti allenatori usano per far capire ai loro atleti gli aspetti tecnici su cui concentrarsi. Per fornire uno strumento aggiuntivo per questo processo, a partire dal codice Python usato nel Capitolo 2: Analisi cinematica è stata creata una GUI (Graphical User Interface). Essa permette all’allenatore di interagire con una finestra dove può mettere in pausa/in riproduzione il video da lui scelto, attivare/disattivare il rilevamento degli angoli articolari e avanzare di un frame alla volta. Contemporaneamente alla riproduzione del video a rallentatore vengono mostrati i grafici che rappresentano gli andamenti nel tempo degli angoli articolari di ginocchio, anca e gomito, insieme a quello del busto rispetto alla verticale, permettendo ad esempio di visualizzare quando e quanto un certo segmento corporeo ha iniziato il movimento rispetto agli altri.

Questa GUI è stata implementata in Python tramite la libreria Tkinter e poi convertita in un file eseguibile (.exe) per essere utilizzata su altri dispositivi senza aver installato Python.

Come mostrato in figura, a sinistra viene visualizzato il video, a destra i grafici e in basso la barra relativa ai comandi. Quando il video è in pausa, trascinando il cursore sulla finestra relativa ai grafici, viene visualizzata una linea verticale su tutti i grafici relativa all’istante considerato, in modo da permettere all’allenatore di indicare degli istanti temporali nelle curve.



## Appendice – Interfacce

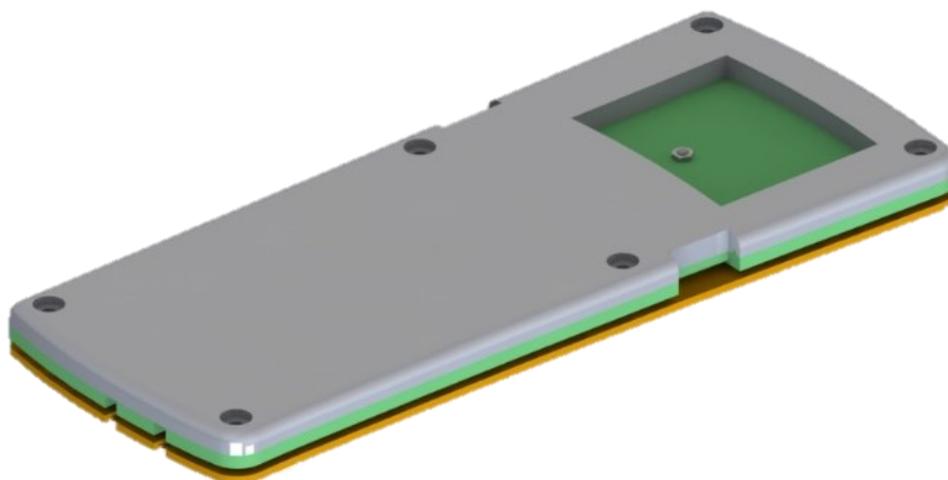
Al fine di poter produrre i pezzi di interfaccia tra le celle di carico e le parti del remoergometro, sono stati progettati di pezzi ed è stata valutata la possibilità di produrli tramite fabbricazione additiva. Il metodo valutato è stato quello del Fused Filament Fabrication (FFF), processo diffuso per la prototipazione rapida e la produzione a basso volume, che permette di produrre pezzi con geometrie anche complesse; il materiale valutato è il PLA, un materiale termoplastico biodegradabile, utilizzato comunemente nelle stampanti 3D FFF.

Per effettuare le valutazioni preliminari, è stato usato lo strumento Simulation all'interno del software Solidworks. In tutte le simulazioni si è mantenuta la mesh triangolare creata automaticamente dal software, siccome non presenta triangoli eccessivamente deformati o altri tipi di errori.

