

POLITECNICO DI TORINO
Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Effetto del Biofeedback sulle prestazioni di pedalata con Krankcycle

Tesi di Laurea Magistrale



Relatori:

Laura Gastaldi
Stefano Pastorelli
Taian Martins Vieira
Alberto Botter

Candidata:

Clara Mariano

Anno Accademico 2018 - 2019

Abstract

Questa tesi magistrale è stata dedicata alla realizzazione di un biofeedback di cadenza in real-time e alla successiva valutazione dei suoi effetti sulle prestazioni di pedalata con Krankcycle.

Nei test effettuati è stato utilizzato un Krankcycle, una bike stazionaria con manovelle. Questo strumento è impiegato sia per l'allenamento sportivo della parte superiore del corpo di soggetti normodotati e disabili, sia per la riabilitazione di pazienti con patologie articolari o neuromuscolari che coinvolgono gli arti superiori. Nel presente studio, l'applicazione dell'esercizio con Krankcycle è stata pensata per soggetti emiplegici, che a causa del loro stato hanno perso parzialmente il controllo di un lato del corpo. In questo contesto, il Krankcycle assume un duplice vantaggio: innanzitutto la pedalata è un movimento semplice, liscio e continuo; in secondo luogo, la natura ritmica favorisce, nei pazienti emiplegici, lo sviluppo di una simmetria muscolare tra gli arti. In particolare, come dimostrano studi precedenti, la realizzazione di un movimento sincrono delle due braccia migliora la coordinazione muscolare quando questo è accompagnato da tecnologie, quali end effector o esoscheletri. Inoltre, se ai soggetti emiplegici che realizzano una pedalata con gambe viene fornito un biofeedback in real-time, questi oltre a sentirsi più coinvolti nell'esercizio, riescono a controllare meglio il movimento.

Il test sperimentale di questo studio ha previsto la realizzazione di 12 prove di pedalata da parte di 10 soggetti sani ($25,89 \pm 3,29$ anni) con arto dominante destro. Le prove effettuate sono state definite dalla combinazione di 3 diverse cadenze (30 giri/min, 50 giri/min e 70 rpm) e di 4 differenti condizioni (SS = con biofeedback e metronomo, SN = solo con biofeedback, NS = solo con metronomo e NN = senza alcun feedback o input). Il biofeedback si presenta come due barre, una per ogni mano, che indicano la cadenza con cui sta pedalando il soggetto. Le barre sono di colore giallo se la cadenza è maggiore o minore rispetto a quello imposta, mentre si colora di verde quando ha un valore prossimo alla cadenza target. Inoltre, la cadenza target viene rappresentata tramite una linea rossa. Il biofeedback è stato realizzato tramite un sistema optoelettronico costituito da due barre Optitrack, ognuna contenente 3 telecamere in grado di rilevare nell'infrarosso le traiettorie di marker passivi. Le due

barre utilizzate hanno registrato in real-time, una per ogni lato del corpo, il movimento di 5 marker posti sull'impugnatura del Krankcycle. In tempo reale, l'elaborazione in Matlab delle informazioni prodotte ha consentito di calcolare la cadenza e visualizzarla.

Al termine del test, i dati registrati relativi alla posizione sono stati esportati dal software di acquisizione ottica del movimento, Motive, ed elaborati in Matlab. Per le diverse prove si sono stimate: la cadenza media, la durata delle due fasi di pull e push e la durata delle 6 sotto fasi del ciclo (press down, pull down, pull up, lift up, push up e push down). Inoltre, è stata valutata la simmetria tra arto destro e arto sinistro. Dai risultati è emerso che la durata della fase di lift up per la mano sinistra aumenta per cadenze più elevate ed è maggiore della durata di tale fase per la mano destra ($p > 0,05$). In generale, la mano sinistra impiega un intervallo di tempo maggiore a percorrere la fase di pull. Per una cadenza elevata pari a 70 rpm si è riscontrata un'asimmetria più evidente tra i due arti; al contrario, si è raggiunto il miglior livello di simmetria nelle prove con cadenza pari a 50 rpm e con biofeedback e/o input.

In conclusione, si può affermare che:

- questo tipo di esercizio può essere proposto in campo riabilitativo per la realizzazione di esercizi simmetrici;
- le cadenze intorno ai 50 rpm aumentano la simmetria tra gli arti;
- l'uso di un biofeedback aumenta la simmetria, portando l'arto non dominante ad assumere un comportamento simile a quello dell'arto dominante;

Infine, nell'ultima fase della tesi, si sono progettati alcuni miglioramenti futuri da applicare al Krankcycle. In particolare, si è previsto l'utilizzo di un sistema di regolazione della coppia resistente e di un sistema di valutazione di forze e momenti.

Più nel dettaglio, la tesi si compone di sei capitoli:

1. Il primo capitolo si concentra sulla analisi dello stato dell'arte relativo all'handbike. Questa ricerca è stata fondamentale per conoscere l'ordine di grandezza dei parametri fisiologici, cinematici e dinamici coinvolti nel gesto della pedalata con gli arti superiori.
2. Nel secondo capitolo vengono introdotti la patologia dell'emiplegia, i suoi strumenti di riabilitazione e il concetto di biofeedback.

3. Nel terzo capitolo viene presentata la strumentazione utilizzata: il Krankcycle, un sistema Optitrack per l'analisi del movimento e un sistema di sensori per le manovelle. Inoltre, viene descritta la modifica effettuata alle impugnature del Krankcycle per consentire un corretto posizionamento dei marker.
4. Nel quarto capitolo viene riportata la descrizione delle prove preliminari effettuate su due soggetti sani. Questi test sono risultati utili per stabilire la posizione dei marker e per definire la modalità di sincronizzazione temporale delle due barre Optitrack.
5. Il quinto capitolo è dedicato alle prove sperimentali realizzate da 10 soggetti sani, riportando nel dettaglio il protocollo adottato, i risultati ottenuti e i commenti a essi relativi.
6. L'ultimo capitolo, infine, parte dalla descrizione dei problemi riscontrati in questo studio e presenta la progettazione di due sistemi di miglioramento del Krankcycle, dedicati rispettivamente a valutare le forze scambiate tra soggetto e sistema e a regolare il carico resistente.

Sommario

Capitolo 1: La disciplina “Handbike”	1
1.1 Descrizione disciplina e caratteristiche di una handbike	1
1.2 Letteratura	2
1.2.1 Handbike nello sport.....	2
1.2.2 Handbike in riabilitazione	14
Capitolo 2: Riabilitazione di soggetti emiplegici	19
2.1 Emiplegia	19
2.2 Strumenti per la riabilitazione degli arti superiori	20
2.3 Movimento circolare simmetrico e asimmetrico in riabilitazione	23
2.4 Cycling e Biofeedback.....	26
2.5 Conclusioni e scopo tesi	40
Capitolo 3: Strumentazione	43
3.1 Krankcycle	43
3.2 Sistema per analisi del movimento: Optitrack	45
3.2.1 V120:Trio	47
3.2.2 Software Motive	49
3.3 Sistema di sensori per le manovelle.....	52
3.3.1 Estensimetri	53
3.3.2 Centralina Spider 8.30	56
3.3.3 Software Catman Easy®	58
3.3.4 Taratura statica estensimetri	60
3.3.5 Catman Easy per la taratura.....	67
3.4 Conclusioni	92
Capitolo 4: Prove preliminari	95

4.1	Acquisizione statica.....	95
4.2	Sincronizzazione.....	100
4.3	Test.....	102
4.3.1	Soggetto 1.....	108
4.3.2	Soggetto 2.....	116
4.3.3	Discussione.....	123
Capitolo 5:	Prove sperimentali su soggetti sani.....	125
5.1	Materiali e metodi.....	125
5.1.1	Partecipanti.....	125
5.1.2	Strumentazione.....	125
5.1.3	Protocollo.....	127
5.1.4	Creazione del corpo rigido.....	130
5.1.5	Analisi dei dati.....	132
5.2	Risultati e discussione.....	134
Capitolo 6:	Progettazione di Sistemi di Miglioramento per il Krankcycle.....	155
6.1	Sistema di regolazione del carico resistente.....	156
6.2	Sistema di valutazione di forza e momenti.....	161
Bibliografia.....		166
Appendice.....		170

Capitolo 1:

LA DISCIPLINA “HANDBIKE”

1.1 Descrizione disciplina e caratteristiche di una handbike

Il paraciclismo, o handbike, è un tipo di ciclismo praticato da soggetti diversamente abili. Entra ufficialmente a far parte degli sport paralimpici ai VIII Giochi Paralimpici estivi di Seul 1988, nonostante a partecipare siano solo i non vedenti in tandem con un pilota vedente. Nel 1996 questo sport include ogni tipo di disabilità e i partecipanti vengono suddivisi in diverse classi. La classificazione è necessaria per raggruppare soggetti con un livello di disabilità e capacità funzionali simili, i bikers dello stesso gruppo gareggiano in questo modo tra di loro. Il paraciclismo prevede diverse tipologie di gare: sprint, inseguimento individuale, cronometro di 1000 metri, gare su strada e cronometro su strada (individuale o a squadre). Gli atleti gareggiano su biciclette, tandem o handbike in base alle loro disabilità. I soggetti su sedia a rotelle utilizzano generalmente una handbike (Figura 1.1) e le classi partecipanti comprendono i gruppi da H1 ad H5: in H1 rientrano gli handbikers con disabilità maggiore, mentre in H5 quelli con disabilità motorie minori (<https://www.federciclismo.it/it/>). Una handbike è costituita da un telaio a cui sono collegate le due ruote posteriori e una anteriore, per questo motivo denominata anche triciclo. L’handbike viene messa in moto da una propulsione a braccia, che trasmette il moto dalle manovelle alla ruota anteriore.

Oggi giorno l’handbike, oltre ad essere utilizzata come strumento sportivo, viene anche usata da soggetti para e tetraplegici come mezzo di trasporto, perché meno faticoso e più efficiente della classica sedia a rotelle (Dallmeijer, et al., 2004). Inoltre, ha effetti benefici sul sistema cardiovascolare, dal momento che queste persone non riescono ad avere una adeguata fitness cardiaca con le abituali attività quotidiane, (Abel, et al., 2003) e anche sullo stress ossidativo (Ordenez, et al., 2013). Questo tipo di movimento può essere introdotto tra gli esercizi possibili per la riabilitazione degli arti superiori (Hopeman, et al., 1995).

Gli articoli presenti in letteratura si possono così suddividere in due categorie: elaborati che trattano l'handcycling da un punto di vista sportivo/competitivo ed elaborati che affrontano il tema da un punto di vista riabilitativo.



Figura 1.1- Esempio Handbike

1.2 Letteratura

1.2.1 Handbike nello sport

Appartengono a tale categoria numerosi articoli che discutono di analisi e prove effettuate da soggetti con lesioni al midollo spinale (SCI, Spinal Cord Injury) o da soggetti sani, con lo scopo non solo di rendere più efficiente la pedalata ma anche meno faticosa e più sicura per lo sportivo. In generale alcune prove approfondiscono aspetti medici e altre invece, oltre alle variabili fisiologiche, anche grandezze biomeccaniche.

Le grandezze fisiologiche registrate sono: i gas scambiati, ovvero ossigeno assorbito (VO_2) e uscita di anidride carbonica (VCO_2), il rapporto tra VCO_2 e VO_2 chiamato rapporto di scambio respiratorio (RER), la ventilazione, la frequenza cardiaca (HR), la concentrazione di lattato nel sangue e l'efficienza meccanica (lorda e netta, ME). Mentre i parametri legati all'ingegneria biomedica riguardano per esempio il segnale elettromiografico (EMG), il rapporto di trasmissione, la cadenza, l'angolo dello schienale, la lunghezza e larghezza delle manovelle, la forza, il lavoro e la coppia generati durante la pedalata. Gli studi ingegneristici sono più recenti e per questo motivo anche meno numerosi.

Analisi fisiologiche

Le manovelle dell'handbike presentano due configurazioni diverse (Figura 1.2):

1. Sincrona, le manovelle sono montate nella stessa direzione, 0° tra di loro. È la configurazione maggiormente utilizzata dai bikers professionisti durante una gara;
2. Asincrona, le manovelle vengono installate in direzione opposta, con un angolo di 180°.

Le risposte fisiologiche variano al variare della configurazione delle manovelle (crank configuration), per questo motivo in letteratura è possibile trovare numerosi studi realizzati affinché si possa determinare quale delle due modalità risulti più idonea.

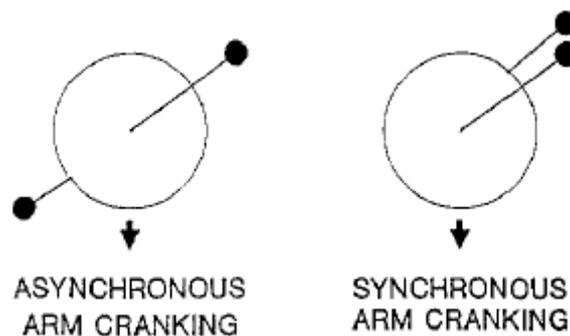


Figura 1.2- Configurazione asincrona e sincrona (Hopeman, et al., 1995)

In un primo studio l'obiettivo è di esaminare come le variabili fisiologiche e l'efficienza meccanica differiscono nelle due modalità (Hopeman, et al., 1995). A tale scopo dieci soggetti sani eseguono prima degli esercizi submassimali (30 W, 60 W e 90 W) e poi massimali con entrambe le configurazioni delle manovelle su un ergometro. Durante la performance la cadenza è circa costante (65 rpm). La prova termina nel momento in cui il soggetto non è più in grado di sostenere la prova. Le grandezze analizzate sono VO_2 e VCO_2 , HR e l'efficienza meccanica lorda (ME). Quest'ultima è ottenuta come rapporto tra la potenza di output e il dispendio energetico:

$$ME = \frac{PO}{VO_2 \cdot 340} \quad (1.1)$$

Come è possibile osservare dal grafico (Figura 1.3), che riporta ME per gli esercizi submassimali, l'efficienza meccanica per 30 W risulta più elevata per la modalità

asincrona, mentre per 60 W e 90 W non vi è nessuna differenza tra le due configurazioni. Secondo gli autori ciò è da attribuire alla massa del volano e al momento di inerzia, che influiscono maggiormente sul moto durante l'esercizio sincrono per piccole potenze, mentre per potenze più elevate la massa non ha quasi alcuna influenza, motivo per il quale la ME è simile per le due configurazioni.

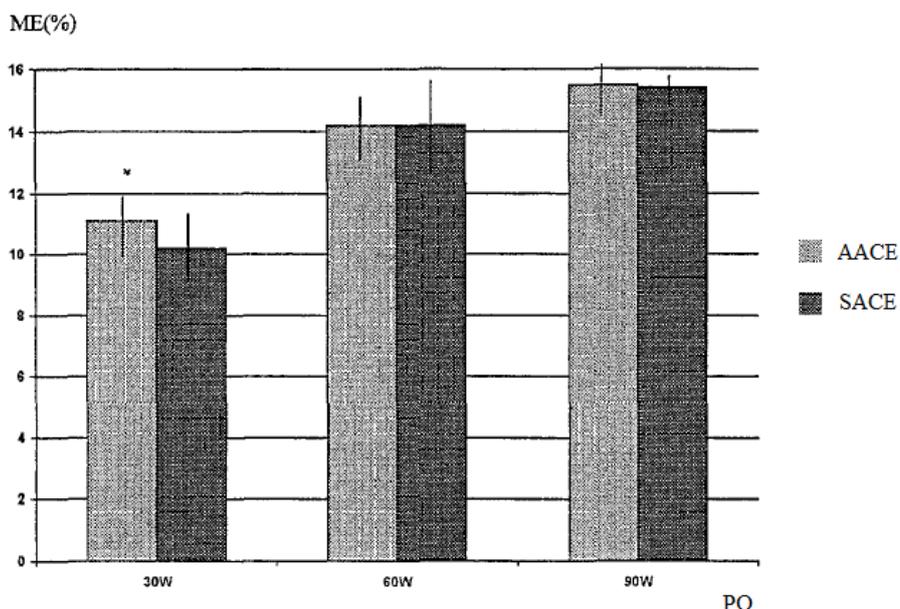


Figura 1.3 - Efficienza meccanica (% ME) per PO a 30 W, 60 W e 90 W per modalità AACE (asincrona) e SACE (sincrona) (Hopeman, et al., 1995)

	AACE	SACE	P
PO (W)	154 ± 28,9	157 ± 31,6	0,65
VO2 (L/min)	2,84 ± 0,57	2,76 ± 0,56	0,51
HR (battiti/min)	176 ± 10	176 ± 16	0,06
RER	1,14 ± 0,13	1,13 ± 0,09	0,76

Tabella 1.1- PO, VO₂, HR e RER durante la seconda prova (massimale). P=livello di significatività statistica (Hopeman, et al., 1995)

Nella Tabella 1.1 si riportano i risultati della prova massimale: si può osservare che non ci sono differenze significative tra la modalità sincrona (SACE) e asincrona (AACE) per le grandezze misurate PO, VO₂, HR e RER.

In conclusione, in questo studio non è emersa una netta differenza nelle risposte fisiologiche che possa far prevalere una modalità piuttosto che l'altra.

D'altra parte, in un successivo studio risulta che la modalità sincrona è più efficiente rispetto a quella asincrona e che ME è influenzata dalla cadenza utilizzata dal soggetto durante la prova (Van Der Woude, et al., 2000). Nell'elaborato citato vengono osservati i parametri fisiologici e l'efficienza meccanica (equazione 1.1) di 12 uomini sani, che eseguono per ogni modalità 3 esercizi incrementali su una handbike posta su un tapis roulant motorizzato. Ogni esercizio è eseguito con un rapporto di trasmissione diverso: heavy (1:0,42; 44 rpm), middle (1:0,59; 36 rpm) e light (1:0,74; 24 rpm). Inoltre, durante ogni prova la pendenza del tapis roulant viene incrementata dell'1% ogni 3 minuti (da 0% a 3%), mentre la sua velocità rimane costante per tutte le prove (1,8 m/s).

I parametri registrati sono frequenza respiratoria, volume corrente, ventilazione, ossigeno assorbito, efficienza meccanica lorda, frequenza cardiaca di riserva¹, disagio locale percepito (Tabella 1.2).

Emerge che sia il modo di pedalare che il rapporto di trasmissione hanno un'influenza significativa sui parametri cardiorespiratori e sull'efficienza: all'aumentare della pendenza aumentano %HRR, BF, VT, VE e VO₂. Inoltre, risulta più efficiente il rapporto di trasmissione light rispetto al medium e high e la modalità sincrona mostra ME più elevati (Figura 1.4).

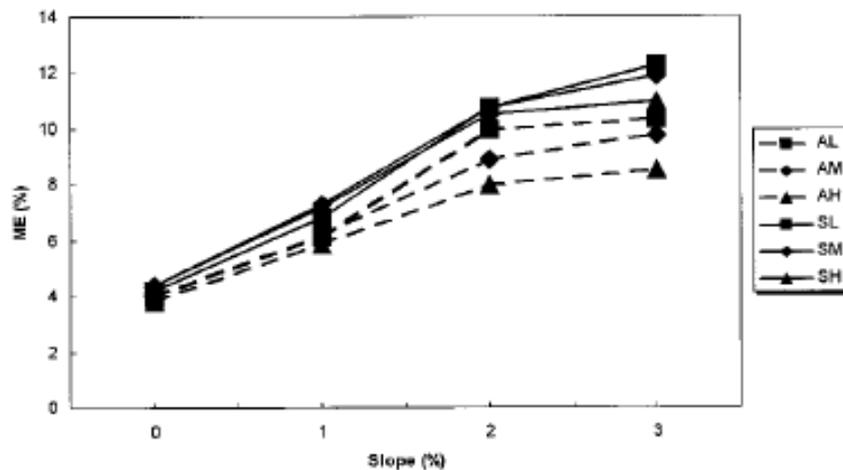


Figura 1.4 - Efficienza meccanica (ME) per rapporto di trasmissione light (L), medium (M) e heavy (H), in modalità asincrona (A) e sincrona (S) (Van Der Woude, et al., 2000)

¹ %HRR = $\frac{HR_{recorded} - HR_{rest}}{HR_{peak} - HR_{rest}} \times 100$

	Breathing frequency (br min ⁻¹)	Tidal volume (l)	Minute ventilation (l min ⁻¹)	Oxygen uptake (l min ⁻¹)	Gross mechanical efficiency (%)	% Heart rate reserve	Local perceived discomfort
AL 0	17.0 ± 7.5	1.0 ± 0.3	15.3 ± 2.2	0.57 ± 0.08	3.98 ± 0.50	16.2 ± 4.7	0.04 ± 0.14
1	16.0 ± 3.4	1.1 ± 0.2	17.2 ± 2.6	0.72 ± 0.10	6.12 ± 0.68	21.2 ± 5.5	0.21 ± 0.25
2	18.1 ± 3.8	1.3 ± 0.2	24.0 ± 5.1	0.95 ± 0.17	9.96 ± 2.38	31.4 ± 7.3	1.17 ± 0.55
3	21.5 ± 4.2	1.6 ± 0.3	33.0 ± 4.4	1.35 ± 0.17	10.30 ± 1.01	44.1 ± 10.8	2.58 ± 0.86
AM 0	16.4 ± 5.0	1.0 ± 0.3	15.6 ± 4.1	0.57 ± 0.09	4.02 ± 0.33	16.2 ± 5.2	0.04 ± 0.14
1	17.8 ± 4.3	1.1 ± 0.2	17.0 ± 2.0	0.72 ± 0.09	6.17 ± 0.72	19.9 ± 5.1	0.25 ± 0.25
2	17.9 ± 2.4	1.3 ± 0.2	23.8 ± 3.3	1.04 ± 0.15	8.89 ± 0.90	31.9 ± 7.6	1.46 ± 0.78
3	22.5 ± 5.8	1.6 ± 0.3	35.6 ± 5.4	1.41 ± 0.15	9.78 ± 0.77	47.6 ± 12.4	3.25 ± 1.16
AH 0	17.0 ± 3.9	1.0 ± 0.4	15.7 ± 3.5	0.61 ± 0.10	3.82 ± 0.44	15.1 ± 4.0	0.04 ± 0.14
1	17.6 ± 3.7	1.1 ± 0.2	18.2 ± 3.3	0.76 ± 0.10	5.83 ± 0.67	21.1 ± 5.4	0.50 ± 0.41
2	20.4 ± 4.1	1.4 ± 0.3	27.5 ± 4.9	1.16 ± 0.19	7.99 ± 0.96	35.8 ± 8.9	2.08 ± 1.02
3	23.7 ± 4.9	1.8 ± 0.3	41.7 ± 5.8	1.61 ± 0.18	8.54 ± 0.79	53.9 ± 11.9	4.67 ± 2.05
SL 0	16.4 ± 5.3	1.0 ± 0.2	14.7 ± 2.3	0.55 ± 0.07	4.19 ± 0.70	12.3 ± 3.3	0.04 ± 0.14
1	17.4 ± 6.6	1.0 ± 0.3	16.5 ± 2.5	0.65 ± 0.10	6.81 ± 0.77	15.1 ± 3.8	0.17 ± 0.24
2	18.2 ± 6.0	1.2 ± 0.2	21.0 ± 3.3	0.87 ± 0.14	10.72 ± 1.20	22.3 ± 5.7	0.63 ± 0.51
3	20.1 ± 5.1	1.4 ± 0.3	30.3 ± 10.8	1.15 ± 0.18	12.23 ± 1.17	31.9 ± 9.2	1.75 ± 1.16
SM 0	16.8 ± 5.1	0.9 ± 0.3	14.7 ± 2.9	0.52 ± 0.10	4.39 ± 0.65	11.9 ± 3.6	0.04 ± 0.14
1	17.6 ± 5.2	1.0 ± 0.3	16.0 ± 2.6	0.61 ± 0.09	7.27 ± 0.83	14.5 ± 3.9	0.25 ± 0.32
2	17.8 ± 4.6	1.3 ± 0.4	20.6 ± 3.4	0.87 ± 0.14	10.75 ± 1.24	22.3 ± 5.0	0.75 ± 0.66
3	20.3 ± 4.5	1.4 ± 0.3	28.2 ± 4.4	1.19 ± 0.17	11.88 ± 1.13	32.9 ± 9.1	2.00 ± 1.35
SH 0	16.0 ± 4.0	0.9 ± 0.3	14.2 ± 2.6	0.52 ± 0.09	4.38 ± 0.64	13.0 ± 4.2	0.04 ± 0.14
1	16.3 ± 4.3	1.0 ± 0.3	15.7 ± 2.9	0.62 ± 0.12	7.20 ± 1.14	16.8 ± 5.7	0.17 ± 0.24
2	17.7 ± 4.0	1.2 ± 0.2	21.0 ± 4.3	0.89 ± 0.13	10.52 ± 1.22	25.2 ± 6.7	1.17 ± 0.85
3	21.5 ± 4.7	1.5 ± 0.3	31.3 ± 8.4	1.29 ± 0.20	10.95 ± 1.42	38.1 ± 12.1	2.75 ± 1.48

Tabella 1.2- valor medio ± deviazione standard delle risposte fisiologiche relative alle prove. A=asincrono, S=sincrono, L=light, M=medium, H=heavy (Van Der Woude, et al., 2000)

Gli autori hanno spiegato tale fenomeno affermando che, durante il movimento sincrono delle braccia, la massa muscolare del tronco è coinvolta maggiormente durante la fase di spinta e trazione. Infatti, al contrario della propulsione asincrona, il tronco non deve essere continuamente stabilizzato a causa della posizione opposta delle braccia. Per questo motivo nella modalità asincrona è richiesto un lavoro maggiore ed un'energia extra-muscolare.

A favore di tale tesi è stato condotto un ulteriore studio per individuare le differenze nelle risposte fisiologiche e nell'efficienza meccanica tra la pedalata sincrona e asincrona (Dallmeijer, et al., 2004). 13 uomini sani hanno eseguito in entrambe le crank configuration 5 esercizi con cadenza diversa: 36 rpm, 47 rpm, 55 rpm, 65 rpm e 84 rpm. La configurazione dell'handbike è uguale allo studio precedente, la velocità del tapis roulant è mantenuta per tutte le prove costante e pari a 2,36 m/s. Il valore medio e la deviazione standard di VO₂, VE, HR e ME (qui chiamata GE, equazione 1.1) per le diverse prove vengono riportati nei grafici (Figura 1.5).

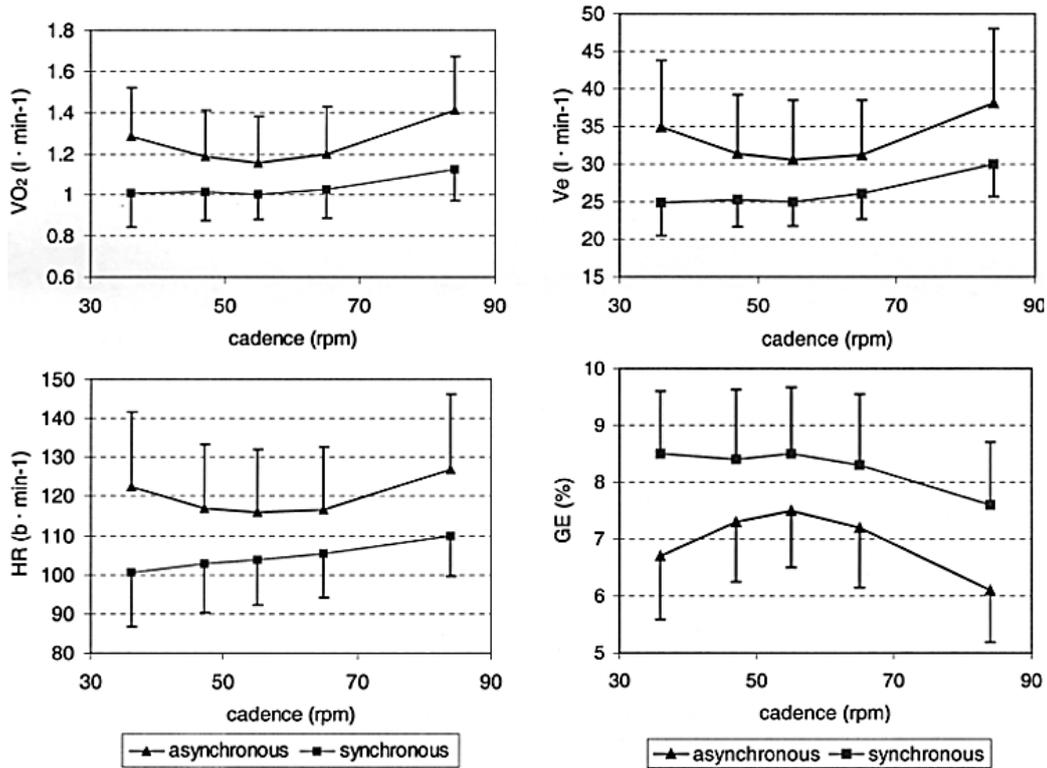


Figura 1.5 - Ossigeno assorbito (VO_2), ventilazione (V_e), rapporto di scambio respiratorio (RER), frequenza cardiaca (HR) ed efficienza meccanica (ME) per cadenze imposte (Dallmeijer, et al., 2004)

I parametri fisiologici risultano più bassi e la GE è più alta negli esercizi sincroni, per i motivi già visti. L'efficienza maggiore si ha per le cadenze pari a 47 rpm e 55 rpm, per le quali risulta anche un minor VO_2 e quindi un minor dispendio energetico. Questi risultati non solo confermano che la modalità sincrona è la meno faticosa e la più efficiente, ma dimostrano anche che l'efficienza dipende dalla cadenza. Le cadenze intorno ai 50 rpm si rilevano le più adeguate.

Un limite degli studi appena esaminati è che i soggetti che effettuano le prove sono normodotati. In un altro articolo, invece, 35 soggetti con SCI (32 paraplegici e 3 tetraplegici) realizzano gli esercizi con carico massimo e con carichi definiti (30 W, 60 W e 90 W), durante i quali vengono registrati i gas respiratori scambiati, la concentrazione di lattato e la frequenza cardiaca (Abel, et al., 2003). 17 partecipanti fanno parte della squadra nazionale di handbike e i restanti sono atleti.

In Tabella 1.3 vengono riportati i dati registrati durante il carico massimo in cui la potenza di output PO è significativamente più elevata nella modalità sincrona, probabilmente dovuta a una coordinazione muscolare migliore, per i motivi già visti

in precedenza. La frequenza cardiaca non è influenzata dalla modalità, si mantiene pressoché uguale.

Variabile	Sincrono	Asincrono	Livello di Significatività
PO (W)	100,6 ± 44,5	84,4 ± 35,6	p < 0,001
Freq cardiaca [bpm]	165,2 ± 22,0	164,0 ± 21,8	n.s
Lattato [mmol/L]	7,1 ± 2,6	6,5 ± 2,8	n.s
VO₂ [ml/min]	1939,8 ± 653,6	1854,0 ± 644,8	n.s

Tabella 1.3- Valor medio ± SD di potenza di output (PO), frequenza cardiaca (HR), concentrazione di lattato e ossigeno assorbito (VO₂) registrati per la prova massima in entrambe le configurazioni (Abel, et al., 2003)

I risultati più significativi della prova submassimale riguardano la frequenza cardiaca (Figura 1.6) e l'ossigeno assorbito (Figura 1.7). Come è possibile notare, per 90 W con pedalata asincrona la frequenza cardiaca ha valori maggiori, infatti i muscoli coinvolti nell'esercizio necessitano di un supporto di sangue maggiore e consumano più energia, dunque un assorbimento di ossigeno maggiore. La VO₂ ha valori in ogni caso minori nella modalità sincrona, per cui si può concludere che per soggetti esperti già di handcycling quest'ultima modalità si rivela la meno dispendiosa.

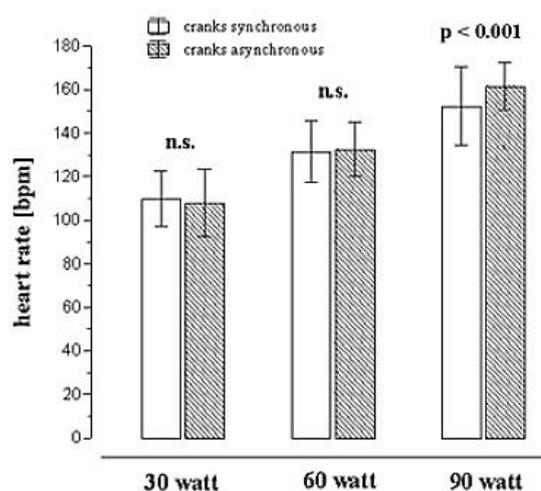


Figura 1.6 - Frequenza cardiache per PO definite (Abel, et al., 2003)

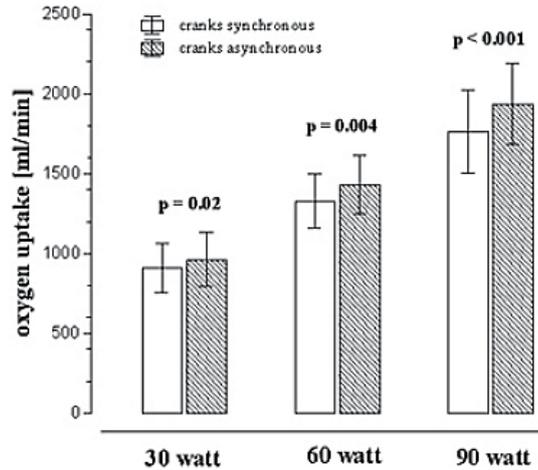


Figura 1.7 - Ossigeno assorbito per PO imposte (Abel, et al., 2003)

In conclusione, un arm-cranking simmetrico si è dimostrato più efficiente e meno faticoso.

L'obiettivo dell'ultimo elaborato esaminato per questo gruppo di articoli è di osservare l'efficienza meccanica ME per diverse power output PO, determinate da diverse cadenze o dalla resistenza (Verellen, et al., 2004). La potenza viene determinata istante per istante come prodotto tra la velocità e la coppia resistiva del freno. 9 soggetti eseguono tre esercizi incrementali (PO iniziale 50 W, incrementata di 10 W), e un rapporto di trasmissione pari a 2,23:

1. Il primo protocollo VEL prevede una resistenza costante pari a 7,95 N·m e la PO viene incrementata aumentando di 12 rpm la cadenza iniziale 60 rpm;
2. Durante la seconda prova RES la resistenza aumenta di 1,59 N·m, mentre la cadenza viene mantenuta costante a 60 rpm;
3. Infine, l'ultimo protocollo FCF richiede ai partecipanti di usare una cadenza confortevole, la resistenza viene regolata automaticamente dall'ergometro per ottenere la PO desiderata.

Le variabili registrate e osservate sono le stesse degli studi analizzati in precedenza; la Tabella 1.4 presenta le grandezze fisiologiche e nei grafici (Figura 1.8) sono tracciate le curve di efficienza meccanica (GME) e cadenza.

Osservando la Tabella 1.4 e i grafici in Figura 1.8 sono emerse tre conclusioni importanti:

1. La cadenza liberamente scelta dai partecipanti non è necessariamente la più efficiente;

2. Cadenze maggiori, a parità di potenza, ammettono efficienze minori;
3. All'aumentare di PO aumenta anche la cadenza scelta dagli handbikers.

	VEL	RES	FCF	Statistica	
				F	P
HR (bpm)	187 ± 14,5	189 ± 11,4	189 ± 13,2	0,656	0,579
VO₂ (mL/(min·kg))	32 ± 8,8	32,5 ± 8,8	33,3 ± 8,4	4,4116	0,271
VCO₂ (mL/(min·kg))	37,71 ± 11,6	36,85 ± 9,73	36,78 ± 8,85	0,576	0,573
RER	1,21 ± 0,1	1,16 ± 0,06	1,15 ± 0,07	3,092	0,073
VE (L/min)	75,9 ± 13,35	75,9 ± 10,6	75,0 ± 12,6	0,035	0,965
PO max (W)	82,2 ± 8,2	96,7 ± 14,1	97,8 ± 13	16,827	< 0,001

Tabella 1.4- HR, VO₂, VCO₂, RER, ventilazione (VE) e PO per i tre protocolli (Verellen, et al., 2004)

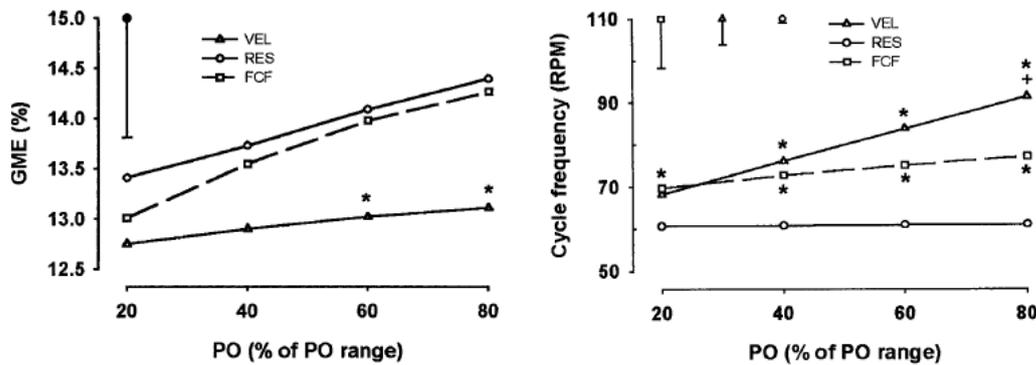


Figura 1.8 - Efficienza meccanica (sinistra) e cadenza (destra) per 20, 40, 60 e 80% del PO range per le tre prove (* differenza molto da RES)

Analisi biomeccaniche

In questa seconda fase di analisi uno studio recente si è occupato di osservare il comportamento della forza e del lavoro durante il ciclo per diverse condizioni di velocità e potenza (Arnet, et al., 2012). Dieci uomini normodotati hanno realizzato le prove con handbike su un tapis roulant motorizzato, per valutare come la velocità influenza il moto, il rullo del sistema viene azionato con tre diverse velocità 1,39 m/s, 1,67 m/s e 1,94 m/s ad una PO esterna costante di 35 W, garantita dalla forza di resistenza prodotta dall'handbiker e da una forza esterna prodotta da un sistema di pulegge (Arnet, et al., 2012). La forza esterna si modifica in modo proporzionale alla velocità del rullo e la forza di resistenza è determinata da un test di resistenza, realizzato prima delle prove. L'efficacia del metodo è verificata imponendo una velocità costante di 1,67 m/s e inclinando il piano del tapis roulant di 1%, 2,5% e 4%

per 1 min ciascuno e infine viene realizzato lo stesso test a 0% e la resistenza, dunque la potenza, è modificata tramite il sistema di pulegge.

Per determinare le forze generate durante il ciclo viene montato sull’impugnatura un trasduttore di forza che è in grado di rilevare le forze lungo tre assi:

- F_{rad} la cui direzione va dal centro dell’asse che unisce le manovelle verso il centro di rotazione delle manovelle;
- F_{tan} perpendicolare a F_{rad} nel piano di rotazione;
- F_{lat} orizzontale verso l’esterno.

Da queste grandezze si ricava la F_{tot} , il rapporto della forza effettiva (FEF, fraction of effective force) e la potenza PO per ciclo, da cui a loro volta si ottiene il lavoro per ciclo (W):

$$F_{tot} = \sqrt{(F_{tan}^2 + F_{rad}^2 + F_{lat}^2)} \quad (1.2)$$

$$FEF = F_{tan} \cdot F_{tot}^{-1} \cdot 100 \quad (1.3)$$

$$PO = 2 \cdot F_{tan} \cdot v_{crank} \quad (1.4)$$

$$W = PO \cdot t_{cycle}^{-1} \quad (1.5)$$

Dove v_{crank} è la velocità di crank e t_{cycle} è il tempo impiegato per compiere un ciclo. Dunque, una volta eseguite le prove, vengono riportati nei grafici gli andamenti di F_{tot} , F_{tan} , FEF e il lavoro per poter confrontare meglio gli effetti della velocità (Figura 1.9). È possibile vedere in generale che F_{tot} e F_{tan} decrescono al crescere della velocità, mentre F_{lat} non riporta nessuna variazione, la cadenza aumenta, con conseguente diminuzione del lavoro. Un cambiamento delle velocità, come detto, comporta un cambiamento inverso nella resistenza del sistema, che si riflette allo stesso modo sulla forza. Il lavoro ha un comportamento opposto, effetto legato alla forza di gravità: nella prima metà il moto e la forza di gravità hanno la stessa direzione quindi il soggetto non deve compiere un lavoro contro tale forza e dunque aumenta, la situazione cambia nella seconda metà del ciclo dove il moto e la forza di gravità hanno direzione opposta, così il lavoro diminuisce. Lo stesso fenomeno si può osservare anche in FEF (Figura 1.9c).

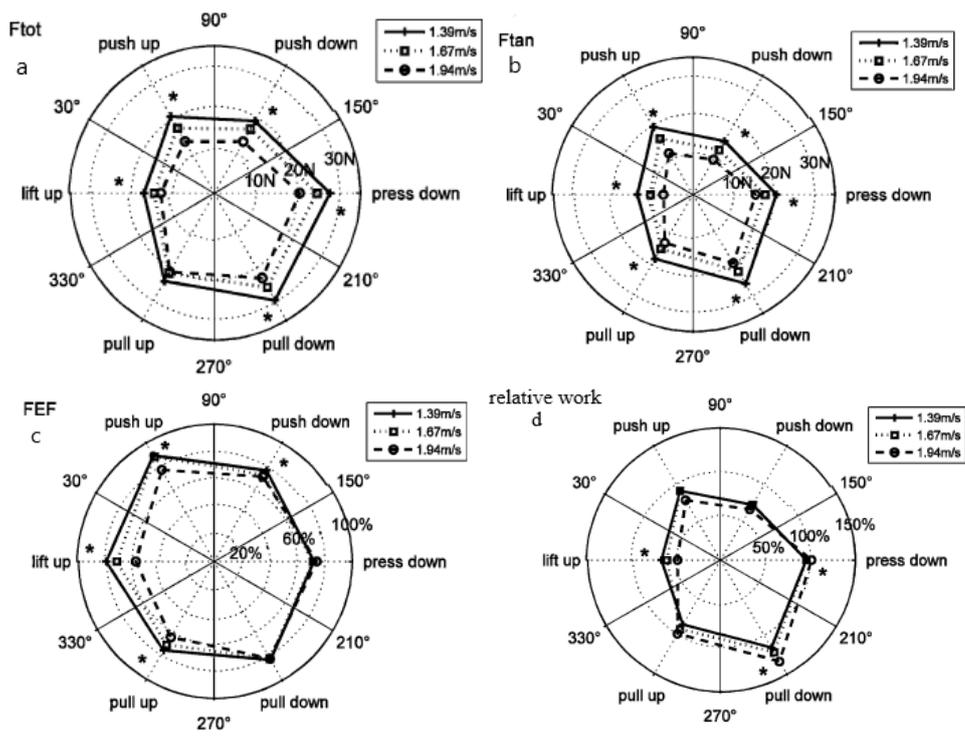


Figura 1.9- a) Forza totale esercitata sulla manovella; b) Forza tangenziale; c) rapporto della forza effettiva; d) lavoro relativo per ogni settore per 3 velocità. * Differenza significativa tra le condizioni di velocità in questo settore, $p < 0,05$ (Arnet, et al., 2012)

Per quanto riguarda invece i due metodi utilizzati per aumentare PO, questi non hanno alcuna particolare influenza sulle grandezze esaminate (Tabella 1.5).

	inclinazione			sistema pulegge			metodo
	0,01	0,025	0,04	PO 1%	PO 2,5%	PO 4%	p
PO (W)	15,0 ± 3,2	35,0 ± 4,7	56,6 ± 7,9	15,6 ± 3,7	33,8 ± 4,9	55,4 ± 7,2	0,225
FEF (%)	58,4 ± 9,4	78,5 ± 5,0	85,8 ± 3,7	60,0 ± 11,4	78,6 ± 5,5	85,1 ± 3,4	0,713
Ftot (N)	12,8 ± 2,3	22,8 ± 3,4	33,8 ± 4,5	12,7 ± 2,7	22,1 ± 3,4	33,4 ± 4,6	0,226
Ftan (N)	7,9 ± 1,7	18,2 ± 2,5	28,9 ± 4,1	8,2 ± 1,9	17,6 ± 2,6	28,4 ± 3,7	0,22
Flat (N)	3,0 ± 2,5	3,5 ± 2,9	4,6 ± 2,1	2,5 ± 1,7	2,5 ± 3,0	4,0 ± 2,7	0,273
W (J)	17,4 ± 3,7	36,6 ± 5,4	63,9 ± 8,9	18,2 ± 4,3	38,8 ± 5,7	62,7 ± 8,1	0,248
cadenza (rpm)	51	52	53	51	52	53	0,144

Tabella 1.5- Potenza di output (PO), rapporto della forza effettiva (FEF), F_{tot} , F_{tan} , F_{lat} , lavoro (W), cadenza (rpm) per i due sistemi (Arnet, et al., 2012)

Ulteriori studi sono stati condotti per ricavare gli effetti della lunghezza della manovella sulla performance (crank length). In un primo studio viene valutata l'efficienza meccanica per due crank length (180 e 220 mm) e per due cadenze (70 e 80 rpm), realizzando 4 diverse prove. 8 atleti su sedia a rotelle eseguono le prove a 90 W (Goosey-Tolfrey, et al., 2008). Per ogni prova vengono registrati i parametri

fisiologici di VO_2 , VE, RER, HR, concentrazione di lattato e sforzo percepito, dai quali viene calcolata l'efficienza meccanica lorda (GE) e netta (NE)² (Figura 1.10).

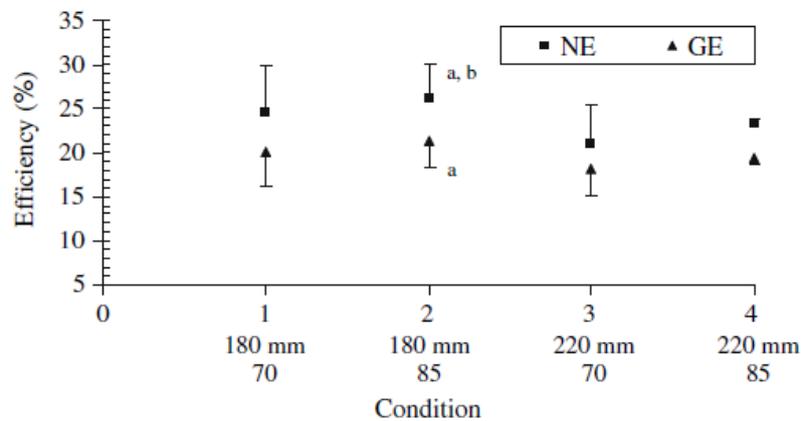


Figura 1.10- Efficienza meccanica lorda e netta a 90 W per 4 condizioni. a) differenza significativa tra condizione 2 e 3; b) tra condizione 2 e 1 (Goosey-Tolfrey, et al., 2008)

Gli effetti sono evidenti per lunghezze diverse: per 180 mm GE e NE sono maggiori e VO_2 minore, in particolare è la condizione 2 a risultare più efficiente. Sembrerebbe invece che la cadenza non abbia effetti sull'efficienza, anche se in questa prova la cadenza pari a 85 rpm risulta la più efficace. Questo risultato conferma l'ipotesi iniziale dell'autore, il quale afferma che per un range of motion minore (lunghezza minore delle manovelle) i muscoli reclutati compiono un lavoro maggiore.

Infine, oltre al crank length, si è valutato anche l'effetto della distanza dalle spalle alla manovella (crank width) sulla potenza e cadenza. A 8 uomini e sette donne, tutti sportivi, vengono misurate la lunghezza tra acromion e l'asse della manovella FR (forward reach) e la lunghezza tra l'acromion destro e sinistro SB (shoulder breadth), per adattare rispettivamente la lunghezza delle manovelle e la distanza dalle spalle (Krämer, et al.). I soggetti realizzano su un ergometro in configurazione sincrona, nove prove massimali, combinazione di tre crank length e tre shoulder breadth diversi, ovvero 19% (short), 22,5% (middle) e 26% (long) di FR e 72% (narrow), 85% (middle) e 98% (wide) di SB. Per ogni prova viene calcolata la velocità angolare (ω), accelerazione angolare (α) e la potenza P, mentre la posizione angolare nel tempo ($\Phi(t)$) è determinata da un sensore. Inoltre, attraverso un secondo sensore viene

² L'efficienza meccanica netta viene ricavata sottraendo dall'efficienza lorda l'energia consumata a riposo.

registrata la cadenza con cui pedalano i soggetti (f). In questo modo è possibile determinare per le nove prove la cadenza e la massima potenza³ (Tabella 1.6). È evidente che crank length ha effetti maggiori sulla potenza e sulla cadenza, mentre crank width non influenza significativamente tali grandezze. In particolare, all'aumentare della lunghezza cresce la potenza e decresce la cadenza. Il valore maggiore di potenza si ha per la lunghezza maggiore e la distanza media (Long-Middle) pari a 873 ± 293 W, ma non vi è nessuna particolare relazione tra lunghezza e distanza.

Crank length	Crank width	Potenza max (W)	Cadenza (rpm)
Short	Narrow	762 ± 251	$125,1 \pm 16,7$
	Middle	768 ± 250	$125,4 \pm 13,9$
	Wide	754 ± 246	$123,8 \pm 14,2$
Middle	Narrow	829 ± 264	$115,0 \pm 15,6$
	Middle	848 ± 271	$115,0 \pm 14,2$
	Wide	825 ± 262	$112,8 \pm 15,8$
Long	Narrow	849 ± 272	$106,4 \pm 15,8$
	Middle	873 ± 293	$106,8 \pm 15,8$
	Wide	861 ± 280	$109,3 \pm 14,9$

Tabella 1.6- Valore medio \pm SD di potenza massima e cadenza nelle 9 prove (Krämer, et al.)

1.2.2 Handbike in riabilitazione

Negli ultimi anni l'esercizio eseguito per mezzo di una handbike è impiegato anche a scopo riabilitativo per soggetti con difficoltà negli arti e nelle articolazioni superiori, ma anche per soggetti para- o tetraplegici. Questi ultimi durante la giornata non riescono a compiere gli stessi movimenti e lo stesso esercizio fisico delle persone normodotate, aspetto che può portare all'insorgenza di malattie cardiovascolari, metaboliche e atrofia muscolare. A tal proposito verranno analizzati tre studi nei quali soggetti con SCI sono sottoposti a un training di diverse settimane durante il quale si allenano praticando handcycling (o krankcycling) e le grandezze fisiologiche vengono confrontate prima e dopo il ciclo riabilitativo, per valutare eventuali miglioramenti.

³ $P(t) = M \omega(t) = I \alpha(t) \omega(t)$

Il primo studio ha lo scopo di osservare come un allenamento lungo 3 mesi tramite handbike influisce alcuni parametri fisiologici e se possibili cambiamenti permangono anche 1 anno dopo la riabilitazione, nel corso del follow up (Valent, et al., 2008). 162 soggetti con SCI (un gruppo paraplegico e l'altro gruppo tetraplegico) realizzano tre prove in tre tempi diversi: t1, t2 e t3. In t1 tutti i soggetti eseguono una prima prova. In t2 (3 mesi dopo t1) ai soggetti viene chiesto quanto frequentemente hanno praticato handcycling e in base alla loro risposta vengono suddivisi in due gruppi: chi ha praticato handcycling (HC) e chi non ha praticato (NHC). In t3 ai due gruppi viene richiesto di realizzare nuovamente la prova.

Le grandezze esaminate sono VO_2 , PO, forza muscolare e funzione polmonare. Per quanto riguarda la forza muscolare viene eseguito lo Standardized Manual Muscle Test (MMT) che su una scala da 0 a 5 determina la forza degli abduttori, rotatori interni ed esteri delle spalle, flessori ed estensori di gomito e l'estensore del gomito per entrambe le braccia; mentre per le funzioni polmonari vengono ricavate la capacità vitale forzata (FVC) e il picco di flusso espiratorio (PEFR). I valori delle grandezze registrate vengono riportati in Tabella 1.7.

Misure	Paraplegia	t1	t2	t3	Tetraplegia	t1	t2	t3
	n				n			
PO (W)								
HC	28	37,3 ± 19,6	52,8 ± 23,6	57,8 ± 25,0	12	15,3 ± 7,4	27,0 ± 11,6	33,3 ± 22,2
NHC	40	38,0 ± 20,3	48,1 ± 20,7	49,5 ± 23,9	14	14,8 ± 10,0	23,4 ± 15,9	23,2 ± 13,1
VO2 (L/min)								
HC	29	1,10 ± 0,23	1,42 ± 0,45	1,45 ± 0,57	11	0,86 ± 0,32	1,07 ± 0,37	1,16 ± 0,74
NHC	38	1,22 ± 0,48	1,32 ± 0,47	1,33 ± 0,52	12	0,97 ± 0,38	1,05 ± 0,38	1,05 ± 0,3
VO2 (mL/(kg·min))								
HC	29	14,6 ± 6,0	18,5 ± 6,3	19,0 ± 8,9	9	10,8 ± 3,4	13,6 ± 4,9	12,6 ± 9,9
NHC	36	16,3 ± 6,0	18,1 ± 6,2	17,9 ± 6,6	11	13,5 ± 4,3	14,5 ± 4,5	14,1 ± 3,4
MMT totale								
HC	36	58,2 ± 3,3	59,5 ± 2,1	59,9 ± 0,5	20	38,3 ± 14,9	45,6 ± 14,2	51,0 ± 10,1
NHC	55	56,0 ± 12,3	57,0 ± 2,1	59,6 ± 1,6	24	43,0 ± 12,2	49,8 ± 12,2	49,3 ± 8,9
HHD flessione gomito (l+r)								
HC	26	487 ± 133	546 ± 153	581 ± 154	17	310 ± 125	416 ± 138	419 ± 205
NHC	40	487 ± 153	533 ± 146	508 ± 138	19	308 ± 113	407 ± 137	448 ± 123
HHD estensione gomito (l+r)								
HC	28	320 ± 118	417 ± 129	453 ± 104	7	208 ± 130	249 ± 105	241 ± 70
NHC	47	342 ± 107	393 ± 109	373 ± 109	15	151 ± 90	216 ± 103	230 ± 96
FVC (%)								
HC	33	77,5 ± 22,5	87,1 ± 19,5	93,0 ± 18,8	19	59,9 ± 24,2	73,8 ± 25,8	82,1 ± 32,2
NHC	49	80,2 ± 27,6	88,5 ± 24,0	91,0 ± 21,0	23	69,3 ± 23,2	79,9 ± 18,0	83,2 ± 18,2
PEFR (%)								
HC	33	62,2 ± 17,1	71,1 ± 15,5	72,8 ± 19,3	19	45,4 ± 22,1	56,6 ± 20,7	55,9 ± 28,8
NHC	49	58,7 ± 24,2	66,8 ± 20,3	70,8 ± 18,1	23	52,3 ± 18,2	58,7 ± 16,1	63,5 ± 15,4

Tabella 1.7- Valore medio ± SD dei valori registrati nel pre-test (t1), post-test (t2) e follow up (t3) nei soggetti che praticano handcycling (HC) e non praticano handcycle (NHC) (Valent, et al., 2008)

Dalla tabella è possibile notare che in t1 tra i due gruppi HC e NHC non ci sono differenze, solo nel periodo post-riabilitazione è possibile evidenziare dei miglioramenti da parte del gruppo HC paraplegico, meno evidente è infatti nel gruppo di soggetti tetraplegici, dovuto alla limitata possibilità di movimento. È possibile rilevare un apprezzabile aumento dell'estensione dei gomiti nei soggetti HC paraplegici, mentre per le funzioni polmonari, come anche in generale per i soggetti tetraplegici, non è possibile riscontrare una relazione tra handcycling e soggetti con SCI.

Nel periodo post riabilitazione per entrambi i gruppi i miglioramenti sono irrilevanti. Per questo motivo si può affermare che effettuare handcycling in modo continuo ha effetti benefici su soggetti con SCI, anche dopo un periodo riabilitativo.

A causa di una scarsa attività fisica si è dimostrato che in soggetti con SCI c'è un aumento dello stress ossidativo che comporta una riduzione delle difese antiossidanti, per questo motivo viene valutato come l'handcycling influenza lo stress ossidativo⁴. A tale scopo 17 uomini con SCI vengono assegnati in modo casuale ad un intervention group (n=9) o ad un control group (n=8). I pazienti appartenenti all'intervention group si sottopongono a un programma di training di 12 settimane durante le quali 3 volte alla settimana si allenano, mentre il control group non prende parte al programma. Vengono registrate grandezze fisiologiche, come VO₂ e HR, e metaboliche, prelevando un campione di sangue. Dalle analisi del sangue dell'intervention group è possibile quantificare i markers del danno ossidativo: stato antiossidante totale del plasma (mmol/L), GPX eritrocitario (U/g), gruppi carbonili (nmol/mg) e melondialdeide (µmol/L), i cui valori vengono riportati prima e dopo nel grafico (Figura 1.11). Lo stato antiossidante totale e l'attività dei GPX aumentano significativamente dopo la riabilitazione, mentre la melondialdeide e i gruppi carbonili hanno un valore inferiore nel post-test. Il confronto viene effettuato anche per il control group, per il quale però non si ha nessun cambiamento significativo. Dunque, è possibile affermare che soggetti con SCI che eseguono handcycling migliorano il loro sistema di difesa antiossidante, rispetto a soggetti che non effettuano regolarmente esercizio fisico.

⁴ Il termine Stress Ossidativo o "squilibrio REDOX" indica l'insieme delle alterazioni che si producono nei tessuti, nelle cellule e nelle macromolecole biologiche quando queste sono esposte ad un eccesso di agenti ossidanti. L'effetto è costituito da alterazioni metaboliche, danno e morte cellulare.

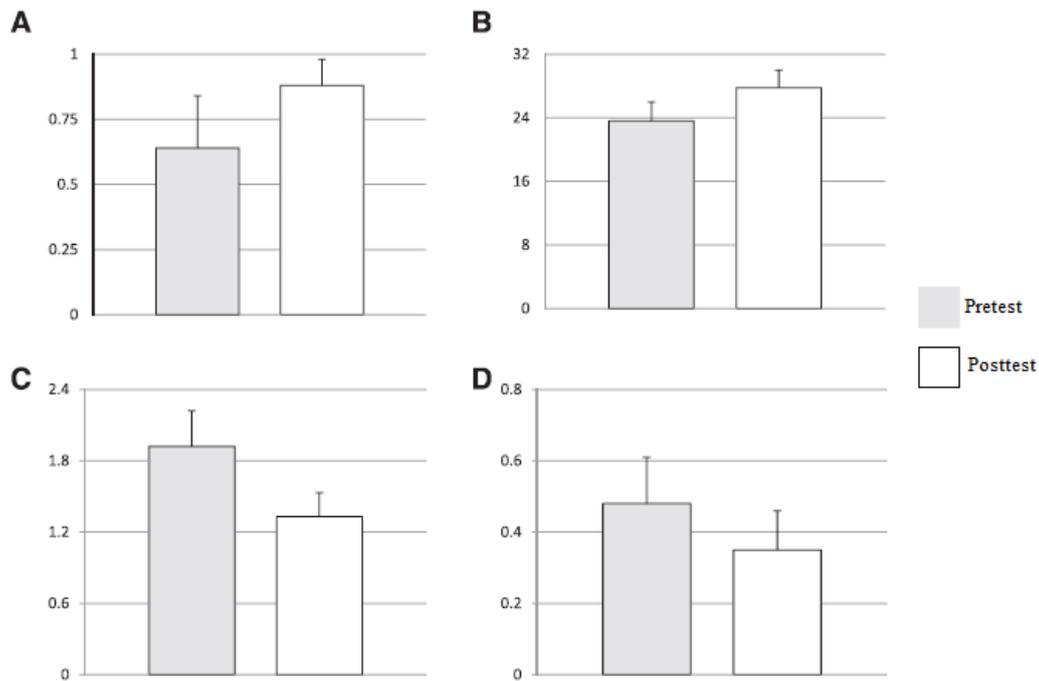


Figura 1.11- Valori di antiossidanti e marker per il danno ossidativo nell'intervention group: A) Stato antiossidante; B) Attività di GPX; C) Gruppi carbonili; D) Melondialdeidi (Ordenez, et al., 2013)

Nell'ultimo articolo analizzato, i soggetti utilizzano un Krankcycle per realizzare il training. L'obiettivo è quello di osservare se dopo un allenamento di 12 settimane soggetti para e tetraplegici variano la composizione del corpo, la performance e il tasso di sforzo percepito (RPE, rate of perceived exertion) (Čichoň, et al., 2015). I partecipanti a tale studio sono 4 e si recano due volte alla settimana, per 12 settimane, in un laboratorio dove si allenano con un Krankcycle. Nel pre-test vengono effettuate le misure antropometriche e spirometriche, seguite dalla prova che consiste in 30 min di cranking con cadenza tra 65 e 75 rpm. Dopo una settimana dalla fine della riabilitazione viene eseguito un post-test per osservare gli eventuali miglioramenti. In Tabella 1.8 vengono riportate le misure per i 4 soggetti separatamente.

Variabile	Paziente 1			Paziente 2			Paziente 3			Paziente 4		
	pre	post	Δ									
Massa corporea	108,2			57,2			83			59		
Grasso corporeo (%)	26,3	27,7	1,4	18,2	19,6	1,4	18,2	20	1,8	11,7	7,3	4,4
LBM (kg)	79,9	77,1	2,8	46,6	45,8	0,8	67,9	66,4	1,5	52,1	58,8	6,7
BMI	29,4	29,1	0,3	17,9	17,9	0	27,7	27,7	0	16,3	17,6	1,3
Circonferenza braccio (R) (cm)	37	39	2	29	30	2	37	39	2	24	24	1
Circonferenza braccio (L) (cm)	38	39	1	29	30	1	38	39	1	23	25	2
Circonferenza avambraccio (R) (cm)	34	34	0	26	27	1	32	33	1	21	22	1
Circonferenza avambraccio (L) (cm)	34	34	0	27	27	0	32	33	1	22	22	0
Circonferenza vita (cm)	120	122	2	78	78	0	93	94	1	72	71	1
Circonferenza fianchi (cm)	130	130	0	90	91	1	105	104	1	86	86	0
PEF (%)	74	108	34	77	106	29	81	71	10	31	37	6

Tabella 1.8- Grandezze misurate nei 4 pazienti nella fase pre-test e post-test (Čichoň, et al., 2015)

È possibile osservare che LBM (Lean Body Mass, massa magra) è aumentata per il paziente 4, a differenza dei pazienti 1, 2 e 3 in cui questo indice è diminuito, mentre hanno aumentato la circonferenza del braccio destro di 2 cm rispetto al paziente 4 che l'ha aumentata solo di 1 cm e ha potenziato maggiormente il braccio sinistro. Inoltre, nei soggetti 1 e 2 si riscontra un aumento significativo della PEF (peak expiratory flow).

Capitolo 2: RIABILITAZIONE DI SOGGETTI EMIPLEGICI

2.1 Emiplegia

Emiplegia è una forma di paralisi celebrale che implica la totale o parziale (più comune) perdita del controllo di un solo lato del corpo, principalmente braccio e gamba e raramente anche il tronco (Figura 2.1).

Il cervello è diviso in due emisferi: l'emisfero destro controlla le funzioni del lato sinistro del corpo, mentre l'emisfero sinistro controlla le funzioni del lato destro del corpo. L'area del cervello colpita danneggia il lato del corpo opposta ad essa. Il cervello non è in grado di produrre, mandare e interpretare i segnali nelle aree danneggiate. Questa condizione per alcuni soggetti è temporanea, mentre per altri dura tutta la vita. Alcuni bambini nascono con emiplegia congenita, altre persone a causa di alcune malattie si trovano in tale condizione in età adulta, come per esempio in seguito a:

- Forti traumi al cranio
- Problemi cardiovascolari
- Ictus e ischemie
- Infezioni
- Malattie demielinizzanti (esempio sclerosi multipla)
- Tumore al cervello
- Anomalie congenite

Circa l'80% dei casi è congenito, mentre il 20% è affetto da emiplegia in età adulta (HemiHelp), (SpinalCord). Nel caso in cui la motilità dei muscoli del lato affetto non sia del tutto persa, ma solo parzialmente allora si parla di *emiparesi*.

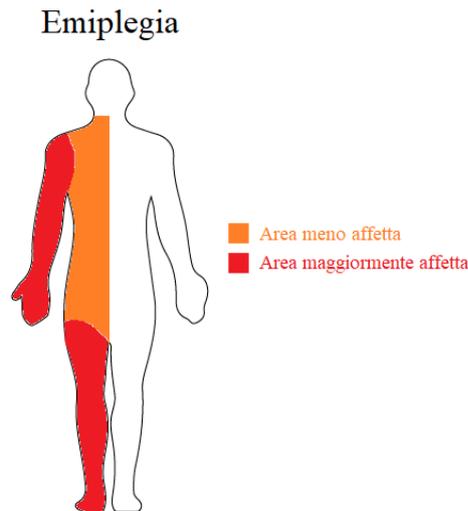


Figura 2.1- Aree meno affette (arancione) e aree più affette (rosso) in emiplegia

2.2 Strumenti per la riabilitazione degli arti superiori

La riabilitazione degli arti superiori in soggetti emiplegici, in particolare quelli post-stroke, è indispensabile per poter migliorare le funzioni muscolari e permettere ai soggetti di svolgere numerosi, nonché fondamentali, movimenti per le attività quotidiane. Parallelamente alla riabilitazione convenzionale, che prevede lo svolgimento di esercizi assegnati da un fisioterapista e realizzati sotto la sua supervisione, si adotta una riabilitazione alternativa che coinvolge nuove tecnologie sviluppate per ottimizzare i risultati finali, ad esempio gli end-effector based robot, esoscheletri, realtà virtuale e FES (stimolazione elettrica muscolare).

In letteratura sono presenti numerosi studi condotti su soggetti emiplegici che durante un ciclo riabilitativo utilizzano esoscheletri come ARMin (Nef, et al., 2010), (Staubli, et al., 2009), MIME (Lum, et al., 2002), (Lum, et al., 2005) ed end-effector come EEUL (end effector upper limb) (Liu, et al., 2017).

Gli esoscheletri aiutano i soggetti con disabilità motorie a compiere dei movimenti, fornendo un supporto in forza ai muscoli. I soggetti che partecipano allo studio collocano il braccio, avambraccio e mano all'interno della struttura e grazie a dei sensori si possono quantificare la forza scambiata tra paziente e robot e il movimento (ROM). Oltre alla valutazione della forza (o potenza) e del ROM, i cambiamenti nei pazienti durante il ciclo riabilitativo sono confrontati anche tramite delle scale cliniche,

ovvero degli indici, che vengono attribuiti a un soggetto sulla base della bontà con cui realizzano alcuni movimenti. Esempi sono FMA (Fugl-Meyer Assesment) e WMFT (Wolf Motor Function Test).

In generale, sia che la riabilitazione sia eseguita con un esoscheletro che con un end effector, al termine del training si può osservare un netto miglioramento in termini di forza, movimento ROM e indici. Per esempio, in uno studio in cui 3 soggetti partecipano a un programma di riabilitazione di 8 settimane, al fine di verificare se un training con ARMin migliora le prestazioni del braccio paretico, si può osservare in Figura 2.2, Figura 2.3 e Figura 2.4 che l'indice FMA, il ROM del gomito e la coppia massima esercitata (MVT) aumentano considerevolmente alla fine delle 8 settimane rispettivamente (Nef, et al., 2010).

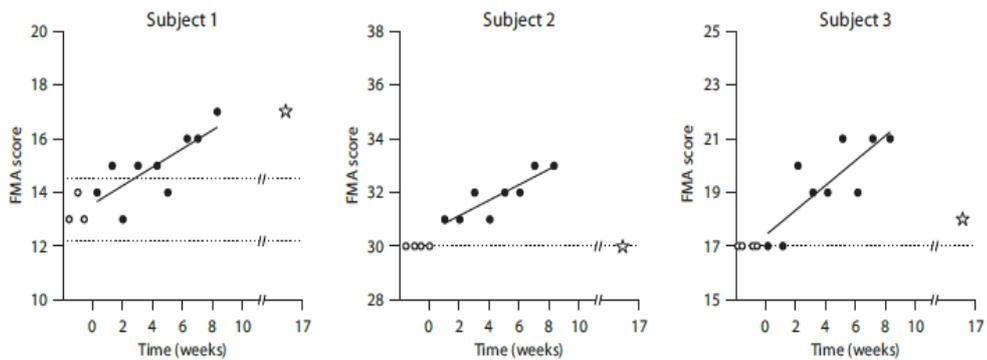


Figura 2.2- FMA score per i tre soggetti, prima (cerchi bianchi), durante (cerchi neri) la riabilitazione e follow-up (stella) (Nef, et al., 2010)

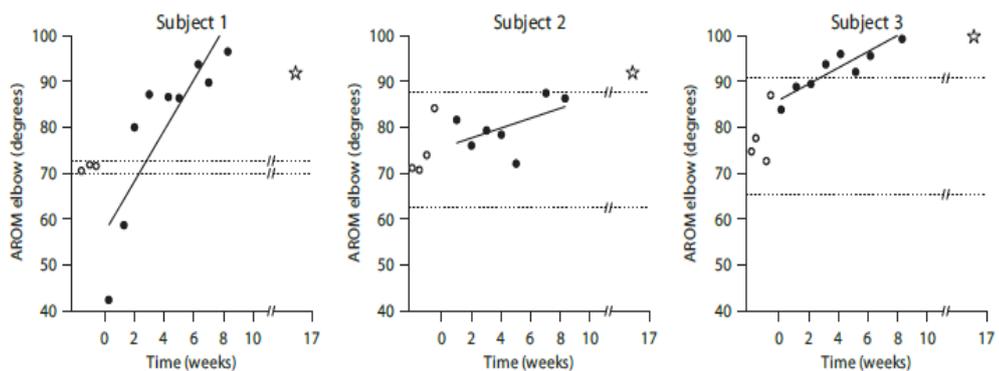


Figura 2.3- ROM per i tre soggetti, prima della riabilitazione (cerchi bianchi), durante (cerchi neri) e follow-up (stella) (Nef, et al., 2010)

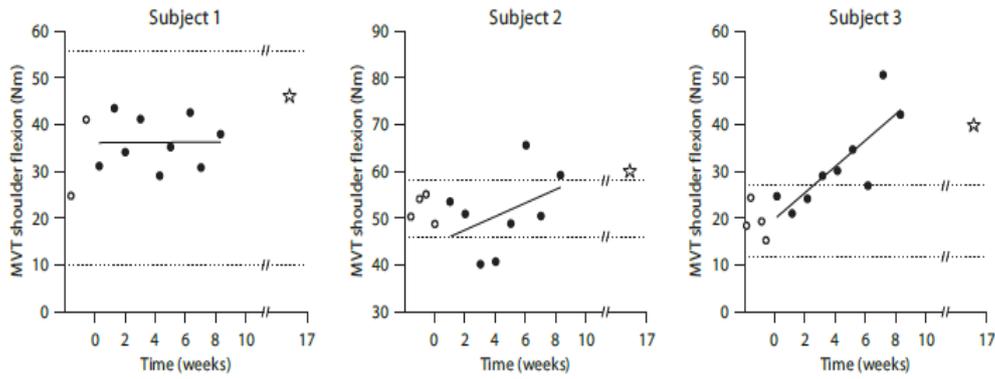


Figura 2.4- MVT per i tre soggetti, prima della riabilitazione (cerchi bianchi), durante (cerchi neri) e follow-up (stella) (Nef, et al., 2010)

Inoltre, i buoni risultati che si ottengono tramite questo tipo di terapia non convenzionale risultano migliori rispetto una riabilitazione convenzionale, che in ogni caso riesce a migliorare forza e movimento (Lum, et al., 2002). In Figura 2.5 e Figura 2.6 è possibile osservare come queste due grandezze, grazie a 2 mesi di terapia, aumentano in percentuale sia nel control group che nel robot group che ha utilizzato l'esoscheletro MIME. Nel robot group, però, l'aumento della forza e del movimento di spalle, braccio, avambraccio e gomito è nettamente maggiore rispetto al robot group.

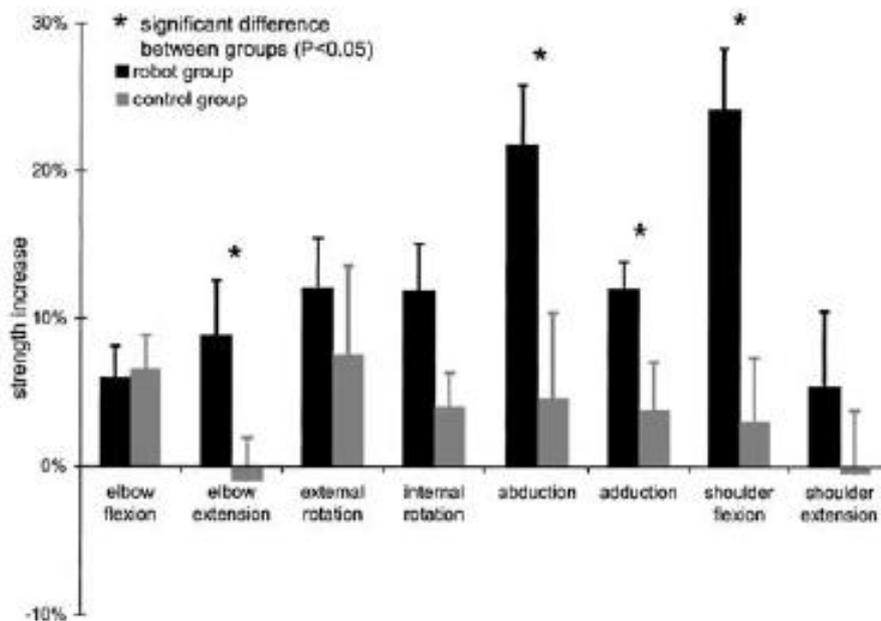


Figura 2.5- Aumento della forza scambiata in percentuale dei movimenti di gomito, braccio, avambraccio e spalla nei due gruppi (Lum, et al., 2002)

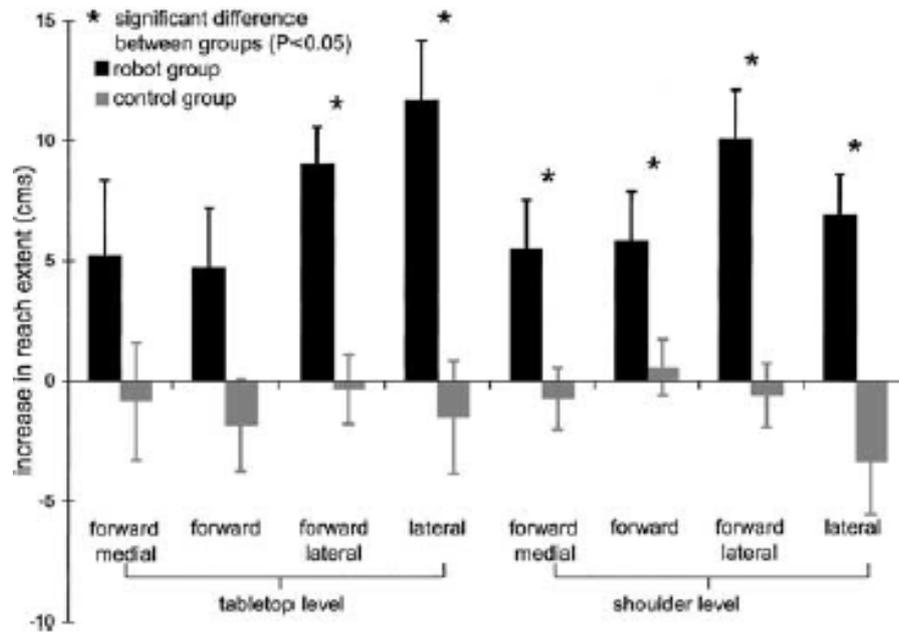


Figura 2.6- Aumento del campo di estensione per i diversi target nello spazio nei due gruppi (Lum, et al., 2002)

In un altro studio, che prevede l'utilizzo di EEUL, si vuole confrontare la forza scambiata e il segnale EMG tra soggetti sani e soggetti emiplegici nel tracciare una retta e una circonferenza, nel piano trasversale (Liu, et al., 2017). Un risultato interessante consiste nel fatto che, quando i soggetti emiplegici realizzano un cerchio, l'attività muscolare è molto più simile a quella dei soggetti sani, rispetto a quando tracciano una retta. Ciò suggerisce che il movimento circolare è rappresentativo per il training.

2.3 Movimento circolare simmetrico e asimmetrico in riabilitazione

Come visto nel primo capitolo l'handbiker può scegliere tra due crank configurations (sincrono e asincrono), compiendo così un moto circolare simmetrico e uno asimmetrico con le due mani. Se soggetti emiplegici realizzassero degli esercizi in queste due modalità ci si aspetterebbe degli output differenti, dai quali prevarrebbe una delle due modalità.

In letteratura alcuni studi dimostrano che tracciare dei cerchi nel piano orizzontale con entrambe le mani in modalità simmetrica e asimmetrica ha diverse relazioni spaziotemporali e diversa interlimb e intralimb coordination; in particolare un moto bimanuale simmetrico mostra una performance migliore rispetto ad un moto

asimmetrico, durante il quale la traiettoria dell'arto non sano viene deviata dal movimento dell'arto dominante (Carson, et al., 1997) (Volman, et al., 2002) (Lewis, et al., 2002).

Soggetti adulti (sani e con CVA) e bambini (con emiparesi spastica) realizzano diverse prove durante le quali tracciano ritmicamente nel piano orizzontale dei cerchi in modalità unimanuale (destra e sinistra, senso orario e antiorario) e in modalità bimanuale (simmetrica, entrambe le mani si muovono verso l'interno o verso l'esterno, e asimmetrica, entrambe le mani in senso orario o antiorario), per un totale di otto prove (Figura 2.7).

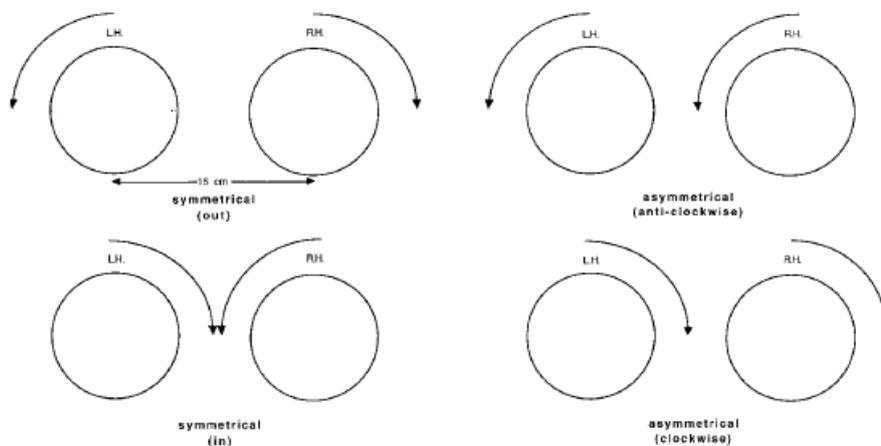


Figura 2.7- 4 prove simmetriche e asimmetriche bimanuali (Carson, et al., 1997)

I parametri utilizzati per valutare le relazioni spazio-temporali sono:

- aspect ratio, i soggetti tendono a tracciare delle ellissi per cui calcolando il rapporto tra gli assi è possibile determinare la circolarità (1 circonferenza, 0 retta);
- deviazione dell'ampiezza (cm²);
- deviazione di frequenza (Hz), durata del ciclo (s).

Per determinare la intralimb coordination, ovvero la coordinazione tra i segmenti dell'arto superiore, viene ricavata la fase continua lungo l'asse X e Y del braccio destro e sinistro e calcolata la fase relativa XY per ogni braccio, mentre per la interlimb coordination viene calcolata la fase relativa destra-sinistra e RTA (relative tangential

angle, differenza tra l'angolo destro e sinistro compreso tra il vettore della velocità tangenziale e l'asse X).

I risultati dello studio realizzato da soggetti sani adulti (Carson, et al., 1997), da bambini con emiparesi spastica (Volman, et al., 2002) o da soggetti emiplegici (Lewis, et al., 2002) sono molto simili, infatti durante le 8 prove bimanuali, i parametri spazio-temporali hanno caratteristiche migliori in modalità simmetrica. Ovvero, deviazione della frequenza è minore (Figura 2.8), cioè la differenza tra la frequenza con cui il soggetto traccia il cerchio e quella del metronomo. L'aspect ratio uniformity più vicina al valore unitario (che indica un'elevata uniformità); inoltre la mano destra ha una circolarità maggiore della sinistra in modalità bimanuale, mentre se il cerchio viene realizzato separatamente con le due mani la mano sinistra realizza task più performanti, rispetto a quando la prova è bimanuale. Inoltre in modalità simmetrica la interlimb coordination e la intralimb coordination sono più accurate e meno variabili (Tabella 2.1 e Tabella 2.2), in particolare nel movimento asimmetrico bimanuale l'arto non dominante (sinistro, nei soggetti sani manodestri, e affetto, nei soggetti con CVA) peggiora le sue caratteristiche rispetto alle prove unimanuali e bimanuali simmetriche. Durante le prove realizzate dai soggetti adulti la frequenza aumenta, ciò comporta una diminuzione della RTA uniformity ma anche della circolarità.

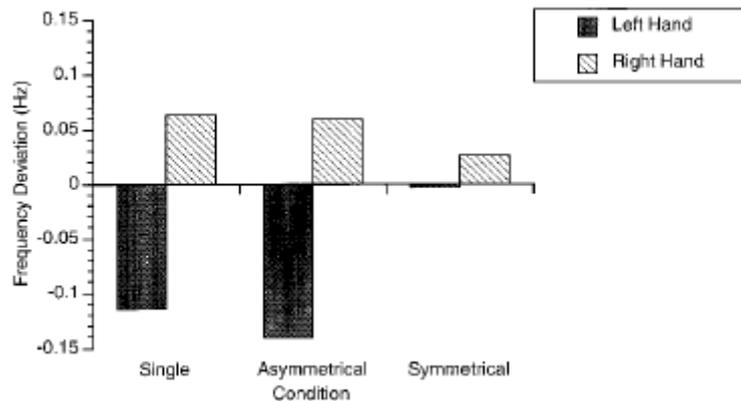


Figura 2.8- Deviazione di frequenza in prove unimanuali e bimanuali per mano destra e sinistra (Carson, et al., 1997)

Intralimb coordination	Braccio affetto		
	Asimmetrico	Simmetrico	Unimanuale
AE relative phase XY (°)	25,7 ± 7,2	20,6 ± 6,2	25,4 ± 12,1
SD relative phase XY (°)	25,7 ± 8,4	25,2 ± 7,9	25,4 ± 9,4
Intralimb coordination	Braccio sano		
	Asimmetrico	Simmetrico	Unimanuale
AE relative phase XY (°)	13,5 ± 3,6	13,2 ± 3,3	14,3 ± 3,6
SD relative phase XY (°)	13,8 ± 4,4	13,9 ± 3,4	13,0 ± 2,7

Tabella 2.1- AE errore assoluto e SD deviazione standard della fase relativa XY (Volman, et al., 2002)

Interlimb coordination	Asimmetrico		Simmetrico	
	X	Y	X	Y
Relative Phase LR (°)	-2,3 ± 10,1	-3,4 ± 10,3	0,4 ± 13,4	3,5 ± 10,3
AE relative phase LR (°)	35,3 ± 7,9	22,8 ± 3,9	27,3 ± 8,7	19,8 ± 5,8
SD relative phase LR (°)	33,0 ± 11,3	19,7 ± 4,1	25,8 ± 10,9	17,3 ± 5,3

Tabella 2.2- AE errore assoluto e SD deviazione standard della fase relativa LR (sinistra-destra) (Volman, et al., 2002)

2.4 Cycling e Biofeedback

Le conseguenze dopo un ictus incidono sulla vita quotidiana e possono essere innumerevoli, quali emiparesi, deambulazione non corretta che necessita di ausili, afasia e dipendenza nello svolgere le attività giornaliere. Tutto ciò conduce a disfunzioni dell'apparato muscolo-scheletrico, quali osteoporosi e atrofia muscolare, e cardiovascolare (Barbosa, et al., 2015). Per questi motivi è spesso evidente un'asimmetria nei movimenti tra l'arto sano e quello affetto. Ai soggetti risulta faticoso compiere dei movimenti lisci e continui, come camminare e pedalare. Per sormontare il problema e facilitare i movimenti si è ricorsi a diversi provvedimenti come allenare la deambulazione ed esercitarsi con il ciclismo; infatti pedalare con entrambe le gambe migliora l'accuratezza nel tempo, è sicuro, funzionale e può essere facilmente usato da soggetti emiparetici (Chen, et al., 2005). La natura ritmica del ciclismo e il movimento reciproco delle gambe aiutano i pazienti post-stroke a sviluppare delle forze simmetriche nel tempo, un requisito fondamentale anche nella deambulazione (Lin, et al., 2013).

Per valutare l'asimmetria negli arti inferiori durante un task di pedalata viene calcolato il Symmetry Index (SI), ovvero il segnale EMG viene prelevato dalla gamba destra e dalla gamba sinistra e ne viene calcolata la cross-correlazione normalizzata. L'equazione è la seguente:

$$SI_j = \frac{|c_{xy}(j)|}{[\sum_{n=0}^{N-1} x^2(n) \sum_{n=0}^{N-1} y^2(n)]^{1/2}}, \quad j = 1, \dots, 360 \quad (2.1)$$

dove x e y sono i segnali EMG registrati dal quadricipite della gamba destra e sinistra, c_{xy} è la funzione di cross-correlazione circolare, j il lag tra i segnali in un ciclo, N il numero di campioni che compone il segnale EMG. SI può assumere valore massimo pari a 1, che indica una perfetta simmetria tra i due arti, mentre un suo valore pari a 0 significa che i due segnali non sono correlati tra di loro. Nello stesso studio viene valutata anche la fluidità del movimento nel seguente modo:

$$RI = \sum_1^{360} \left| \frac{dR}{ds} \right| \quad (2.2)$$

dove R è il valore della cadenza istantanea dopo l'interpolazione polinomiale della curva e s è la posizione del crank, ricavate per mezzo di un encoder ottico. Un valore di RI prossimo a 0 indica una pedalata molto fluida, un moto stazionario e dunque un maggiore controllo del movimento.

Nell'elaborato vengono confrontati SI e RI di 8 soggetti sani (NS) con quelli di 13 soggetti con CVA (HP), che pedalano con tre carichi diversi (L1 90 J, L5 135 J e L10 180 J). In Figura 2.9 si può osservare che SI non varia nei due gruppi all'aumentare del carico, ma riesce a discriminare bene le due categorie, ovvero NS mostra SI più alti, ovvero una maggiore simmetria tra gli arti superiori a differenza di HP, per i quali a causa della emiplegia le gambe non danno lo stesso contributo durante la pedalata e i segnali EMG sono meno correlati. Anche il movimento risulta più fluido per il gruppo NS, RI ha valori minori rispetto a RI del gruppo HP, inoltre per L10 i soggetti emiparetici mostrano un RI molto alto, il carico è elevato e non riescono ad eseguire il task con una buona fluidità (Figura 2.10), ciò indica che il carico è una variabile che influenza la cinematica soprattutto in caso di emiplegia (Chen, et al., 2005).

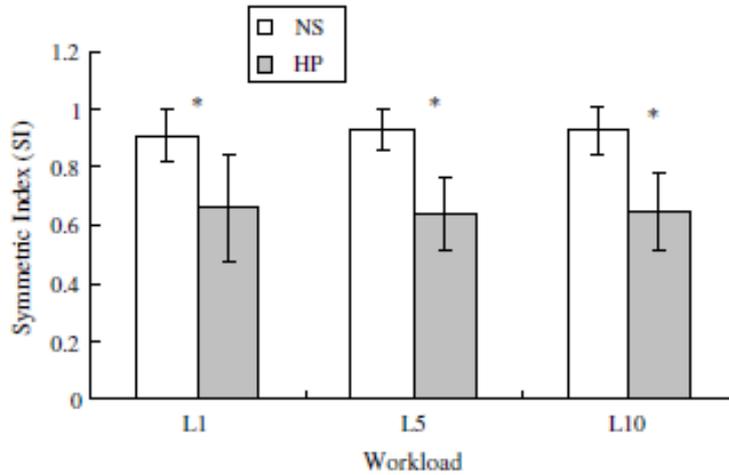


Figura 2.9- SI per soggetti sani (NS) e soggetti emiparetici (HP) per tre diversi livelli di carico L1, L2 e L3 (Chen, et al., 2005)

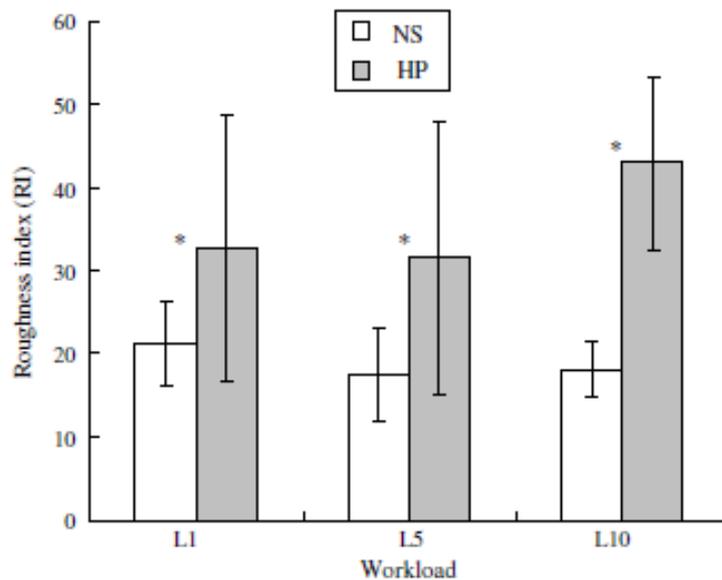


Figura 2.10- RI per soggetti sani (NS) e soggetti emiparetici (HP) per tre diversi livelli di carico L1, L2 e L3 (Chen, et al., 2005)

Il cycling viene dunque usato come terapia riabilitativa, ma spesso viene affiancato da un'ulteriore tecnica riabilitativa: il *feedback*. Fornire un feedback consente di migliorare la performance dell'emiplegico, che si sente più motivato e coinvolto durante gli esercizi, inoltre riesce a controllare anche meglio movimento. Il feedback può essere di tipo intrinseco o estrinseco: il feedback intrinseco si riferisce ad una percezione sensoriale del paziente stesso, che attraverso i suoi sensi mette in atto un'auto-regolazione variando e correggendo eventualmente l'azione; il feedback estrinseco è un feedback artificiale, fornito da una sorgente esterna (schermo,

altoparlante ecc) che permette al paziente di conoscere uno o più fattori significativi dell'esercizio e, se necessario, di conseguenza modificarli. Inoltre, se il feedback fornito è una grandezza relativa all'individuo si parla di *biofeedback*. I biofeedback forniti possono avere natura elettrica (segnale EMG), cinematica (ROM delle articolazioni, velocità, posizione) e dinamica (forza, lavoro) e possono essere rappresentati su un display sotto forma di grafici, barre o numeri, che devono essere facili da intuire per i pazienti. Munire un programma riabilitativo di un biofeedback permette a soggetti con problemi sensori-motori di riacquistare la capacità di controllare il movimento e aumenta l'efficacia del programma, che termina con notevoli miglioramenti (Barbosa, et al., 2015).

Per dimostrare l'effetto del biofeedback (BF) durante un cycling riabilitativo non solo sul cycling ma anche sulla deambulazione, 3 soggetti post-stroke si sottopongono a un ciclo di 2 settimane durante le quali eseguono 6 sessioni di allenamento (Ferrante, et al., 2011). 153 individui post-stroke vengono divisi in 3 cluster diversi in base alle caratteristiche spazio-temporali di deambulazione, per ogni cluster viene selezionato un soggetto tale che le caratteristiche tra i soggetti di diversi cluster siano ben definite. Prima e dopo il training e in follow-up vengono eseguiti un pedaling test e un walking test, durante i quali si valutano alcune grandezze fondamentali, come il lavoro delle due gambe durante la pedalata e il fattore di Unbalance (U) e le caratteristiche spazio-temporali del passo. Questi due test sono realizzati anche da 12 persone sane per poter determinare il range all'interno del quale i parametri si possano considerare normali. Ogni sessione si compone di tre fasi principali:

- Cycling senza visual biofeedback (VOL1);
- Cycling con visual biofeedback (BF);
- Cycling senza visual biofeedback (VOL2).

Il BF che viene visualizzato è il lavoro prodotto dalle due gambe (W_{PL} paretic leg, W_{HL} healthy leg) durante la pedalata (Figura 2.11):

$$W_{PL} = \int_{0^{\circ}}^{360^{\circ}} T_{PL}(\theta) d\theta \quad (2.3)$$

$$W_{HL} = \int_{0^{\circ}}^{360^{\circ}} T_{HL}(\theta) d\theta \quad (2.4)$$

T_{PL} e T_{HP} sono le coppie prodotte dalle due gambe e θ è la posizione angolare del crank. Il display di un PC mostra in real-time due barre verticali che rappresentano i valori di W_{PL} e W_{HL} durante la pedalata, sulla barra sono indicati con una fascia gialla i range dei valori normali e durante la pedalata se il soggetto riesce a raggiungere tali valori la barra si colora di verde, altrimenti rimane rossa.

Come già accennato, prima del training e a fine ciclo vengono eseguiti un pedaling test e un walking test per confrontare le risposte e valutare i miglioramenti. Il pedaling test viene valutato in termini di lavoro (W_{PL} e W_{HL}) e fattore di Unbalance (U), calcolato nel seguente modo:

$$U = \frac{|W_{HL} - W_{PL}|}{(|W_{HL}| + |W_{PL}|)} \quad (2.5)$$

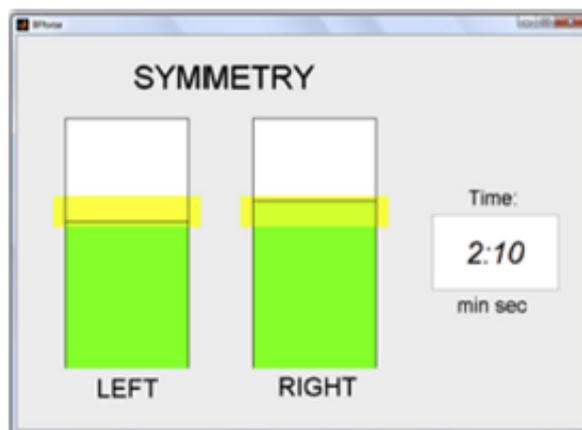


Figura 2.11- Rappresentazione del Visual Biofeedback visualizzato durante il task (Barbosa, et al., 2015)

U assume un valore tra 0, lavoro gamba destra e sinistra identico, e 1 (in percentuale 100%), completamente sbilanciati i lavori delle due gambe.

Nelle Tabella 2.3 e Tabella 2.4 si possono osservare i valori dei parametri per i due test nelle tre fasi considerate. I miglioramenti in seguito ad un training con BF sono particolarmente evidenti nel soggetto 2 e nel soggetto 3, che successivamente al periodo riabilitativo eseguono una pedalata più simmetrica e migliorano i parametri di deambulazione come ST ratio e SV ratio (rapporto tra il tempo della fase di appoggio in percentuale rispetto all'intero passo della gamba paretica e quella non paretica e il rapporto tra il tempo della fase di swing in percentuale rispetto all'intero passo della

gamba paretica e quella non paretica) che anche in follow-up hanno valore più elevato rispetto al pre-training. D'altra parte, sul soggetto 1 non è possibile osservare alcun miglioramento, tranne che per U, gli altri parametri sono costanti anche dopo il training.

Un altro biofeedback utilizzato è la cadenza, di facile comprensione e molto intuitiva aiutando così i pazienti a realizzare una pedalata più efficiente. Lo scopo del seguente studio è di osservare la differenza tra un esercizio realizzato con il Visual Feedback (WVF) e uno eseguito senza Visual Feedback (NVF) da 40 soggetti post-stroke (Lin, et al., 2012). A tale scopo vengono osservati i valori di *shape symmetry index* (SSI) e *area symmetry index* (ASI) che quantificano la simmetria tra gamba affetta e sana tramite prelievo del segnale EMG del recuts femoralis e bicipite femorale. SSI viene calcolato tramite l'Equazione 2.1, mentre l'equazione per determinare ASI è la seguente:

Soggetto	Variabile	PRE	POST	FU	P*	P ₁ *	P ₂ *	P ₃ *
S1								
	U (%)	31,5 ± 8,0	24,7 ± 9,6	18,3 ± 7,3	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01
	WHL	47,8 ± 5,5	45,0 ± 5,8	43,3 ± 5,6	<0,01	<0,01	<0,01	0,007
	WPL	25,2 ± 5,5	27,4 ± 5,3	30,1 ± 5,6	<0,01	0,01	<0,01	0,01
S2								
	U (%)	45,4 ± 7,8	29,2 ± 13,0	39,9 ± 13,7	<0,01	<0,01	0,02	<0,01
	WHL	35,0 ± 6,5	43,5 ± 12,7	43,1 ± 10,3	<0,01	<0,01	<0,01	0,97
	WPL	13,0 ± 2,6	25,7 ± 10,9	19,3 ± 7,9	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01
S3								
	U (%)	38,1 ± 9,4	12,4 ± 10,1	13,6 ± 10,6		<0,01	<0,01	0,69
	WHL	78,5 ± 8,3	36,2 ± 4,3	42,8 ± 3,9		<0,01	<0,01	<0,01
	WPL	35,9 ± 9,2	29,3 ± 4,9	33,7 ± 6,8		<0,01	0,06	<0,01

Tabella 2.3- Valutazione del pedaling test. P*=livello di significatività; P₁*= pre vs post; P₂*= pre vs fu; P₃*= post vs fu (Ferrante, et al., 2011)

	PRE	POST	FU	P*
S1				
Mean Velocity (m/s)	0,44 ± 0,03	0,47 ± 0,01	0,49 ± 0,03	0,07
ST Ratio	0,92 ± 0,04	0,89 ± 0,03	0,92 ± 0,04	0,32
SV Ratio	0,86 ± 0,05	0,77 ± 0,09	0,83 ± 0,11	0,3
S2				
Mean Velocity (m/s)	0,31 ± 0,04	0,5 ± 0,03	0,40 ± 0,01	<0,01
ST Ratio	0,57 ± 0,05	0,72 ± 0,03	0,83 ± 0,05	<0,01
SV Ratio	0,53 ± 0,14	0,70 ± 0,06	0,67 ± 0,03	0,02
S3				
Mean Velocity (m/s)	0,78 ± 0,04	0,78 ± 0,06	0,78 ± 0,04	0,93
ST Ratio	0,80 ± 0,04	0,87 ± 0,05	0,81 ± 0,07	0,15
SV Ratio	0,75 ± 0,09	0,78 ± 0,07	0,76 ± 0,09	0,79

Tabella 2.4- Valutazione del walking test. P*=livello di significatività (Ferrante, et al., 2011)

$$ASI = 1 - \frac{\sum_{n=1}^N |x(n) - y(n)|}{\sum_{n=1}^N x(n) + \sum_{n=1}^N y(n)} \quad (2.6)$$

dove x e y sono i segnali di N campioni prelevati da gamba destra e sinistra, all'aumentare del valore di ASI aumenta anche la simmetria tra i due arti. ASI a differenza di SSI confronta l'ampiezza dei segnali, ovvero il livello di contrazione della gamba, e non la forma del segnale. Inoltre, per confrontare la performance vengono calcolati per le due prove anche *roughness index* (RI) (Equazione 2.2) e *averaged cycling power* (Pav):

$$Pav = \frac{\sum_{n=1}^{n=360} S(n) \times T(n)}{360} \quad (2.7)$$

dove S(n) è la cadenza con cui pedala il soggetto (che deve essere mantenuta circa costante 50 rpm) e la coppia T(n) durante tutto il ciclo.

In Figura 2.12 si possono osservare gli sviluppi lineari del segnale EMG prelevato dai due muscoli per la prova NVF e WVF, per i quali vengono riportate anche i valori di SSI e ASI.