È da sottolineare che questa simulazione non è del tutto corretta, siccome non tiene conto dell'anisotropia del materiale dovuta al processo di stampa, della direzione di stampa, dello spessore del filamento e di eventuali cavità all'interno del pezzo create durante la fabbricazione. Si è però considerato un carico di snervamento inferiore a quello del PLA per tenere conto di questi aspetti.

Vengono qui presentati i pezzi con i risultati delle simulazioni. Siccome tutti i pezzi così progettati sono risultati adatti all'applicazione, essi sono stati stampati in 3D con materiale PLA, infill 70%.

## Pedaliera



La pedaliera di un remoergometro è generalmente costituita di due parti, a cui nel progetto sono state aggiunte due interfacce al fine di posizionare le celle di carico:

la parte inferiore (non presente nella figura) è cava, la geometria del suo bordo superiore le permette di incastrarsi con la piastra grigia su cui spinge il piede dell'atleta; la piastra grigia è normalmente

fissata da 6 viti. Le due interfacce (una raffigurata in verde e l'altra in arancione nella figura) sono progettate per collegarsi con le celle di carico e rispettivamente con la parte superiore e con quelle inferiori della pedaliera, permettendo quindi di sfruttare i pezzi originali del remoergometro senza modificare eccessivamente la posizione per l'atleta.

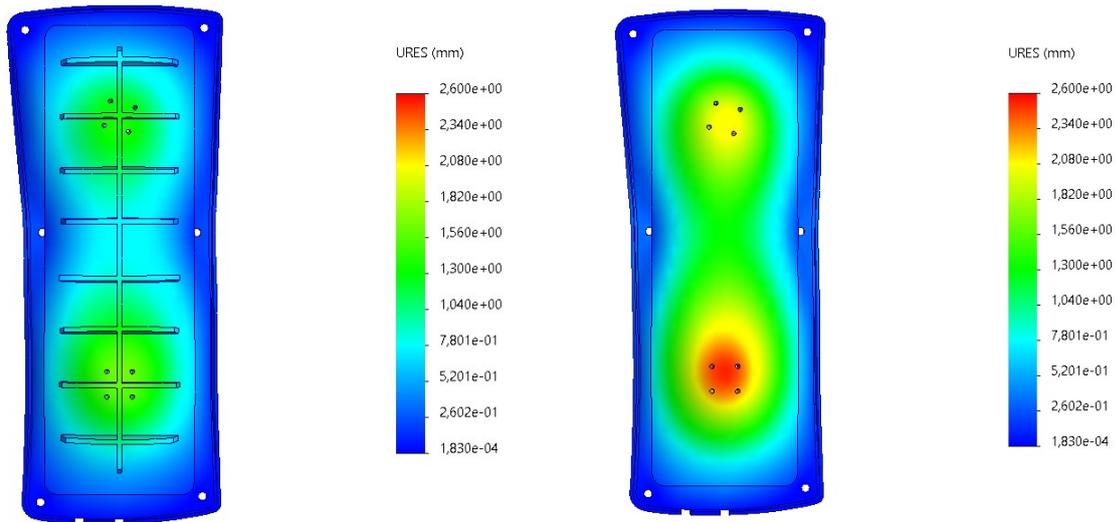
### Interfaccia tra la parte inferiore della pedaliera e le celle di carico



L'interfaccia tra la parte inferiore della pedaliera e le celle di carico, rappresentata in figura, presenta una cavità centrale piana su cui fissare le due celle di carico, ciascuna con 4 viti M2, e 6 fori corrispondenti a quelli presenti sulla parte inferiore della pedaliera per permettere il fissaggio ad essa con delle viti.

I rinforzi nella parte inferiore sono stati inseriti per cercare di impedire eccessive deformazioni, che porterebbero al contatto tra le parti dell'assieme, compromettendo il funzionamento del sistema di misura.

Osservando la simulazione effettuata con Solidworks Simulation, si osserva che con la loro presenza lo spostamento massimo è stato mantenuto intorno a 1,5mm. Il carico applicato nella simulazione, stimato utilizzando i valori ricavati da altri studi è di 1000N, applicato su due aree circolari corrispondenti alle facce inferiori delle due celle di carico; il pezzo è stato vincolato impedendo lo spostamento perpendicolare alle superfici di appoggio con la parte inferiore della pedaliera e in corrispondenza delle viti.