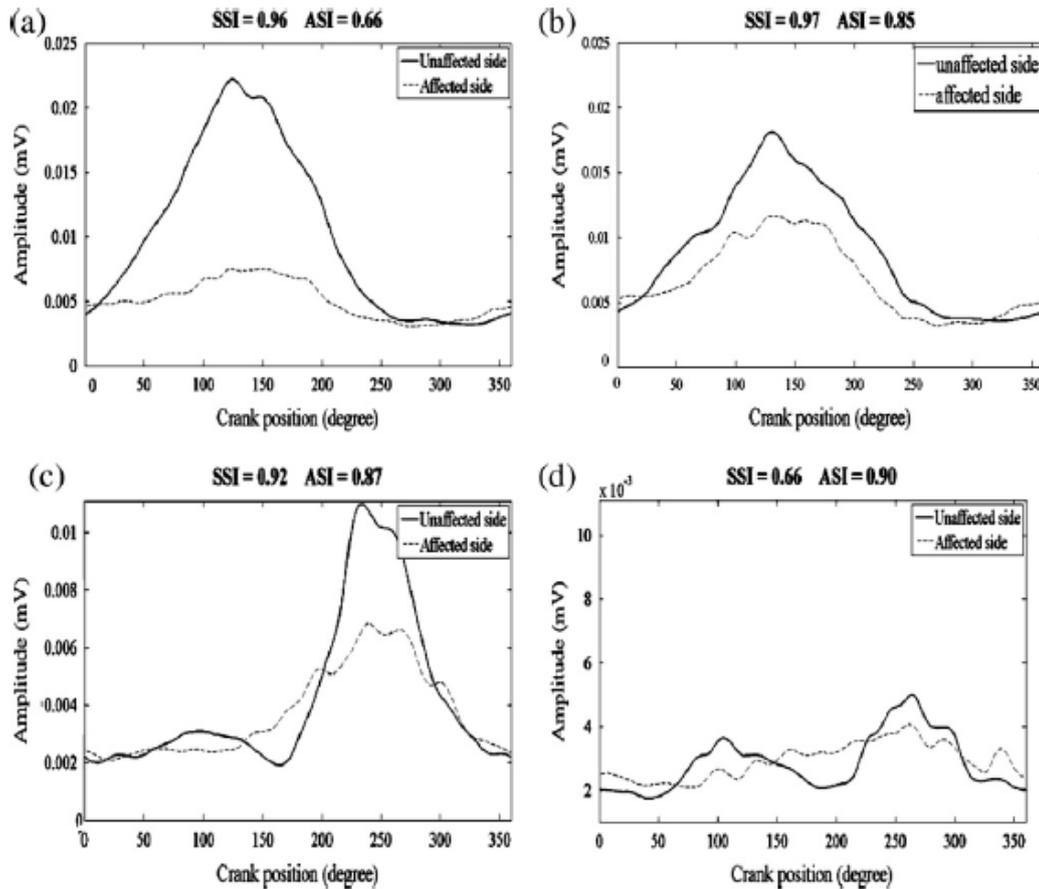


Figura 2.12- Sviluppo lineare del segnale EMG del *rectus femoralis* (a) senza *visual feedback* e (b) con *visual feedback*. Sviluppo lineare del segnale EMG del *bicipite femorale* (c) senza *visual feedback* e (d) con *visual feedback* della gamba sana (linea continua) e della gamba affetta (linea tratteggiata) (Lin, et al., 2012)

Confrontando (a) che rappresenta lo sviluppo lineare EMG del *rectus femoralis* durante la prova senza *visual feedback* e (b) che invece raffigura lo sviluppo lineare EMG del *rectus femoralis* durante la prova con *visual feedback* si può notare che SSI non cambia mentre ASI assume un valore maggiore durante la prova in cui al soggetto viene fornito il VF: la gamba affetta (linea tratteggiata) si attiva maggiormente durante il ciclo. Nei grafici in Figura 2.13 vengono rappresentate la cadenza e la coppia durante le due prove ((a) NVF e (b) WVF) e vengono indicati anche il valor medio e deviazione standard della cadenza, RI e Pav. Nella prova WVF la deviazione della cadenza è più piccola, ovvero viene mantenuta più stabile durante l'esercizio, infatti RI ha un valore minore. Osservando anche la Tabella 2.5, si può concludere che fornire un *visual feedback* durante la prova influenza i parametri, in particolare RI, e permette un'attivazione simmetrica dei muscoli.

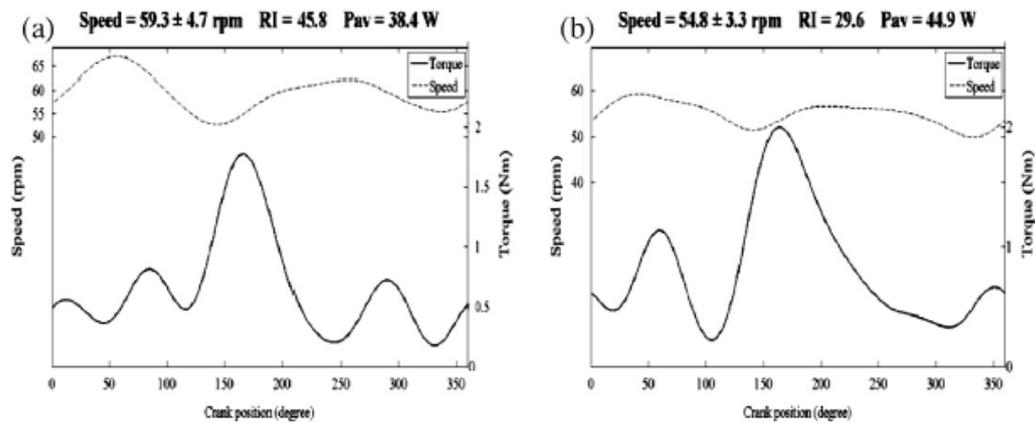


Figura 2.13- Andamento della cadenza (linea tratteggiata) e della coppia (linea continua) durante un ciclo (a) senza visual feedback e (b) con visual feedback (Lin, et al., 2012)

	NVF	WVF	P
SSI (RF)	0,79 ± 0,15	0,78 ± 0,17	0,735
ASI (RF)	0,56 ± 0,21	0,65 ± 0,19	0,000*
SSI (BF)	0,83 ± 0,12	0,79 ± 0,15	0,030*
ASI (BF)	0,66 ± 0,19	0,68 ± 0,15	0,332
Cadence (rpm)	53,84 ± 3,76	52,39 ± 1,79	0,007*
RI	33,67 ± 11,62	29,00 ± 9,10	0,001*
Pav (W)	43,58 ± 12,91	46,90 ± 11,16	0,019

Tabella 2.5- Valore medio ± SD di SSI, ASI, RI, cadenza e Pav durante le prove NVF e WVF. RF= rectus femoralis BF= bicipite femorale (Lin, et al., 2012)

Gli stessi autori hanno osservato l’impatto che un biofeedback di cadenza possa avere a livello neurologico, attraverso una tecnica di neuroimaging: near-infrared spectroscopy (NIRS), che permette di osservare l’attività del cervello in base alla concentrazione di emoglobina ossigenata (HbO) e deossigenata (HbR) che fluisce nelle varie zone del cervello (Lin, et al., 2013). Ovvero, si è voluto osservare come il segnale NIRS cambia per tre diverse attività a cui sono sottoposti 17 emiplegici durante una pedalata attiva senza biofeedback, con biofeedback e pedalata passiva. Nella prova attiva con biofeedback ai soggetti viene posto davanti uno schermo su cui sono rappresentate due barre, una per il piede destro e una per il piede sinistro, che mostrano al soggetto la cadenza con cui sta pedalando. Sulla barra inoltre è indicata la cadenza target (50 rpm). Durante ogni prova viene registrato non solo il segnale NIRS ma anche il segnale EMG, infatti nella fase di post-processing vengono valutati gli

indici SI (Equazione 2.1) e ASI (Equazione 2.6) per stimare la simmetria nell'attivazione muscolare. Come già visto negli studi precedenti, nelle prove dove viene fornito il BF la simmetria è maggiore rispetto alle prove in cui non vi è BF (Figura 2.14-a). Inoltre, anche la cadenza è più stabile nelle prove con BF (Figura 2.14-b).

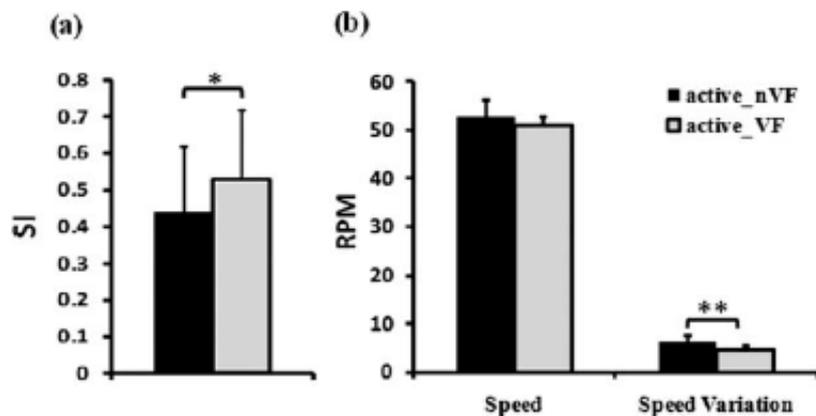


Figura 2.14- a) SI mediato b) cadenza e variazione di cadenza per le prove attive con e senza BF. * $P < 0.05$, ** $P < 0.001$ (Lin, et al., 2013)

In Figura 2.15 si riporta un esempio di mappatura corticale della variazione di concentrazione di HbO per un soggetto con la zona sinistra del cervello lesionata. Si può osservare che durante la pedalata attiva senza BF e quella passiva sono circa attive le stesse zone, anche se nella prova passiva la zona affetta sembra avere un'attivazione maggiore rispetto a quella non affetta ma anche rispetto alla prova attiva senza BF. Nella prova in cui viene fornito il BF, si può vedere come vengano attivate anche altre zone del cervello. Questi risultati portano gli autori a concludere agli autori che:

- la pedalata passiva può essere usata come un training primario per facilitare il recupero motorio;
- il BF aiuta ad attivare altre aree del cervello oltre a quella motoria, fattore importante per una riorganizzazione corticale, che avviene in primo luogo nell'emisfero non affetto.

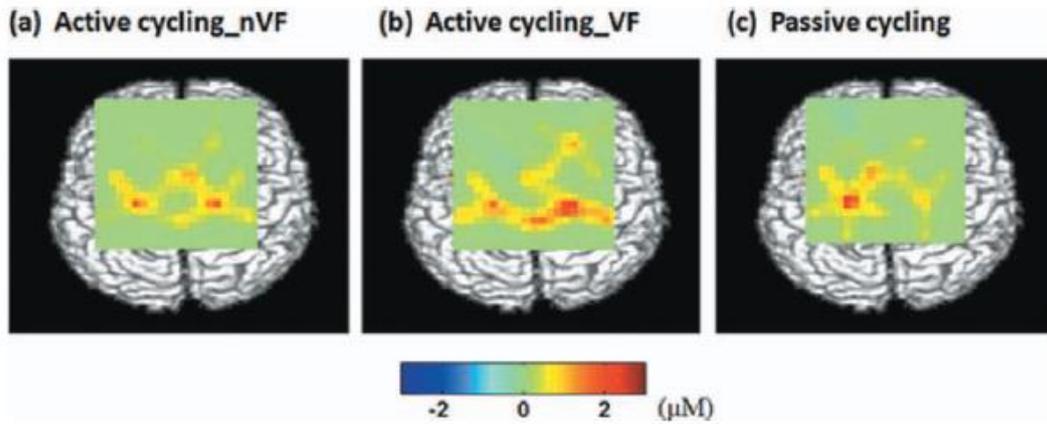


Figura 2.15- Mappatura corticale rappresentativa: variazione dei livelli di HbO durante a) la prova attiva senza BF, b) prova attiva con BF, c) prova passiva (Lin, et al., 2013)

In un ulteriore studio il feedback visualizzato è l'efficienza meccanica tramite un polar plot e si vuole osservare se tra una pedalata senza biofeedback e con biofeedback cambiano i pattern di attivazione dei muscoli coinvolti durante il cycling (De Marchis, et al., 2013). L'efficienza meccanica viene calcolata come rapporto tra la forza tangenziale e la forza totale, ovvero:

$$IE = \frac{\int_0^{2\pi} F_{tg}(\theta_p) d\theta_p}{\int_0^{2\pi} F_{tot}(\theta_p) d\theta_p} \quad (2.8)$$

I pedali vengono sensorizzati con delle celle di carico che rilevano le forze lungo l'asse x e z (F_x e F_z), cioè le forze parallele al terreno e perpendicolari ad esso rispettivamente, e viene registrato l'angolo θ_p , angolo compreso tra l'albero e la direzione perpendicolare al pedale (Figura 2.16).

Da F_x e F_y è possibile calcolare:

$$F_{tot} = \sqrt{F_x^2 + F_z^2} \quad (2.9)$$

$$F_{tg} = F_x \cos \theta_p + F_z \sin \theta_p \quad (2.10)$$

$$F_{rd} = -F_x \sin \theta_p + F_z \cos \theta_p \quad (2.11)$$

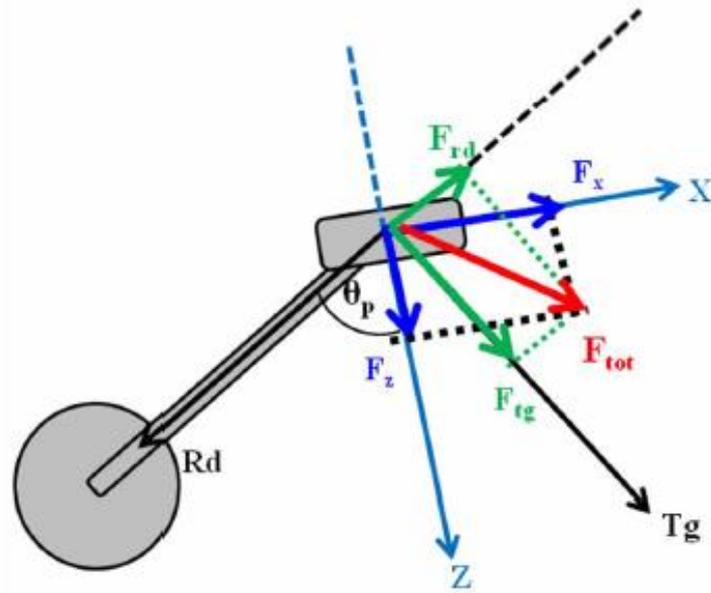


Figura 2.16-Forze sui pedali nel sistema di riferimento x-z e nel sistema di rotazione tg-rd (De Marchis, et al., 2013)

IE assume dei valori compresi tra $[-1,1]$ e assume valori circa unitari quando la forza tangenziale è pari alla forza totale, ovvero la forza radiale si approssima a valori nulli. Il visual feedback fornito durante la prova non è IE globale ma IE istantaneo (IE_i) sottoforma di polar plot (Figura 2.17):

$$IE_i(\theta_p) = \frac{F_{tg}(\theta_p)}{F_{tot}(\theta_p)} \quad (2.12)$$

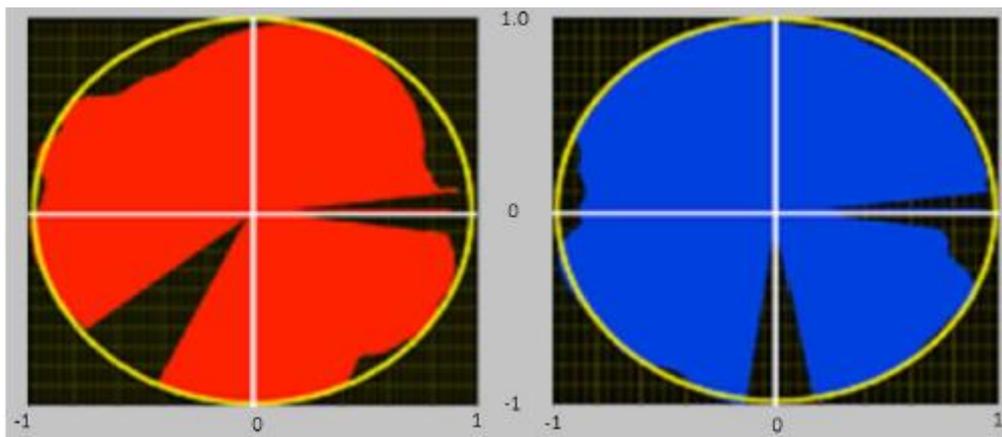


Figura 2.17- Visual Feedback di IE_i rappresentato tramite polar plot. Rosso gamba sinistra, blu gamba destra (De Marchis, et al., 2013)

Il BF aiuta gli 11 uomini sani che si sottopongono al test ad orientare meglio la forza esercitata sui pedali, rendendo la pedalata più efficiente. Infatti, è possibile osservare il comportamento delle forze nelle due prove realizzate, ovvero senza BF (PPT preferred pedaling technique) e con BF (EPT effective pedaling technique) (Figura 2.18): in PPT la curva di F_{tg} tende a seguire quella di F_{tot} solo nella prima parte del ciclo, mentre in EPT F_{tg} segue per l'intero ciclo F_{tot} . F_{rd} ha valori prossimi allo zero in EPT, per cui durante questa prova IE è maggiore rispetto a IE in PPT.

Come già accennato, nelle due prove eseguite vengono confrontati i pattern di attivazione dei muscoli (grande gluteo, bicipite femorale, gastrocnemio mediale, soleo, rectus femoralis, vasto mediale, vasto laterale e tibiale anteriore) da cui viene prelevato il segnale EMG ed estratte le sinergie. È emerso che passare da PPT ad EPT cambia la strategia di attivazione dei muscoli, e se in PPT si distinguono 4 sinergie, in EPT le sinergie sono 7, ciò indica una variazione anche nell'adattamento neurale, ovvero i soggetti applicano l'esercizio imparato durante PPT e lo rendono più efficace.

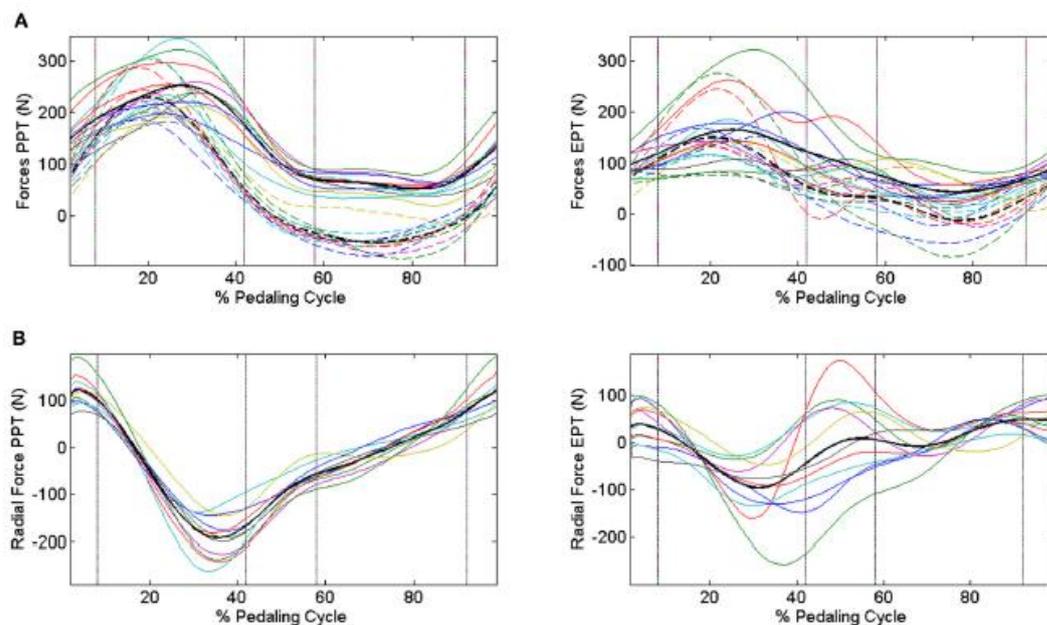


Figura 2.18-Andamento delle forze durante il ciclo **A** F_{tg} (linee tratteggiate) e F_{tot} (linee continue) e **B** F_{rd} nelle due prove senza visual feedback PPT e con visual feedback EPT. I colori indicano i diversi soggetti, il nero il valor medio (De Marchis, et al., 2013)

Un biofeedback può essere rappresentato in diversi modi, per questo motivo si è studiato quale tra diverse interfacce potesse essere la migliore (Bibbo, et al., 2012). IE

viene ancora una volta impiegato come BF, ma viene rappresentato con 4 modalità grafiche differenti (Figura 2.19):

1. due grafici (gamba destra e sinistra), in cui sono plottati la F_{tot} e la F_{tg} e il soggetto deve fare in modo che F_{tg} segua l'andamento di F_{tot} , ciò significa che tutte le forze sono trasmesse lungo la direzione perpendicolare al crank;
2. due polar plot (gamba destra e sinistra), in cui l'ampiezza di un vettore è pari a IE_i (Equazione 2.12) e la fase è pari alla posizione angolare. Il soggetto mentre pedale deve fare in modo di avere un'ampiezza pari a 1;
3. due valori numerici, che rappresentano il valore di IE_i , cercando così di raggiungere il valore massimo;
4. due polar plot, il cui valore massimo è pari a 1.

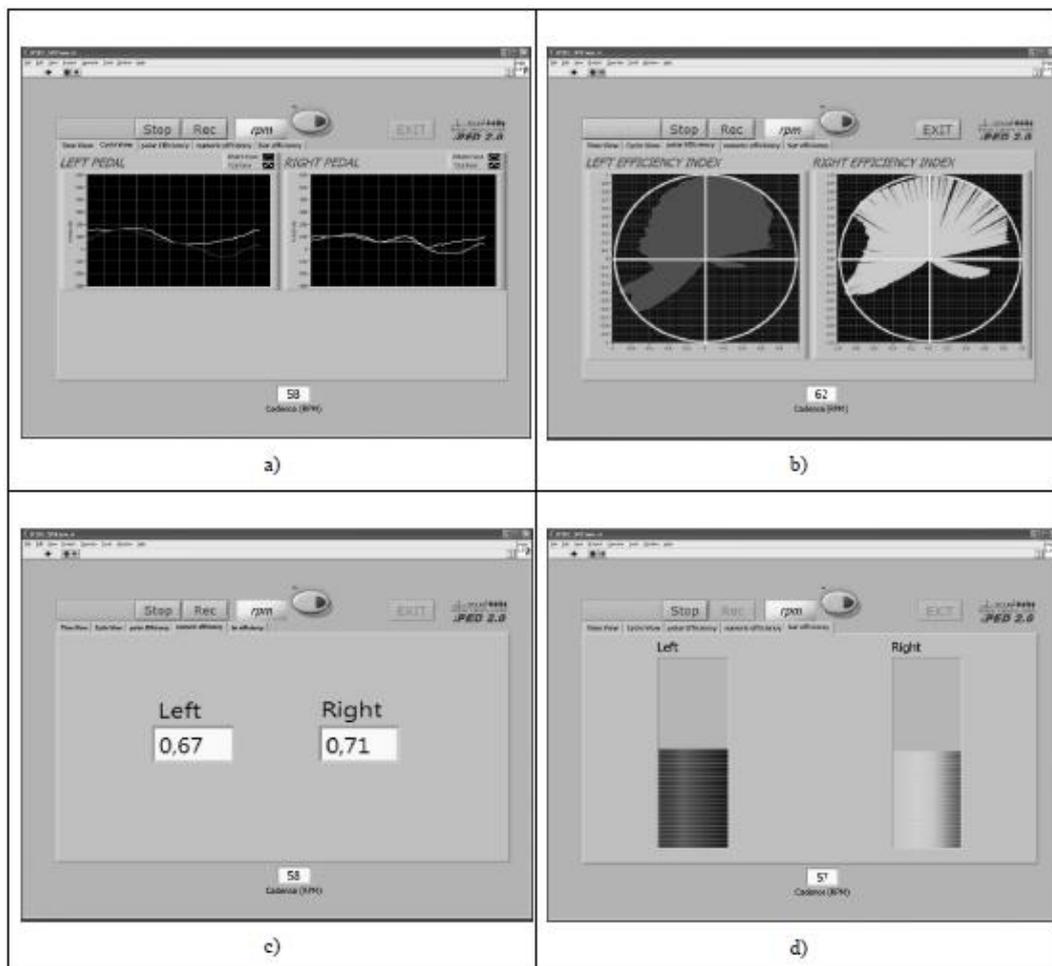


Figura 2.19- Biofeedback a) grafico con F_{tg} e F_{tot} b) polar plot c) valori numerici d) barre (Bibbo, et al., 2012)

Le 4 diverse prove sono realizzate da 15 soggetti sani e prima di tali prove viene eseguita una prova senza il BF, tutte della durata di 2 min. Al termine delle prove viene valutato IE, che cambia significativamente solo tra le prove senza BF e quelle con, mentre le diverse rappresentazioni non vi è alcuna particolare differenza (Figura 2.20). Per questo motivo è calcolato separatamente per ogni partecipante il valore di CV. Il valore minore di CV si verifica per la prima e per l'ultima interfaccia, ciò si traduce in una maggiore stabilità di IE durante la prova. Inoltre, queste due modalità sembrano essere anche preferite dai partecipanti.

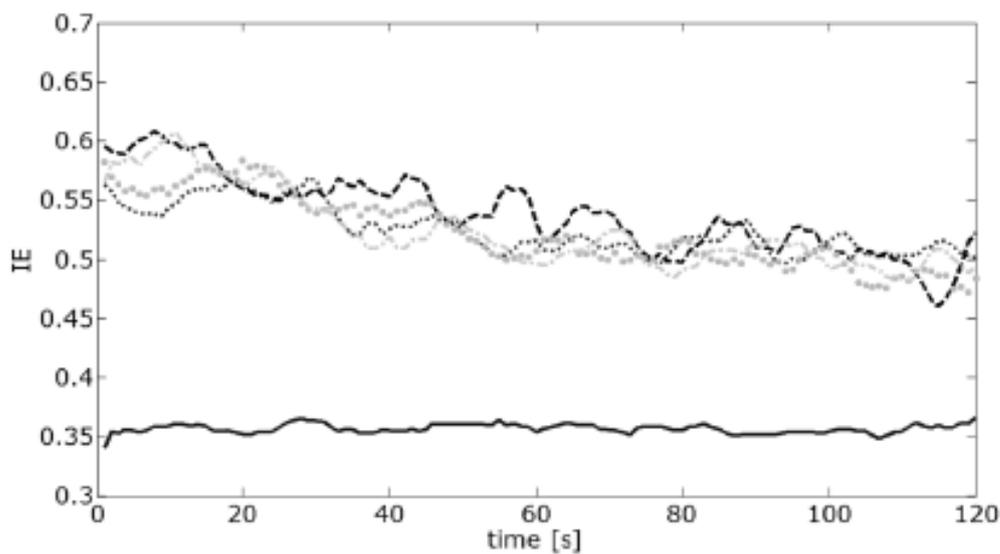


Figura 2.20-IE media per prove senza biofeedback (linea nera continua), con biofeedback grafico (linea punteggiata), polar plot (linea tratteggiata), valore numerico (linea con cerchi), barre (linea tratto-punto) (Bibbo, et al., 2012)

2.5 Conclusioni e scopo tesi

A seguito delle ricerche effettuate, risulta che un biofeedback basato sulla cadenza è facile da comprendere, considerando pazienti con diversi livelli cognitivi, ed è un buon indicatore. Infatti, grazie a un suo utilizzo, risulta un aumento della simmetria EMG e un aumento del numero di zone corticali attive.

Gli studi visti combinano il ciclismo con biofeedback nella riabilitazione di soggetti post-stroke. Sulla base della nostra conoscenza non vi sono attualmente studi che combinano il cranking con un biofeedback di cadenza per migliorare la simmetria tra gli arti superiori e l'efficienza meccanica di soggetti emiplegici. Per questo motivo il fine di tale elaborato è duplice:

1. Realizzare un biofeedback real-time di cadenza, tramite un sistema optoelettronico e testarne la funzionalità e l'efficacia su soggetti sani.
2. Progettare alcune modifiche del banco prova per un futuro miglioramento del sistema

Attraverso il biofeedback si intende stimare la simmetria tra gli arti superiori, osservando il comportamento della cadenza adottata dal braccio destro e dal braccio sinistro. Inoltre, si vuole valutare se le durate delle fasi di tiro, pull, e spinta, push, variano al variare delle condizioni di biofeedback e di cadenza e confrontarle per i due arti superiori.

Le modifiche, che interessano il Krankcycle, prevedono l'introduzione di celle di carico, per conoscere le forze applicate dal soggetto allo strumento, e di un rullo, affinché le prove siano replicabili in laboratorio e si possa quantificare la potenza sviluppata durante l'esercizio, in questo modo la forza frenante risulta uguale per tutti i soggetti partecipanti.

Capitolo 3: STRUMENTAZIONE

3.1 Krankcycle

Per le prove sperimentali realizzate, durante questo studio, i soggetti hanno utilizzato il Krankcycle® (Figura 3.1), ovvero una bike stazionaria con manovelle che viene impiegata per l'allenamento degli arti superiori, per questo motivo usata da molti atleti che praticano diversi sport, ma anche da soggetti disabili, come per esempio coloro che hanno perso la funzione degli arti inferiori. La base della bike è realizzata in acciaio e il telaio è costituito in ghisa ricoperto da polvere di ossido di zinco e di poliestere. Le specifiche del prodotto sono riportate in Tabella 3.1. Le caratteristiche principali di tale strumento possono essere così elencate:

- manovelle disaccoppiate tra loro per offrire una grande varietà di esercizi;
- sellino ergonomico per permettere facilmente di passare dalla posizione eretta a quella seduta durante l'esercizio;
- sellino removibile per consentire l'accesso di una sedia a rotelle;
- altezza delle manovelle regolabile per attivare vari muscoli durante diversi esercizi;
- asse della manovella e del volano possono ruotare per un movimento sia in avanti (spinta) che indietro (tiro).

Poggia-Piedi	1,44 x 0,68 x 1,06 m
Peso	64,6 kg
Altezza sella	0,62 m
Altezza massima braccio	1,36m
Peso massimo utente	154
Krankcycle è progettata per utenti di altezza compresa tra 1,50 e 2,05 m	

Tabella 3.1- Specifiche Krankcycle

Il moto viene trasmesso attraverso un sistema di trasmissione a catena, composto da quattro ruote dentate (<https://www.krankcycle.com/>).

Il sistema originale del Krankcycle è composto da un'impugnatura a forma di ogiva che, tramite un cuscinetto, è accoppiata all'albero del sistema, a sua volta congiunto attraverso un collegamento filettato alla manovella. Affinché sugli alberi del sistema possano essere applicati gli estensimetri e fili di collegamento tra estensimetri e centralina non si attorciglino, durante il moto rotatorio, è stato necessario modificare il sistema iniziale. Questo lavoro è stato eseguito in uno studio precedente (Mattiauda, 2011).

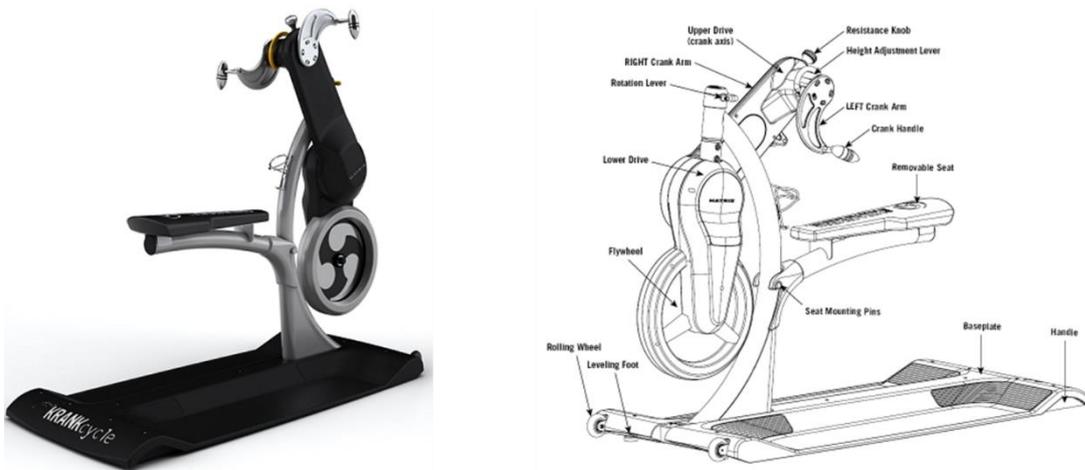


Figura 3.1- Krankcycle (<https://www.krankcycle.com/>)

Sull'ogiva sono state realizzate delle opportune lavorazioni per poter inserire alle sue estremità, superiore e inferiore, delle barre filettate, che sono serviti per posizionare i marker durante l'analisi del moto. Le barre filettate, sono state poi utilizzate da noi per poter inserire dei profilati in alluminio sopra e sotto l'impugnatura. Sulla loro superficie saranno attaccati i marker (Figura 3.2) che costituiscono il corpo rigido. I profilati sono stati lavorati, in modo da inserirli nelle barre filettate.



Figura 3.2- Manovella modificata per applicazione dei marker

3.2 Sistema per analisi del movimento: Optitrack

L'analisi del movimento permette di valutare il movimento umano e i suoi eventuali cambiamenti al fine di:

- Assistere la diagnosi funzionale di disordini motori;
- Impostare e valutare una terapia;
- Compiere ricerche sulla fisiologia del movimento;
- Sviluppare nuovi dispositivi;
- Ottimizzare gesti sportivi.

L'analisi può essere effettuata attraverso svariate tecniche che si suddividono in:

- 1) sistemi ottici (optoelettronici), che usano principalmente delle videocamere e i soggetti possono indossare, per aiutare l'analisi, dei marker
- 2) sistemi non ottici, come sistemi elettromeccanici, elettromagnetici ed inerziali.

Nel seguente studio viene utilizzato un sistema optoelettronico, che si chiama *Optitrack*: durante la prova viene registrato un video del movimento dalle videocamere per poi essere analizzato. Questa tecnica di analisi è molto semplice e

anche relativamente economica e permette di realizzare dei confronti tra diverse prove. Le immagini vengono riprese tramite delle videocamere infrarosse che riescono a catturare il movimento di marker retroriflettivi passivi, successivamente tramite appositi software è possibile realizzare la stereofotogrammetria, cioè ricostruire il movimento tridimensionale del punto per ogni istante campionato, a tale scopo le videocamere infrarosse utilizzate devono essere minimo due ed è necessario eseguire una calibrazione delle videocamere. Per la ricostruzione 3D del marker il sistema optoelettronico si basa sul principio della stereofotogrammetria: la capacità di avvertire la forma tridimensionale degli oggetti è definita visione stereoscopica ed è possibile grazie al lavoro combinato dei due occhi, infatti il cervello riceve due immagini, una da un occhio, e unendole crea una sola immagine tridimensionale (Figura 3.3). In numero di videocamere dipenda dal tipo di movimento che si vuole studiare.

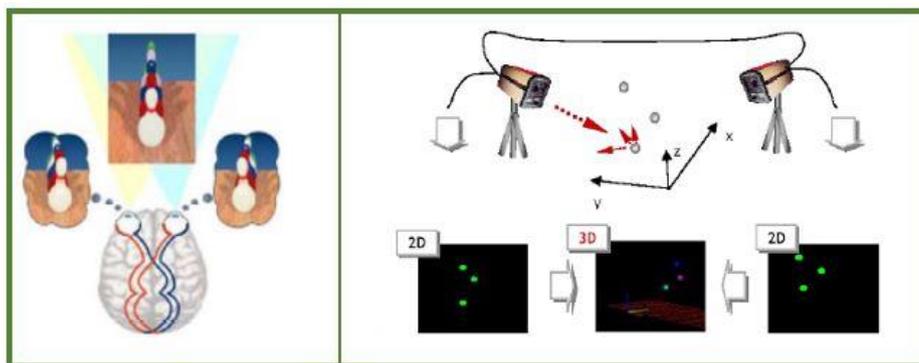


Figura 3.3- Principio della stereofotogrammetria, ricostruzione tridimensionale di un oggetto

Per eseguire l'analisi del movimento si definisce un protocollo che in generale stabilisce la procedura per acquisire ed elaborare il movimento, in modo da poter essere standard e ripetibile. Solitamente il protocollo indica il posizionamento dei marker e in generale tale posizionamento deve garantire la massima visibilità dei marker da parte delle telecamere e nessun sovrappollamento. In letteratura esistono numerosi protocolli, esempi sono protocollo Davis e protocollo CAST. I marker inoltre possono essere di due tipi:

- passivi, utilizzati in questo studio: piccole sfere realizzate in materiale plastico e ricoperti da una pellicola catarifrangente (retroreflessivi) e vengono illuminati

usando le onde infrarosse (IR) delle telecamere che li rendono così visibili (Figura 3.4);

- attivi: piccoli LED che generano essi stessi un segnale luminoso, non è necessario un dispositivo che li illumini dall'esterno.

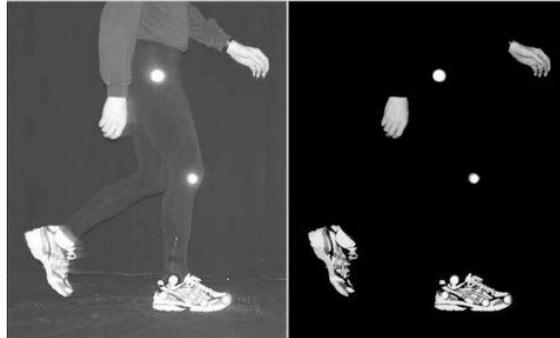


Figura 3.4- A sinistra si possono osservare marker passivi in condizioni normali di luce; a destra si possono osservare i marker attraverso una telecamera ad IR (McGinnis, 2013).

3.2.1 V120:Trio

Optitrack ha introdotto un sistema di motion capture chiamato V120:Trio (Figura 3.5). La caratteristica principale è quella di avere un sistema multicamera in un unico sistema, infatti ogni tracking bar V120:Trio ha 3 videocamere che rilevano la luce IR riflessa e quella che entra riesce inoltre a riprendere anche le immagini nello spettro del visibile. Le videocamere sono già pre-calibrate, per questo motivo non è necessario effettuare una calibrazione statica o dinamica delle stesse, per questo motivo sono pronte all'utilizzo dopo l'avvio del software. V120:Trio è in grado di catturare movimenti veloci e tracciare gli spostamenti sub-millimetrici dei marker con grande accuratezza.



Figura 3.5- Barra Optitrack V120:Trio

I componenti del kit Optitrack V120:Trio:

- 1 barra V120:Trio

- 1 guida rapida di partenza
- 1 licenza di Motive: Tracker
- 1 alimentatore universale 12V
- 1 cavo di collegamento USB di 5 metri
- 4 M3 basi per maker piccoli e corti
- 4 M4 basi per maker medi e corti
- 4 M4 basi per maker medi e lunghi
- 4 M3 maker di 7,9 mm
- 4 M4 marker di 9,5 mm
- 8 M4 maker 12,7 mm
- 10 Ø 3/8 punti adesivi in gomma
- 10 Ø 1/2 punti adesivi in gomma
- 1 mano corpo rigido (?)

Le specifiche tecniche di V120:Trio possono essere riassunti nella Tabella 3.2:

Specifiche Tecniche	
Larghezza	584,2 mm
Altezza	40,6 mm
Profondità	50,8 mm
Peso	1,3 kg
Montaggio	1/4"-20 tripode
Display	128 x 22 OLED
Risoluzione	640 x 480
Frame Rate	30, 60, 120 FPS
Accuratezza	sub-millimetri
Latenza	8,333 ms
Lenti	standard M12
Camera destra e sinistra	800 nm IR pass filter
Camera centrale	800 nm IR pass filter / Filter switcher
Anelli Led	26 (x 3) n° di LEDs
	850 nm IR di lunghezza d'onda illuminazione stroba o continua
Luminosità	regolabile
Input/Output	USB 2.0
Sync	interna o esterna (via IO-X)
Power	12V @ 3 A

Tabella 3.2- Specifiche tecniche V120:Trio

3.2.2 Software Motive

Motive è il software progettato per il controllo del sistema di motion capture come V120:Trio. Motive esegue due compiti importanti:

1. Consente all'utente di calibrare e configurare il sistema;
2. Fornisce all'utente le interfaccia per catturare e processare i dati 3D.

I dati vengono salvati in Motive in un formato chiamato Take (TAK). Take è una singola registrazione di motion capture che include tutte le informazioni necessarie per ricostruire l'intera capture. In Motive è possibile monitorare e valutare i dati usando due modalità di visualizzazione: Perspective View e Camera Preview. Perspective View permette di osservare la ricostruzione tridimensionale dei dati nello spazio 3D e analizzare in questo modo la posizione dei marker (Figura 3.6), mentre Camera

Preview presenta le immagini 2D di ogni videocamera e permette di nascondere alcuni pixel in modo da escludere le zone non interessate nella fase di post-processing (Figura 3.7).

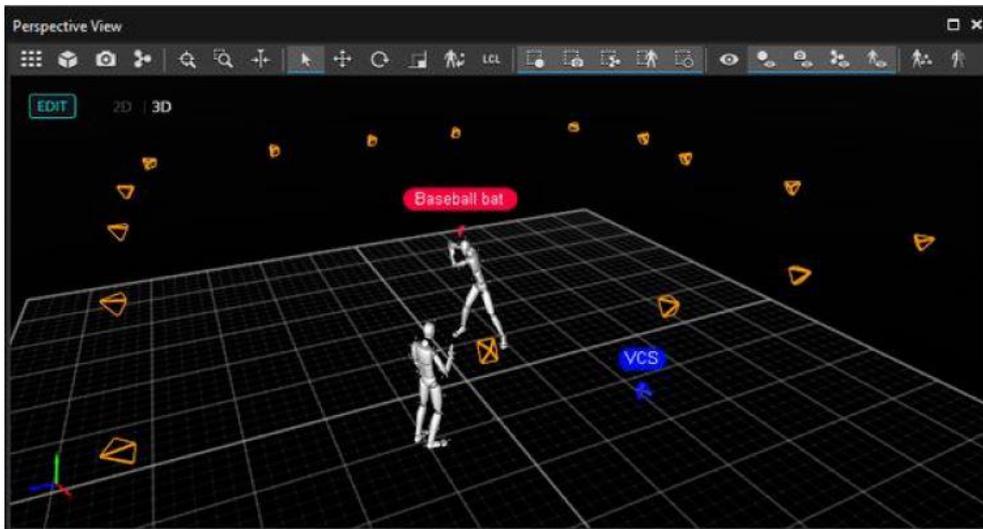


Figura 3.6- Visualizzazione di Perspective View in Motive

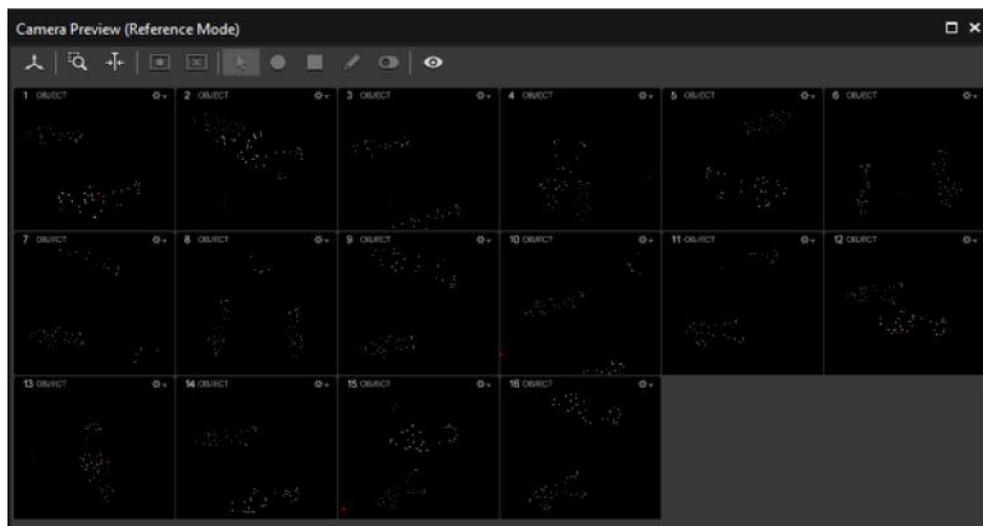


Figura 3.7- Visualizzazione di Camera Preview in Motive

Il software può essere eseguito in due modalità operative primarie:

1. Live mode, durante la quale tutte le videocamere sono attive e il sistema è pronto per registrare i dati;
2. Edit mode, le videocamere non sono attive e l'utente può processare i dati registrati in precedenza (Take files).

In quest'ultima modalità il primo passo è di etichettare i marker (labeling) ed assegnarli un colore per facilitare il riconoscimento (Figura 3.8), esistono due procedimenti per realizzare questo processo: uno automatico e l'altro manuale. Spesso però auto-etichettatura è affetta da errore e bisogna intervenire manualmente. In ogni caso è fondamentale creare i gruppi di marker, ovvero dei markerset, all'interno dei quei di volta in volta possono essere aggiunti nuovi marker etichettati. Un esempio di markerset è "Braccio destro", che al suo interno può contenere "Polso destro", "Gomito destro" e "Spalla destra". Successivamente è necessario aggiungere, rimuovere e modificare le etichette attraverso il Labeling Plane. Per ogni fotogramma, tutte le etichette sono contraddistinte da un colore che indica se i marker sono stati assegnati (bianco) o se ancora non sono stati etichettati (rosso).



Figura 3.8- Markerset "Braccio destro" che contiene i diversi label contraddistinti da colori differenti

Terminato il processo di etichettatura si può esportare il file Take in due formati: C3D e CSV, quest'ultimo può a sua volta essere importato in un file Excel per essere analizzato. In Excel è possibile notare che ogni maker è caratterizzato da tre colonne, una per ogni direzione x, y e z (Figura 3.9). Il sistema di riferimento locale, infatti, è centrato nella videocamera centrale della barra e gli assi corrispondono a:

- asse z, è perpendicolare alla barra;
- asse y, è perpendicolare al piano sul quale giace la barra;

- asse x, è perpendicolare agli assi z e y (in accordo con la regola della mano destra).

Marker	Marker	Marker
Marker:Gomito_dx		
D1DD3AFB20B611E96A	D1DD3AFB20B611E96A	D1DD3AFB20B611E96A
Position	Position	Position
X	Y	Z
0,207	-0,283	0,820
0,207	-0,283	0,820

Figura 3.9- Posizione lungo x, y e z del marker "Gomito_dx"

3.3 Sistema di sensori per le manovre

Per determinare le forze scambiate tra soggetti e Krankcycle, come già accennato, i nuovi alberi sono strumentalizzati con degli estensimetri. Gli *estensimetri* elettrici o *strain gage* sono dei trasduttori in grado di quantificare la deformazione che subisce una struttura quando su di essa è applicata una forza, per questo motivo vengono usati anche come elemento di sensing nei trasduttori che misurano accelerazioni e forze. I sensori convertono la variazione fisica che subisce la struttura in una misura elettrica, in modo da essere letta dai sistemi di condizionamento, come la centralina.

La centralina è in grado di ottenere in input il segnale proveniente dagli strain gages, al suo interno avviene tutto il condizionamento del segnale che dopo essere elaborato in modo opportuno viene trasferito ad un PC, dove è possibile osservare i dati tramite tabelle o grafici, immagazzinarli ed elaborarli tramite appositi software (Figura 3.10).

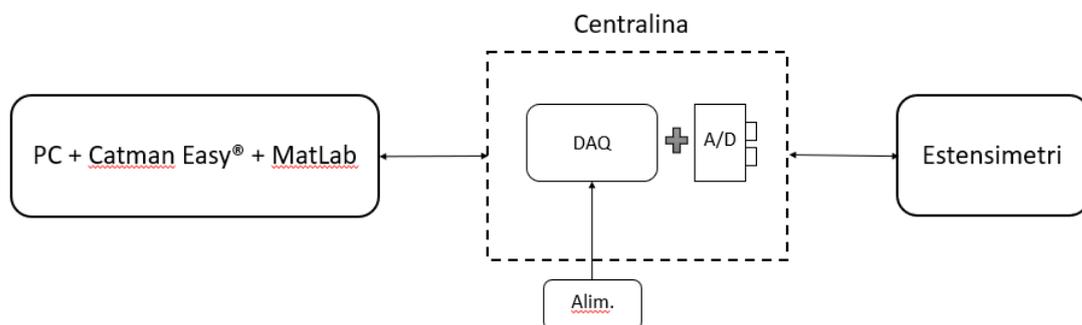


Figura 3.10- Schema del sistema di misura delle deformazioni

3.3.1 Estensimetri

Per capire meglio come funziona un strain gage, si immagina una struttura semplice come un filo sul quale viene applicata una forza che lo deforma, questa deformazione provoca una variazione della resistenza elettrica del filo:

$$R = \frac{\rho L}{A} \quad (3.1)$$

dove R è la resistenza, ρ è la resistività del materiale, A è la sezione trasversale della struttura e L la sua lunghezza. Alcuni estensimetri sono costruiti sotto forma di fili, ma è più comune che siano dei sottili fogli metallici (o semiconduttori) legati a supporti plastici, che vengono attaccati con colle ceramiche apposite sullo strumento. In Figura 3.11 è rappresentato un foglio metallico con le sue principali caratteristiche. L'incollaggio dell'estensimetro deve seguire un protocollo e deve essere eseguito molto accuratamente perché gli strain gage hanno dimensioni ridotte. La dimensione degli estensimetri è molto piccola fino a 0,2 mm.

Ogni estensimetro è caratterizzato dal fattore di strain gage S, che misura la sensibilità del sensore:

$$S = \frac{dR/R}{\epsilon_a} \quad (3.2)$$

dove dR/R è la variazione di resistenza e ϵ_a è deformazione assiale ($\epsilon_a = dL/L$).

La resistività del materiale ρ è molto sensibile alle variazioni di temperatura, dunque anche lo strain gage è influenzato dalla temperatura esterna in cui si trova il sensore, visto che la resistività influisce sul gage factor S.

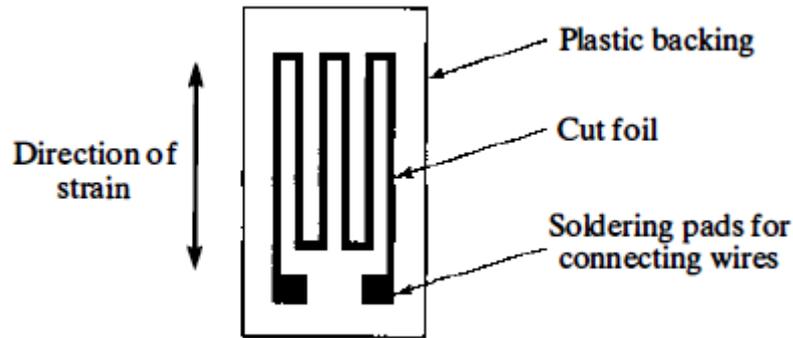


Figura 3.11- Foglio strain gage (Wheeler, et al., 2010)

Gli estensimetri elettrici utilizzati in questo studio sono a resistenza metallica tipo 1-LY11-0.6/120 dell'azienda HBM. Le caratteristiche fondamentali di questo tipo di estensimetro sono:

- una griglia di misura Strain Gages lineare (lettera L);
- un supporto in resina poliimidica (lettera Y);
- lunghezza attiva della griglia 0,6mm;
- fattore di taratura per estensimetri sull'albero sinistro $k=1,73 \pm 1,5\%$ (Gauge factor);
- fattore di taratura pe estensimetri sull'albero destro $k=1,70 \pm 1,5\%$ (Gauge factor);
- fattore di sensibilità trasversale $k_t = 1,1\%$.