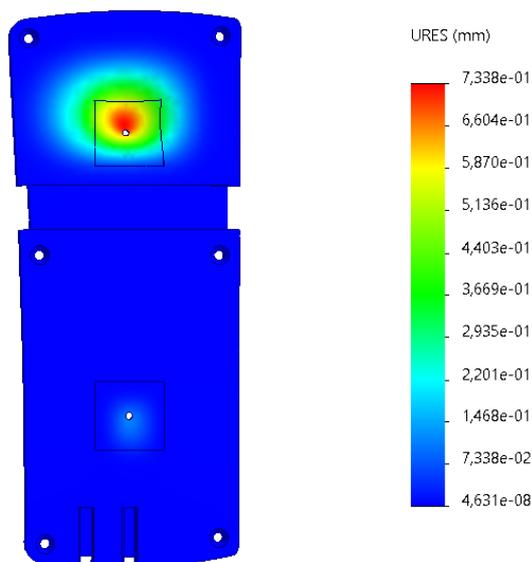


Nell'immagine si osservano i risultati degli spostamenti raffigurati nella stessa scala, a sinistra nel caso con i rinforzi nella parte inferiore, mentre a destra si osserva il caso senza la loro presenza. Lo spostamento massimo stimato nel caso con i rinforzi è di 1,61mm, mentre precedentemente era 2,54mm.

Tutti le tensioni calcolate sono inferiori al carico di snervamento considerato per il PLA stampato in 3D.

Interfaccia tra le celle di carico e la parte superiore della pedaliera



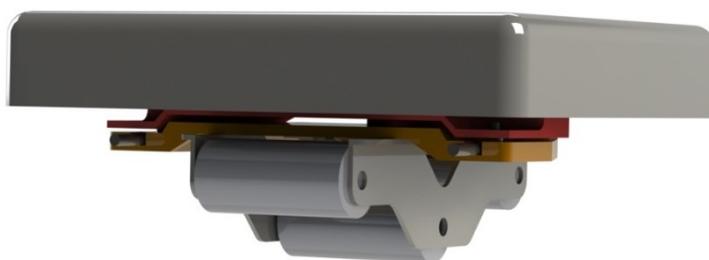


L'interfaccia rappresentata in figura è caratterizzata nella faccia superiore da una geometria che permette di avere il massimo appoggio con la piastra superiore della pedaliera, in modo da ottenere un pezzo rigido che non subisca eccessive deformazioni. Il collegamento alle celle di carico avviene attraverso il perno filettato presente sulle celle di carico, con filettatura M4, su cui verranno applicate un dado e una rosetta. Al fine di distribuire maggiormente il carico, sulla parte inferiore tra cella e interfaccia verrà interposta una piastra di acciaio. Lo spessore dell'interfaccia è dovuto principalmente alla lunghezza della parte filettata delle celle di carico.

Anche in questo caso l'aspetto critico è quello degli spostamenti. Lo spostamento massimo calcolato con un carico applicato di 1000 N è di 0,733 mm in corrispondenza del foro per la cella di carico posta in alto (come mostrato nella figura qui riportata), dove si sviluppano anche le massime sollecitazioni, che non superano il valore considerato per lo snervamento del materiale.