Il segnale generato dagli estensimetri entra in un sistema di condizionamento, il *ponte di Wheatstone*, che permette di quantificare la variazione di resistenza a cui è sottoposto lo strain gage. Il ponte di Wheatstone si compone da un generatore di tensione V_s che alimenta due rami posti in parallelo. Su ogni ramo ci sono due resistenze in serie con lo stesso valore (Figura 3.12). Quando tutte le resistenze hanno lo stesso valore il ponte si dice bilanciato, nel momento in cui una resistenza, per esempio R_3 subisce una deformazione e cambia il suo valore, il ponte non è più bilanciato e $V_o \neq 0$, questa tensione di output viene usata dal computer per determinare la nuova resistenza dell'estensimetro. Nel seguente elaborato si misurano due forze perpendicolari tra di loro F_x e F_y , per questo motivo vengono utilizzati 4 estensimetri a 90° l'uno dall'altro e accoppiati. I due estensimetri accoppiati si trovano sulla faccia opposta dell'albero (180°) collegati tra di loro tramite un mezzo ponte di Wheatstone.

Si sceglie tale configurazione perché riesce a compensare i fenomeni di temperatura e di deformazione assiale e amplifica il segnale in uscita di un fattore 2. Supponendo attivi R_2 e R_3 , la corrente nel ramo ABC i_1 e in ADC i_2 sono pari a

$$i_1 = \frac{V_s}{R_1 + R_4} \quad (3.3)$$

$$i_2 = \frac{V_s}{R_2 + R_3} \quad (3.4)$$

Mentre la tensione V_0 :

$$V_0 = V_D - V_B \quad (3.5)$$

Dove

$$V_B - V_C = i_1 \cdot R_4 \quad (3.6)$$

$$V_D - V_C = i_2 \cdot R_3 \quad (3.7)$$

$$V_0 = i_2 \cdot R_3 - i_1 \cdot R_4 \quad (3.8)$$

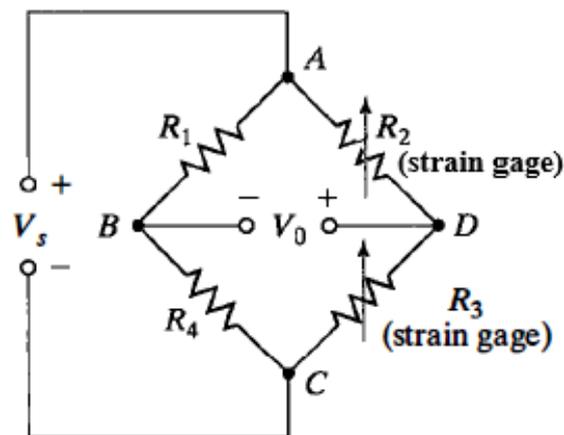


Figura 3.12-Rappresentazione grafica del ponte di Wheatstone con due rami attivi R_2 e R_3 (Wheeler, et al., 2010)

Dato che $R=R_1=R_2=R_3=R_4$ e la deformazione che subiscono i due estensimetri è $\Delta R=\Delta R_2=-\Delta R_3$, $R_2=R+\Delta R$ e $R_3=R-\Delta R$, la 3.3 e 3.4 si possono riscrivere come:

$$i_1 = \frac{V_s}{2 \cdot R} \quad (3.9)$$

$$i_2 = \frac{V_s}{R + \Delta R + R - \Delta R} = \frac{V_s}{2 \cdot R} \quad (3.10)$$

Sostituendo l'equazione 3.9 e 3.10 nell'equazione 3.8

$$V_0 = \frac{V_s}{2 \cdot R} R_3 - \frac{V_s}{2 \cdot R} R_4 = \frac{V_s}{2 \cdot R} [(R - \Delta R) - R] = \frac{V_s}{2 \cdot R} (-\Delta R)$$

$$V_0 = -\frac{\Delta R}{2 \cdot R} V_s \quad (3.11)$$

3.3.2 Centralina Spider 8.30

La centralina è un sistema elettronico di misura per computer, per misurazioni elettriche di variabili meccaniche come deformazione, forza, pressione, accelerazione e temperatura. Tutto il condizionamento del segnale, ovvero amplificazione (condizionamento del segnale tramite ponte di Wheatstone visto in precedenza), digitalizzazione, interfaccia per il PC, tecnologia di connessione, è combinato in un unico sistema. Nel seguente studio è utilizzata la centralina Spider 8.30 (Figura 3.13), distribuita dall'azienda HBM, per trasferire e, dunque, poter visualizzare e processare su PC i valori di deformazioni a cui sono sottoposti gli estensimetri collocati sugli alberi durante l'attività di handcycling. La Spider 8.30 usa il suo amplificatore con carrier-frequency di 600 Hz per gestire tutte le attività di misura con strain gages in connessione tra di loro tramite un quarto, mezzo o intero ponte di Wheatstone.

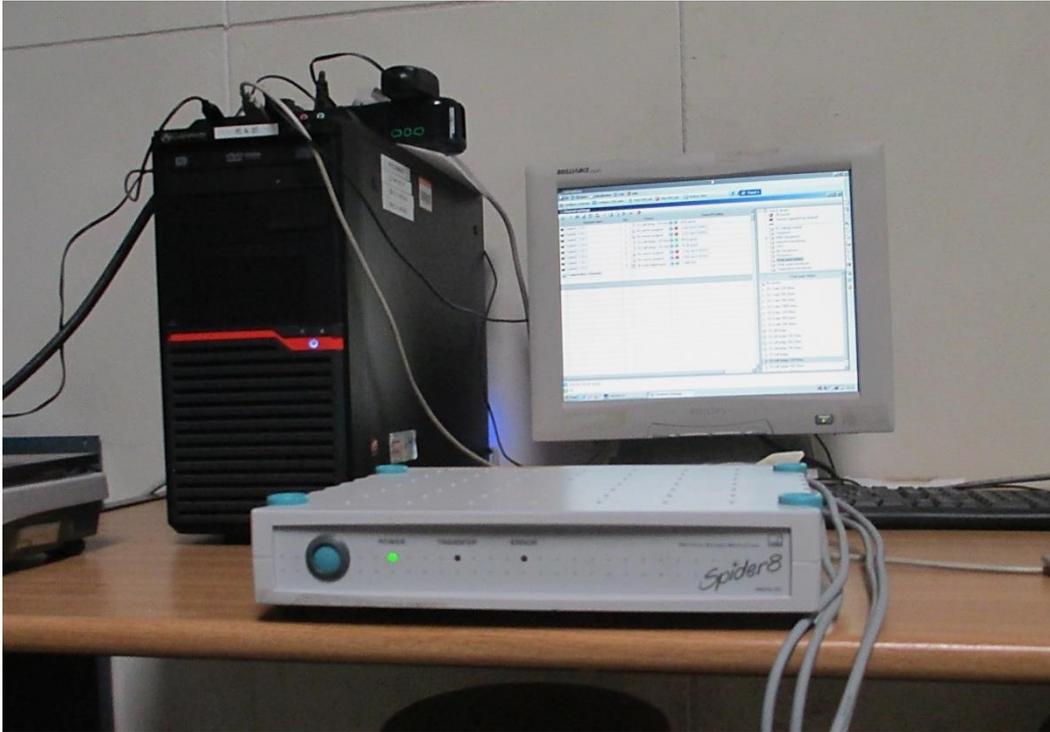


Figura 3.13- Immagine frontale centralina Spider 8.30

La Spider 8.30 è collegata alla rete elettrica tramite alimentatore, al PC tramite porta USB (output) e agli estensimetri tramite canali della centralina (input), tutte queste porte si trovano sul retro della centralina (Figura 3.14). La centralina possiede in tutto 8 canali, numerati da 0 a 7, e i trasduttori utilizzati nel seguente studio sono collegati a CH0, CH1, CH4 e CH5. Ogni canale possiede un suo A/D converter che riesce a misurare campioni da 1/s a 9600/s e tutti i canali sono sincronizzati tra di loro per assicurare misurazioni simultanee.

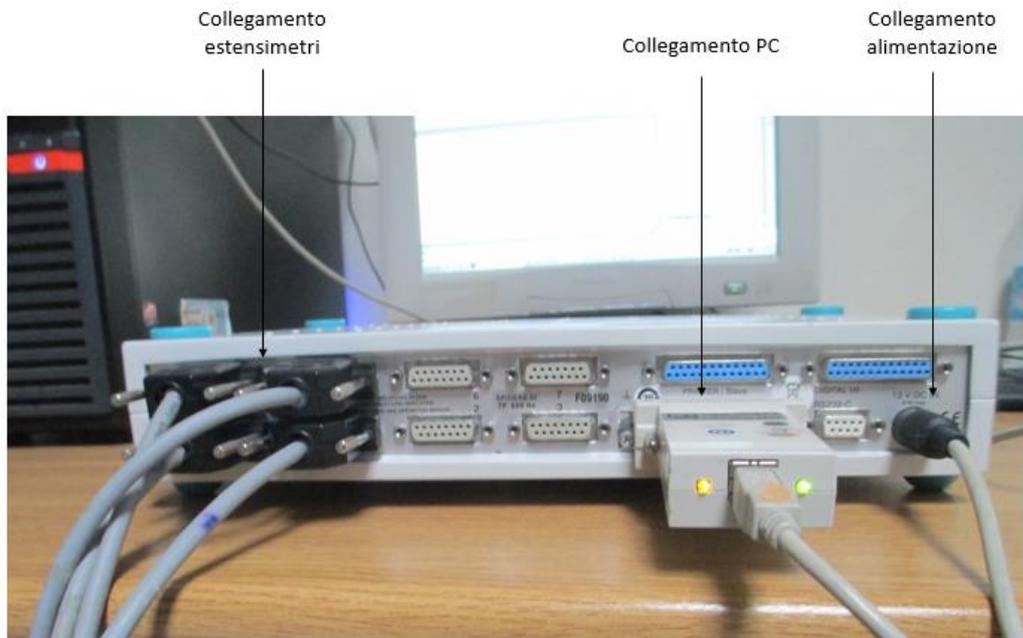


Figura 3.14- Vista posteriore della centralina con porte di input e di output

3.3.3 Software Catman Easy®

Il software di acquisizione dati utilizzato è Catman® Easy distribuito dall'azienda HBM. Catman Easy è una piattaforma flessibile per poter catturare, visualizzare, analizzare e documentare i dati di misurazione. I dati registrati è possibile archivarli in vari formati, come ASCII o Excel. Attraverso questo software è possibile selezionare i canali, comandare ai A/D converter di procedere con la conversione, acquisire e immagazzinare il segnale in memoria. Inoltre, è possibile impostare fattori come gage factor e bridge factor, la frequenza di campionamento e ovviamente selezionare il tipo di trasduttore e, nel caso degli strain gages, impostare il ponte di Wheatstone.

Quando gli estensimetri sono collegati alla centralina e la centralina al PC, Catman Easy rileva la presenza di Spider 8.30 e mostra tutti suoi canali, differenziando i canali collegati ai sensori attraverso un simbolo verde con la scritta "OK", dai canali non collegati, simbolo rosso con scritta "OV". Il primo step è configurare i canali, ovvero indicare a Catman Easy per ogni canale che tipo di sensore bisogna analizzare, nel seguente elaborato vengono usati dei Strain gage bridges, e in seguito precisare le caratteristiche del sensore collegato al canale (Figura 3.15).

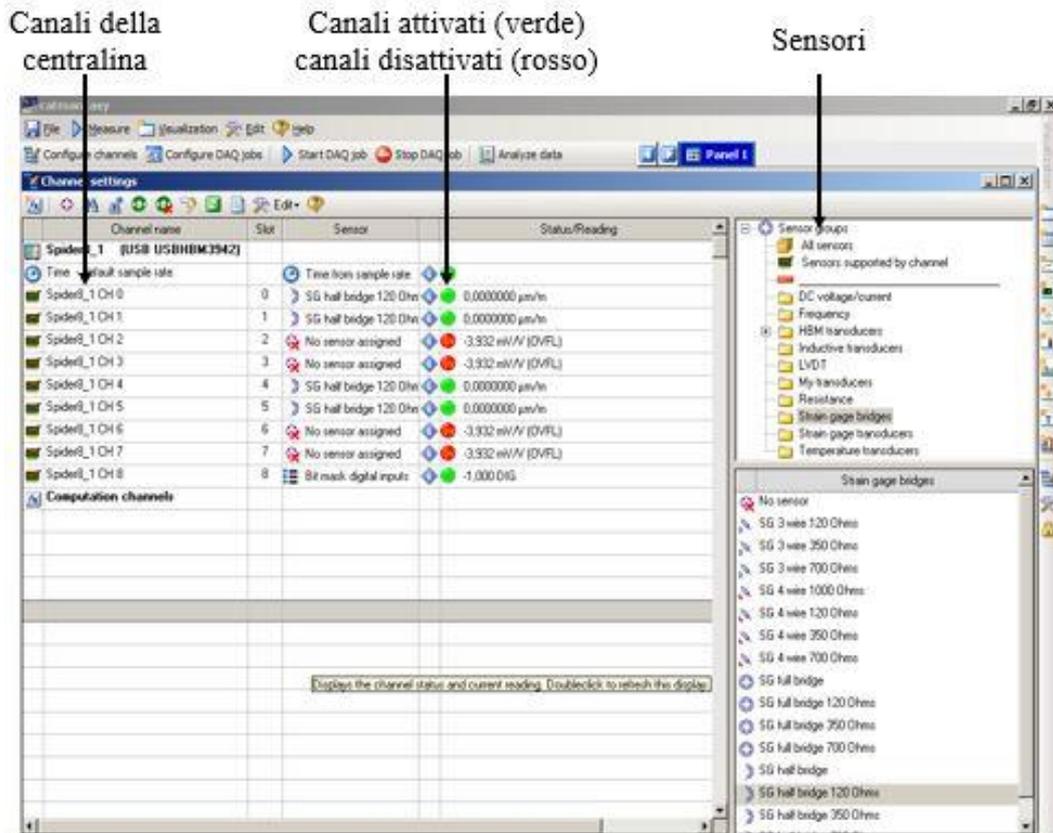


Figura 3.15- Schermata Catman Easy per la configurazione dei canali

Configurati i canali, si procede con la configurazione del DAQ (Figura 3.16) dove si imposta:

- la frequenza di campionamento;
- DAQ start e DAQ stop, ovvero quando e come avviare e interrompere la registrazione dei dati rispettivamente;
- Data storage, i dati vengono registrati e archiviati in formato Excel, specificando anche il percorso di salvataggio.

Si può procedere con l'acquisizione dei dati. Durante l'acquisizione è possibile osservare i dati, il software dispone di diverse modalità di visualizzazione come ad esempio tabelle e grafici. Al termine della registrazione è possibile salvare i dati ricavati.

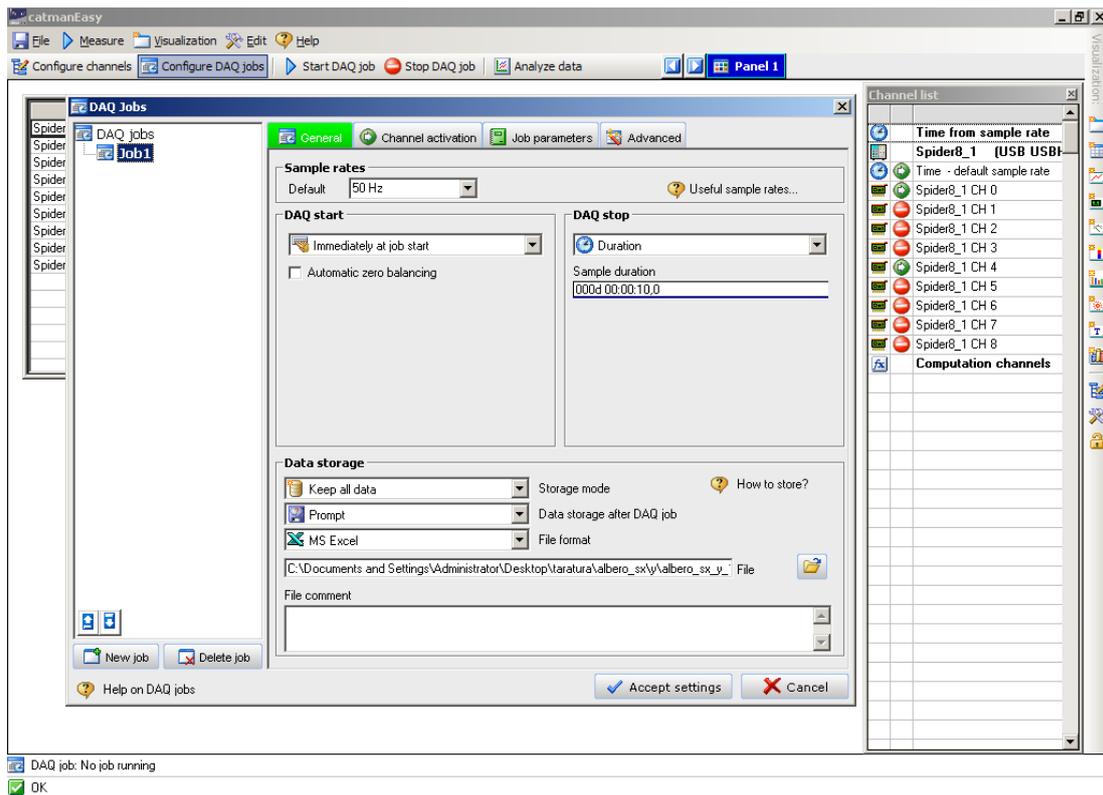


Figura 3.16- Schermata Catman Easy per la configurazione del DAQ

3.3.4 Taratura statica estensimetri

La taratura di un sistema di misura è un processo durante il quale vengono realizzate una serie di misure di una certa variabile, che viene confrontata con dei valori conosciuti per determinare le caratteristiche metrologiche del sistema. I valori conosciuti sono degli standard che si trovano in commercio che forniscono un riferimento rispetto alla grandezza.

Per misurare le forze esercitate sui due alberi del Krankcycle è necessario realizzare una taratura degli estensimetri prima che vengano eseguite le prove. Gli alberi quando sono sottoposti ad una forza esterna non nota sono soggetti a deformazione, che viene rilevata dagli estensimetri. La relazione tra la forza e la deformazione viene ricavata attraverso la taratura degli estensimetri.

STRUMENTI USATI PER LA TARATURA

Per eseguire correttamente la taratura degli estensimetri sono stati utilizzati:

- 8 estensimetri, con le caratteristiche viste nel capitolo precedente, ogni albero è sensorizzato con 4 estensimetri;

- 1 centralina Spider 8.30 dell'azienda HBM;
- 1 PC con Matlab e Catman Easy;
- 4 cavi di collegamento tra estensimetri e DAQ.

Inoltre, per il sistema di pesatura sono stati utilizzati:

- 1 bilancia digitale;
- 2 grilli dal peso di 0,1 kg;
- 1 piattello dal peso di 1 kg;
- 1 asta dal peso di 0,44 kg;
- 1 peso in acciaio di 0,35 kg;
- 12 pesi in acciaio di 0,5 kg;
- 5 pesi in acciaio di 1 kg;
- 3 pesi in acciaio di 5 kg.

PROCEDURA SPERIMENTALE

Prima di procedere è stato necessario smontare l'impugnatura a forma di ogiva dall'albero del Krankcycle, in modo da sfruttare lo spallamento e inserire la fascetta in plastica, collegata all'estremità dell'asta (Figura 3.17). In seguito, i 4 cavi di collegamento sono saldati agli estensimetri ad un'estremità e all'estremità opposta sono collegati ai 4 canali d'ingresso della centralina e la centralina a sua volta è collegata al PC tramite la porta USB. Una volta collegati tutti gli strumenti correttamente viene avviato sul PC il software Catman Easy.

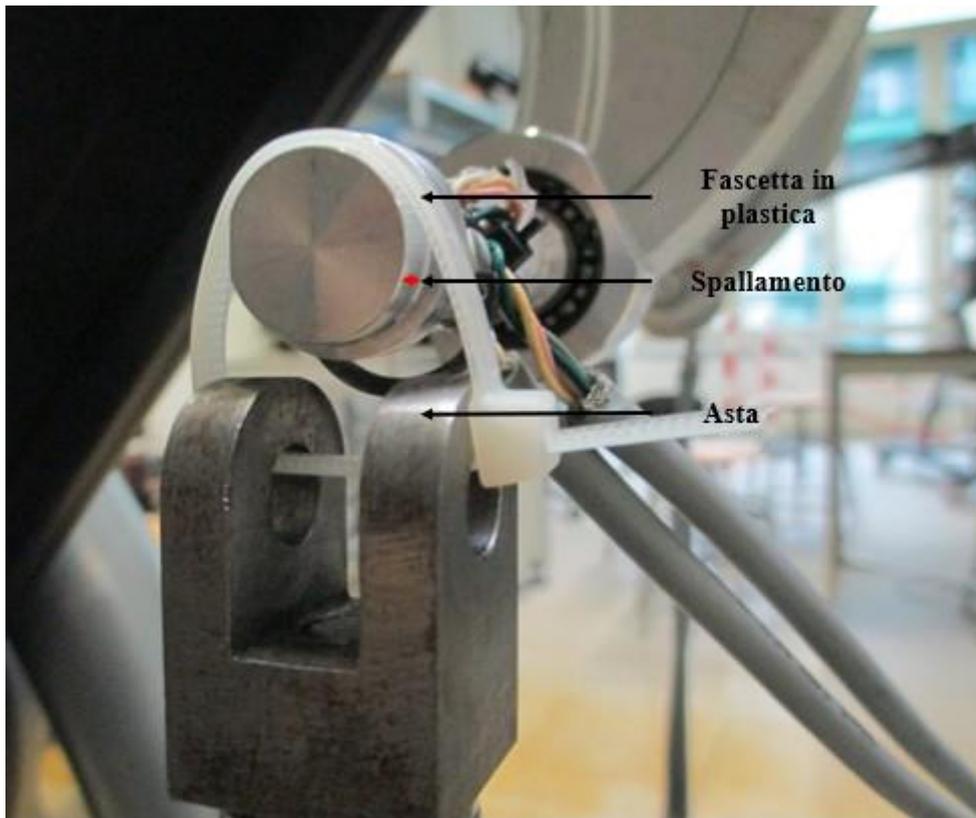


Figura 3.17- Spallamento (in rosso) albero sinistro sul quale viene appoggiata la fascetta in plastica dell'estremità dell'asta

Successivamente, tutti i pesi utilizzati, sono pesati con una bilancia digitale e numerati in modo che, durante il processo, venga utilizzata sempre la stessa sequenza (Figura 3.18, Figura 3.19). Un accorgimento prima di procedere con la pesatura è di inserire il freno che agisce sul volano del Krankcycle per bloccare, la rotazione delle manovelle ed evitare di avere dei movimenti indesiderati durante il processo.



Figura 3.18- Bilancia digitale per pesatura



Figura 3.19-Grilli numerati 1 e 2, asta, piattello e pesi numerati da 3 a 21

La sequenza è stata scelta in modo da avere più valori nella zona di inizio carico e nella zona di fine (massimo carico). Il processo di taratura statica è standardizzato: i pesi vengono applicati incrementando il loro valore dal limite inferiore a quello

superiore (carico) e poi decrementando il valore dei pesi fino al limite inferiore (scarico). Questo processo viene ripetuto più volte (cicli). Ogni qualvolta viene applicato (o rimosso) un carico viene acquisito il valore di deformazione.

La calibrazione è stata eseguita per entrambi gli alberi, sinistro e destro, e lungo l'asse x e l'asse y, per 2 cicli. La sinistra e la destra del Krankcycle è stata determinata osservando lo strumento dalla sua vista posteriore come si può vedere in Figura 3.20.

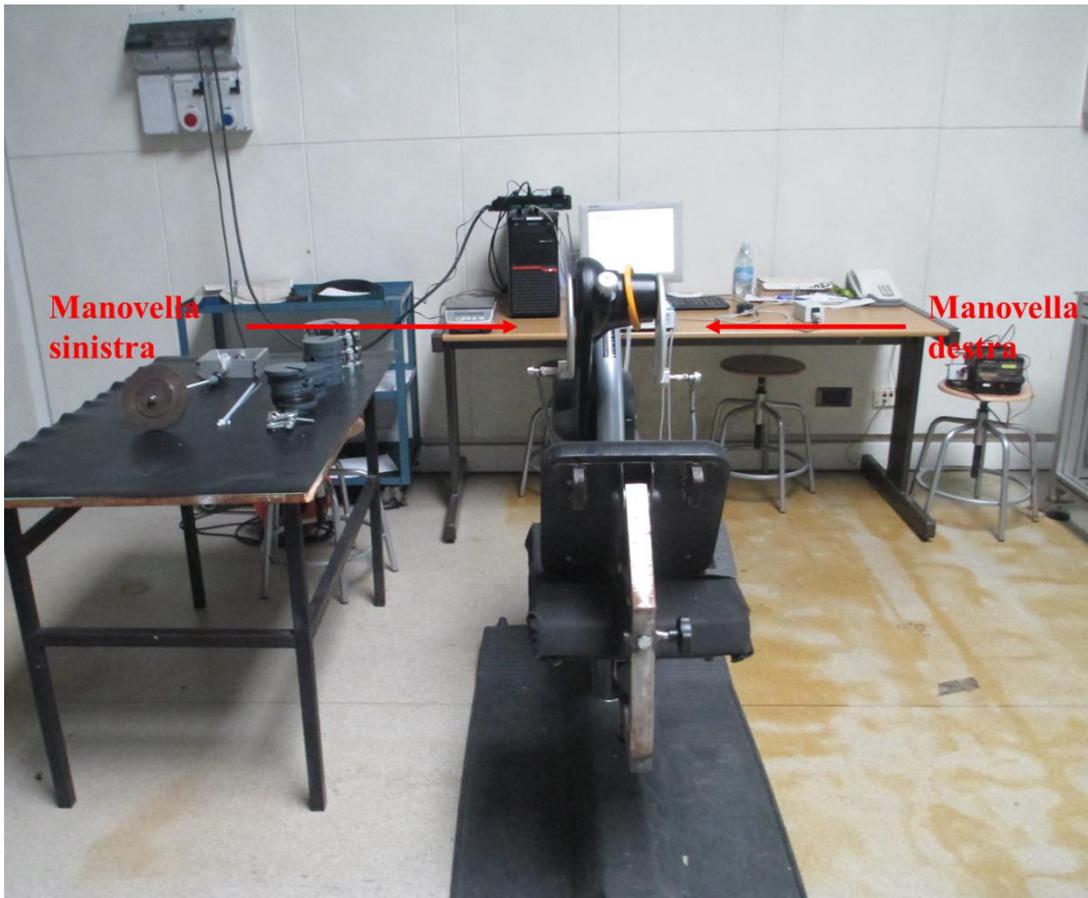


Figura 3.20- Vista posteriore del laboratorio con indicati la manovella destra e sinistra

La sequenza dei pesi nella fase di carico inizia applicando un primo grillo, poi si è inserito il secondo grillo (unito al primo con un filo di dyneema). Successivamente si rimuovono entrambi i grilli (senza registrare) e si applica la sola asta, all'asta vengono legati poi entrambi i grilli e nella fase successiva anche il peso di 0,35 kg; dall'asta vengono rimossi i grilli insieme al peso (senza registrare) e la registrazione prosegue quando viene avvitato il piattello all'asta. Da questo momento vengono inseriti i pesi uno alla volta, prima vengono posti 9 pesi da 0,5 kg, successivamente 3 pesi da 5 kg,

poi 5 pesi da 1 kg e infine 3 pesi da 0,5 kg (Figura 3.21). La massa finale applicata agli alberi è pari a 26,95 kg, ovvero 264,38 N.

In letteratura la forza massima registrata tramite trasduttore di forza raggiunge in condizioni stazionarie un valore massimo pari a $33,8 \pm 4,5$ N (Arnet, et al., 2012). Inoltre, tramite le grandezze fornite in letteratura è possibile calcolare le forze massime scambiate tra soggetto e manovella per esercizi allo stato stazionario (Goosey-Tolfrey, et al., 2008) e per maximal handcycling (Krämer, et al.):

- 1) Nello studio condotto in condizioni stazionarie si conoscono le due cadenze con cui si realizza l'esercizio $\omega_1 = 70$ rpm e $\omega_2 = 85$ rpm e la potenza $P = 90$ W da cui è possibile ricavare la coppia:

$$C_1 = \frac{P}{v_1} = \frac{P}{\frac{2\pi}{60} \cdot \omega_1} = 12,28 \text{ N} \cdot \text{m}$$

$$C_2 = \frac{P}{v_2} = \frac{P}{\frac{2\pi}{60} \cdot \omega_2} = 10,11 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Noto anche crank length $r = 0,18$, viene calcolata infine la forza

$$C = 2 \cdot F \cdot r$$

$$F_1 = \frac{C_1}{2r} = 34,11 \text{ N}$$

$$F_2 = \frac{C_2}{2r} = 22,97 \text{ N}$$

- 2) Per le condizioni di maximal handcycling la potenza massima registrata $P_{\max} = 873 \pm 293$ W e la cadenza massima registrata $\omega_{\max} = 106,8 \pm 15,8$ rpm, per cui la potenza massima

$$C_{\max} = \frac{P_{\max}}{\frac{2\pi}{60} \cdot \omega} = 78,05 \pm 26,2 \text{ N} \cdot \text{m}$$

con $r = 0,19$ m si ricava la forza massima

$$F_{\max} = \frac{C_{\max}}{2r} = 205,4 \pm 68,95 \text{ N}$$

Quest'ultimo valore di forza è raggiunto raramente, solo in caso di sprint finale, da soggetti normodotati, per questo motivo il fondo scala stabilito pari a 264,38 N risulta sufficiente per le prove che dovranno essere eseguite in questo studio.

La fase di scarico viene realizzata tirando via un peso alla volta dal piattello, inizia con l'ultimo peso di 0,5 kg applicato durante la fase di carico e termina quando viene

rimosso il primo grillo. In Tabella 3.3 è possibile osservare come varia la massa sull'albero ogni qualvolta viene inserito (o rimosso) un nuovo peso. La registrazione ha una frequenza di campionamento di 50 Hz e, per ogni carico inserito, ha una durata di 10 s.

In ordine sono stati tarati:

1. albero destro asse y;
2. albero destro asse x;
3. albero sinistro asse y;
4. albero sinistro asse x.



Figura 3.21-Albero destro con tutti pesi applicati

Masse (kg)	Nome	Pesi aggiunti
0	zero	+ grillo1
0,1	grillo 1	+ grillo 2
0,25	grilli 1e2	asta
0,45	asta	+ grilli 1e2
0,7	asta+grilli	+ peso lab
1,05	asta+grilli+pesolab	asta, piattello
1,45	asta+piattello	+ peso 0,5kg
1,95	peso 3	+ peso 0,5kg
2,45	peso 4	+ peso 0,5kg
2,95	peso 5	+ peso 0,5kg
3,45	peso 6	+ peso 0,5kg
3,95	peso 7	+ peso 0,5kg
4,45	peso 8	+ peso 0,5kg
4,95	peso 9	+ peso 0,5kg
5,45	peso 10	+ peso 0,5kg
10,45	peso 11	+ peso 5kg
15,45	peso 12	+ peso 5kg
20,45	peso 13	+ peso 5kg
21,45	peso 14	+ peso 1kg
22,45	peso 15	+ peso 1kg
23,45	peso 16	+ peso 1kg
24,45	peso 17	+ peso 1kg
25,45	peso 18	+ peso 1kg
25,95	peso 19	+ peso 0,5kg
26,45	peso 20	+ peso 0,5kg
26,95	peso 21	+ peso 0,5kg

Tabella 3.3 Massa complessiva sull'albero per ogni peso aggiunto

Per la registrazione delle deformazioni a cui è sottoposto l'albero viene usato il software Catman Easy. Per la taratura è necessario creare un nuovo progetto.

L'interfaccia mostra che la centralina Spider 8.30 è rilevata correttamente e che i canali attivi sono 4:

- CH 0: rileva le deformazioni dell'albero destro sul piano y-z;
- CH 4: rileva le deformazioni dell'albero destro sul piano x-z;
- CH 5: rileva le deformazioni dell'albero sinistro sul piano y-z;
- CH 1: rileva le deformazioni dell'albero sinistro sul piano x-z.

Bisogna configurare ogni canale, ovvero specificare che tipo di sensore è collegato ad esso (Figura 3.22) e le sue caratteristiche, come il valore di "Bridge factor" e "Gage factor": il primo ha valore pari a 2 per tutti i canali, mentre il secondo ha valore pari a 1,73 per gli estensimetri sull'albero destro (CH 0 e CH 4) e pari a 1,7 per gli estensimetri sull'albero sinistro (CH1 e CH5).

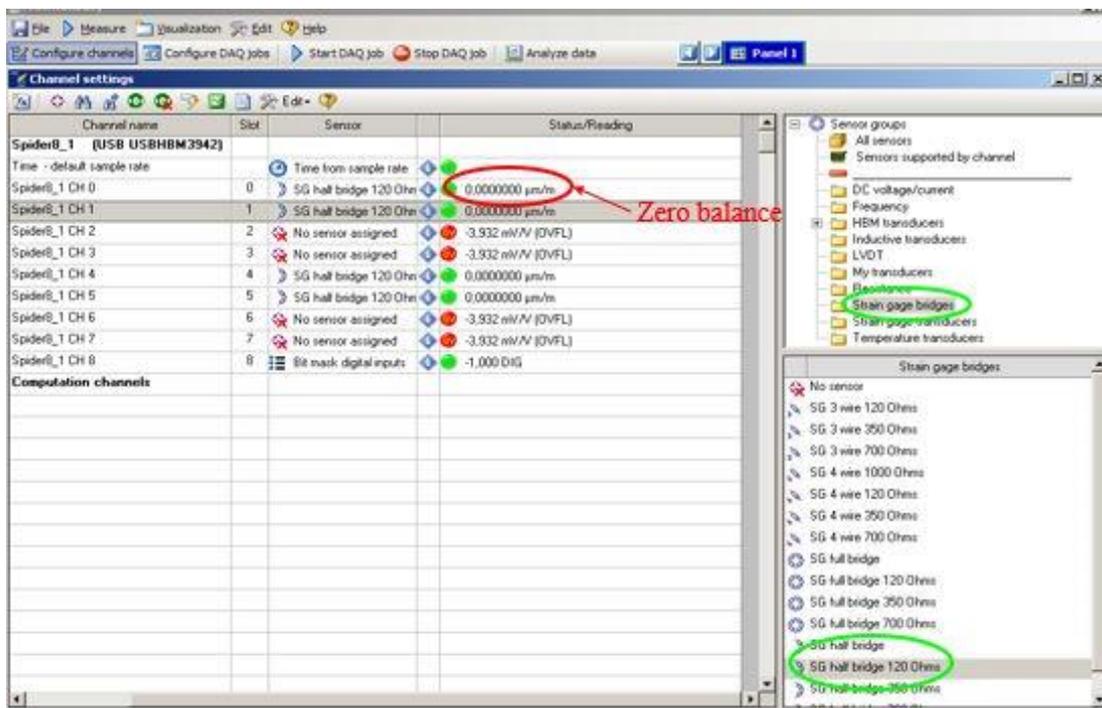


Figura 3.22- Interfaccia Catman Easy: configurazione dei canali

Il passo successivo consiste nel configurare DAQ (Figura 3.23):

- frequenza di campionamento pari a 50 Hz;
- DAQ start quando viene premuto "Start DAQ jobs" e DAQ stop si imposta una durata di 10 s;
- Data storage, si è scelto di archiviare i dati sperimentali in formato Excel

Prima di procedere con la registrazione è importante che i valori rilevati siano posti pari a zero, zero balance (in rosso Figura 3.22). Lo zero balance deve essere impostato ogni volta che si intende procedere con una nuova taratura. Quando viene applicato il carico si clicca su “Start DAQ job” e inizia la registrazione che si interrompe automaticamente dopo 10 s. Per ogni peso vengono registrati 500 campioni, di cui si calcola successivamente la media e deviazione standard.

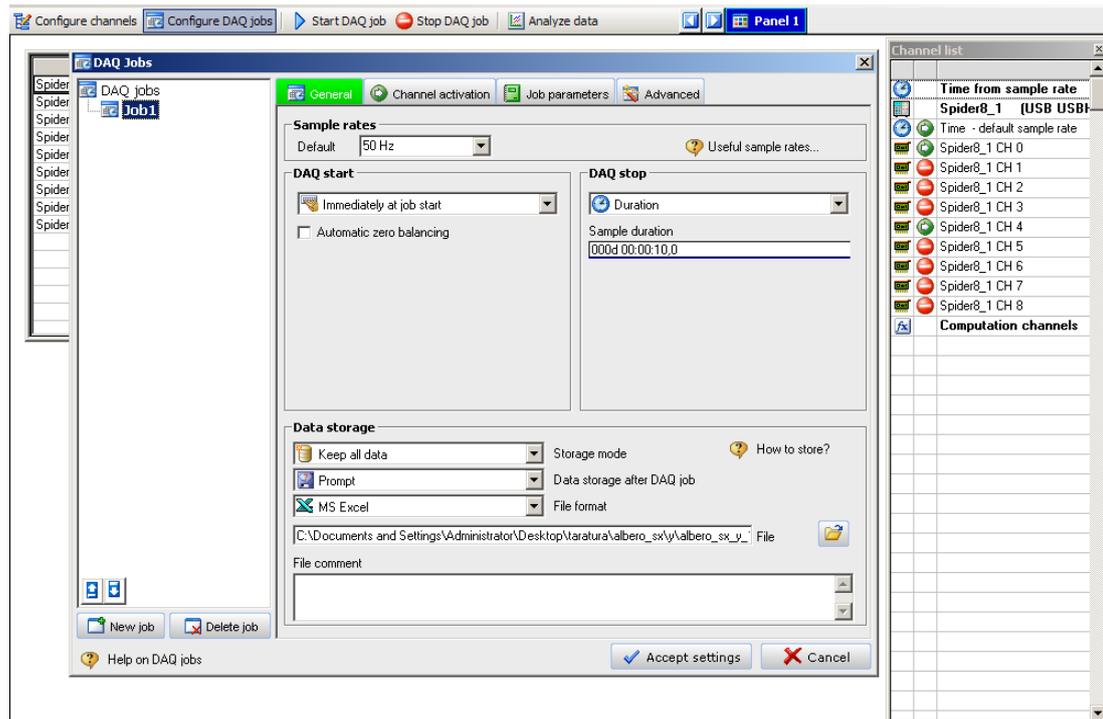


Figura 3.23- Interfaccia Catman Easy: configurazione del DAQ

RISULTATI

Le rette di calibrazione e le relative equazioni sono state calcolate tramite degli algoritmi Matlab. Come già descritto precedentemente, ogni qualvolta che viene aggiunto un peso si registra la deformazione per 10 s con una frequenza di campionamento $f_c = 50$ Hz, dunque il primo passo è mediare i 500 campioni e calcolarne la deviazione standard. Per ricavare la retta di taratura e la relativa equazione che determina la relazione forza-deformazione si adotta un procedimento standard:

1. Calcolare per il primo ciclo i valori medi di deformazione tra carico-scarico;
2. Calcolare per il secondo ciclo i valori medi di deformazione tra carico-scarico;

3. Calcolare i valori medi di deformazione tra primo-secondo ciclo, cioè mediare i valori ricavati in 1 e 2.

In laboratorio si sono realizzati i 2 cicli di carico-scarico prima per l'albero destro, lungo l'asse y e poi lungo l'asse x, in seguito per l'albero sinistro, lungo l'asse y e dopo lungo l'asse x. Per la taratura lungo l'asse y la spianatura dell'albero è rivolta verso l'alto (Figura 3.24), per passare a quella lungo l'asse x l'albero è girato di 90° in senso antiorario (Figura 3.25).

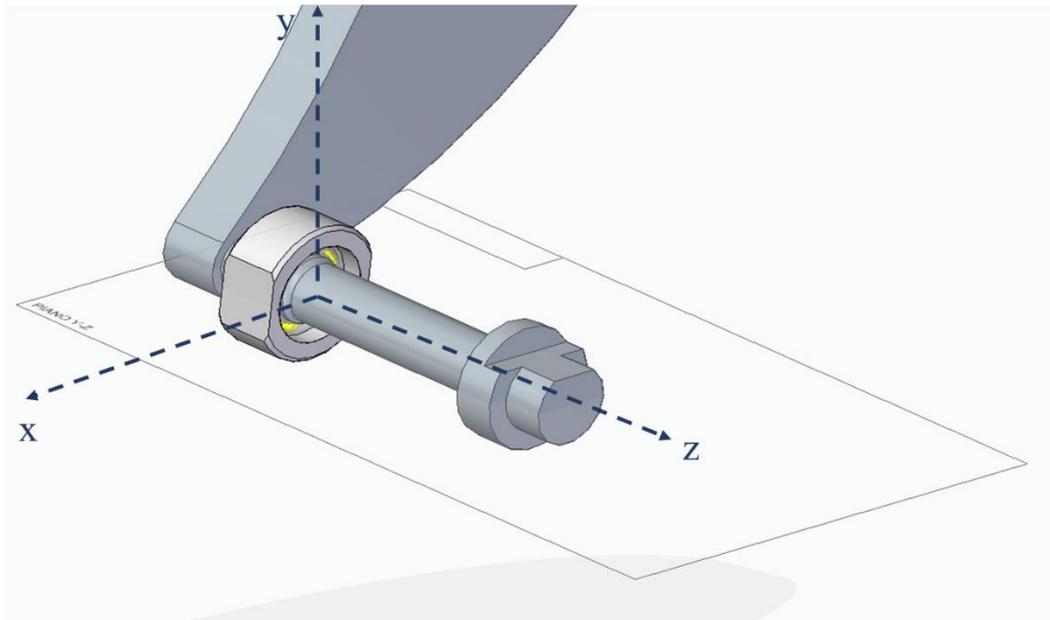


Figura 3.24- Configurazione albero per taratura lungo asse y

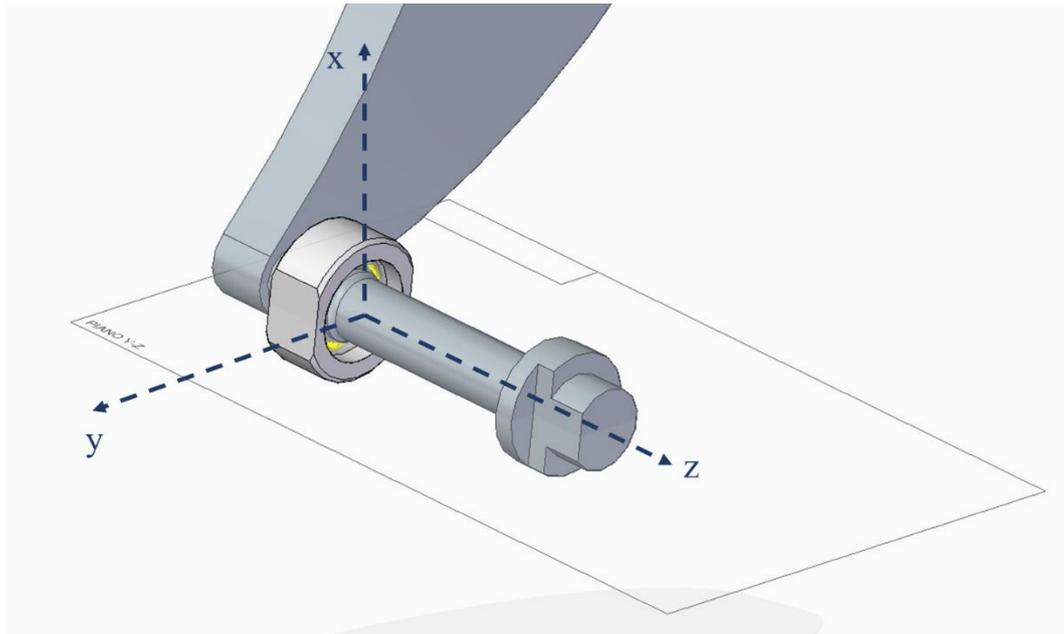


Figura 3.25- Configurazione albero per taratura lungo asse x

Albero destro – Asse y

In Figura 3.24 è possibile vedere come è posizionato l'albero durante il processo di taratura lungo l'asse y: spianatura orizzontale, parallela al pavimento, e il sistema di riferimento. L'asse y corrisponde alla direzione su/giù durante la rotazione.

Nelle tabelle sono riportati i valori di deformazione (mediati su 500 campioni), espressa in $\mu\text{m}/\text{m}$, rilevati dai canali CH0 e CH4, per ogni peso/carico applicato all'albero: in Tabella 3.4 i valori sono relativi al primo ciclo di carico, mentre in Tabella 3.5 i valori sono relativi al primo ciclo di scarico. Si osserva che le deformazioni registrate dal canale CH0 sono molto piccole e variano molto poco tra un carico e quello successivo, questo perché CH0 è collegato agli estensimetri che rilevano il segnale di deformazione nel piano y-z, piano neutro, che è perpendicolare al piano x-z. Inoltre, viene inoltre il grafico relativo alle deviazioni standard per osservare le fluttuazioni che i valori di deformazione assumono nei 10 s di registrazione per ogni livello di carico. In Figura 3.26 (carico) e Figura 3.27 (scarico) si può notare che i valori ottenuti sono bassi, ciò significa che le oscillazioni sono minime, dunque la taratura può essere considerata statica.

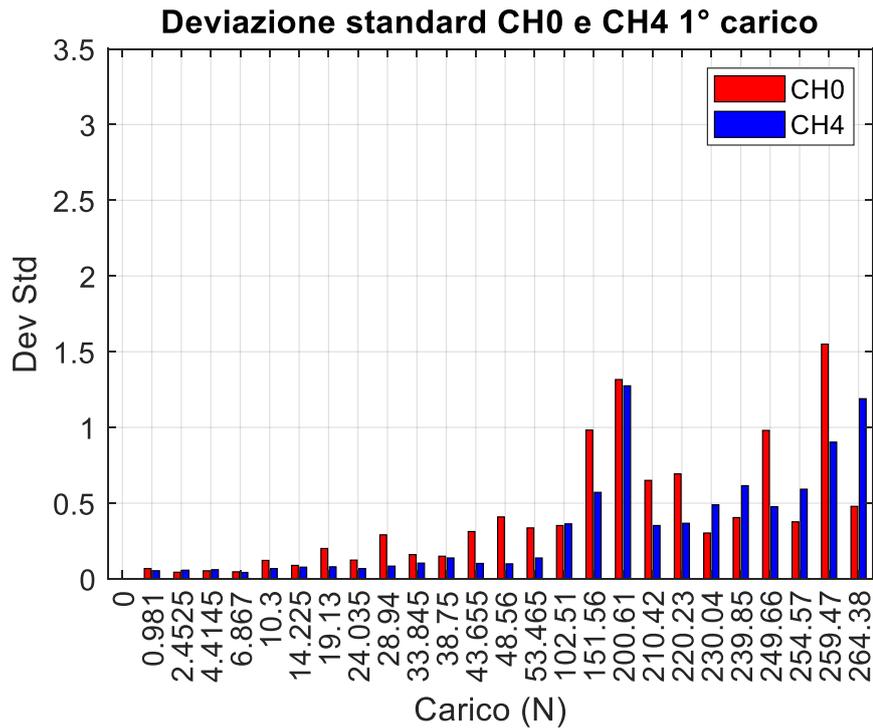


Figura 3.26- Deviazione Standard delle deformazioni nel 1° ciclo di carico per CH0 (rosso) e CH4 (blu)

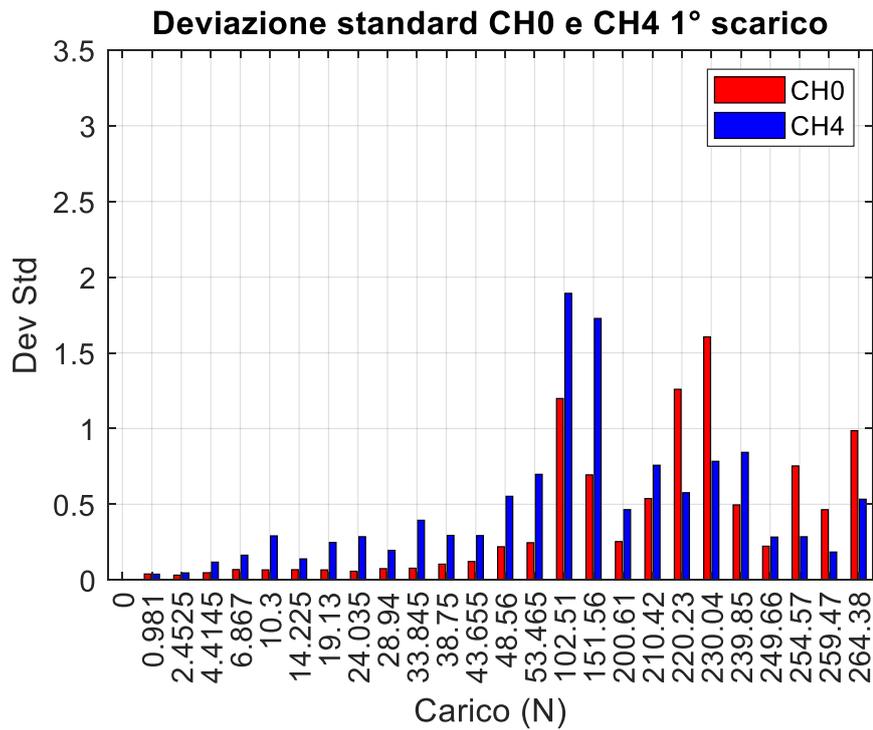


Figura 3.27- Deviazione Standard delle deformazioni nel 1° ciclo di scarico per CH0 (rosso) e CH4 (blu)

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_0	CH_4
0	0,000	0,000	0,000
0,1	0,981	0,335	7,791
0,25	2,453	0,152	16,674
0,45	4,415	1,784	32,184
0,7	6,867	3,041	48,959
1,05	10,301	7,458	73,857
1,45	14,225	10,028	103,862
1,95	19,130	15,150	139,265
2,45	24,035	20,301	174,632
2,95	28,940	24,901	209,962
3,45	33,845	29,144	245,203
3,95	38,750	32,862	280,103
4,45	43,655	37,023	315,405
4,95	48,560	41,069	350,717
5,45	53,465	45,258	386,190
10,45	102,515	89,874	739,836
15,45	151,565	115,629	1115,336
20,45	200,615	155,695	1477,635
21,45	210,425	163,601	1549,393
22,45	220,235	172,157	1621,227
23,45	230,045	180,536	1693,038
24,45	239,855	190,040	1764,527
25,45	249,665	200,282	1835,803
25,95	254,570	202,081	1868,854
26,45	259,475	205,417	1905,047
26,95	264,380	208,864	1941,680

Tabella 3.4- Massa e carico applicati e relative deformazioni registrate durante la fase di carico del 1° ciclo

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione (µm/m)	
		CH_0	CH_4
26,95	264,380	207,369	1940,263
26,45	259,475	202,895	1902,748
25,95	254,570	198,813	1866,340
25,45	249,665	194,830	1829,347
24,45	239,855	187,590	1756,944
23,45	230,045	178,940	1684,447
22,45	220,235	171,819	1612,156
21,45	210,425	164,545	1539,753
20,45	200,615	157,120	1467,383
15,45	151,565	119,144	1105,168
10,45	102,515	79,813	742,509
5,45	53,465	38,142	379,616
4,95	48,560	33,628	345,119
4,45	43,655	29,559	309,703
3,95	38,750	25,504	274,825
3,45	33,845	21,601	239,058
2,95	28,940	17,911	203,065
2,45	24,035	14,446	167,625
1,95	19,130	11,342	131,907
1,45	14,225	7,963	96,807
1,05	10,301	5,568	69,127
0,7	6,867	3,251	43,761
0,45	4,415	1,928	27,175
0,25	2,453	-0,974	10,813
0,1	0,981	-0,151	2,076
0	0,000	0,000	0,000

Tabella 3.5 Massa e carico applicati e relative deformazioni registrate durante la fase di scarico del 1° ciclo

Successivamente, per il primo ciclo e per i due canali si è calcolata la media tra il valore di deformazione nella fase di carico e quello nella fase di scarico, di cui si riportano i valori in Tabella 3.6.

Tramite Matlab è possibile ricavare la retta che meglio interpola tutti questi valori (fit curve) e l'equazione associata (Figura 3.28). Le equazioni delle rette che caratterizzano i due canali sono:

$$y_{CH0} = 0,79x - 1,32 \quad 4.1$$

$$y_{CH4} = 7,36x - 5,62 \quad 4.2$$

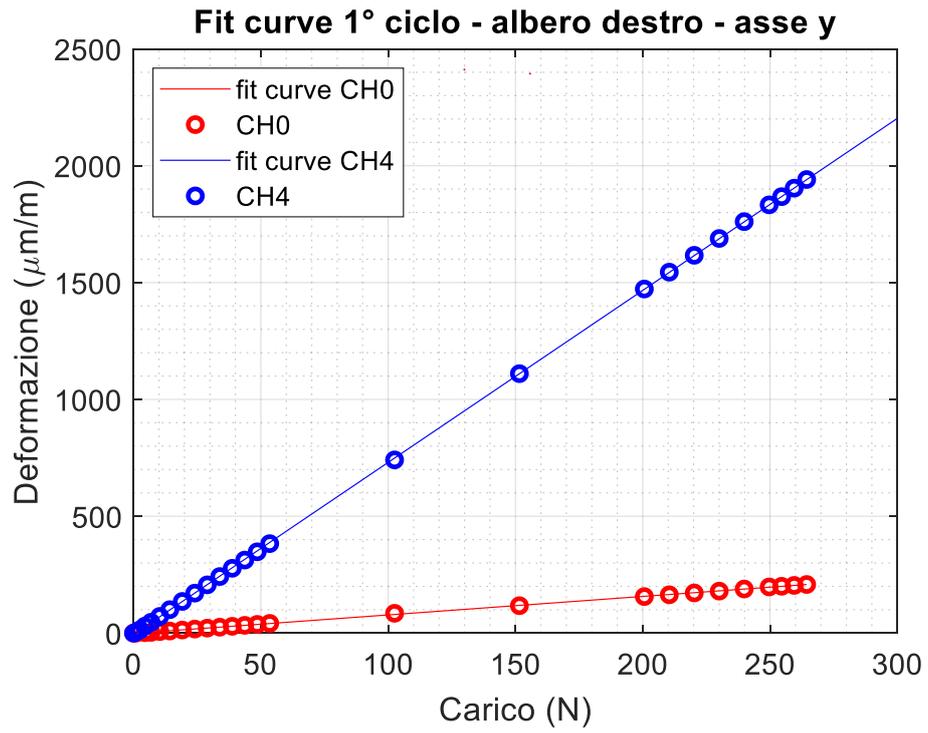


Figura 3.28- Fit curve dell'albero destro lungo l'asse y per CH0 (rosso) e per CH4 (blu) nel 1° ciclo

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_0	CH_4
0	0	0	0
0,1	0,981	0,092	4,934
0,25	2,453	-0,411	13,743
0,45	4,415	1,856	29,679
0,7	6,867	3,146	46,36
1,05	10,301	6,513	71,492
1,45	14,225	8,995	100,335
1,95	19,13	13,246	135,586
2,45	24,035	17,373	171,128
2,95	28,94	21,406	206,513
3,45	33,845	25,373	242,131
3,95	38,75	29,183	277,464
4,45	43,655	33,291	312,554
4,95	48,56	37,348	347,918
5,45	53,465	41,7	382,903
10,45	102,515	84,844	741,173
15,45	151,565	117,386	1110,252
20,45	200,615	156,407	1472,509
21,45	210,425	164,073	1544,573
22,45	220,235	171,988	1616,692
23,45	230,045	179,738	1688,742
24,45	239,855	188,815	1760,735
25,45	249,665	197,556	1832,575
25,95	254,57	200,447	1867,597
26,45	259,475	204,156	1903,897
26,95	264,38	208,116	1940,972

Tabella 3.6-Valori medi tra i valori di carico e scarico del 1° ciclo

Lo stesso procedimento viene adottato per il secondo ciclo di carico-scarico. In Tabella 3.7 e Tabella 3.8 vengono riportati i valori di deformazione, mentre in Figura 3.29 e Figura 3.30 è rappresentata la deviazione standard per la fase di carico e scarico rispettivamente.

Massa (kg)	Carichi (kg)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_0	CH_4
0	0,000	0,000	0,000
0,1	0,981	-0,048	2,383
0,25	2,453	-0,974	10,813
0,45	4,415	1,928	27,175
0,7	6,867	3,251	43,761
1,05	10,301	5,568	69,127
1,45	14,225	7,963	96,807
1,95	19,130	11,342	131,907
2,45	24,035	14,446	167,625
2,95	28,940	17,911	203,065
3,45	33,845	21,601	239,058
3,95	38,750	25,504	274,825
4,45	43,655	29,559	309,703
4,95	48,560	33,628	345,119
5,45	53,465	38,142	379,616
10,45	102,515	79,813	742,509
15,45	151,565	119,144	1105,168
20,45	200,615	157,120	1467,383
21,45	210,425	164,545	1539,753
22,45	220,235	171,819	1612,156
23,45	230,045	178,940	1684,447
24,45	239,855	187,590	1756,944
25,45	249,665	194,830	1829,347
25,95	254,570	198,813	1866,340
26,45	259,475	202,895	1902,748
26,95	264,380	207,369	1940,263

Tabella 3.7- Massa e carico applicati e relative deformazioni registrate durante la fase di carico del 2° ciclo

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_0	CH_4
26,95	264,380	-124,583	1918,607
26,45	259,475	-121,868	1881,825
25,95	254,570	-119,247	1845,766
25,45	249,665	-116,616	1809,208
24,45	239,855	-111,454	1737,178
23,45	230,045	-106,622	1665,161
22,45	220,235	-101,765	1593,585
21,45	210,425	-97,945	1521,854
20,45	200,615	-92,986	1450,267
15,45	151,565	-70,148	1091,170
10,45	102,515	-45,397	731,921
5,45	53,465	-19,868	373,746
4,95	48,560	-17,661	339,994
4,45	43,655	-15,448	305,168
3,95	38,750	-13,179	269,954
3,45	33,845	-11,364	235,317
2,95	28,940	-9,317	199,963
2,45	24,035	-7,509	164,471
1,95	19,130	-6,535	129,978
1,45	14,225	-4,598	93,940
1,05	10,301	-2,540	65,014
0,7	6,867	-0,732	40,024
0,45	4,415	1,331	23,572
0,25	2,453	1,299	7,572
0,1	0,981	0,869	-1,371
0	0,000	0,012	-9,286

Tabella 3.8- Massa e carico applicati e relative deformazioni registrate durante la fase di scarico del 2° ciclo

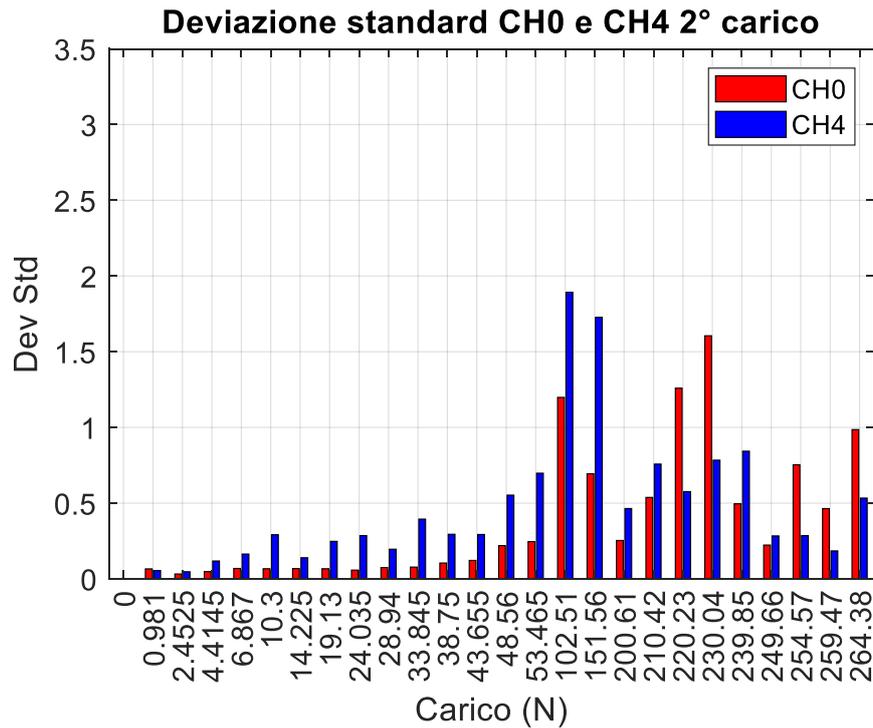


Figura 3.29- Deviazione Standard delle deformazioni nel 2° ciclo di carico per CH0 (rosso) e CH4 (blu)

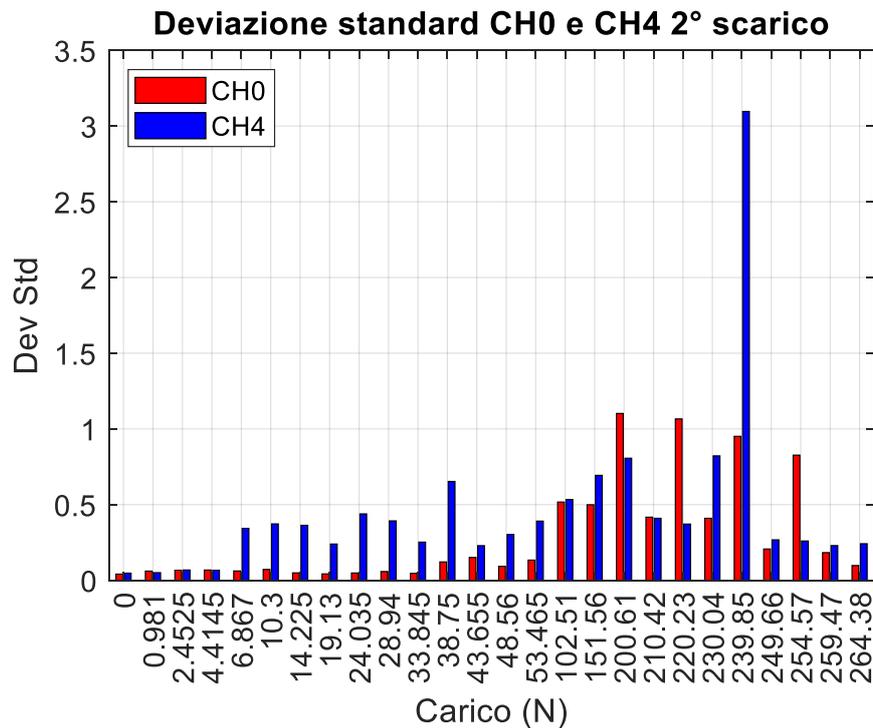


Figura 3.30- Deviazione Standard delle deformazioni nel 2° ciclo di scarico per CH0 (rosso) e CH4 (blu)

Gli stessi calcoli e lo stesso algoritmo sono applicati anche per il secondo ciclo di carico-scarico: in Tabella 3.9 è riportato il valor medio di deformazione tra la fase di

carico e di scarico dei canali CH0 e CH4 e in Figura 3.31 sono rappresentate le rette di taratura, le cui equazioni sono:

$$y_{CH0} = 0,16x + 0,09 \quad (4.3)$$

$$y_{CH4} = 7,32x - 9,71 \quad (4.4)$$

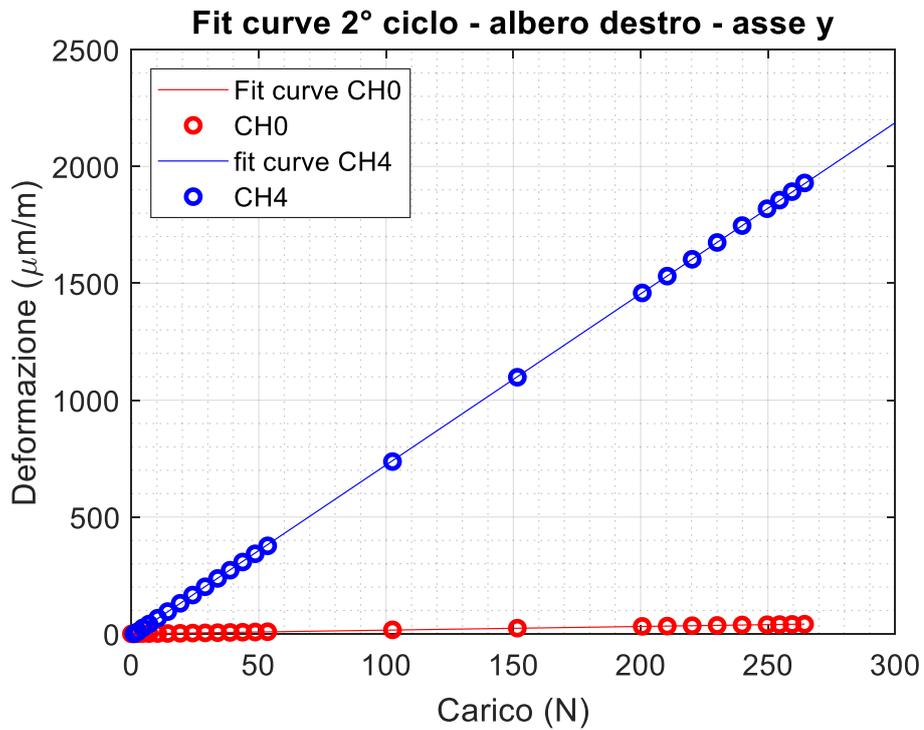


Figura 3.31- Fit curve dell'albero destro lungo l'asse y per CH0 (rosso) e per CH4 (blu) nel 2° ciclo

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_0	CH_4
0	0	0,006	-4,643
0,1	0,981	0,411	0,506
0,25	2,4525	0,162	9,192
0,45	4,4145	1,629	25,373
0,7	6,867	1,259	41,893
1,05	10,3005	1,514	67,070
1,45	14,2245	1,683	95,374
1,95	19,1295	2,404	130,942
2,45	24,0345	3,468	166,048
2,95	28,9395	4,297	201,514
3,45	33,8445	5,118	237,187
3,95	38,7495	6,163	272,390
4,45	43,6545	7,055	307,436
4,95	48,5595	7,984	342,557
5,45	53,4645	9,137	376,681
10,45	102,5145	17,208	737,215
15,45	151,5645	24,498	1098,169
20,45	200,6145	32,067	1458,825
21,45	210,4245	33,300	1530,803
22,45	220,2345	35,027	1602,870
23,45	230,0445	36,159	1674,804
24,45	239,8545	38,068	1747,061
25,45	249,6645	39,107	1819,278
25,95	254,5695	39,783	1856,053
26,45	259,4745	40,514	1892,286
26,95	264,3795	41,393	1929,435

Tabella 3.9- Valori medi tra i valori di carico e scarico del 2° ciclo

Infine, per ricavare l'equazione che esprime la relazione tra la forza e la deformazione, si è calcolata la media tra i valori di deformazione del primo ciclo (Tabella 3.6) e quelli del secondo ciclo (**Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**), i nuovi valori ottenuti (Tabella 3.10) vengono nuovamente interpolati da una retta (Figura 3.32), la cui equazione è:

$$y_{CH0} = 0,474x - 0,615 \quad (4.5)$$

$$y_{CH4} = 7,342 - 7,668 \quad (4.6)$$

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_0	CH_4
0	0,000	0,003	-2,322
0,1	0,981	0,251	2,720
0,25	2,453	-0,124	11,468
0,45	4,415	1,742	27,526
0,7	6,867	2,203	44,126
1,05	10,301	4,013	69,281
1,45	14,225	5,339	97,854
1,95	19,130	7,825	133,264
2,45	24,035	10,421	168,588
2,95	28,940	12,851	204,014
3,45	33,845	15,246	239,659
3,95	38,750	17,673	274,927
4,45	43,655	20,173	309,995
4,95	48,560	22,666	345,237
5,45	53,465	25,419	379,792
10,45	102,515	51,026	739,194
15,45	151,565	70,942	1104,210
20,45	200,615	94,237	1465,667
21,45	210,425	98,687	1537,688
22,45	220,235	103,507	1609,781
23,45	230,045	107,949	1681,773
24,45	239,855	113,442	1753,898
25,45	249,665	118,332	1825,926
25,95	254,570	120,115	1861,825
26,45	259,475	122,335	1898,092
26,95	264,380	124,755	1935,203

Tabella 3.10-Valori medi di deformazione tra il 1° ciclo e 2° ciclo

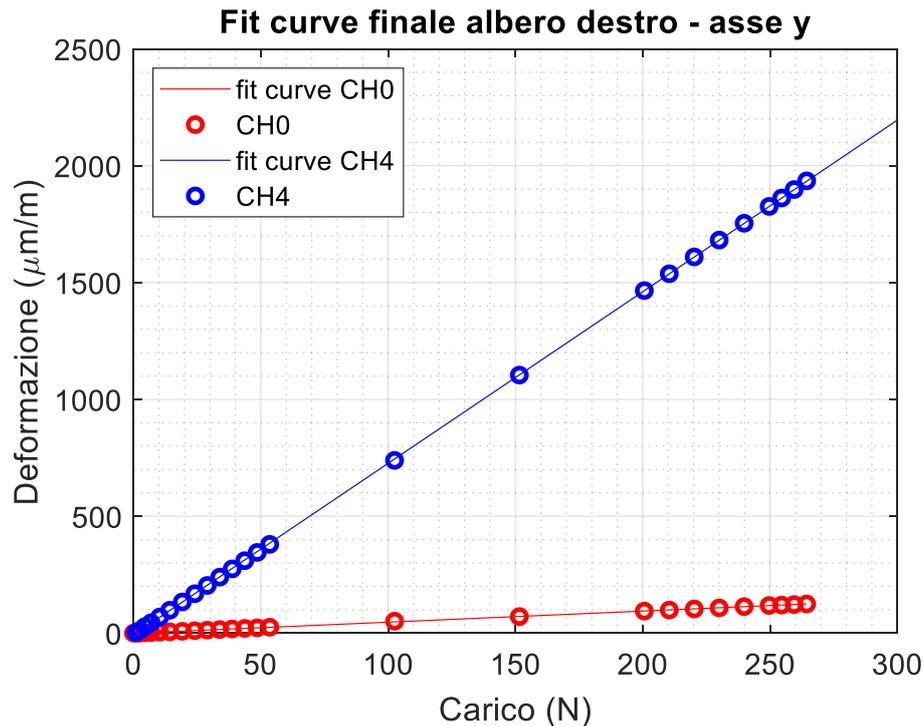


Figura 3.32-Curva di taratura definitiva dell'albero destro lungo asse y per CH0 (rosso) e CH4 (blu)

Si osserva che le deformazioni registrate dal canale CH4 sono molto piccole e variano molto poco tra un carico e quello successivo, questo perché CH4 è collegato agli estensimetri che rilevano il segnale di deformazione nel piano x-z, piano neutro, perpendicolare al piano y-z.

Albero destro - Asse x

Il procedimento per ottenere le equazioni delle rette che meglio interpolano i valori di deformazione al variare del carico lungo l'asse x è uguale a quello visto per l'asse y. Le tabelle e i grafici sono raggruppati nell'appendice. Vengono di seguito riportate le tabelle per i due cicli di carico e scarico (Tabella 3.11, Tabella 3.12), le rette di fitting (Figura 3.33) e le equazioni ad esse associate.

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)			
		1° carico		1° scarico	
		CH_0	CH_4	CH_0	CH_4
0	0	-0,022	-0,082	-4,983	-0,303
0,1	0,981	7,784	0,154	2,776	0,286
0,25	2,453	16,627	2,159	11,519	1,154
0,45	4,415	33,344	4,06	26,945	4,681
0,7	6,867	50,516	0,57	44,125	2,7
1,1	10,301	75,969	1,814	68,747	5,09
1,5	14,225	106,436	-3,944	97,183	-0,059
2	19,13	142,065	-4,587	133,434	0,465
2,5	24,035	177,423	-3,882	169,066	0,848
3	28,94	211,708	-1,124	205,298	1,29
3,5	33,845	248,551	-1,459	241,212	1,958
4	38,75	284,719	-1,251	276,967	2,963
4,5	43,655	320,434	-1,094	312,542	3,934
5	48,56	356,283	-0,775	347,938	4,868
5,5	53,465	390,711	0,368	384,608	6,655
10,5	102,515	752,586	6,167	749,776	18,48
15,5	151,565	1114,45	7,844	1115,083	27,864
20,5	200,615	1483,541	24,768	1481,024	40,029
21,5	210,425	1557,294	33,403	1553,87	41,591
22,5	220,235	1628,899	32,965	1626,846	42,983
23,5	230,045	1628,899	32,965	1699,889	45,062
24,5	239,855	1774,802	40,642	1772,876	46,019
25,5	249,665	1848,443	43,409	1846,072	48,079
26	254,57	1885,495	48,102	1883,445	49,266
26,5	259,475	1921,724	49,543	1920,23	50,468
27	264,38	1958,588	51,28	1957,701	51,548

Tabella 3.11- Valori di deformazione per il primo ciclo di carico e scarico dei canali CH0 e CH4

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)			
		2° carico		2° scarico	
		CH_0	CH_4	CH_0	CH_4
0	0	0	0	0	0
0,1	0,981	3,249	0,983	3,249	0,983
0,25	2,453	12,431	0,551	12,431	0,551
0,45	4,415	29,361	3,843	29,361	3,843
0,7	6,867	44,559	11,831	44,559	11,831
1,05	10,301	72,376	6,119	72,376	6,119
1,45	14,225	102,553	24,247	102,553	24,247
1,95	19,13	137,655	31,836	137,655	31,836
2,45	24,035	173,623	40,119	173,623	40,119
2,95	28,94	208,934	48,396	208,934	48,396
3,45	33,845	245,011	56,226	245,011	56,226
3,95	38,75	280,392	64,493	280,392	64,493
4,45	43,655	322,634	10,235	322,634	10,235
4,95	48,56	359,26	11,453	359,26	11,453
5,45	53,465	395,658	12,257	395,658	12,257
10,45	102,515	764,044	33,072	764,044	33,072
15,45	151,565	1122,58	70,384	1122,58	70,384
20,45	200,615	1489,131	105,949	1489,131	105,949
21,45	210,425	1561,918	117,664	1561,918	117,664
22,45	220,235	1635,145	126,8	1635,145	126,8
23,45	230,045	1707,133	135,486	1707,133	135,486
24,45	239,855	1780,461	144,325	1780,461	144,325
25,45	249,665	1853,209	152,101	1853,209	152,101
25,95	254,57	1890,139	155,915	1890,139	155,915
26,45	259,475	1926,066	159,547	1926,066	159,547
26,95	264,38	1963,049	163,369	1963,049	163,369

Tabella 3.12- Valori di deformazione per il secondo ciclo di carico e scarico dei canali CH0 e CH4

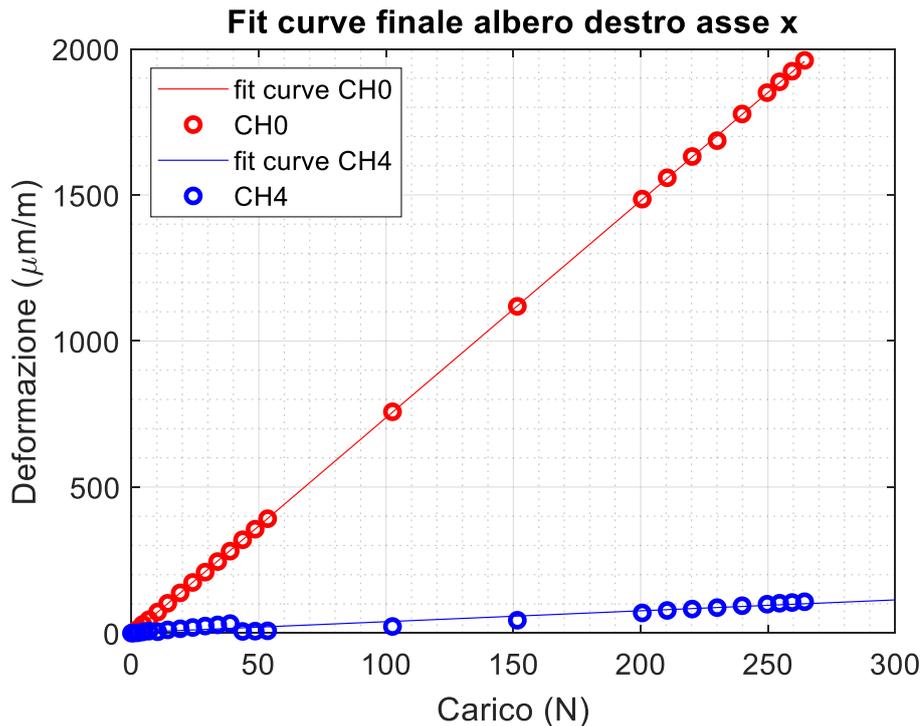


Figura 3.33- Curva di taratura definitiva dell'albero destro lungo asse x per CH0 (rosso) e CH4 (blu)

$$y_{CH0} = 7,42x - 4,45 \quad (4.7)$$

$$y_{CH4} = 0,37x + 1,8 \quad (4.8)$$

Si osserva che le deformazioni registrate dal canale CH4 sono molto piccole e variano molto poco tra un carico e quello successivo, perché CH4 è collegato agli estensimetri che rilevano il segnale di deformazione nel piano y-z, piano neutro, perpendicolare al piano x-z.

Albero sinistro – Asse y

Dopo aver ricavato le rette di taratura dell'albero destro si è applicato lo stesso procedimento anche per l'albero sinistro determinando la relazione forza-deformazione.

Per la taratura dell'albero sinistro lungo l'asse y la spianatura è rivolta verso l'alto in orizzontale, parallela al terreno. Il procedimento per ottenere le equazioni delle rette che meglio interpolano i valori di deformazione al variare del carico è uguale a quello visto per l'albero destro. Le tabelle e i grafici possono essere rintracciati

nell'appendice. Vengono di seguito riportate le tabelle per i due cicli di carico e scarico (Tabella 3.13, Tabella 3.14) e le equazioni finali delle rette (Figura 3.34).

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)			
		1° carico		1° scarico	
		CH_1	CH_5	CH_1	CH_5
0	0	0	0	2,006	-0,012
0,1	0,981	-8,314	-0,77	-6,391	-0,247
0,25	2,453	-18,842	-1,408	-15,98	-0,433
0,45	4,415	-34,607	-0,567	-34,708	-1,584
0,7	6,867	-54,589	-0,504	-53,24	-6,833
1,05	10,301	-81,534	0,012	-81,367	-9,916
1,45	14,225	-119,281	-8,72	-114,236	-2,169
1,95	19,13	-158,434	-6,417	-154,412	-2,37
2,45	24,035	-198,574	-4,232	-194,503	-2,664
2,95	28,94	-237,376	-5,017	-233,737	-2,706
3,45	33,845	-277,873	-6,293	-274,598	-3,372
3,95	38,75	-317,195	-6,782	-314,514	-2,934
4,45	43,655	-357,413	-7,775	-354,379	-3,8
4,95	48,56	-396,493	-7,069	-394,333	-3,53
5,45	53,465	-436,546	-7,733	-434,407	-2,291
10,45	102,515	-834,245	-17,452	-837,822	-1,958
15,45	151,565	-1233,103	-19,634	-1240,995	-6,255
20,45	200,615	-1632,247	-25,049	-1645,62	-8,363
21,45	210,425	-1713,232	-26,225	-1726,059	-8,77
22,45	220,235	-1794,109	-26,294	-1806,862	-10,333
23,45	230,045	-1873,988	-27,135	-1887,5	-10,828
24,45	239,855	-1953,955	-25,865	-1967,69	-11,572
25,45	249,665	-2034,307	-26,213	-2048,708	-12,563
25,95	254,57	-2075,613	-23,509	-2089,566	-12,879
26,45	259,475	-2115,623	-24,132	-2129,776	-12,981
26,95	264,38	-2171,071	-12,179	-2171,071	-12,179

Tabella 3.13- Valori di deformazione per il primo ciclo di carico e scarico dei canali CH1 e CH5

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)			
		2° carico		2° scarico	
		CH_1	CH_5	CH_1	CH_5
0	0	0	0	1,947	-0,187
0,1	0,981	-6,966	0,17	-6,293	-1,218
0,25	2,453	-17,128	0,241	-16,009	-2,372
0,45	4,415	-34,382	-1,374	-34,272	-3,274
0,7	6,867	-53,629	-1,299	-53,355	-4,622
1,05	10,301	-81,318	-1,057	-81,135	-5,549
1,45	14,225	-117,479	-6,295	-113,473	-0,996
1,95	19,13	-157,027	-7,833	-153,831	-0,665
2,45	24,035	-197,276	-8,315	-193,971	-0,867
2,95	28,94	-236,984	-9,824	-233,355	-1,16
3,45	33,845	-276,548	-11,206	-273,369	-1,776
3,95	38,75	-316,189	-12,991	-312,721	-1,382
4,45	43,655	-356,279	-15,031	-353,266	-1,478
4,95	48,56	-395,69	-17,172	-393,156	-1,418
5,45	53,465	-434,746	-19,13	-432,238	-1,038
10,45	102,515	-832,344	-36,516	-832,668	-8,816
15,45	151,565	-1231,683	-34,86	-1232,577	-15,674
20,45	200,615	-1633,378	-39,234	-1632,881	-22,482
21,45	210,425	-1713,868	-34,886	-1713,033	-23,515
22,45	220,235	-1793,357	-35,811	-1792,8	-25,423
23,45	230,045	-1872,781	-34,532	-1872,835	-25,777
24,45	239,855	-1952,632	-32,899	-1952,905	-28,262
25,45	249,665	-2032,593	-33,446	-2032,611	-28,719
25,95	254,57	-2073,079	-31,977	-2073,54	-29,631
26,45	259,475	-2113,151	-33,891	-2113,482	-28,852
26,95	264,38	-2153,837	-31,207	-2153,634	-31,015

Tabella 3.14- Valori di deformazione per il secondo ciclo di carico e scarico dei canali CH1 e CH5

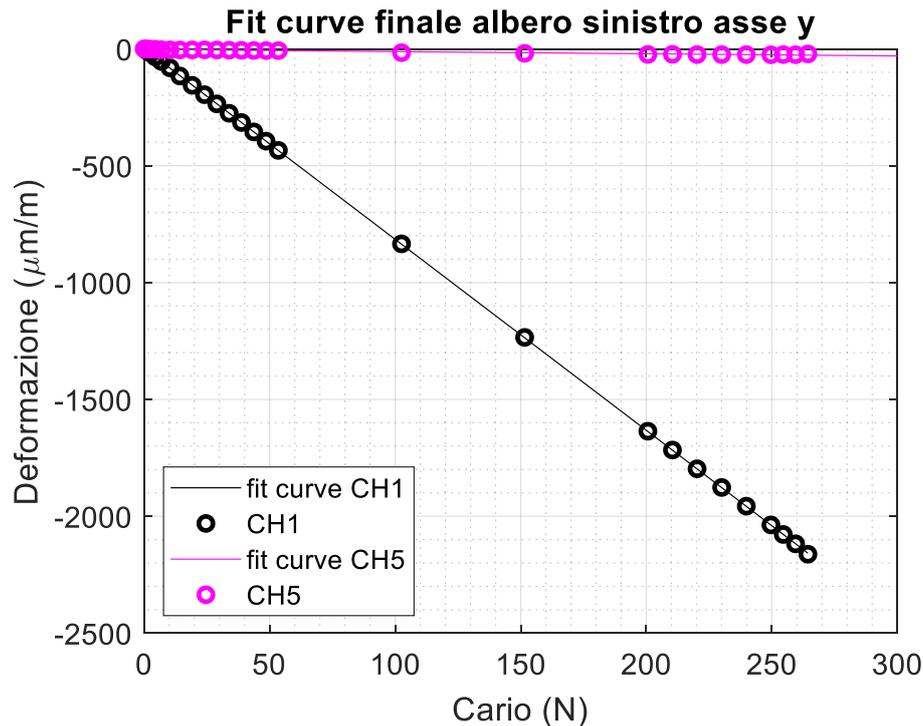


Figura 3.34- Curva di taratura definitiva dell'albero sinistro lungo asse y per CH1 (nero) e CH5 (magenta)

$$y_{CH1} = -8,17x + 1,56 \quad (4.9)$$

$$y_{CH5} = -0,09x - 2,4 \quad (4.10)$$

Si osserva che le deformazioni registrate dal canale CH5 sono molto piccole e variano molto poco tra un carico e quello successivo, perché CH5 è collegato agli estensimetri che rilevano il segnale di deformazione nel piano x-z, piano neutro, perpendicolare al piano y-z.

Albero sinistro - Asse x

L'ultima taratura eseguita è sull'albero sinistro lungo l'asse x. L'albero sinistro ha la spianatura rivolta in verticale, perpendicolare al terreno. Il procedimento per ottenere le equazioni delle rette che meglio interpolano i valori di deformazione al variare del carico è uguale a quello visto fino ad ora. Le tabelle e i grafici possono essere visti nell'appendice. Vengono di seguito riportate le tabelle per i due cicli di carico e scarico (Tabella 3.15, Tabella 3.16) e le equazioni finali delle rette (Figura 3.35).

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)			
		1° carico		1° scarico	
		CH_1	CH_5	CH_1	CH_5
0	0	0	0	-1,03	-1,856
0,1	0,981	-1,319	8,338	-1,807	6,477
0,25	2,453	-0,572	17,988	-2,542	15,96
0,45	4,415	-2,12	35,75	-1,654	33,961
0,7	6,867	-2,235	54,161	-3,155	52,526
1,05	10,301	-2,86	81,773	-3,079	79,561
1,45	14,225	-28,944	115,103	-19,506	110,207
1,95	19,13	-21,515	152,664	-25,996	148,768
2,45	24,035	-28,596	191,796	-32,75	187,412
2,95	28,94	-35,117	230,173	-39,558	226,08
3,45	33,845	-41,339	268,762	-46,669	265,176
3,95	38,75	-47,845	307,486	-53,803	303,546
4,45	43,655	-54,447	345,592	-60,927	342,158
4,95	48,56	-60,648	384,393	-68,051	380,616
5,45	53,465	-65,553	423,413	-75,639	419,006
10,45	102,515	-122,776	810,397	-148,554	806,341
15,45	151,565	-198,852	1195,899	-218,876	1194,814
20,45	200,615	-268,322	1584,337	-289,122	1583,078
21,45	210,425	-281,581	1661,966	-301,83	1660,971
22,45	220,235	-298,389	1739,215	-316,895	1738,359
23,45	230,045	-315,433	1816,26	-331,162	1815,857
24,45	239,855	-332,336	1893,475	-345,591	1893,375
25,45	249,665	-353,831	1970,198	-358,876	1971,054
25,95	254,57	-362,543	2009,703	-365,983	2010,413
26,45	259,475	-369,508	2048,649	-384,978	2049,311
26,95	264,38	-382,083	2088,234	-382,569	2088,042

Tabella 3.15- Valori di deformazione per il primo ciclo di carico e scarico dei canali CH1 e CH5

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)			
		2° carico		2° scarico	
		CH_1	CH_5	CH_1	CH_5
0	0	0	0	-1,189	-2,27
0,1	0,981	-2,423	6,762	-1,085	6,282
0,25	2,453	-3,237	16,523	-0,736	16,064
0,45	4,415	-3,483	34,754	0,928	32,542
0,7	6,867	-3,955	53,926	4,158	52,282
1,05	10,301	-4,022	81,584	7,15	79,006
1,45	14,225	2,187	115,386	1,4	112,335
1,95	19,13	5,852	154,795	1,61	151,496
2,45	24,035	6,812	193,849	2,318	190,982
2,95	28,94	7,446	233,483	2,938	229,942
3,45	33,845	8,635	272,513	4,583	269,552
3,95	38,75	9,918	311,78	5,061	308,779
4,45	43,655	10,687	350,995	5,996	348,441
4,95	48,56	11,098	390,425	6,433	387,405
5,45	53,465	12,253	429,562	6,161	426,637
10,45	102,515	22,024	821,604	11,075	821,731
15,45	151,565	28,84	1215,606	16,764	1217,541
20,45	200,615	39,315	1610,596	24,319	1612,303
21,45	210,425	39,851	1689,649	27,322	1691,568
22,45	220,235	38,726	1768,758	27,419	1770,643
23,45	230,045	38,825	1847,917	29,401	1849,54
24,45	239,855	-332,336	1893,475	31,348	1928,818
25,45	249,665	34,429	2006,303	32,905	2007,809
25,95	254,57	34,716	2046,644	34,321	2047,934
26,45	259,475	35,362	2085,928	35,303	2087,389
26,95	264,38	36,609	2127,159	36,652	2126,849

Tabella 3.16- Valori di deformazione per il secondo ciclo di carico e scarico dei canali CH1 e CH5

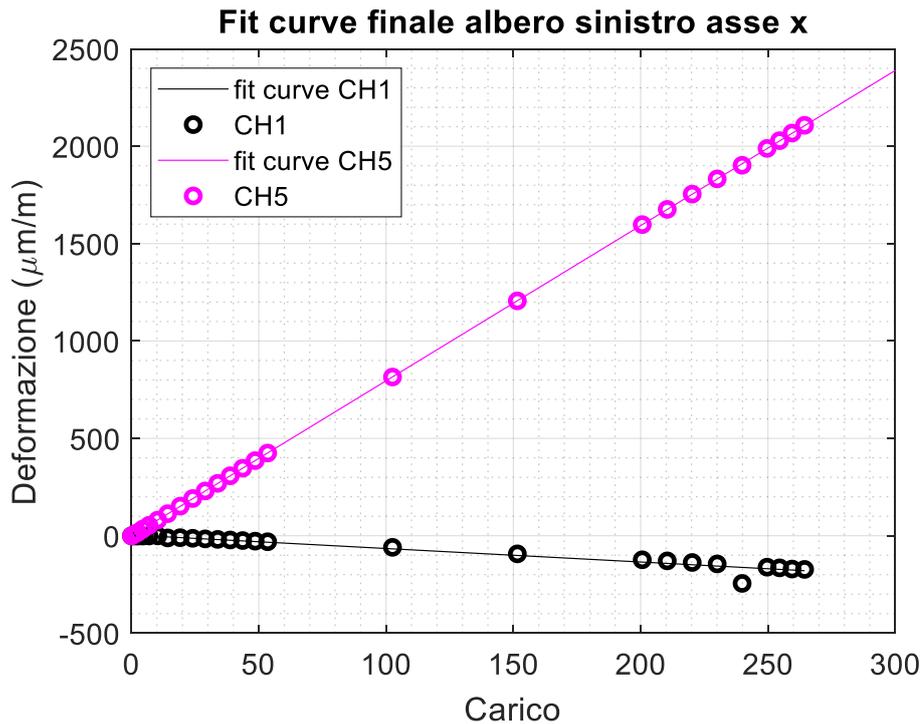


Figura 3.35- Curva di taratura definitiva dell'albero sinistro lungo asse x per CH1 (nero) e CH5 (magenta)

$$y_{CH1} = -0,69x + 3,74 \quad (4.11)$$

$$y_{CH5} = 7,97x - 1,11 \quad (4.12)$$

Si osserva che le deformazioni registrate dal canale CH1 sono piccole e variano molto poco tra un carico e quello successivo, questo perché CH1 è collegato agli estensimetri che rilevano il segnale di deformazione nel piano x-z, piano neutro, perpendicolare al piano y-z.

3.4 Conclusioni

Tramite il processo di taratura è stato possibile ricavare la retta che definisce la relazione tra la deformazione a cui è sottoposto l'estensimetro e la forza applicata. Nelle equazioni la variabile x è il carico applicato (N), mentre y è la deformazione (µm/m). Durante le prove si registrano le deformazioni degli alberi, in questo modo sarà possibile ricavare e conoscere le forze che vengono scambiate tra soggetto e manovella destra e sinistra, lungo l'asse x e y.

Per l'albero destro:

- la relazione che consente di ricavare la forza applicata lungo l'asse y è data dall'equazione ricavata per il canale CH4 (Equazione 5.6):

$$y_{CH4} = 7,34x - 7,67$$

$$F_{y,dx} = \frac{\varepsilon + 7,67}{7,34} \quad (4.13)$$

- la relazione che consente di ricavare la forza applicata lungo l'asse x è data dall'equazione ricavata per il canale CH0 (Equazione 5.11):

$$y_{CH0} = 7,42x - 4,45$$

$$F_{x,dx} = \frac{\varepsilon + 4,45}{7,42} \quad (4.14)$$

Per l'albero sinistro:

- la relazione che consente di ricavare la forza applicata lungo l'asse y è data dall'equazione ricavata per il canale CH1 (Equazione 5.17):

$$y_{CH1} = -8,17x + 1,56$$

$$F_{y,sx} = \frac{\varepsilon - 1,56}{-8,17} \quad (4.15)$$

- la relazione che consente di ricavare la forza applicata lungo l'asse x è data dall'equazione ricavata per il canale CH5 (Equazione 5.24):

$$y_{CH5} = 7,97x - 1,11$$

$$F_{x,sx} = \frac{\varepsilon + 1,11}{7,97} \quad (4.16)$$

Capitolo 4: PROVE PRELIMINARI

4.1 Acquisizione statica.

L'acquisizione statica è necessaria per determinare la matrice di trasformazione che converte le coordinate del sistema di riferimento locale delle barre Optitrack nelle coordinate del nuovo sistema di riferimento.

Il posizionamento delle videocamere durante l'acquisizione statica coincide con il loro posizionamento scelto per le prove finali: le due barre si trovano a destra e a sinistra del Krankcycle per registrare il movimento nel piano sagittale (x-y), non esattamente parallele tra loro ma leggermente inclinate in modo che le videocamere non riflettano una nell'altra e non riconoscano più marker di quelli che realmente vengono usati durante le prove. Il Krankcycle è centrale rispetto le due videocamere, che distano tra di loro 1,9 m (Figura 4.1).

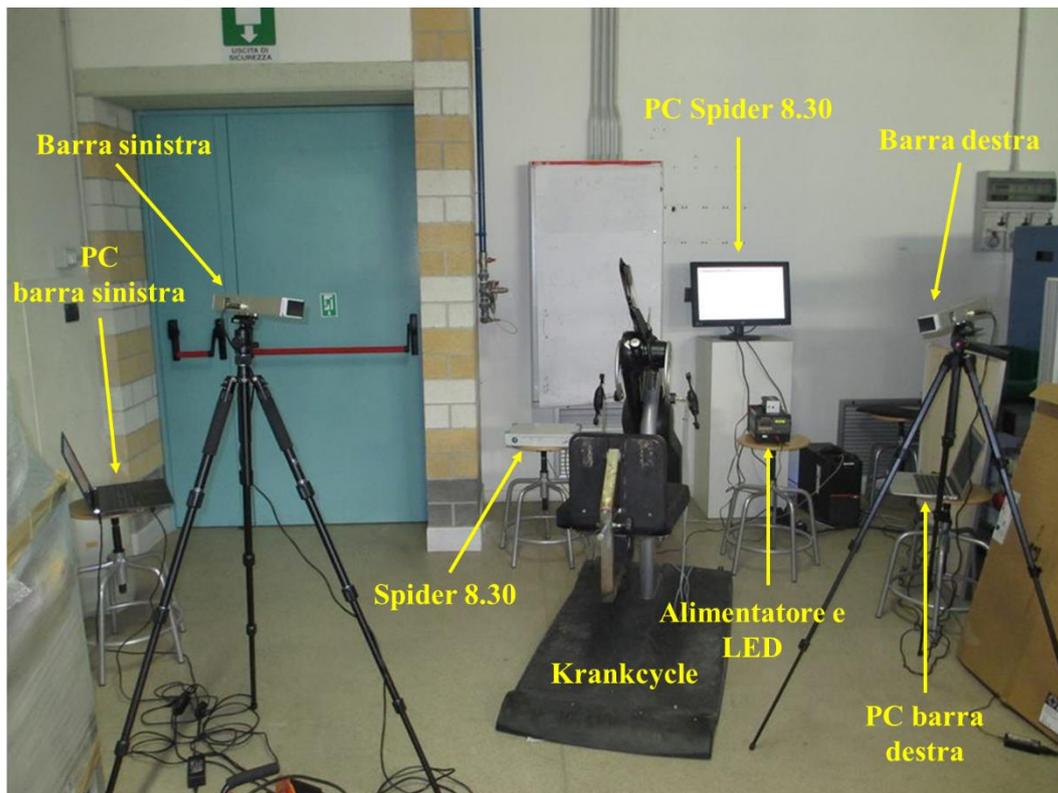


Figura 4.1- Vista laboratorio con intero set-up utilizzato durante i test

Le barre Optitrack hanno un sistema di riferimento locale secondo cui:

- l'asse z è perpendicolare alla barra;
- l'asse y è perpendicolare al piano in cui giace la barra;
- l'asse x è perpendicolare agli altri due assi, secondo la regola della mano destra.

Questo sistema di riferimento è centrato nella videocamera centrale della barra (Figura 4.2). Per poter ricavare la matrice trasformazione, e dunque poter conoscere le coordinate dei marker nel nuovo sistema di riferimento, sono stati applicati 3 marker sul Krankcycle, come è possibile osservare in Figura 4.3:

1. marker 1 rappresenta il centro del nuovo sistema di riferimento ed è incollato al centro della manovella;
2. marker 2 viene posizionato più in alto lungo la retta verticale passante per il centro, in quanto questo marker serve per poter determinare l'asse y del sistema di riferimento;
3. marker 3 viene posto sulla manovella destra a sinistra rispetto agli altri due marker, mentre sulla manovella sinistra a destra, in un punto qualsiasi perché questo marker servirà a ricavare il vettore di supporto.

I 3 marker sono stati posizionati ad una distanza tra di loro tale da rispettare la risoluzione delle videocamere.

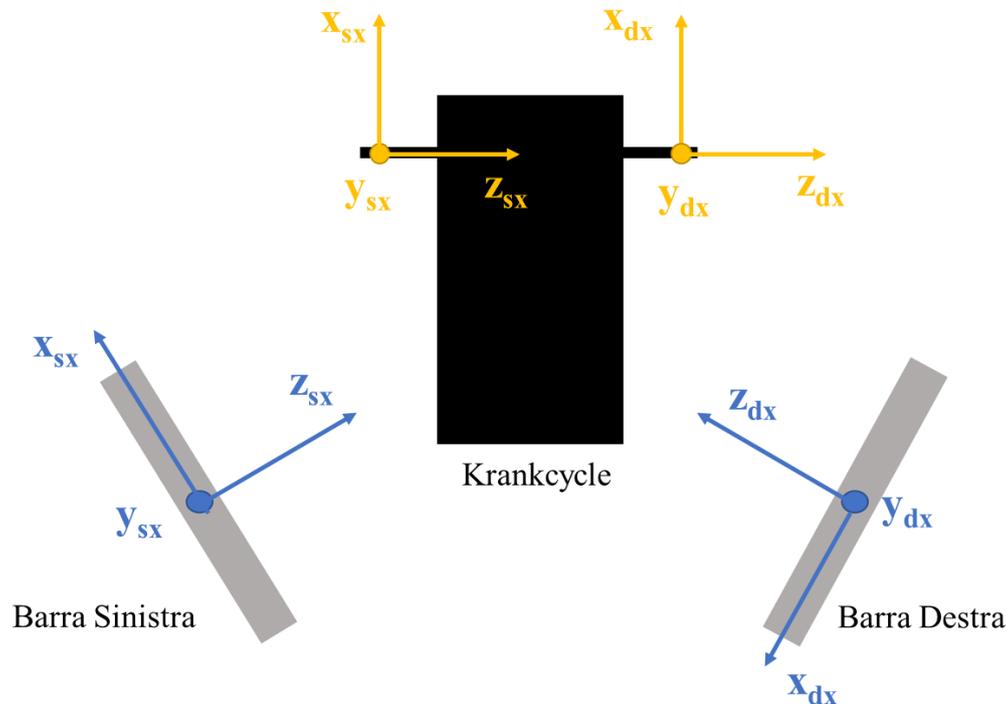


Figura 4.2- Vista dall'alto del laboratorio: Krankcycle con alla destra (dx) e sinistra (sx) le barre Optitrack e il loro sistema di riferimento

Prima di procedere con l'acquisizione statica, ogni barra Optitrack è collegata ad un computer, che utilizza Motive, e all'alimentatore. In Motive si controlla che ogni barra veda il numero giusto di marker, che tutti i marker siano visibili e che non ci siano altri oggetti che possano interferire durante la registrazione. Si procede dunque con la cattura, con una frequenza di campionamento pari a 120 Hz e per un intervallo di circa 5 s, che viene salvata. Successivamente è possibile etichettare ogni marker: il markerset "marker_fissi" contiene i marker 1,2 e 3 contraddistinti da tre colori diversi. Il file TAKE salvato viene poi esportato come CSV, in questo modo è possibile lavorare sui dati in Excel. La posizione di ogni marker è espressa nelle coordinate x, y e z.