## Carrello

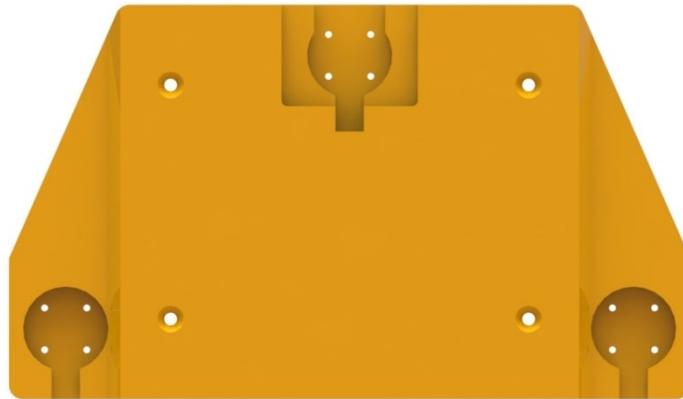
Il carrello è la parte del remoergometro su cui siede l'atleta e scorre sulla guida centrale del remoergometro. Anche in questo caso, al fine di permettere l'inserimento delle celle di carico, sono state progettate due interfacce, rappresentate in figura in rosso (interfaccia superiore) e arancione (interfaccia inferiore).



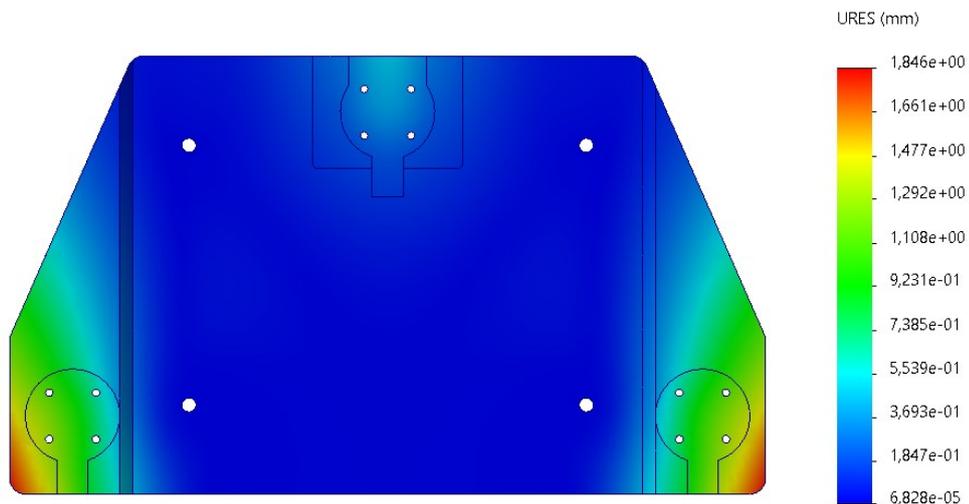
### Interfaccia inferiore (tra i sostegni e le celle di carico)

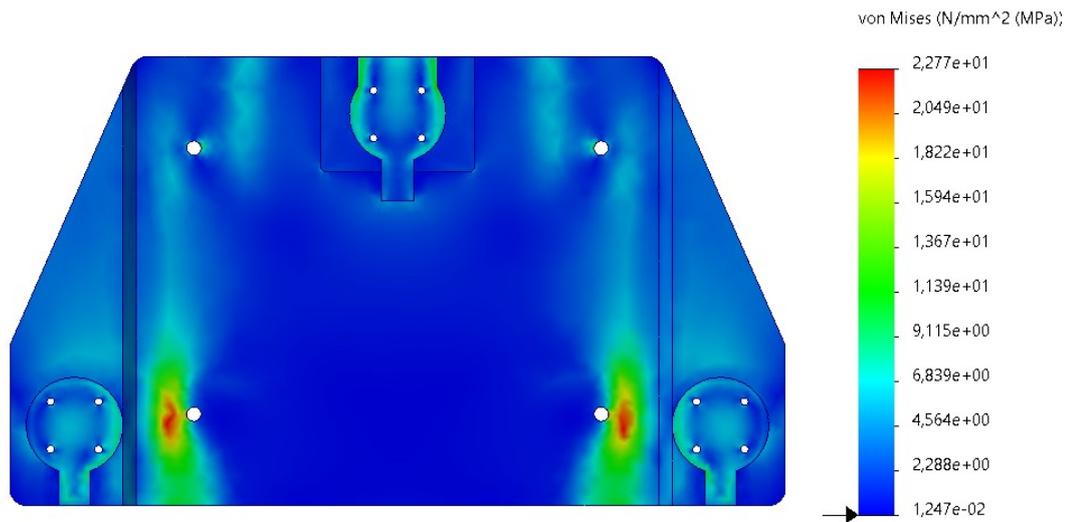
L'interfaccia tra i sostegni del carrello e le celle di carico ha una forma tale da poter permettere l'inserimento di queste ultime senza alzare eccessivamente la seduta dell'atleta. Nell'interfaccia sono