Il nuovo sistema di riferimento è centrato nel marker 1: l'asse y è ricavata come la distanza tra il punto 1 e il punto 2; l'asse di supporto s è collegato come distanza tra il

punto 1 e il punto 3; l'asse z viene calcolata come prodotto vettoriale tra y e s; infine l'asse x come prodotto vettoriale tra y e z (Figura 4.3)

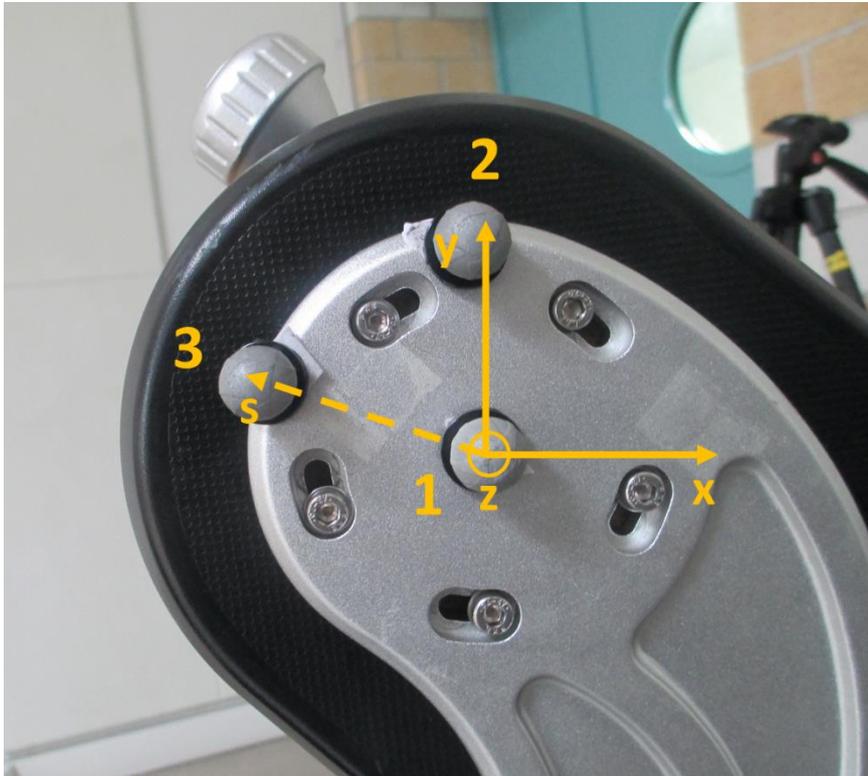


Figura 4.3- Posizionamento 3 marker sulla manovella destra durante l'acquisizione statica per determinare il nuovo sistema di riferimento

Note le coordinate della posizione dei 3 marker nel sistema di riferimento locale e definito il nuovo sistema di riferimento, è possibile definire la matrice di trasformazione ${}^{bdx}A_m$:

$${}^{bdx}A_m = \begin{bmatrix} x_{dxX} & y_{dxX} & z_{dxX} & M1_{dxX} \\ x_{dxY} & y_{dxY} & z_{dxY} & M1_{dxY} \\ x_{dxZ} & y_{dxZ} & z_{dxZ} & M1_{dxZ} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

La matrice contiene al suo interno l'informazione circa l'orientamento degli assi nel riferimento base (ovvero della barra) nelle prime tre colonne, mentre nell'ultima colonna vengono inserite le coordinate del marker che definisce l'origine del nuovo sistema (il marker 1 M1), nel sistema di riferimento base. Il quarto elemento di ogni colonna rappresenta il fattore di scala, che permette di realizzare le operazioni. La

matrice 5.1 si riferisce alla barra destra (dx), lo stesso ragionamento si applica per ricavare la matrice di trasformazione per la barra sinistra (sx):

$${}^{bsx}A_m = \begin{bmatrix} x_{sxX} & y_{sxX} & z_{sxX} & M1_{sxX} \\ x_{sxY} & y_{sxY} & z_{sxY} & M1_{sxY} \\ x_{sxZ} & y_{sxZ} & z_{sxZ} & M1_{sxZ} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

In realtà il nostro scopo è ricavare la posizione dei marker nel sistema di riferimento nuovo a partire dalla loro posizione nel sistema di riferimento delle barre (${}^m A_{bdx}$), ciò è possibile dal momento che la matrice è quadrata, si procede, dunque, con l'operazione inversa:

$${}^m A_{bdx} = \left[\begin{array}{c|c} {}^{bdx}A_m^T & -{}^{bdx}A_m^T \cdot pM1_{dx} \\ \hline 0 & 1 \end{array} \right] \quad (5.3)$$

La matrice 5.3 si riferisce alla barra destra, la stessa considerazione viene fatta per la barra sinistra ${}^m A_{bsx}$, la cui matrice è la seguente:

$${}^m A_{bsx} = \left[\begin{array}{c|c} {}^{bsx}A_m^T & {}^{bsx}A_m^T \cdot pM1_{sx} \\ \hline 0 & 1 \end{array} \right] \quad (5.4)$$

Tramite le due matrici di trasformazione 5.3 e 5.4 è possibile ora trasformare la posizione dei marker rilevata dalle videocamere nella posizione che assumono i marker nel nuovo sistema di riferimento.

Per verificare che la matrice svolga la sua funzione si è applicato un quarto marker (marker 4) sia sulla manovella destra che su quella sinistra ad una distanza nota dal marker 1 (4 cm) lungo la direzione y, viene acquisito un video statico e vengono salvate le coordinate dei 4 marker. I vettori destro e sinistro contenente x, y e z del marker 4 sono premoltiplicati per la matrice ${}^m A_{bdx}$ e ${}^m A_{bsx}$, rispettivamente. I nuovi vettori ottenuti indicano la posizione nel nuovo sistema di riferimento del quarto marker, dove la coordinata y ha valore circa pari a 4.

4.2 Sincronizzazione

I due sistemi devono essere sincronizzati, dato che sono indipendenti tra loro, in questo modo è possibile in post-processing congiungere ogni frame al valore di deformazione, quindi di forza. La sincronizzazione del sistema Optitrack e della centralina Spider 8.30 avviene tramite un alimentatore di tensione 0 - 5 V che viene collegato tramite fili bipolari ad un LED e a un canale della centralina, CH 7 (Figura 4.4). In questo modo è possibile definire un nuovo asse di tempo dove il tempo $t_0=0$ coincide con l'inizio della registrazione: infatti nel momento in cui l'alimentatore viene imposto su ON la barra destra e sinistra vedono contemporaneamente accendersi il LED, che viene riconosciuto come un marker, e in fase di post-processing si trova il frame nel quale compare il LED e si imposta quell'istante pari a 0, mentre sul canale CH 7 viene registrato un segnale di 5 V, difatti in Catman Easy è possibile definire un trigger, ovvero la registrazione del segnale inizia quando in un certo canale entra in input un segnale che ha un valore maggiore rispetto a una certa soglia imposta.

In Catman Easy, nella sezione "Configure DAQ jobs" si imposta che DAQ start avviene quando il segnale di input nel canale CH 7 supera una certa soglia, ovvero 3 V, con un pre-trigger pari a 1s. A fine prova, in un file ASCII, sono salvati i segnali di deformazione, il tempo e la tensione nel canale CH 7; tramite un algoritmo Matlab si è cercato il valore massimo del vettore contenente i valori di tensione registrati in CH 7 e l'istante di tempo corrispondente t_1 , tale istante viene imposto pari a 0 e si ottiene così il nuovo asse dei tempi per le deformazioni.



Figura 4.4- Alimentatore di tensione collegato tramite fili bipolari a LED (in alto) e collegamento per il canale CH 7 della centralina

D'altra parte, in Motive dal momento in cui si preme REC le barre iniziano a registrare con una frequenza di campionamento pari a 120 Hz. Nel post-processing avviene l'etichettatura, ovvero si scorre frame per frame e ogni marker viene identificato tramite un label; nella parte iniziale il soggetto è fermo e si possono facilmente riconoscere i marker posti sulle braccia del soggetto, ad un certo istante di tempo compare un marker nuovo, che nient'altro è che il LED acceso, dunque si pone la sua etichetta, chiamata "Inizio" nel Markerset. Terminata la fase di etichettatura si esporta il file in formato CSV e importato in Excel. In Excel viene visualizzato il tempo e le coordinate x, y e z di ogni label. Osservando il marker "Inizio", inizialmente non vi è alcuna coordinata per tale etichetta (LED OFF), ad un certo frame compaiono le coordinate di "Inizio" (LED ON). Quel momento viene imposto in entrambe le telecamere come t_0 , ottenendo il nuovo vettore dei tempi.

In questo modo entrambi i sistemi hanno lo stesso istante di inizio e un nuovo asse tempi nel quale può essere associato ad ogni frame un valore di forza, dunque sono sincronizzati tra loro (Figura 4.5).

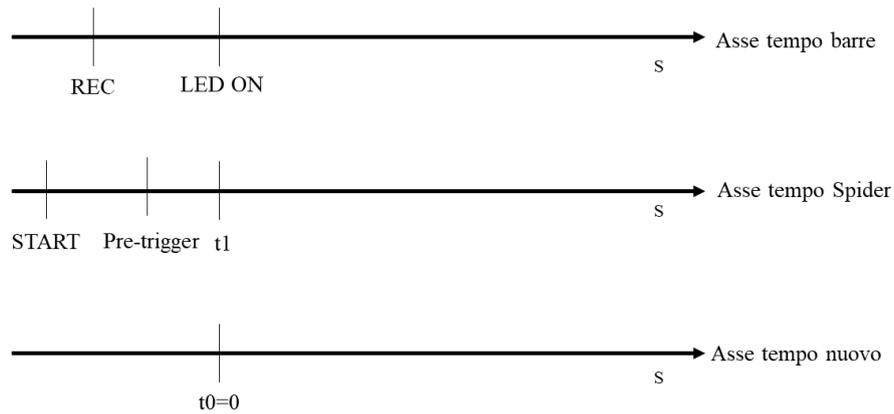


Figura 4.5- Asse del tempo per la barra e per la centralina che in LED ON e t_1 vengono sincronizzati ottenendo il nuovo asse di tempo

4.3 Test

Realizzata l'acquisizione statica e determinato il metodo di sincronizzazione dei sistemi di acquisizione, si procede con dei pre-test realizzati da 2 soggetti, un uomo e una donna, le cui caratteristiche sono riportate Tabella 4.1. L'indice BMI (body mass index) è un dato biometrico che indica lo stato di peso forma e viene calcolato come il rapporto tra il peso (kg) e il quadrato dell'altezza (m).

Per prima cosa, sui soggetti sono stati posizionati i marker, sul lato destro e sul lato sinistro in modo simmetrico (Figura 4.6):

- 1 marker su Acromion;
- 1 marker sulla spalla;
- 1 marker sul gomito;
- 1 marker sul polso.



Figura 4.6- Markers applicati agli arti superiori

Inoltre, sono stati messi dei marker anche sulle barre che fuoriescono dall'ogiva, 1 marker inferiore e 1 marker superiore, e infine nel punto fisso, origine del sistema di riferimento (Figura 4.7).

Soggetto	Sesso	Età (anni)	Altezza (m)	Peso (kg)	BMI (kg/m ²)
Soggetto 1	Uomo	26	1,9	75	20,77
Soggetto 2	Donna	26	1,62	66	25,15

Tabella 4.1- Sesso, età, altezza, peso e BMI dei due soggetti che partecipano al pre-test

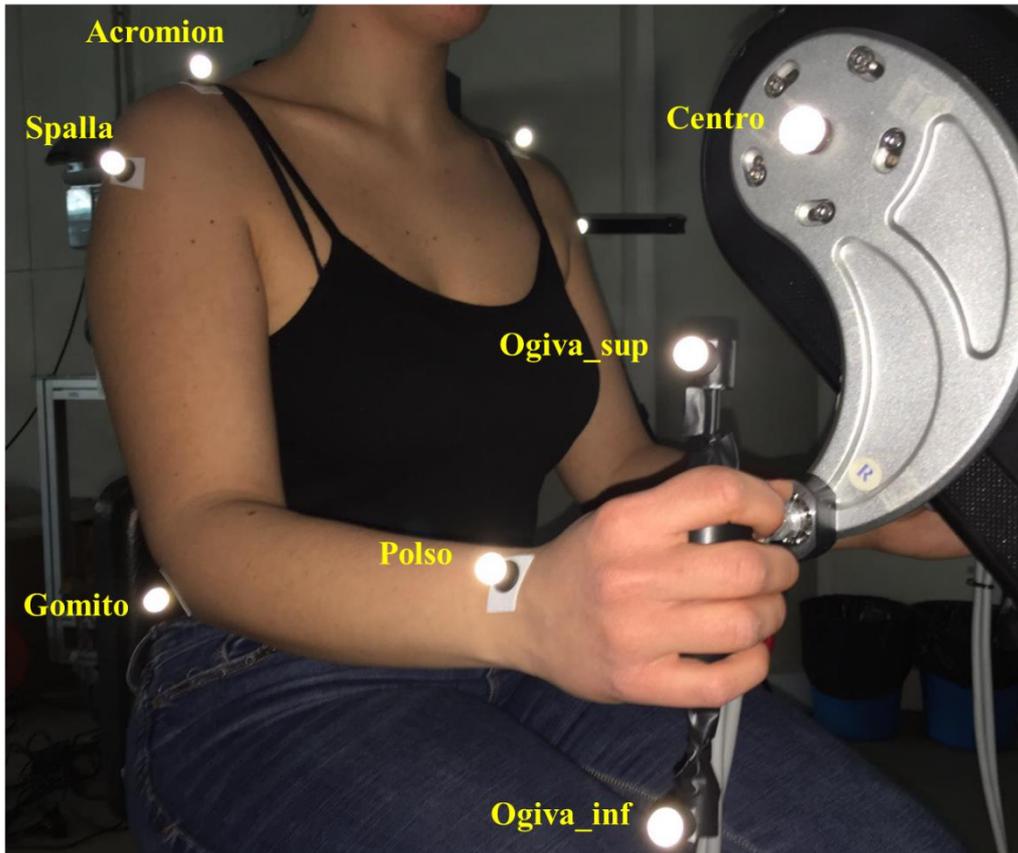


Figura 4.7- Markers applicati sul braccio destro e sull'impugnatura e al centro del sdr

Ad entrambi i soggetti è stato chiesto di pedalare per circa 40 s ad una cadenza costante ω di circa 30 rpm. Ogni soggetto ha realizzato 3 prove, ognuna con un'impostazione sul freno diversa:

1. freno tutto aperto (coppia frenante light)
2. tre giri di freno (coppia frenante medium)
3. sei giri di freno (coppia frenante high), rispetto alla posizione light.

Il freno si trova tra le due manovelle del Krankcycle e può essere regolato tramite una manopola che ruota, sulla quale è rappresentato un simbolo 'meno' e 'più' per diminuire o aumentare rispettivamente l'azione frenante sul volano (Figura 4.8).

La distanza tra il busto del soggetto e le manovelle è stata scelta dai soggetti per eseguire la performance con il massimo comfort.

Per mantenere una cadenza circa costante è usato un metronomo che fornisce al soggetto un input uditivo, infatti lo strumento scandisce il ritmo rilasciando un suono con una frequenza di 30 bip al minuto (bpm). Prima di iniziare il test ai soggetti è

permesso di prendere confidenza con l'attrezzo e con il ritmo con cui eseguire le prove. Tra le diverse prove i soggetti hanno avuto qualche secondo di pausa.

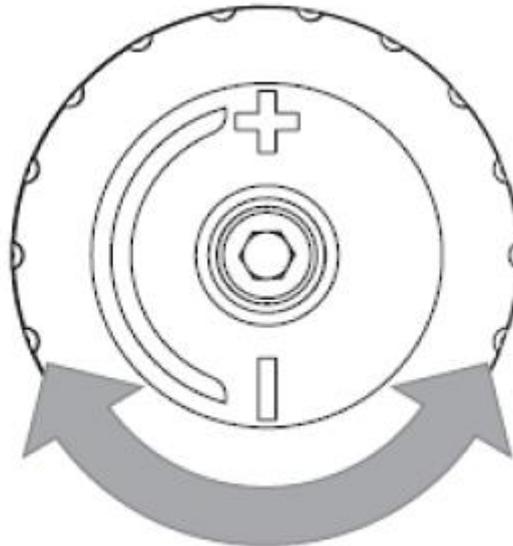


Figura 4.8-Freno Krankcycle con indicatore per regolare i giri di freno realizzati nelle 3 diverse prove

Conclusi i tre test dei due soggetti si procede con il post-processing dei dati. In Motive si analizza frame per frame il movimento e ogni marker è sottoposto al labeling. Viene realizzato il Markerset “Braccio destro” e “Braccio sinistro” che contiene i label: Acromion, Spalla, Gomito, Polso, Ogiva_superiore, Ogiva_inferiore, Centro e Inizio, quest'ultimo solo per la prima prova prima della quale si sincronizzano i due sistemi (Figura 4.9). Prima di procedere con il cranking i soggetti rimangono per qualche secondo fermi, così nella prima fase di etichettatura sarà facile riconoscere i diversi marker (Figura 4.10). Si analizza ogni immagine acquisita perché può accadere che alcuni marker per qualche secondo non vengano più visti dalle telecamere, come per esempio il Centro che viene coperto durante il movimento dalle braccia, e perdono la loro etichetta. Questo lavoro viene realizzato per entrambe le barre. Ogni prova è salvata separatamente in formato CSV e importate in Excel. In Excel, come già detto precedentemente, si ottiene il nuovo asse tempo (per la barra destra e per la barra sinistra).



Figura 4.9-Markeset "Braccio_dx" contenente le diverse etichette che caratterizzano i marker

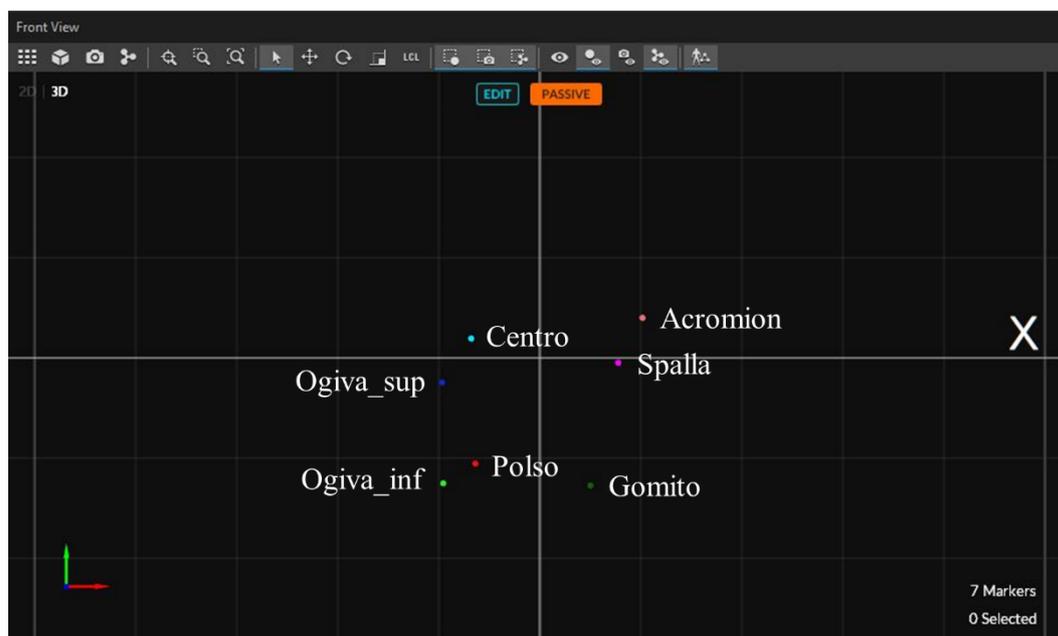


Figura 4.10- Etichettatura dei marker sui soggetti prima di iniziare a pedalare nella vista frontale della barra destra: Acromion, Spalla, Gomito, Polso, Ogiva_sup, Ogiva_inf e Centro.

Successivamente in un algoritmo Matlab le coordinate prelevate per ogni marker dalle due barre vengono trasformate nelle coordinate del nuovo sistema di riferimento tramite la matrice di trasformazione calcolata in precedenza. Nello stesso algoritmo vengono inoltre ricavate le coordinate x e y del punto medio tra l'estremità superiore e inferiore dell'ogiva, che identifica il centro dell'ogiva (C_o). Questo punto ruota descrivendo una circonferenza centrata nel punto fisso, origine del sistema di

riferimento, per cui è possibile calcolare la sua cadenza che coincide con la cadenza adottata dal soggetto durante il cranking. Per ricavare la cadenza è necessario conoscere prima la posizione angolare di C_o nel tempo.

L'angolo ϕ viene ricavato considerando la circonferenza centrata nell'origine, di cui si conoscono le coordinate per ogni istante di tempo i :

$$\tan \phi_i = \frac{y_i}{x_i} \quad (5.5)$$

$$\phi_i = \tan^{-1} \left(\frac{y_i}{x_i} \right) \quad (5.6)$$

Ottenuto il vettore ϕ si ricava la frequenza del ritmo adottato dai soggetti come distanza tra i picchi (Figura 4.11):

$$\omega = \Delta t^{-1} \quad (5.7)$$

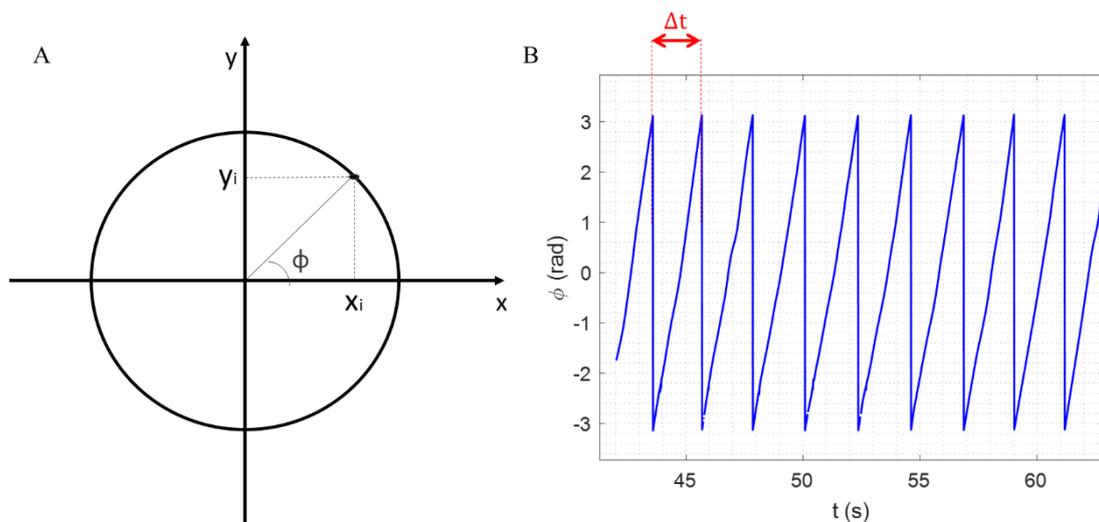


Figura 4.11- A) Circonferenza tracciata dal punto C_o centro dell'ogiva e posizione angolare ϕ_i nell'istante i ; B) ϕ in funzione del tempo e Δt per il calcolo della cadenza

Nel post-processing relativo alle deformazioni, in Matlab si applicano le equazioni viste nel capitolo precedente per trasformare le deformazioni in forze. Il segnale è affetto da rumore, per questo viene filtrato con un filtro Butterworth passabasso di ordine 11 e frequenza di taglio $f_t=16$ Hz. Per la mano destra e sinistra viene calcolata la forza totale esercitata sulla manovella del Krankcycle come segue:

$$F_{tot} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2} \quad (5.8)$$

4.3.1 Soggetto 1

L'andamento nel piano sagittale dei markers applicati al soggetto 1 è rappresentato nelle

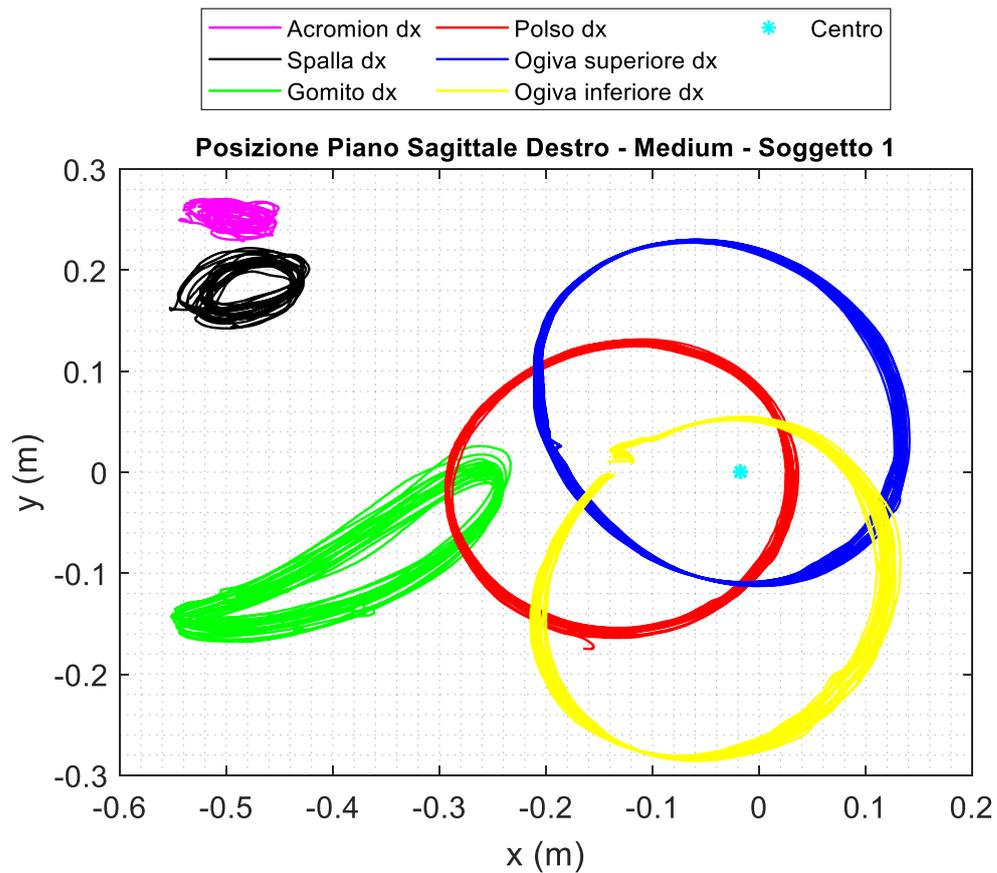


Figura 4.12 e Figura 4.13, relativa al piano sagittale destro e sinistro rispettivamente. Nelle tre prove eseguite non si osserva nessuna particolare differenza.

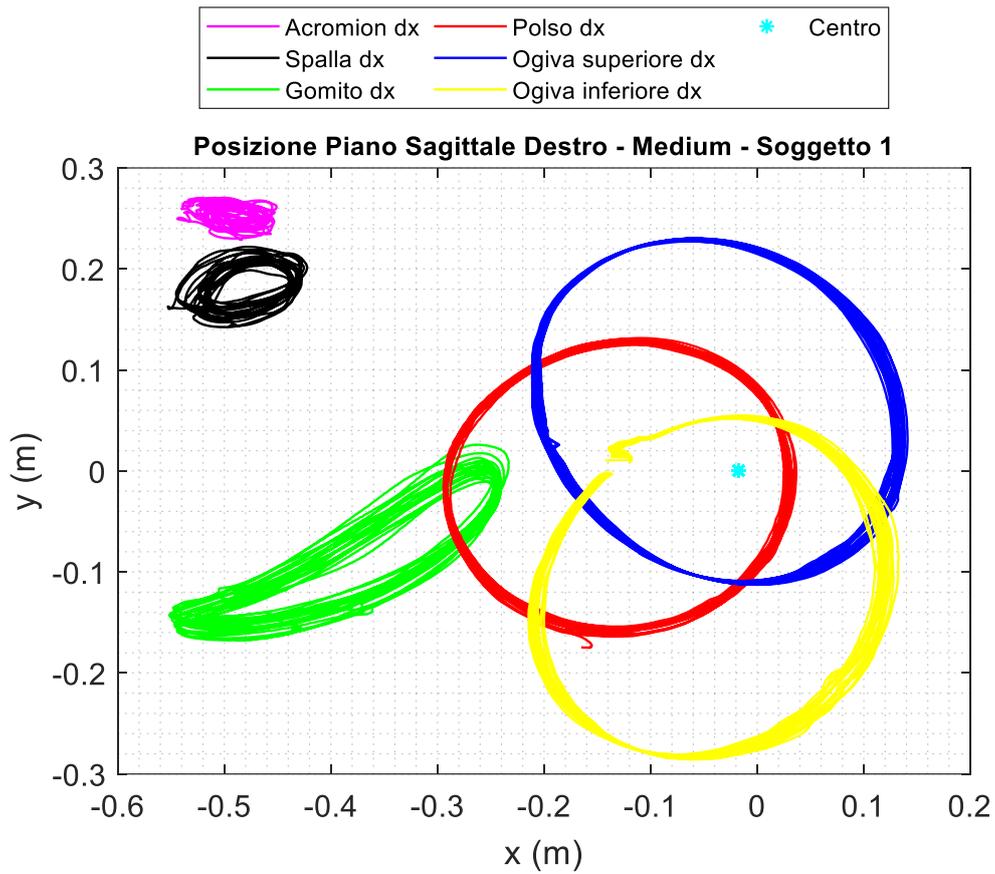


Figura 4.12-Andamento dei markers sul braccio destro nel piano sagittale durante la prova 'Medium'

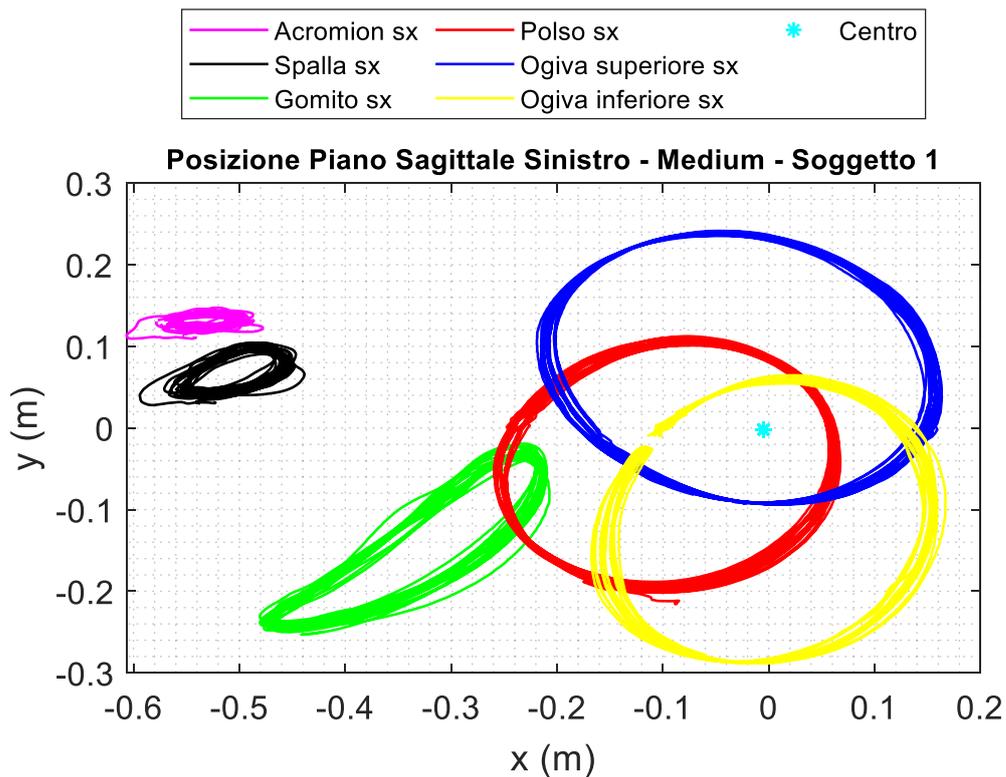


Figura 4.13- Andamento dei markers sul braccio sinistro nel piano sagittale durante la prova 'Medium'

Il soggetto nella parte iniziale della prova ha più difficoltà a pedalare con ritmo pari a quello imposto dal metronomo (30 rpm). Dopo aver compiuto un paio di giri mantiene una cadenza pressoché costante e vicina a 30 rpm, per questo motivo nel post-processing non vengono considerati i primi 10 cicli (primi 5 s). In Tabella 4.2 si riporta la cadenza media e la sua deviazione standard per tutte e tre le prove; si può osservare che per tutte le performance il soggetto mantiene una cadenza vicina ai 30 rpm.

Cadenza media (rpm)	Light	Medium	High
Destra	31,15 ± 4,74	30,31 ± 1,17	30,34 ± 2,46
Sinistra	30,2 ± 1,78	30,31 ± 1,23	30,35 ± 2,35

Tabella 4.2-Cadenza media e deviazione standard della mano destra e sinistra durante le tre prove eseguite dal soggetto 1

Osservando le forze scambiate tra soggetto e Krankcycle durante le tre prove emerge che quando le forze lungo x sono massime, sia nella fase di spinta che di tiro, le forze

lungo l'asse y sono quasi nulle e viceversa, in quanto nella fase di massimo tiro, per esempio, il soggetto spinge solo in avanti e applica una forza quasi nulla verso l'alto o verso il basso. Le forze lungo l'asse x e y nelle tre prove sono rappresentate in Figura 4.14, Figura 4.15 e Figura 4.16. Le forze durante la pedalata di circa 40 s si mantengono all'incirca costanti.

Come è possibile osservare graficamente, le forze generate durante la prima e la seconda prova sono molto più basse rispetto a quelle generate durante l'ultima prova, dove la coppia frenante è più alta. Inoltre, è più facile notare che la mano destra, ovvero quella non dominante del soggetto, durante la prova 'High' esercita una forza maggiore rispetto alla mano sinistra sia lungo l'asse x che lungo l'asse y . Ciò è confermato dalla rappresentazione del modulo della forza totale F_{tot} (Figura 4.17, Figura 4.18 e Figura 4.19). Infatti, la F_{tot} durante la prova 'Light' e 'Medium' raggiunge dei valori di picco simili tra loro e circa pari a 15 N, mentre nella prova 'High' le F_{tot} massime raggiunte hanno un valore molto più grande, per la mano destra circa 6 volte e per la mano sinistra circa 5 volte rispetto ai valori ottenuti nelle due prove precedenti. Inoltre, la F_{tot} generata dal soggetto 1 con la mano non dominante è visibilmente più elevata rispetto a quella generata con la mano dominante in tutte e tre le prove.

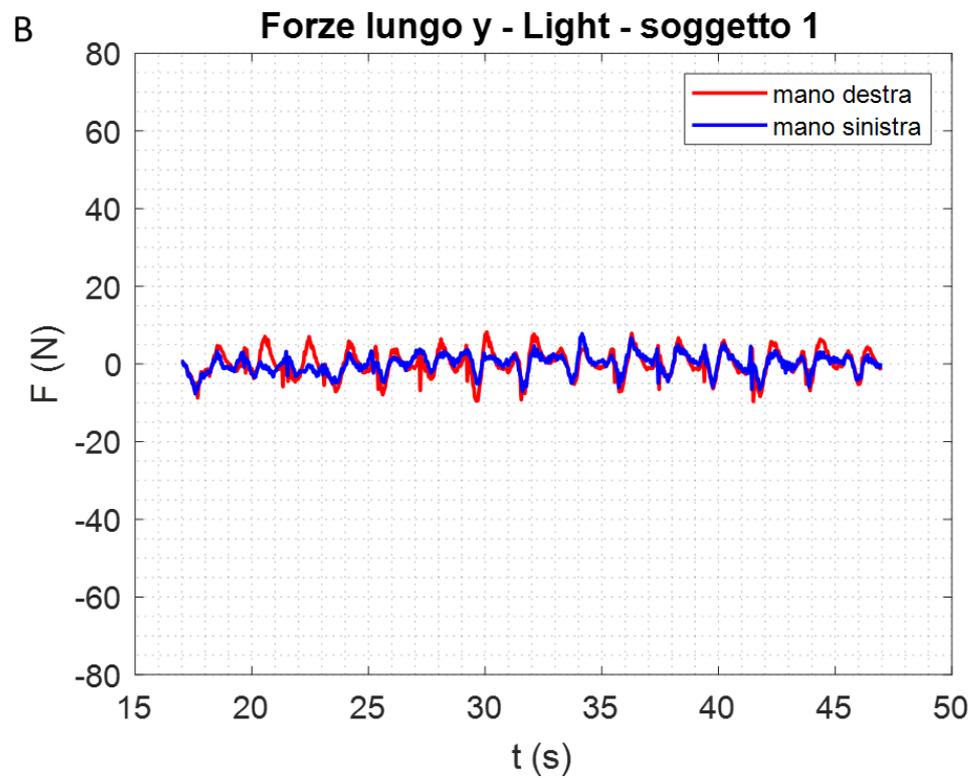
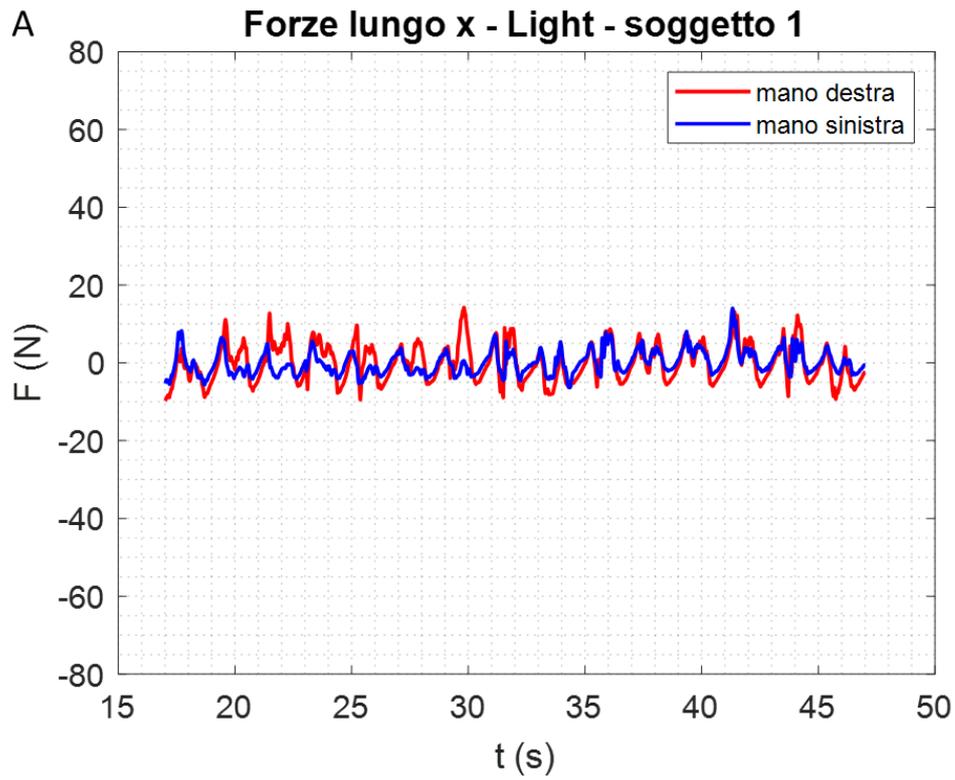


Figura 4.14- A) forza lungo asse x e B) forza lungo asse y esercitata dalla mano destra (rosso) e sinistra (blu) durante la prova 'Light'

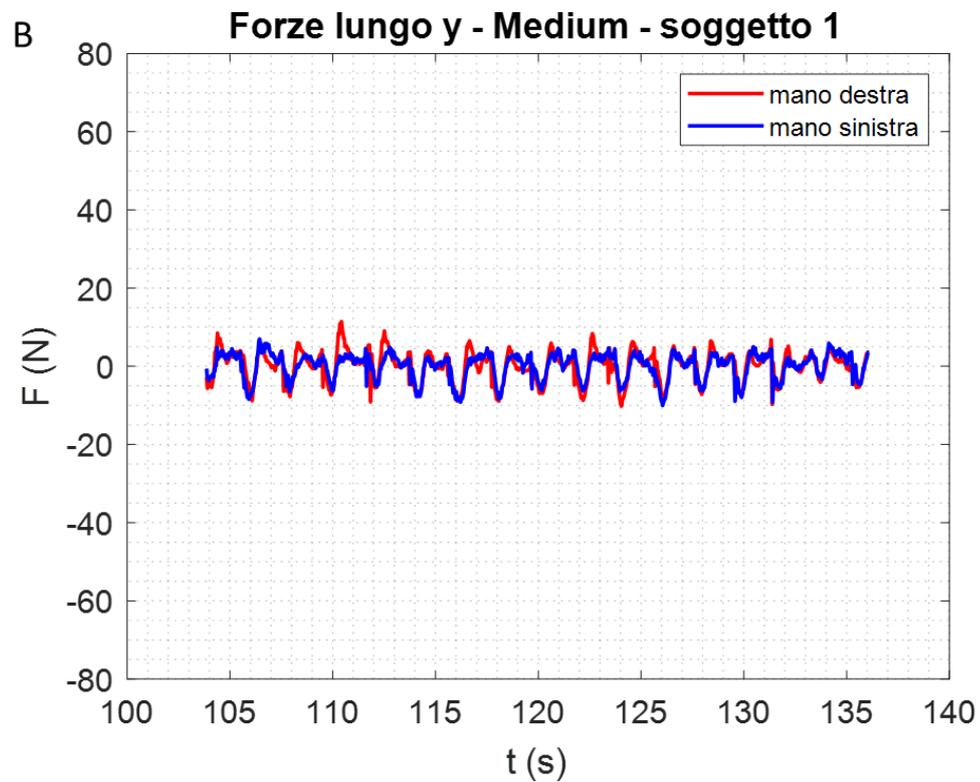
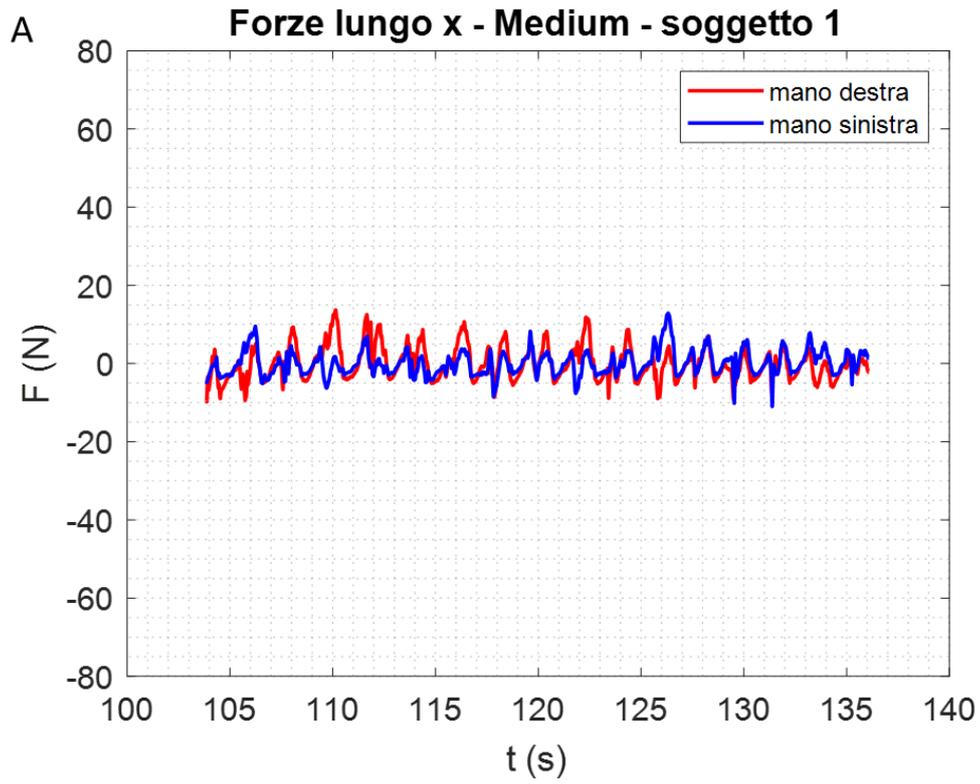


Figura 4.15- A) forza lungo asse x e B) forza lungo asse y esercitata dalla mano destra (rosso) e sinistra (blu) durante la prova 'Medium'

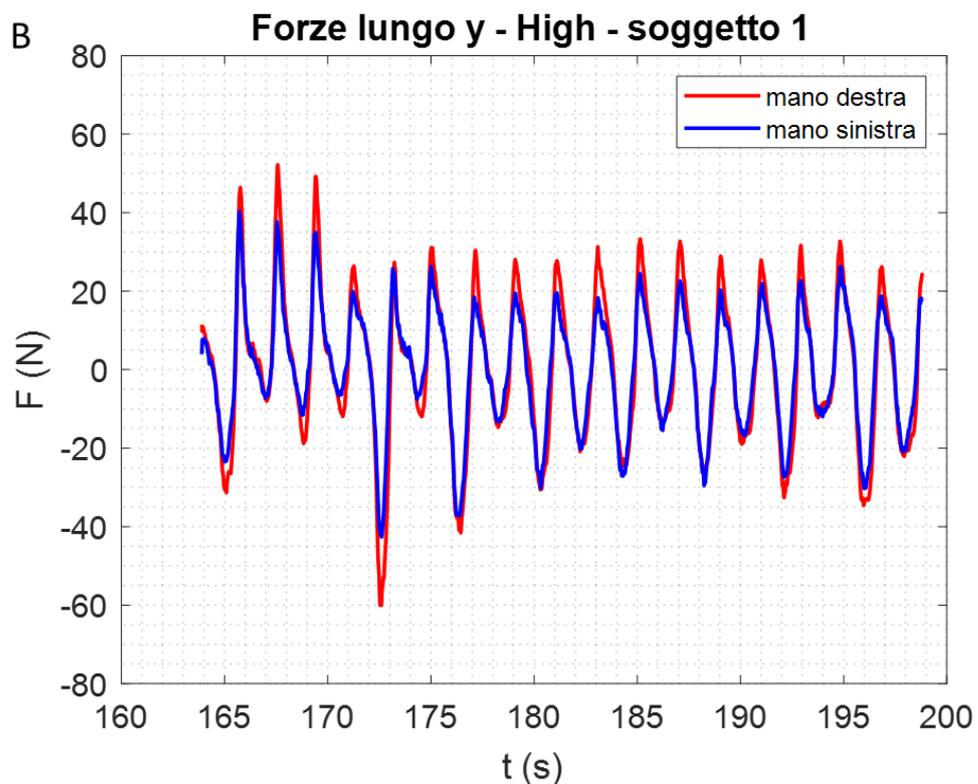
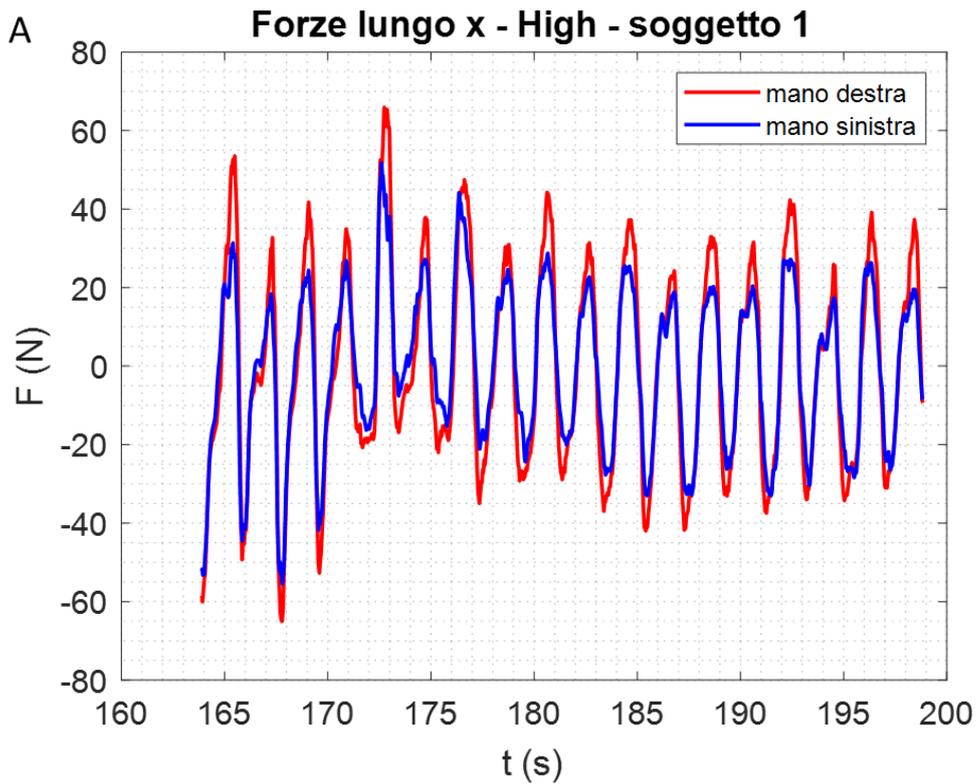


Figura 4.16- A) forza lungo asse x e B) forza lungo asse y esercitata dalla mano destra (rosso) e sinistra (blu) durante la prova 'High'

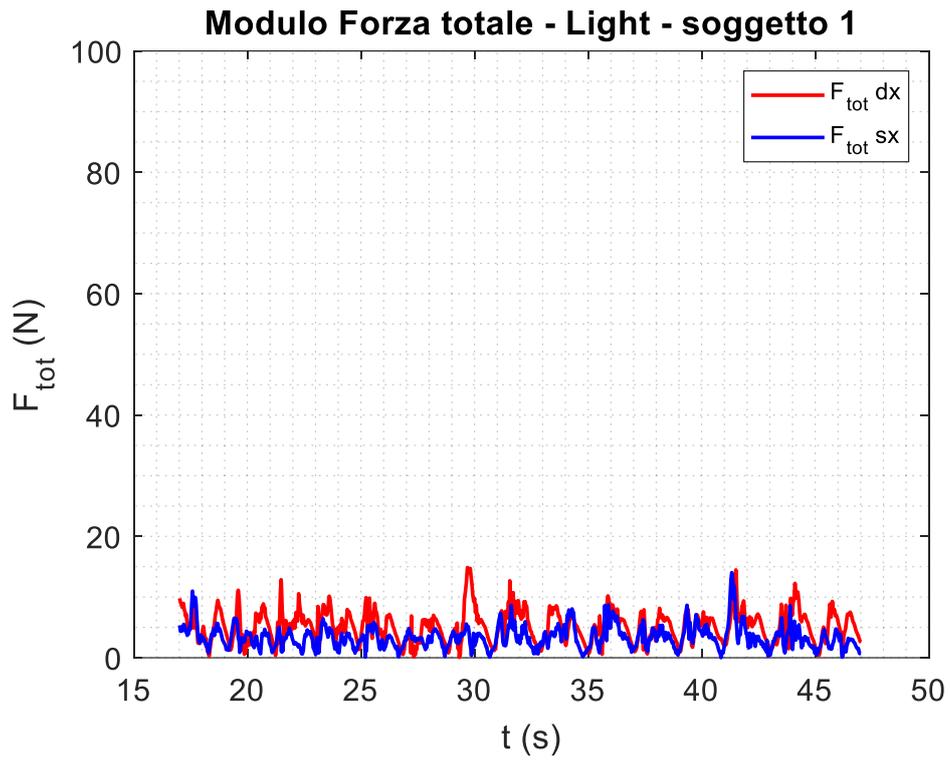


Figura 4.17- Modulo Forza totale mano destra (rosso) e mano sinistra (blu) durante la prova 'Light'

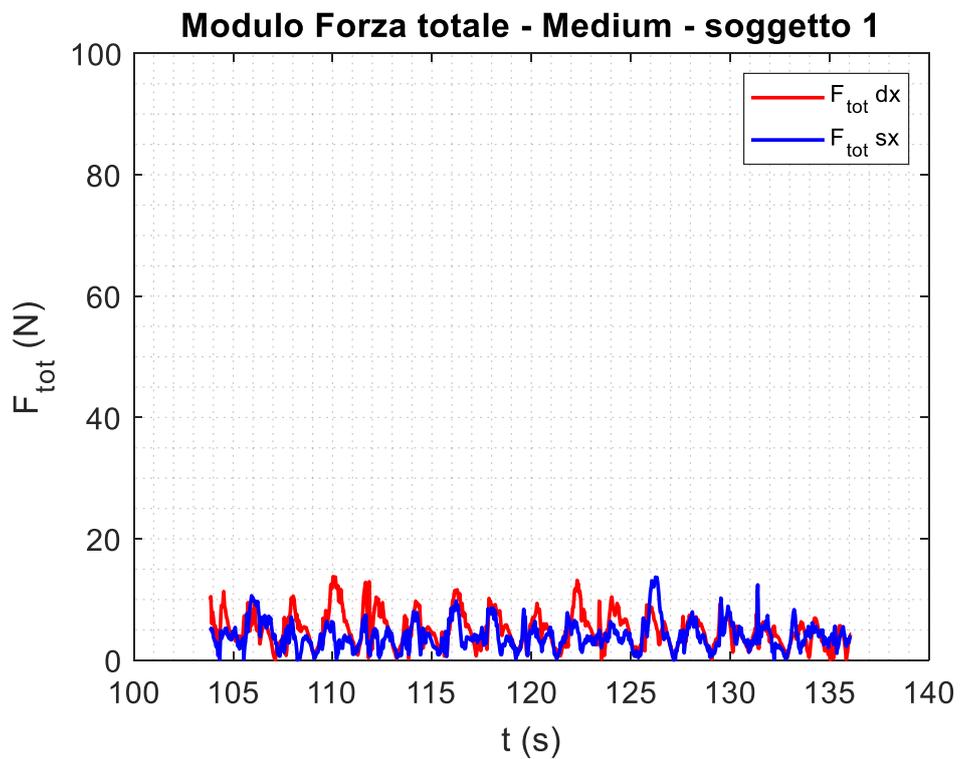


Figura 4.18- Modulo Forza totale mano destra (rosso) e mano sinistra (blu) durante la prova 'Medium'

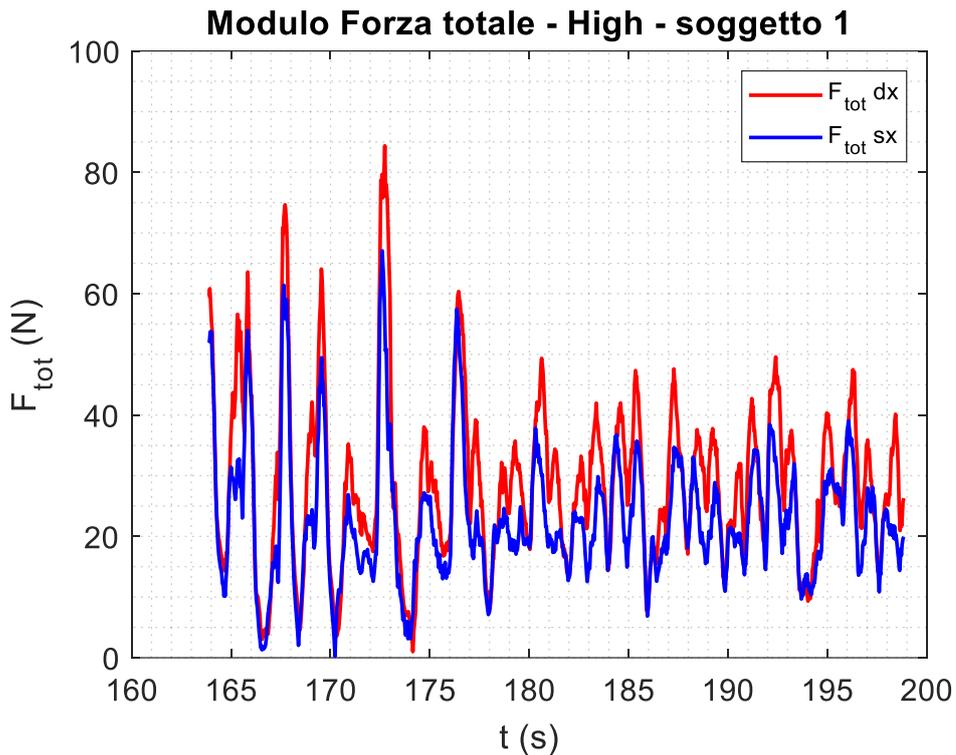


Figura 4.19- Modulo Forza totale mano destra (rosso) e mano sinistra (blu) durante la prova 'High'

4.3.2 Soggetto 2

Anche per il secondo soggetto vengono riportate in Figura 4.20 e Figura 4.21 le traiettorie tracciate dai marker sul soggetto e sul Krankcycle nel piano sagittale destro e sinistro rispettivamente, tra le diverse prove non ci sono differenze da evidenziare sulla traiettoria. Nella seguente Tabella 4.3 è riportata la cadenza media mantenuta durante le tre prove con i rispettivi valori di deviazione standard:

Cadenza media (rpm)	Light	Medium	High
Destra	$34,27 \pm 2,15$	$32,87 \pm 2,45$	$29,87 \pm 1,83$
Sinistra	$34,29 \pm 2,2$	$32,96 \pm 2,20$	$29,00 \pm 1,81$

Tabella 4.3- Cadenza media e deviazione standard della mano destra e sinistra durante le tre prove eseguite dal soggetto 2

Come è possibile osservare non c'è alcuna differenza tra mano dominante e non dominante e anche tra le diverse prove la cadenza rimane pressoché uguale e vicina alla frequenza imposta dal metronomo.

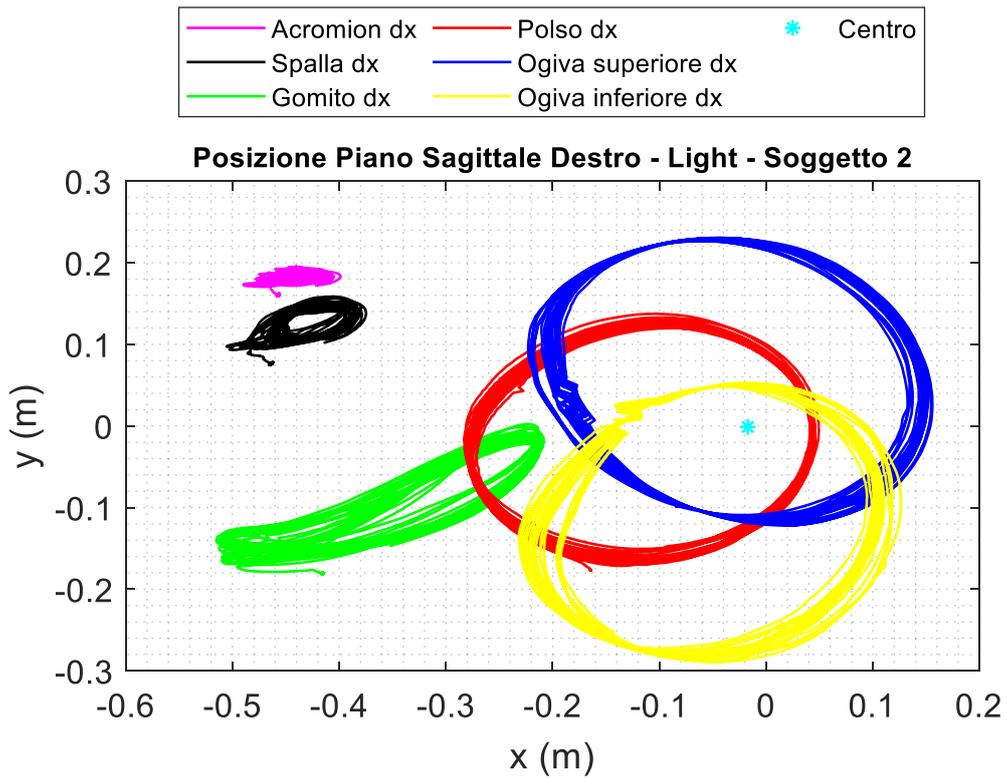


Figura 4.20- Andamento dei markers sul braccio destro nel piano sagittale durante la prova 'Light'

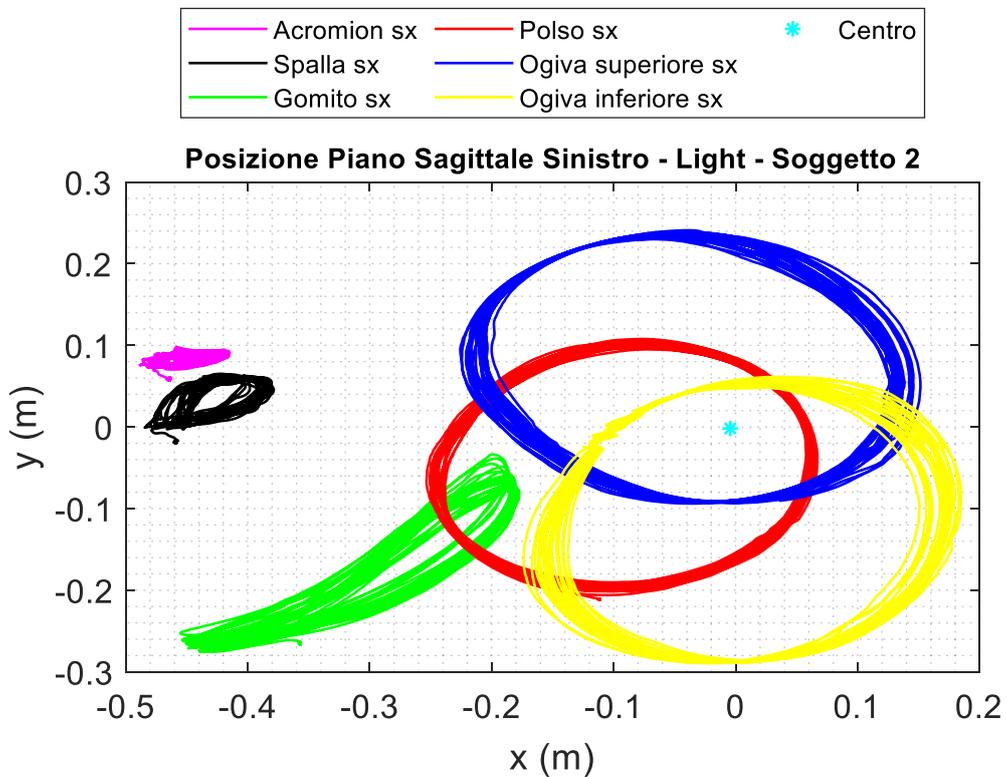


Figura 4.21- Andamento dei markers sul braccio sinistro nel piano sagittale durante la prova 'Light'

Vengono riportati i grafici relativi alle forze esercitate lungo le due direzioni x e y nelle tre prove eseguite dal secondo soggetto (Figura 4.22, Figura 4.23 e Figura 4.24). Rispetto al soggetto 1, nel soggetto 2 le differenze nella forza applicata tra arto dominante e non dominante non è molto pronunciata, così come non ci sono particolari differenze nella forza esercitata nelle tre diverse prove.

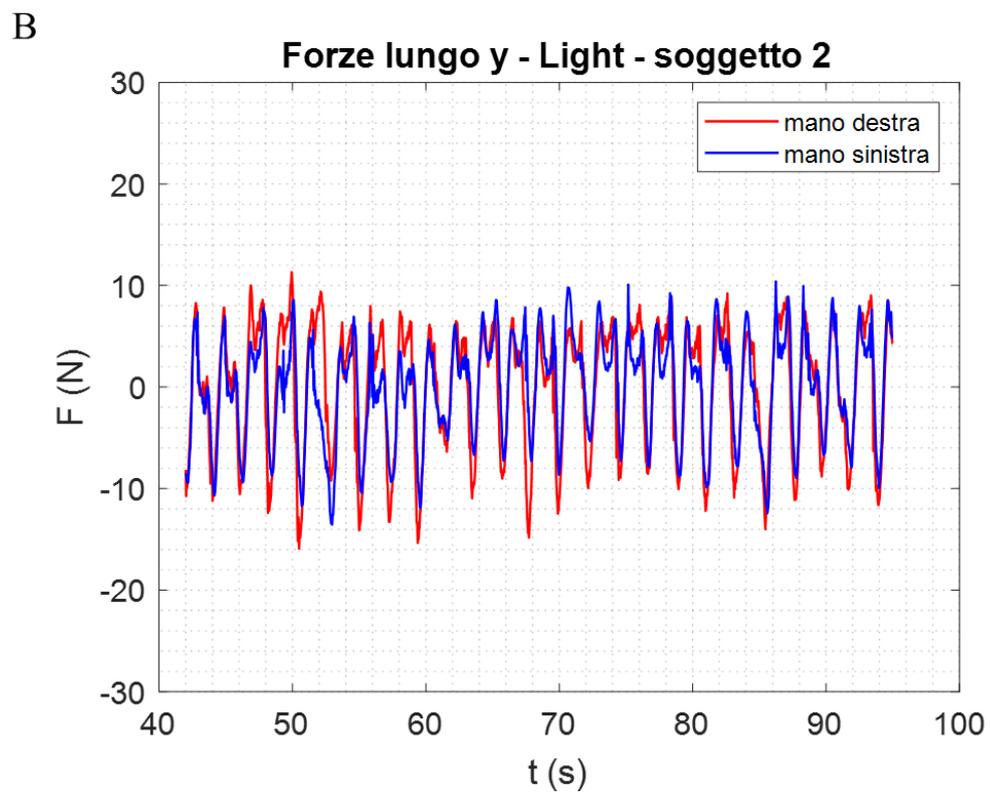
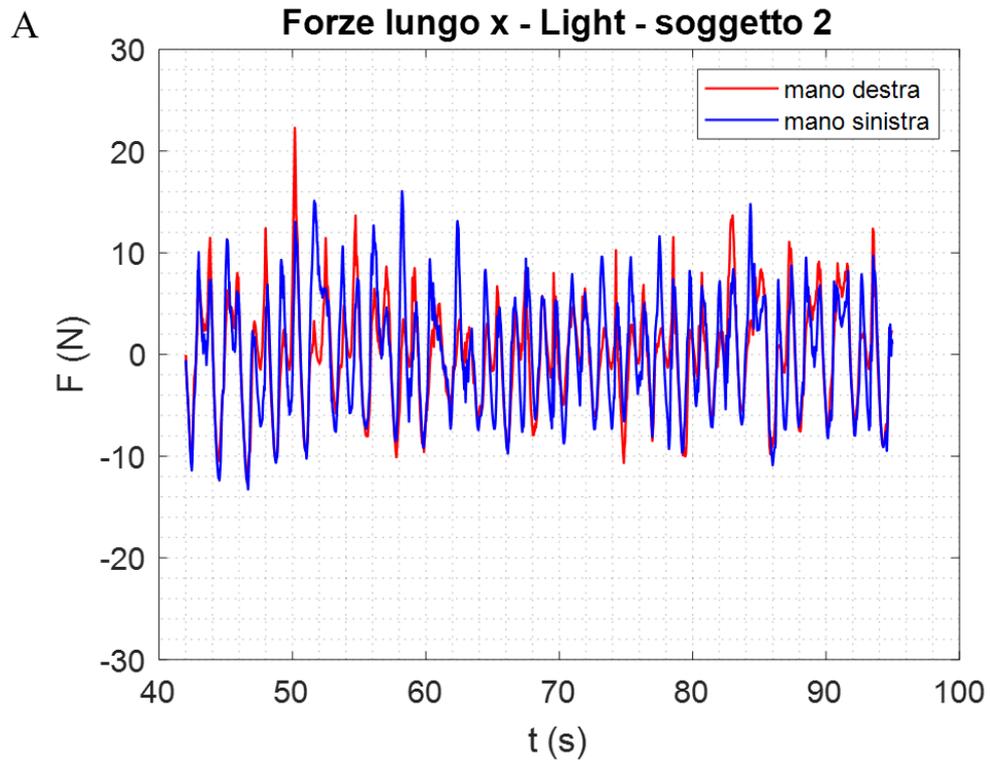


Figura 4.22- A) forza lungo asse x e B) forza lungo asse y esercitata dalla mano destra (rosso) e sinistra (blu) durante la prova 'Light'

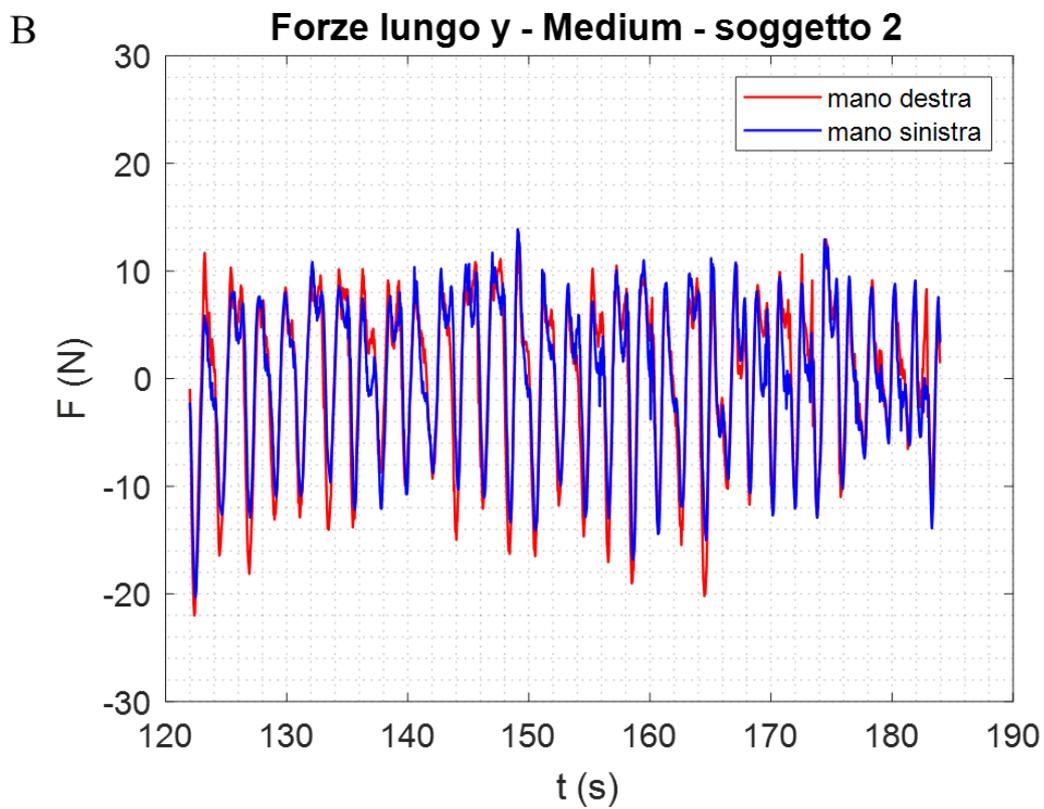
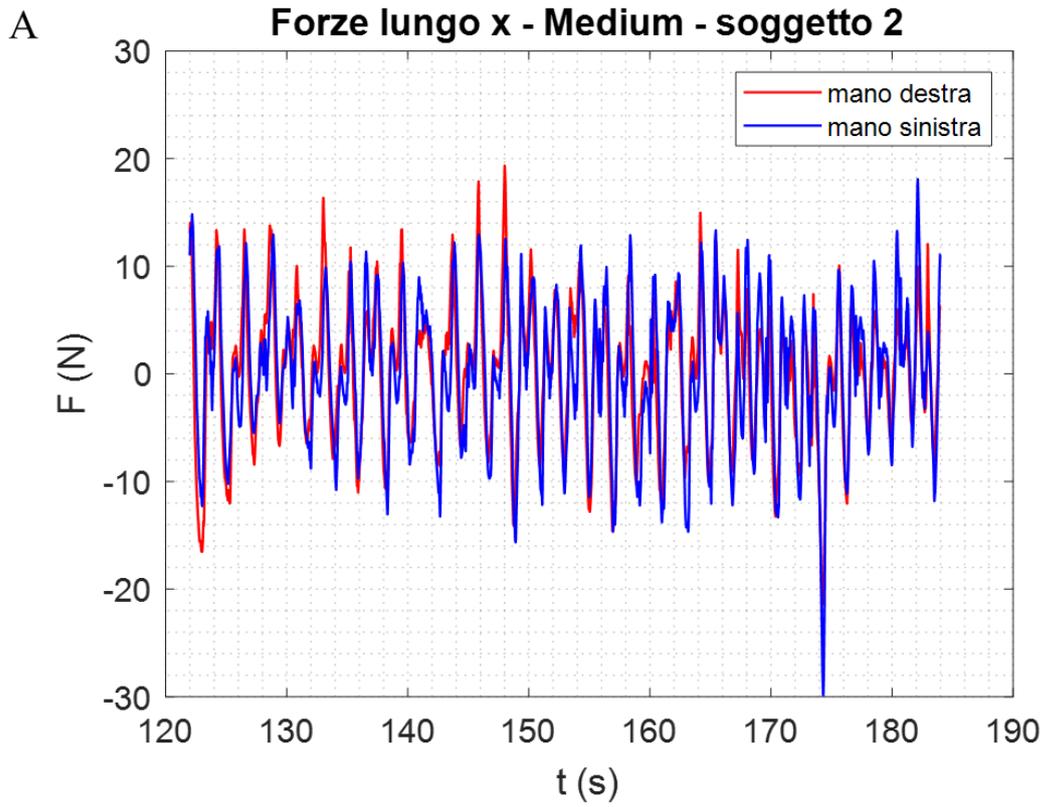


Figura 4.23- A) forza lungo asse x e B) forza lungo asse y esercitata dalla mano destra (rosso) e sinistra (blu) durante la prova 'Medium'

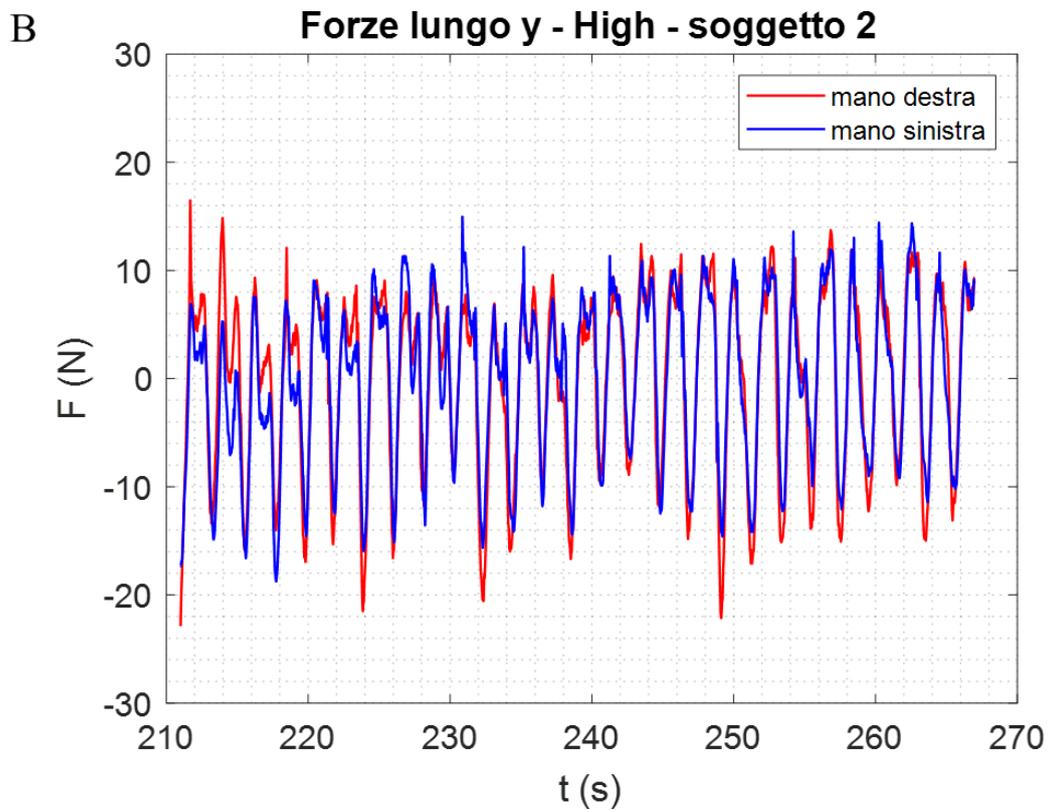
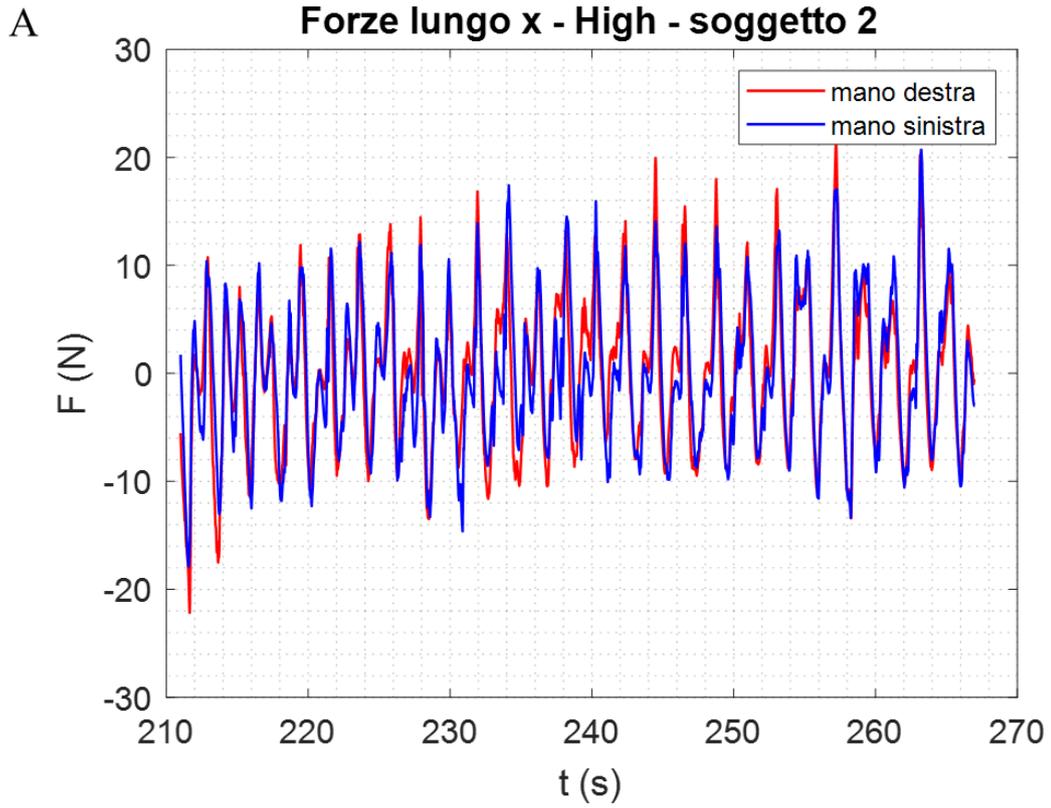


Figura 4.24- A) forza lungo asse x e B) forza lungo asse y esercitata dalla mano destra (rosso) e sinistra (blu) durante la prova 'High'

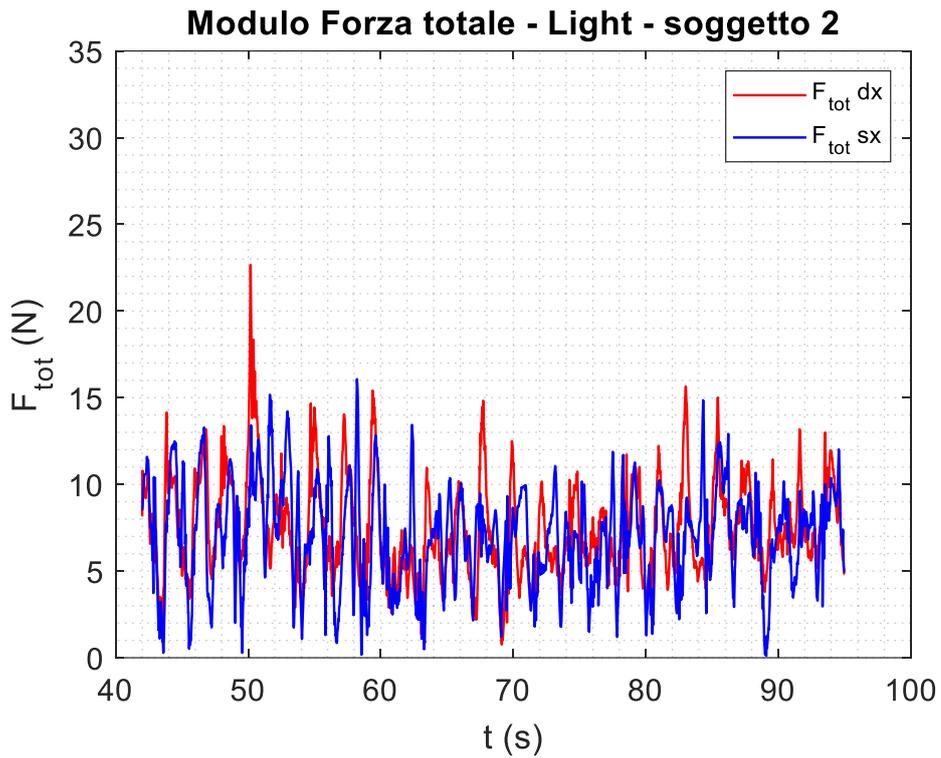


Figura 4.25- Modulo Forza totale mano destra (rosso) e mano sinistra (blu) durante la prova 'Light'

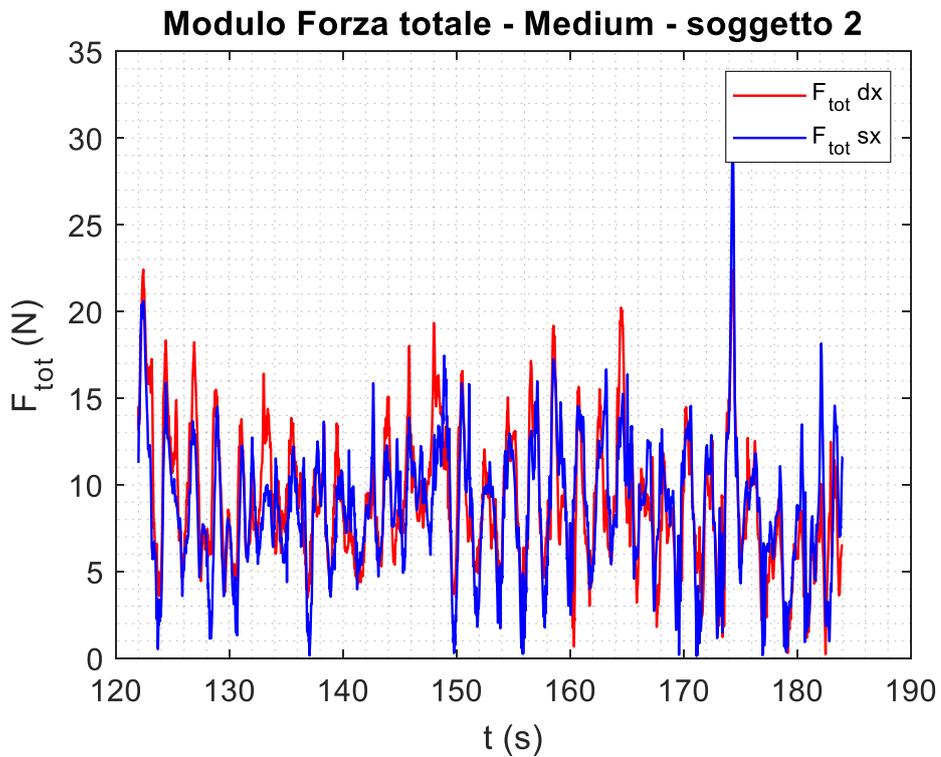


Figura 4.26- Modulo Forza totale mano destra (rosso) e mano sinistra (blu) durante la prova 'Medium'

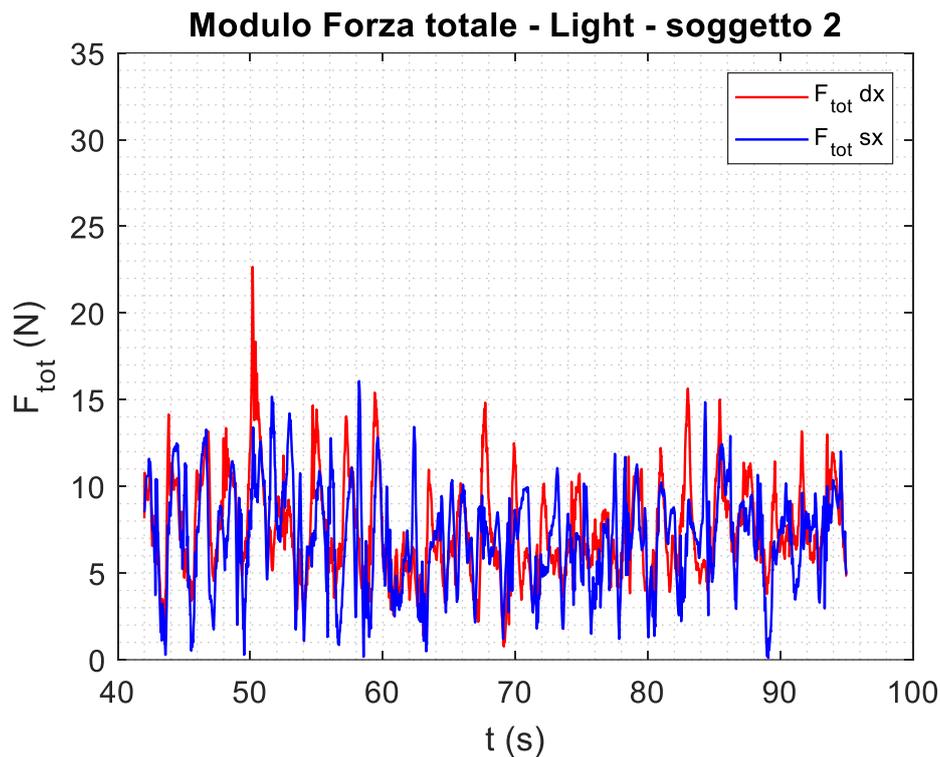


Figura 4.27-- Modulo Forza totale mano destra (rosso) e mano sinistra (blu) durante la prova 'High'

4.3.3 *Discussione*

Le prove realizzate sono necessarie affinché si possa determinare la coppia frenante da adottare durante le prove, la cadenza, stabilire la posizione dei markers sugli arti superiori, la collocazione delle barre e il processo di sincronizzazione. Per quanto riguarda la coppia frenante, ai soggetti è chiesto per quale prova la resistenza sul freno è più comoda, entrambi non hanno sentito nessuna particolare differenza tra le prime due prove e l'attrito generato dal freno non rende il kranking particolarmente performante, mentre durante la terza prova, anche se leggermente più faticosa, si realizza un buon kranking. D'altra parte, i markers posizionati sul braccio sono ben visibili per entrambe le telecamere, quindi si mantiene questa posizione delle barre, non parallele tra di loro e poste alle spalle del soggetto.

Capitolo 5:

PROVE SPERIMENTALI SU SOGGETTI SANI

5.1 Materiali e metodi

5.1.1 Partecipanti

Nello studio sono stati coinvolti 10 soggetti, di sesso maschile. Tutti i partecipanti hanno dichiarato di non avere alcuna malattia neurologica o muscolo-scheletrica. Tutti i soggetti sono stati informati nel dettaglio del protocollo utilizzato e dell'assenza di invasività durante i test.

In Tabella 5.1 vengono riportate la media e la deviazione standard delle caratteristiche antropometriche dei soggetti:

Età (anni)	25,7 ($\pm 3,16$)
Altezza (m)	1,81 ($\pm 0,076$)
Peso (kg)	73,8 ($\pm 9,27$)
BMI (kg/m²)	22,38 ($\pm 1,32$)

Tabella 5.1- Media e deviazione standard delle caratteristiche antropometriche dei partecipanti

5.1.2 Strumentazione

Le prove sono state realizzate all'interno del Laboratorio di Meccanica del Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale, nel quale erano già stati eseguiti i precedenti test (Figura 5.1).

La strumentazione si compone di due barre Optitrack V120:Trio (con frequenza di campionamento fino a 120 Hz), del Krankcycle e di due computer, collegati ognuno ad una barra, utilizzati per il post-processamento e la visualizzazione del biofeedback. Su ogni impugnatura del Krankcycle sono stati posizionati 5 marker passivi riflessivi con del biadesivo (Figura 5.2).

Il Krankcycle è stato posizionato centralmente, tra le due barre V120:Trio, che hanno registrato il movimento dei marker sull'impugnatura.

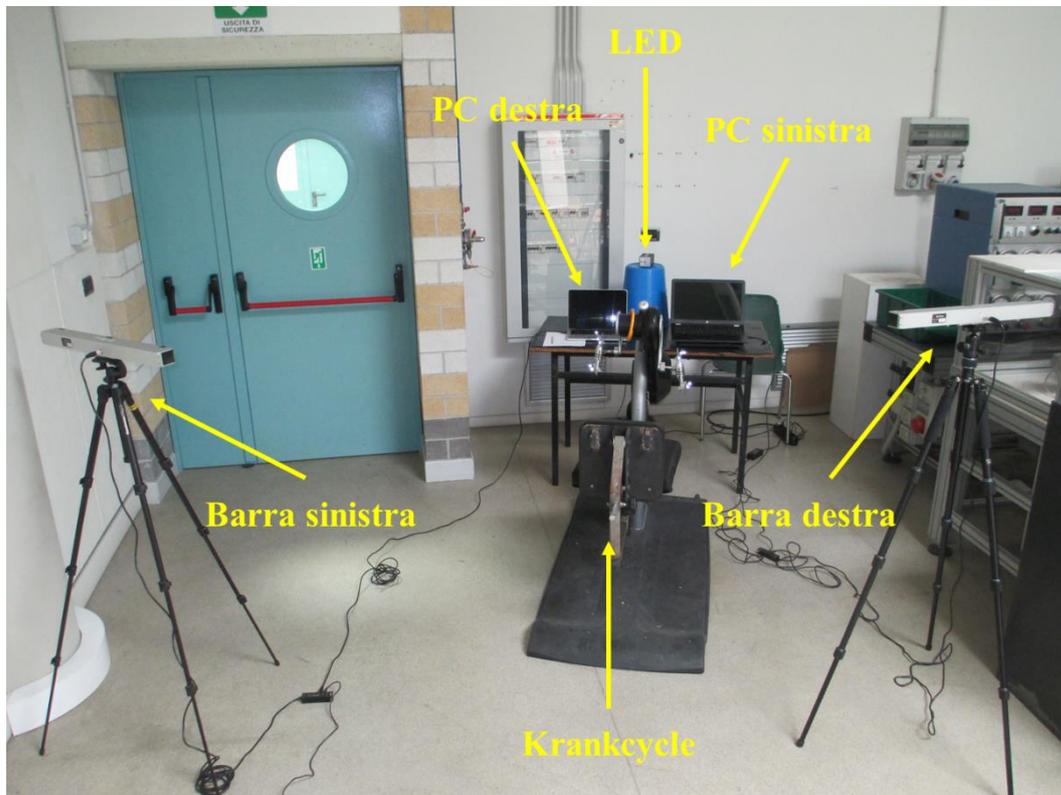


Figura 5.1- Foto del laboratorio in cui si sono state svolte le prove



Figura 5.2- Impugnatura con 5 marker

5.1.3 Protocollo

Prima di procedere con le prove, si è realizzata un'acquisizione statica con 3 marker sulla manovella destra e tre marker sulla manovella sinistra del Krankcycle. In questo modo si sono definiti i due sistemi di riferimento in cui sono stati riportati i dati acquisiti dalle due barre. La creazione di questi due sistemi è stata precedentemente spiegata nel Capitolo 4.

Ogni soggetto si è accomodato sul Krankcycle ha scelto la distanza più confortevole tra busto e strumento. Di fronte al soggetto sono stati posizionati i due schermi dei computer, uno a destra e uno a sinistra, sui quali, durante le prove in cui era previsto, è rappresentato un biofeedback. Dopo un'attenta analisi, è stato scelto di usare un biofeedback che rappresenti la cadenza, in modo che i soggetti durante la prova potessero equilibrare i due arti e mantenere la simmetria, che, come visto in letteratura, rende più efficace la riabilitazione. Il biofeedback utilizzato è stata una barra per

indicare la cadenza di pedalata. La barra è diventata verde in prossimità del valore di cadenza imposto nel range ± 1 , gialla in caso contrario. La cadenza target è rappresentata tramite una linea rossa (Figura 5.3).

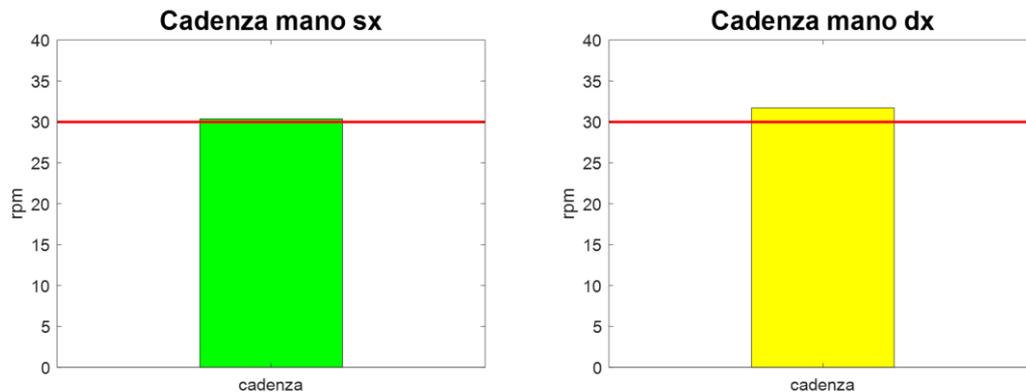


Figura 5.3- Biofeedback di cadenza

Ai soggetti è stato chiesto di realizzare in tutto 12 diverse prove di pedalata, ognuna di durata pari a 1 minuto (Figura 5.4).



Figura 5.4- Foto di un partecipante mentre esegue una prova con biofeedback

Le prove sono state realizzate con 3 cadenze diverse: 30 rpm, 50 rpm e 70 rpm.

Ogni prova viene ripetuta con la stessa cadenza in 4 condizioni diverse:

1. *No biofeedback – no metronomo (NN)*. Il metronomo ha scandito il tempo per i primi secondi, mentre i soggetti ancora non pedalavano, durante i quali i

soggetti hanno potuto memorizzarlo. Poi è stato tolto e la prova è continuata autonomamente cercando di mantenere lo stesso ritmo;

2. *Si biofeedback – no metronomo (SN)*. Viene visualizzato il biofeedback, ma non viene fornito l’input del metronomo.
3. *No biofeedback – sì metronomo (NS)*. Il metronomo ha scandito il tempo per tutta la durata della prova, senza che i soggetti avessero la possibilità di visualizzare il biofeedback;
4. *Si biofeedback – si metronomo (SS)*. Queste prove sono state sostenute sia con l’input del metronomo che con il biofeedback delle barre.

Dunque, in totale le prove effettuate sono 12 e sono riportate in Tabella 5.2:

Prova	Cadenza (rpm)	Biofeedback	Metronomo	Nome prova
1	30	NO	NO	30 NN
2	30	Sì	NO	30 SN
3	30	NO	SI	30 NS
4	30	Sì	Si	30 SS
5	50	NO	NO	50 NN
6	50	Sì	NO	50 SN
7	50	NO	Si	50 NS
8	50	Sì	Si	50 SS
9	70	NO	NO	70 NN
10	70	Sì	NO	70 SN
11	70	NO	Si	70 NS
12	70	Sì	Si	70 SS

Tabella 5.2- Le 12 prove del test

Le prove non sono state realizzate sempre con lo stesso ordine, ma sono state randomizzate, con l’obiettivo di escludere l’influenza dell’apprendimento. Nella tabella sottostante Tabella 5.3 è riportata la randomizzazione adottata per i 12 soggetti.

Soggetto	Prove											
1	10	4	5	2	9	7	3	11	6	12	1	8
2	8	10	11	6	9	4	5	1	7	3	2	12
3	4	9	2	6	5	11	10	12	1	7	8	3
4	7	6	12	3	10	8	11	5	4	1	2	9
5	8	9	12	2	10	3	7	4	1	11	5	6
6	5	2	6	4	9	8	12	11	7	1	10	3
7	8	7	12	2	5	9	6	4	3	10	1	11
8	3	5	9	11	7	4	2	8	1	10	12	6
9	11	4	5	12	3	9	1	2	8	6	7	10
10	6	3	11	7	8	5	1	2	4	9	10	12

Tabella 5.3- Randomizzazione delle 12 prove per i 10 soggetti

Tra una prova e quella successiva c'è stato un intervallo di tempo in cui il soggetto si riposava e quando si sentiva pronto riprendeva con le prove. Prima di procedere con le prove, il soggetto ha effettuato una fase di preparazione per familiarizzare con lo strumento. Inoltre, il freno è stato impostato da ogni singolo soggetto. Ad ogni partecipante è stata posta la seguente domanda: “Se dovessi ripetere questo esercizio per un’ora di allenamento con cadenza pari a 70 rpm, quale resistenza imposteresti?” Rispondendo alla domanda il soggetto ha girato la manopola del freno, scegliendo la resistenza adeguata a sé stesso.

Prima che il soggetto procedesse con la prova, le due barre V120:Trio sono state sincronizzate con un LED, con lo stesso procedimento visto nel capitolo 4.

5.1.4 Creazione del corpo rigido

Per ottenere un biofeedback in real-time è necessario che i due sistemi di acquisizione optoelettronici possano trasmettere i dati registrati in tempo reale al software Matlab. Per poter registrare in Matlab in real-time è necessario scaricare il pacchetto NatNet SDK. NatNet SDK è un kit di sviluppo di rete che consente di registrare da un server di tracciamento (come Motive) in varie applicazioni client (esempio Matlab). Usando SDK è possibile sviluppare applicazioni client personalizzate che ricevono pacchetti di dati contenenti informazioni di rilevamento in real-time e inviano comandi remoti

al server connesso. L'interfaccia .NET e il programma MatNet.m permettendo di ottenere lo streaming live di markers che costituiscono corpi rigidi o scheletri. MatNet funziona direttamente con il core Matlab, senza richiedere ulteriori moduli Matlab.

Nel seguente studio è stato definito un corpo rigido in Motive formato da cinque markers interconnessi tra di loro. È fondamentale assumere che l'oggetto tracciato sia indeformabile (definizione di corpo rigido). I 5 markers non sono stati disposti in modo simmetrico, infatti la simmetria rende difficile l'identificazione, mentre l'asimmetria fornisce una chiara distinzione dell'orientamento. Per poter ottenere questa configurazione di markers è stata creata appositamente una struttura sull'impugnatura. In questo modo, tramite Motive si è potuto calcolare il centro geometrico del corpo rigido e determinare posizione e orientamento (Figura 5.5).



Figura 5.5- Creazione corpo rigido in Motive

Tuttavia, il punto di interesse per la specifica applicazione era quello di applicazione delle forze al centro dell'impugnatura (C_0). Per ricavare questo punto si sono trovate le coordinate del centro della circonferenza tracciata dal centro del corpo rigido. Tramite il raggio geometrico di tale circonferenza, rappresentato dalla distanza tra il centro del corpo rigido e il centro dell'impugnatura, è stato possibile costruire l'algoritmo per calcolare la velocità di rotazione ω .

5.1.5 Analisi dei dati

Lo streaming live prevedeva che fossero contemporaneamente aperti i due software (Matlab e Motive) e l'algoritmo Matlab è stato realizzato in modo tale che premendo "Run" nello stesso momento si avviasse automaticamente la registrazione in Motive. L'algoritmo è stato costruito realizzando un ciclo for, all'interno del quale vengono memorizzate le coordinate del centro del corpo rigido campione per campione. La frequenza di campionamento era quella impostata in Motive, 120 Hz. In primo luogo, il vettore con le coordinate del punto è stato premoltiplicato per la matrice di trasformazione (per la barra destra l'Eq. 5.3, per la barra sinistra l'Eq. 5.4). In secondo luogo, è stata ricavata la posizione angolare ϕ del corpo rigido (Eq. 5.6), utilizzando la funzione *atan2*, per ottenere un angolo compreso tra π e $-\pi$ (Figura 5.6). Successivamente è stato computato il tempo trascorso tra due cicli consecutivi (Δt), da cui è ottenuta la cadenza come segue:

$$\omega = 2\pi/\Delta t \text{ rad/s}$$

Terminato il ciclo for, si interrompe anche il record.

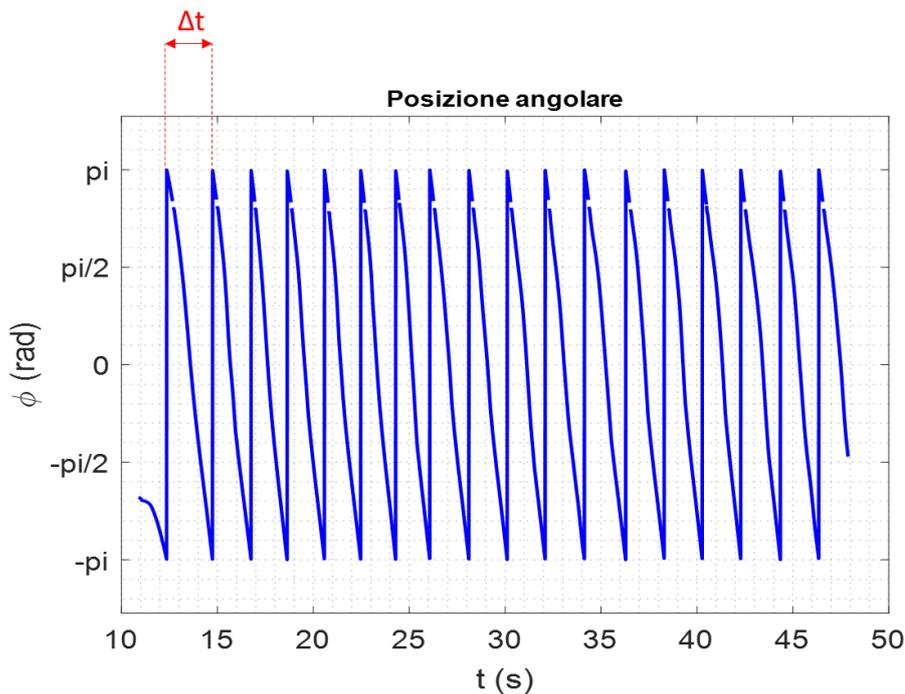


Figura 5.6- Andamento posizione angolare ϕ e calcolo della cadenza

Siccome il software Motive può ricevere i dati esclusivamente da una barra V12:Trio, le due barre sono state collegate da due PC diversi. I dati per ottenere il biofeedback

sono stati elaborati distintamente sui due computer, motivo per il quale sono stati usati due schermi per le due braccia.