stati inseriti degli alloggiamenti per le celle di carico, i fori per fissarle e i fori per fissare l'interfaccia la carrello



Come si osserva in figura, lo spostamento massimo si ha nelle parti laterali, dove raggiunge valori di 1,85 mm. La simulazione è stata effettuata simulando un carico complessivo di 1000 N applicato su delle aree circolari corrispondenti alla zona di contatto delle celle di carico; il pezzo è stato vincolato sulle aree di contatto con i sostegni ed è stata impedita lo spostamento radiale in corrispondenza dei fori delle viti. Le sollecitazioni che ne derivano risultano elevate solo nelle zone al bordo dei vincoli, ma comunque sotto al limite di snervamento considerato del materiale.

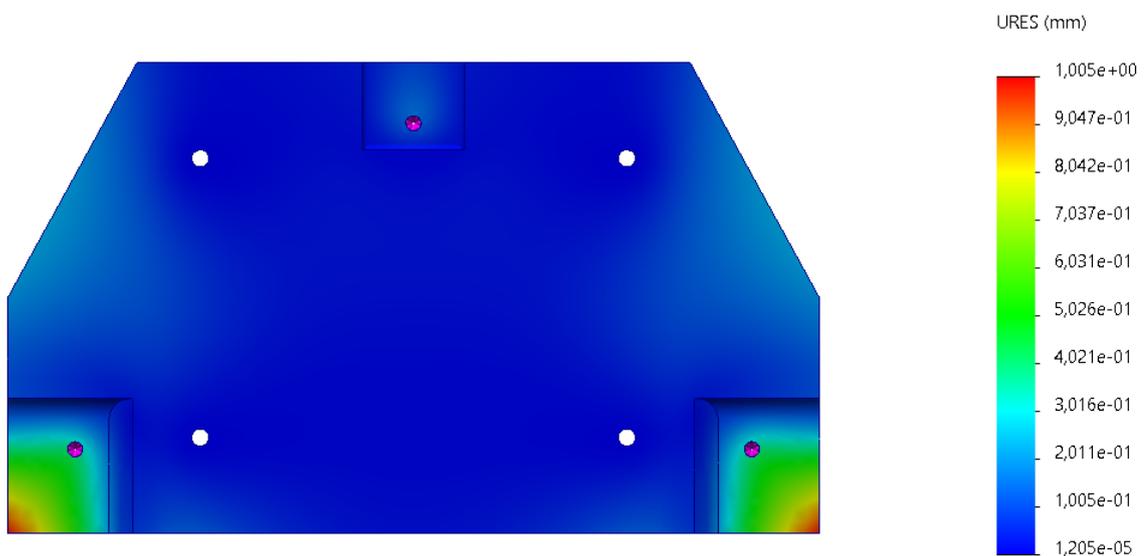




Interfaccia superiore (tra le celle di carico e il carrello)

L'interfaccia con il carrello è stata progettata al fine di avere la massima superficie di contatto con esso e per limitare la flessione delle parti laterali. Lo spessore di queste parti è legato alla lunghezza del tratto filettato delle celle di carico.

I risultati degli spostamenti, ottenuti applicando un carico complessivo di 1000N, sono tutti inferiori a 1,05 mm, come mostrato in figura.



Anche le sollecitazioni sono contenute, e raggiungono il loro valore massimo in corrispondenza del bordo della zona di applicazione del carico.