Per l'analisi post-processing sono stati esportate da Motive in formato Excel le informazioni relative al corpo rigido, e i marker che lo compongono, in modo da ricavare la cinematica dell'esercizio. In primo luogo, le coordinate x, y e z registrate dalle barre sono state premoltiplicate per la matrice di trasformazione (Equazioni 5.3 e 5.4) per ottenere le coordinate del corpo rigido nei due sistemi di riferimento fissi. I primi campioni, relativi ai cicli iniziali realizzati da ogni soggetto, sono stati tagliati, tenendo conto di una fase di adattamento alla nuova condizione di prova.

Per le diverse prove si è valutata la variazione della cadenza rispetto a quella imposta, andando ad osservare le fluttuazioni della cadenza della mano destra e della mano sinistra. Inoltre, si è calcolata la durata delle diverse fasi, dividendo la traiettoria in due macro fasi push e pull (Figura 5.7), ma anche in sei sottofasi più piccole: press down, pull down, pull up, lift up, push up, push down (Figura 5.8) (Krämer, et al., 2010). Un ulteriore obiettivo è stato quello di valutare se le durate di queste fasi variassero al variare delle condizioni di prova.

La pedalata è un movimento sinergico, il che significa che durante l'handcycling sono coinvolti diversi muscoli, e alcuni anche contemporaneamente. Infatti, in generale si è osservato che durante l'handbiking si verificano le seguenti attivazioni muscolari (Smith, et al., 2006), (Litzenberger, et al., 2016), (Faupin, et al., 2010):

- nella fase di pull, tra 0° e 180° , si attiva il bicipite;
- nella fase di push, tra 180° e 360° , si attiva il tricipite;
- nella fase di salita, tra 90° e 270° , si aziona anche il deltoide anteriore;
- Nella fase di discesa, tra 270° e 90° , si aziona anche deltoide posteriore.

Per cui, dai parametri ricavati dalle fasi del ciclo è possibile ottenere informazioni utili che rispecchiano lo stato motorio degli arti superiori, in particolar modo in caso di soggetti con disabilità, come gli emiplegici.

Infine, si è calcolato lo sfasamento tra mano destra e mano sinistra nelle diverse condizioni di feedback per valutare la simmetria.

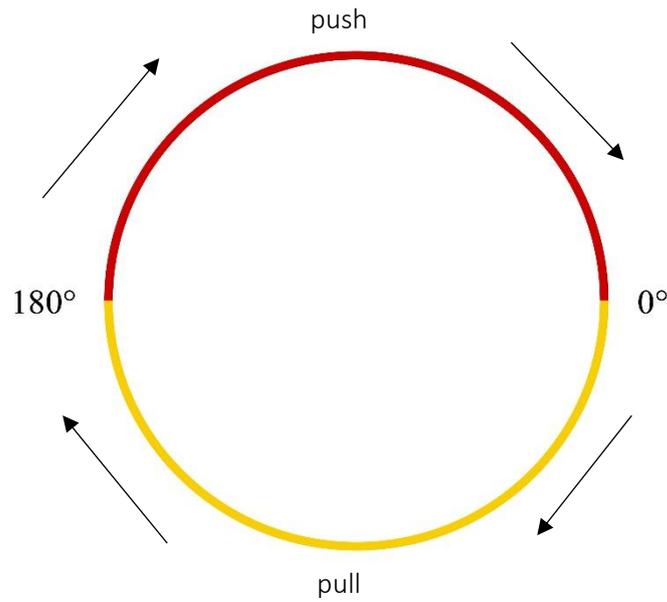


Figura 5.7 Divisione del ciclo in push e pull

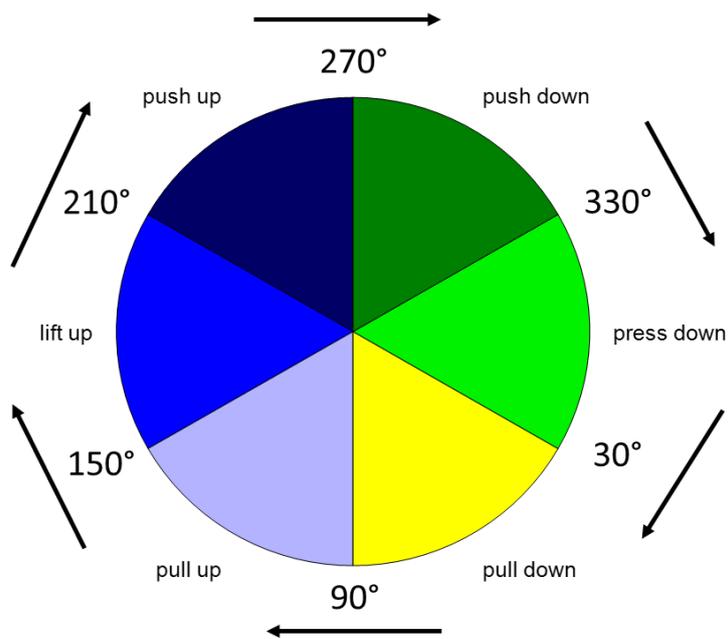


Figura 5.8- Divisione del ciclo in push up, push down, press down, pull down, pull up, lift up

5.2 Risultati e discussione

Di seguito vengono riportati i grafici che rappresentano le medie delle cadenze e le rispettive deviazioni standard. I 3 grafici si riferiscono ad ogni cadenza usata durante le prove (Figura 5.9, Figura 5.10, Figura 5.11) e in ognuno vengono confrontate le 4 diverse condizioni per entrambi gli arti.

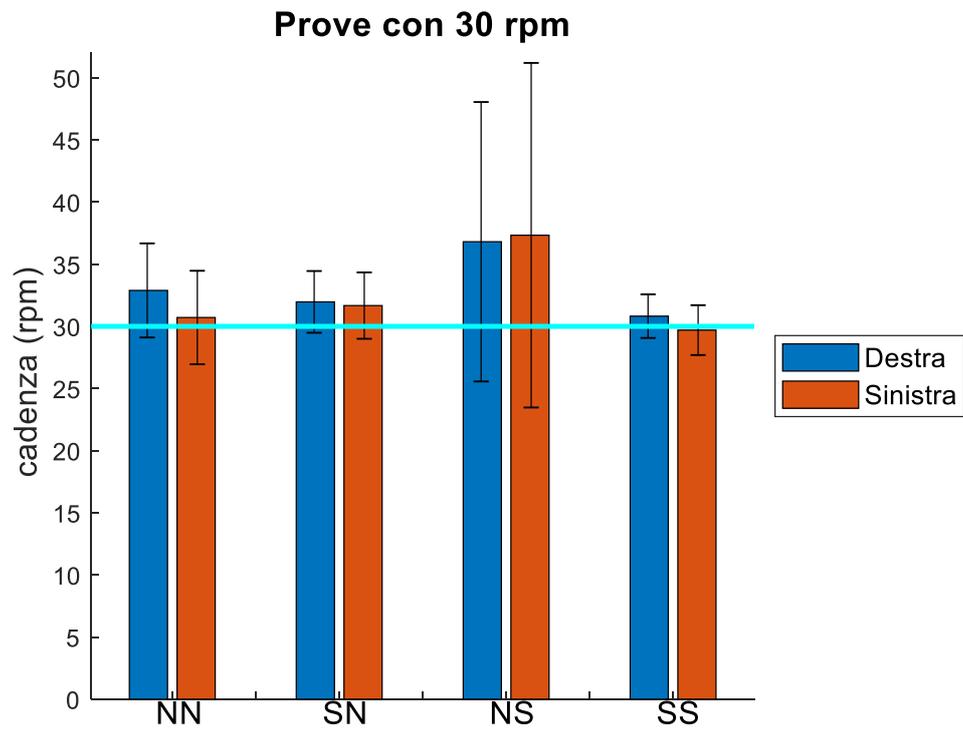


Figura 5.9- Cadenza media e deviazione standard per le diverse condizioni e cadenza imposta pari a 30 rpm

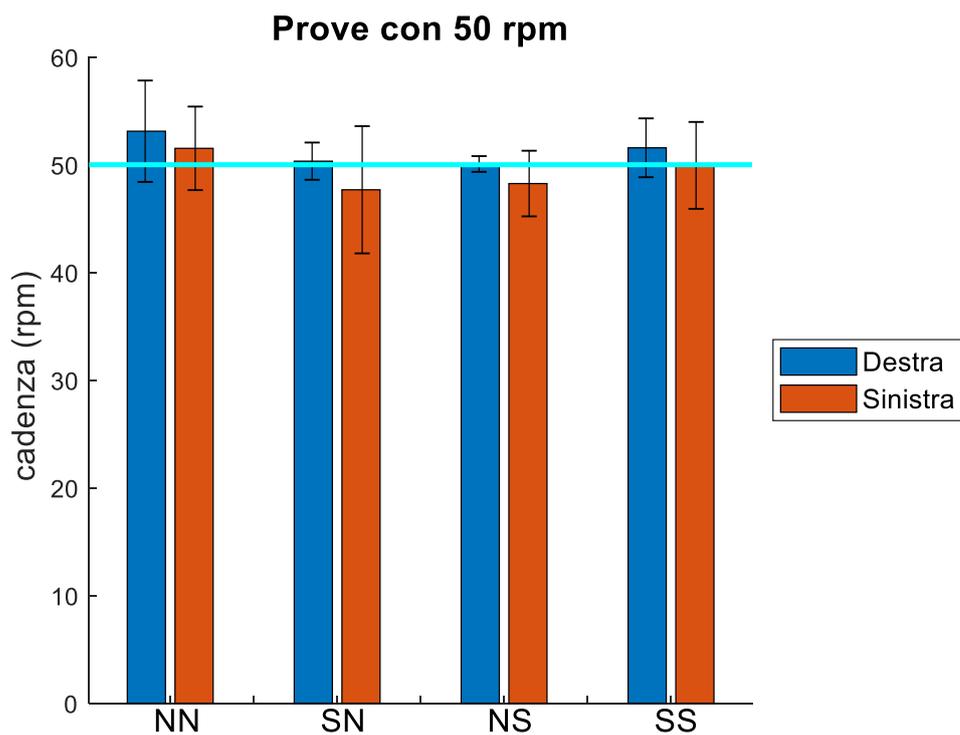


Figura 5.10- Cadenza media e deviazione standard per le diverse condizioni e cadenza imposta pari a 50 rpm

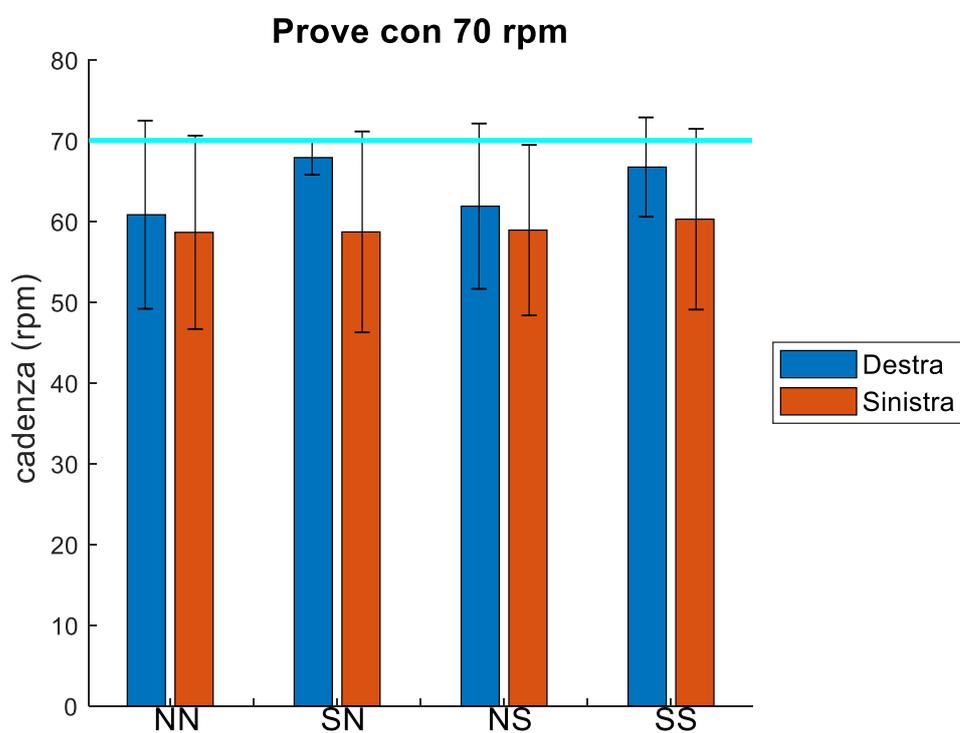


Figura 5.11- Cadenza media e deviazione standard per le diverse condizioni e cadenza imposta pari a 70 rpm

In primo luogo, si può osservare che le prove realizzate con una cadenza pari a 70 rpm presentano una minore simmetria tra mano destra e mano sinistra; inoltre le cadenze medie sono più basse rispetto alla cadenza target imposta e le varie prove hanno elevati valori di deviazione standard. Ciò può essere dovuto ad alcuni fattori. Prima di tutto i soggetti erano tutti destromani. In secondo luogo, i partecipanti hanno trovato difficoltà a mantenere una cadenza così alta, perché non atleti: infatti, le cadenze medie sono molto lontane dalla cadenza target imposta, tranne che per la mano destra nei casi in cui viene fornito il biofeedback (SN). L'impostazione soggettiva del freno potrebbe essere la causa della elevata variabilità nelle prove: ogni soggetto, in base alla domanda posta prima dell'inizio delle prove, si è regolato autonomamente la resistenza del freno. Così, alcuni partecipanti sono riusciti a rispondere bene alla domanda impostando un freno adeguato, altri invece hanno impostato una coppia resistente troppo alta che non ha permesso loro di pedalare per l'intera prova con una cadenza elevata e costante.

Le prove realizzate con 30 rpm e 50 rpm presentano caratteristiche diverse rispetto alle prove con cadenza pari a 70 rpm. Difatti, le prove con maggiore simmetria e con un ritmo di pedalata vicino alla cadenza imposta sono le prove con cadenza pari a 50 rpm. Il confronto tra arto destro e sinistro per 50 giri/min non ha però in generale una differenza significativa (Tabella 5.4). Al termine delle prove, un numero elevato di soggetti ha dichiarato di aver avuto minore difficoltà a pedalare con la cadenza intermedia, in quanto anche pedalare con una frequenza bassa pari a 30 rpm è risultato complicato. Inoltre, si può osservare che la deviazione standard è minore nelle condizioni SN, NS e SS, mentre è maggiore nella condizione NN, in quanto ogni soggetto ha un senso del ritmo diverso. Infine, le prove con cadenza pari a 30 rpm e 50 rpm realizzate in condizione NN hanno una minore simmetria (per 50 giri/min $p=0,4$ e per 30giri/min $p=0,28$) e una cadenza lontana da quella target. Dunque, affinché il soggetto realizzi la prova con una cadenza appropriata e una maggiore simmetria tra arto dominante e arto non dominante, la presenza di un biofeedback e/o input risulta essere d'aiuto.

50 giri/min	p value	30 giri/min	p value	70 giri/min	p value
NN	0,405	NN	0,279	NN	0,382
SN	0,620	SN	0,500	SN	0,014
NS	0,442	NS	0,165	NS	0,382
SS	0,328	SS	0,442	SS	0,005

Tabella 5.4- p-value nel confronto tra mano destra e sinistra delle cadenze per le diverse condizioni

p-value	30 rpm	destra	sinistra	50 rpm	destra	sinistra	70 rpm	destra	sinistra
NN	0,017*	0,115	0,153	0,4429	0,001*	0,001*			
SN	0,001*	0,017*	0,4429	0,4429	6E-05*	0,001*			
NS	0,017*	0,017*	1	0,1153	6E-05*	6E-05*			
SS	0,115	0,443	0,1153	0,4429	6E-05*	6E-05*			

Tabella 5.5- p-value confronto della cadenza di pedalata con quella imposta per le diverse condizioni. * $p < 0,05$

Il ciclo viene suddiviso nelle fasi di pull e di push, la cui durata in percentuale per diverse cadenze è rappresentata nei grafici sottostanti (Figura 5.12, Figura 5.13, Figura 5.14, Figura 5.15, Figura 5.16, Figura 5.17). Sull'asse delle x è riportata la durata in percentuale dell'intero ciclo, sull'asse delle y la posizione angolare ϕ .

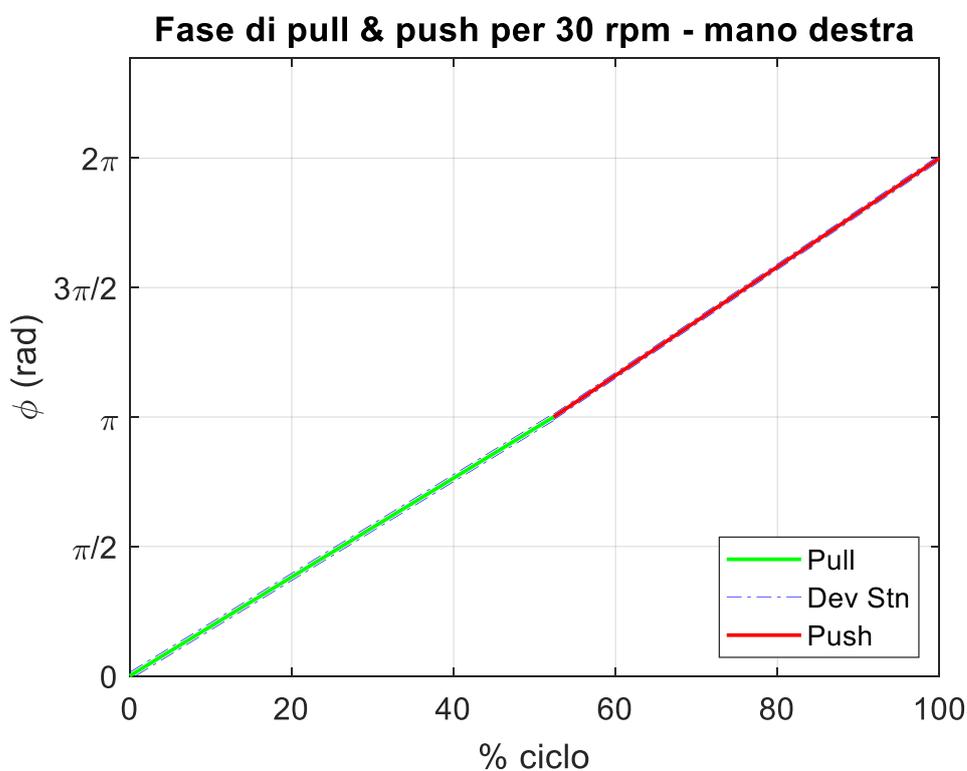


Figura 5.12- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per 30 rpm, mano destra

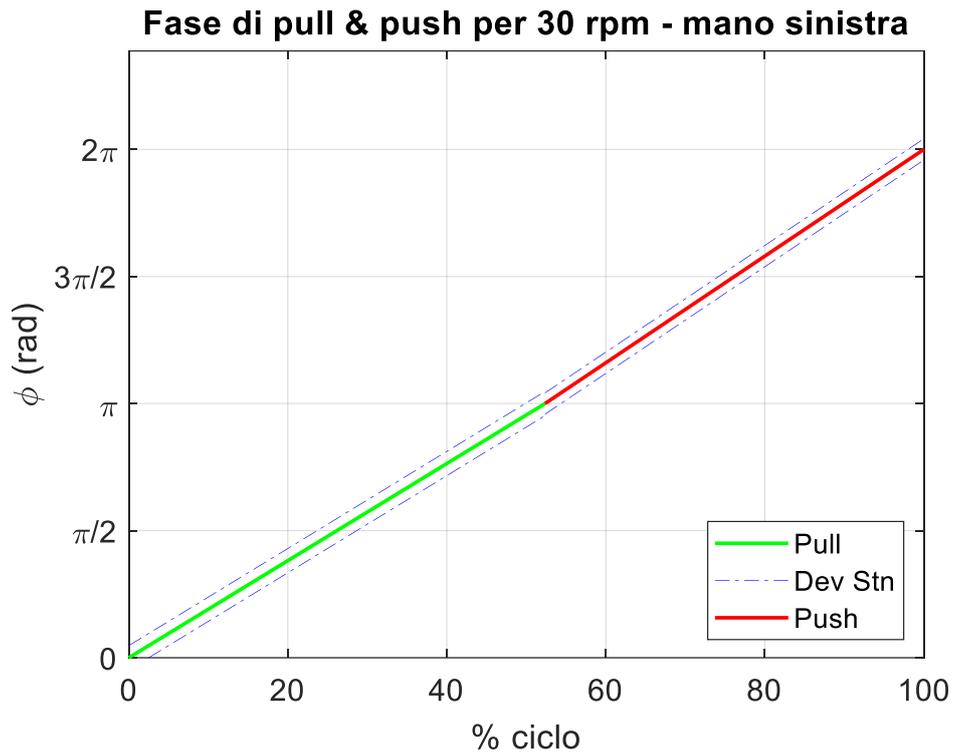


Figura 5.13- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per 30 rpm, mano sinistra

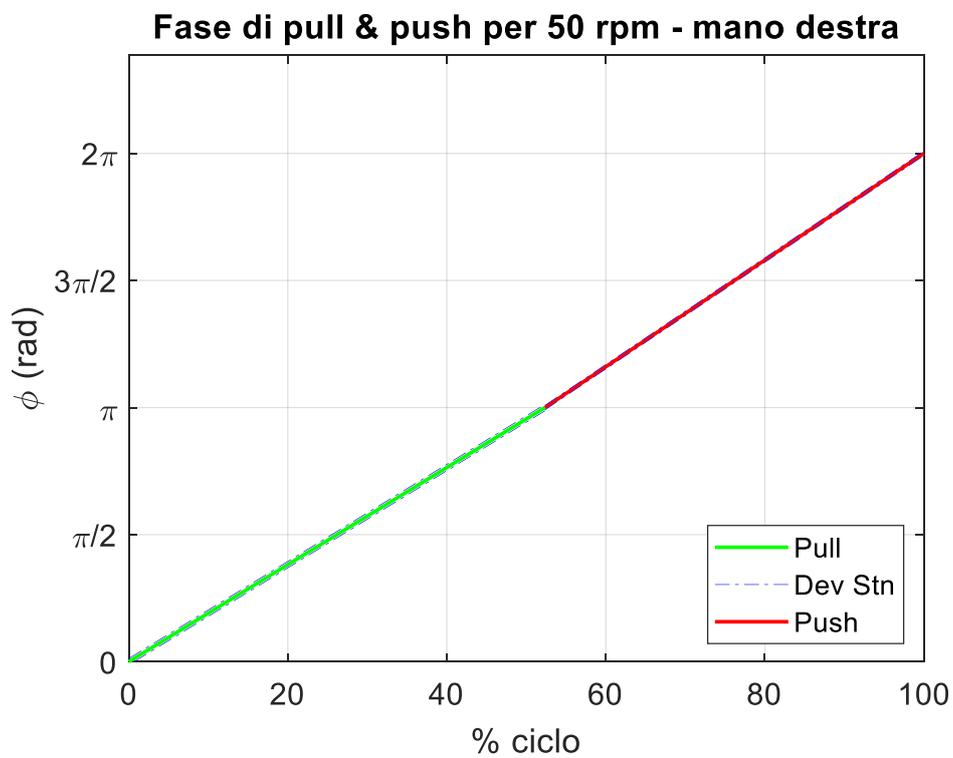


Figura 5.14- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per 50 rpm, mano destra

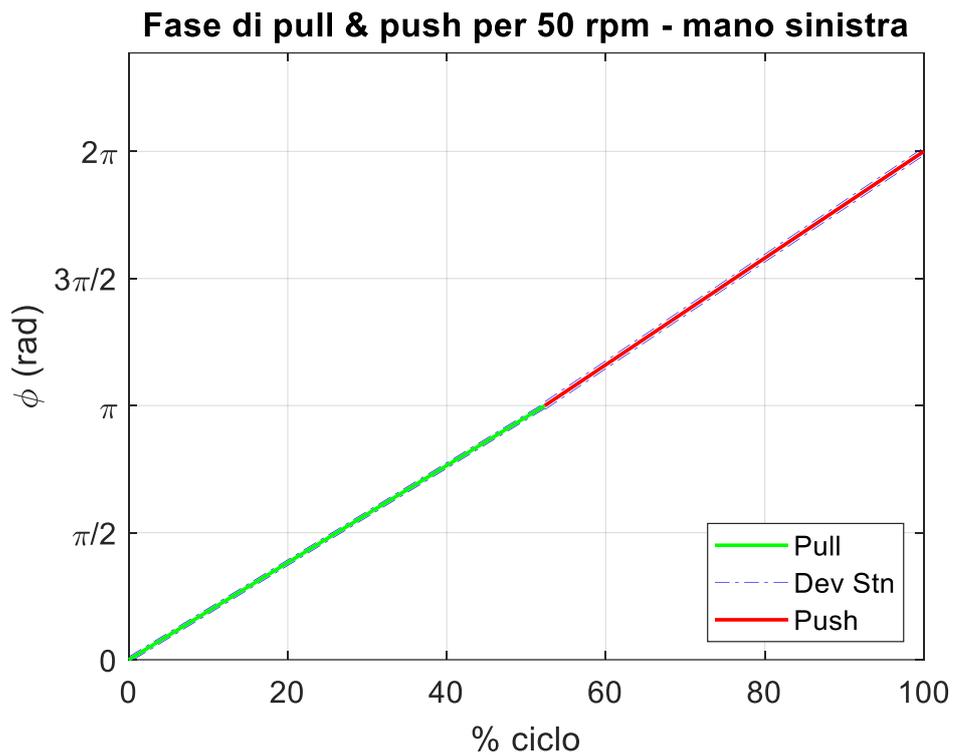


Figura 5.15- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per 50 rpm, mano sinistra

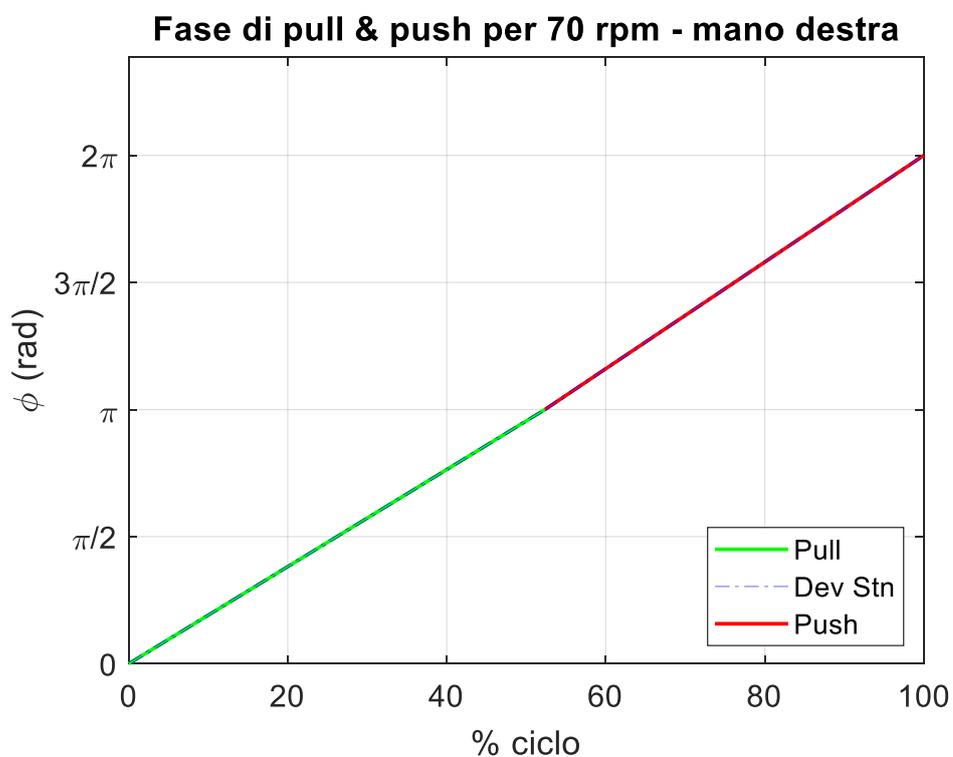


Figura 5.16- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per 70 rpm, mano destra

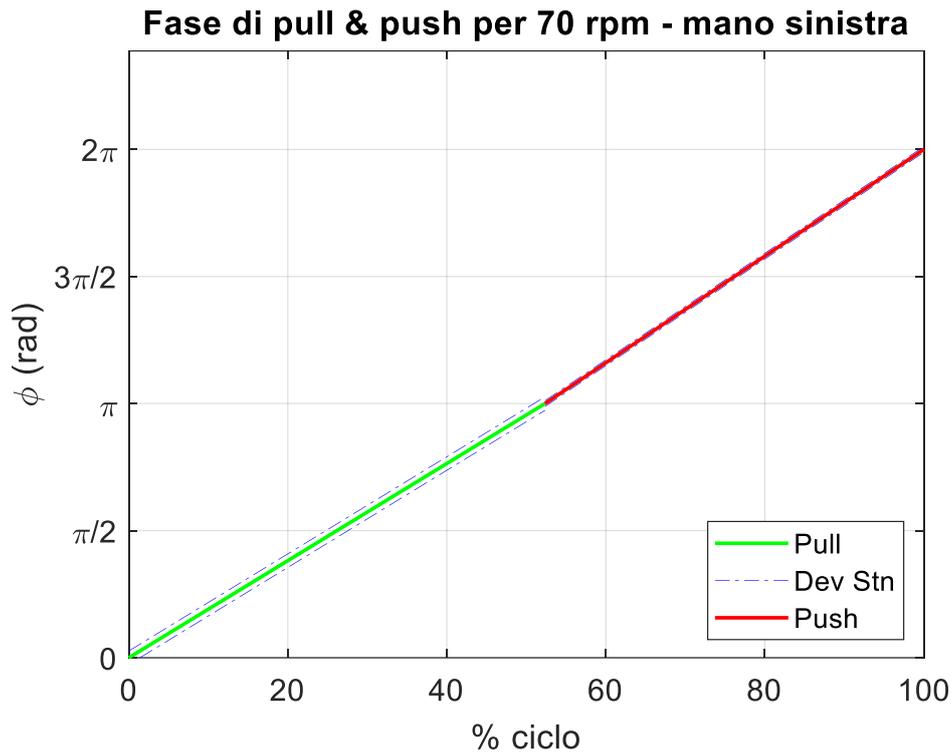


Figura 5.17- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per 70 rpm, mano sinistra

Per le diverse cadenze non emergono particolari differenze nelle due durate, che occupano circa il 50% del ciclo, come si può anche osservare in Tabella 5.6. Tranne nel caso in cui i soggetti hanno una cadenza pari a 70 giri/min, dove la mano sinistra ha una durata della fase pull maggiore rispetto a quella di push.

Cadenza	30	50	70
Mano destra			
Pull	52,35%	52,26%	53,87%
Push	47,65%	47,74%	46,13%
Mano sinistra			
Pull	53,21%	54,72%	58,45%
Push	46,79%	45,28%	41,55%

Tabella 5.6- Durata media in percentuale delle fasi di push e pull rispetto all'intero ciclo per le diverse cadenze

In Figura 5.18, Figura 5.19, Figura 5.20, Figura 5.21, Figura 5.22, Figura 5.23, Figura 5.24 e Figura 5.25 vengono riportati i grafici delle durate per le prove con diverse condizioni.

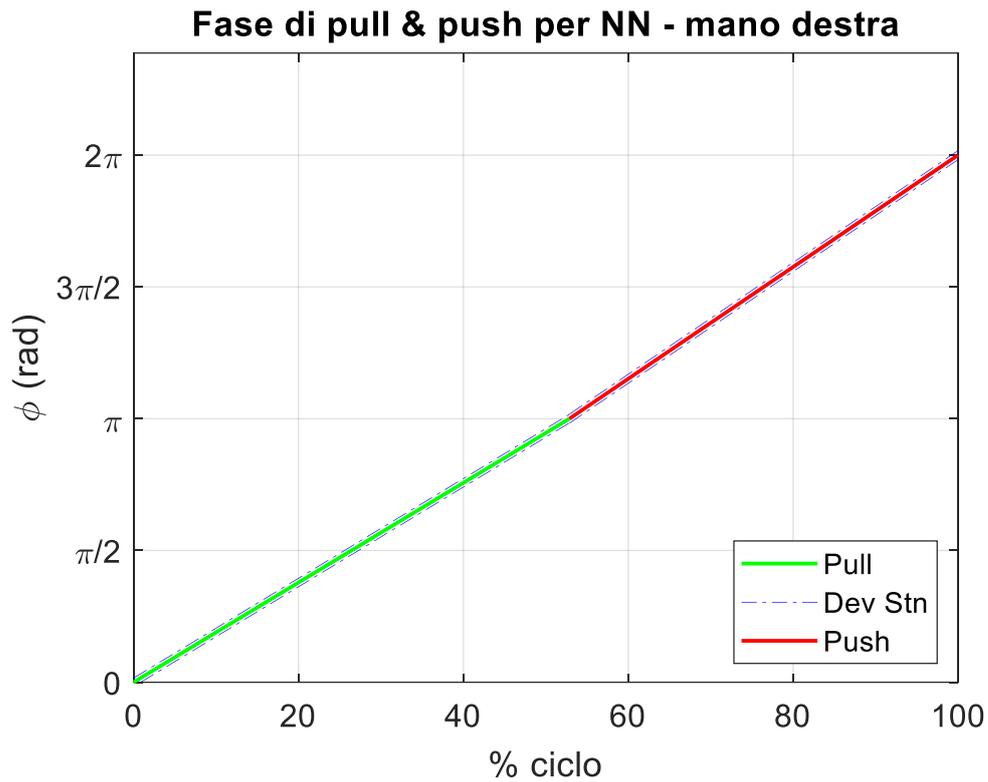


Figura 5.18- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per prove senza biofeedback e senza metronomo, mano destra

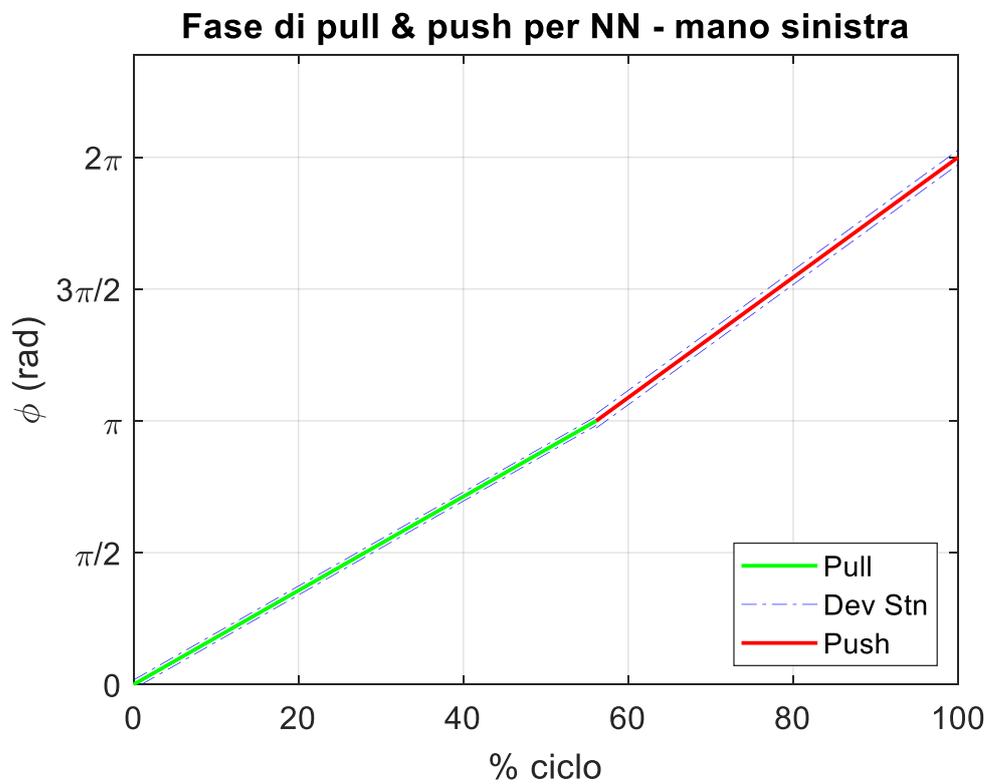


Figura 5.19- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per prove senza biofeedback e senza metronomo, mano sinistra

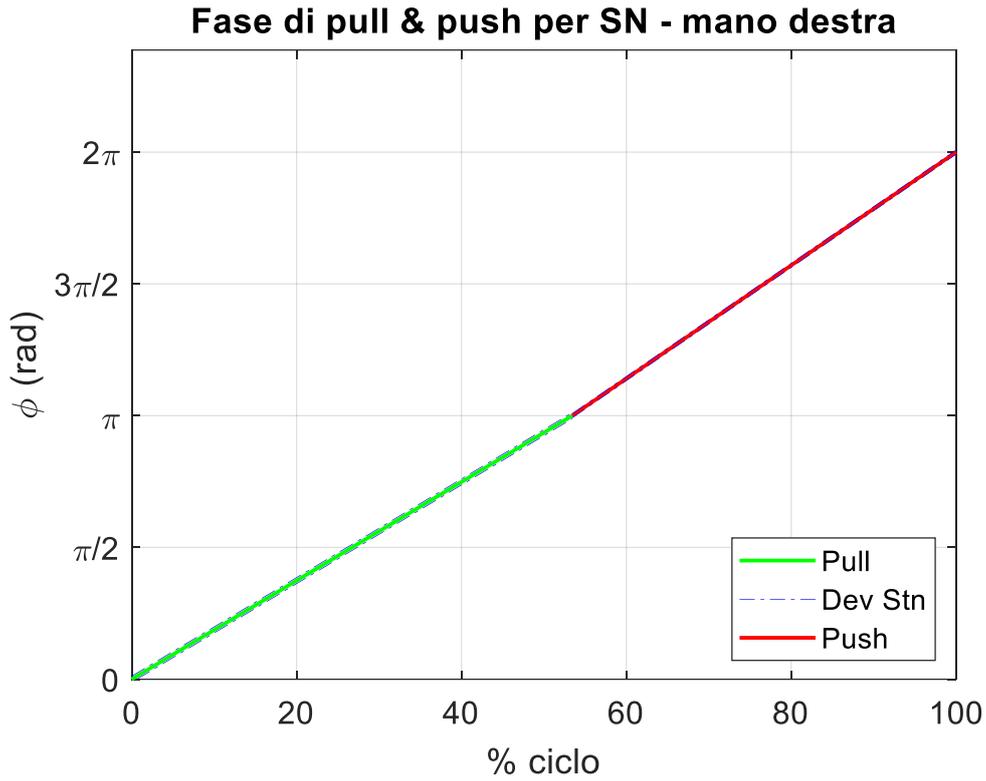


Figura 5.20- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per prove con biofeedback e senza metronomo, mano destra

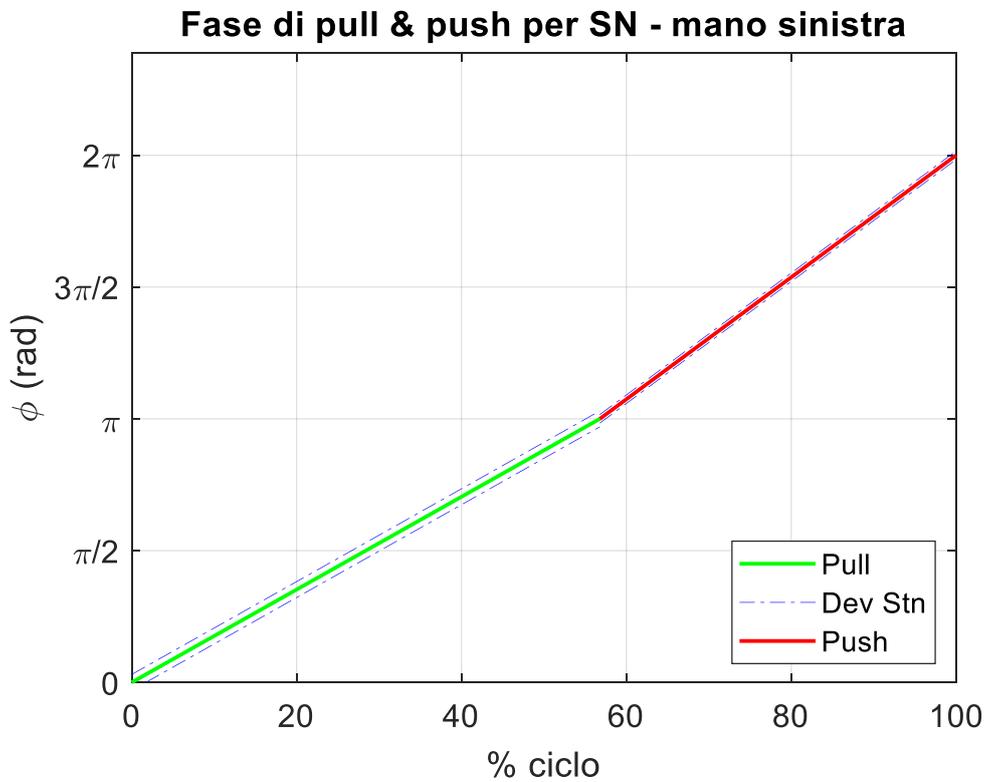


Figura 5.21- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per prove con biofeedback e senza metronomo, mano sinistra

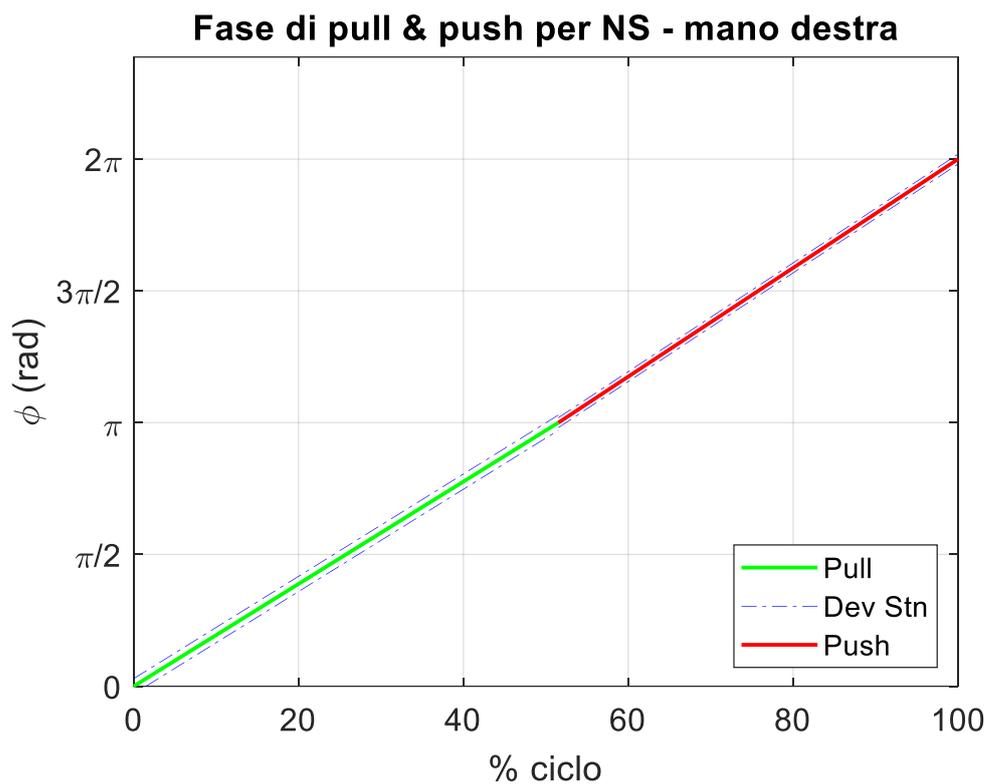


Figura 5.22- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per prove senza biofeedback e con metronomo, mano destra

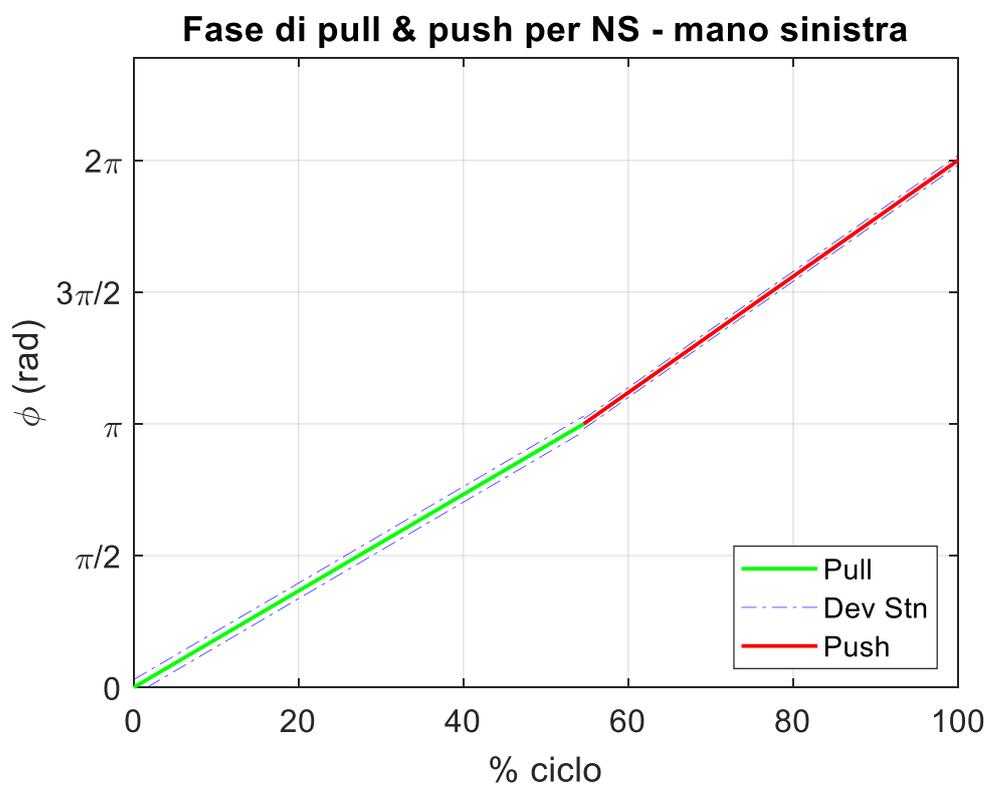


Figura 5.23- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per prove senza biofeedback e con metronomo, mano sinistra



Figura 5.24- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per prove con biofeedback e con metronomo, mano destra

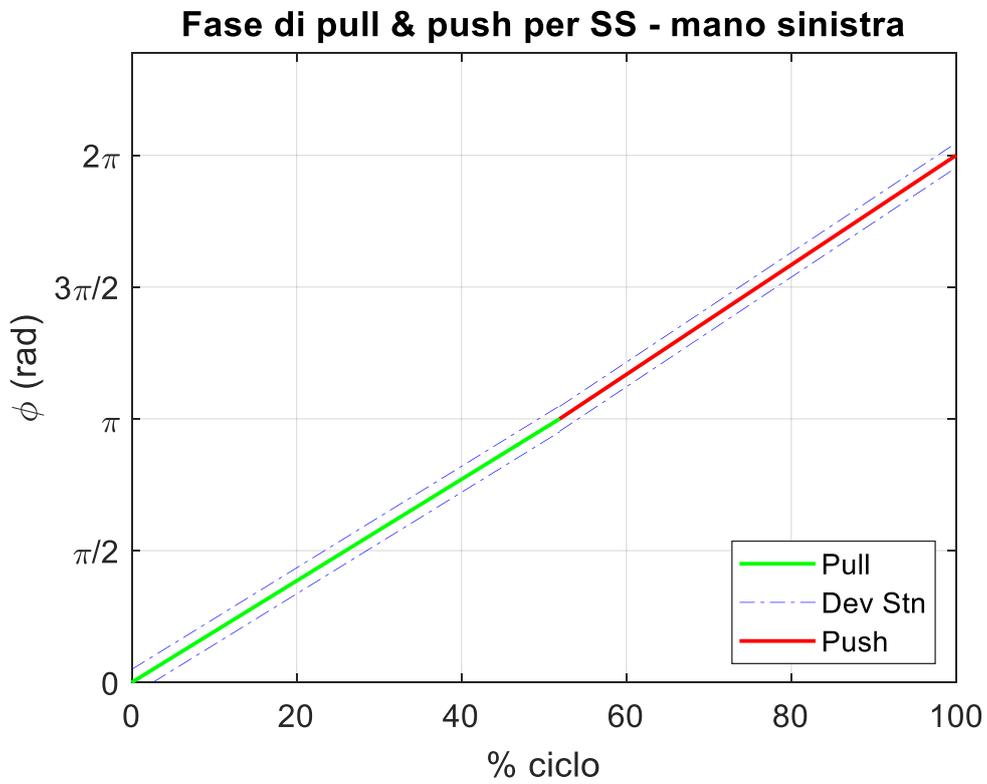


Figura 5.25- Durata media in percentuale della fase di pull (verde) e fase di push (rosso) e deviazione standard (blu tratteggiato) per prove con biofeedback e con metronomo, mano sinistra

Da questi grafici si osserva che per la mano destra le durate delle due fasi sono quasi uguali, mentre per la mano sinistra la fase di pull ha una durata maggiore rispetto alla fase di push (Tabella 5.7). La prova in cui si ha un comportamento maggiormente simmetrico tra mano destra e mano sinistra è la prova con il biofeedback e il metronomo (SS). Infine, le deviazioni standard sono molto basse: ciò indica una variabilità ridotta tra i soggetti.

Condizione	NN	SN	NS	SS
Mano destra				
Pull	52,86%	53,44%	51,52%	52,83%
Push	47,14%	46,56%	48,48%*	47,17%
Mano sinistra				
Pull	56,12%	56,78%	54,6%	51,91%
Push	43,88%	43,22%	45,4%*	48,09%

Tabella 5.7- Durata media in percentuale delle fasi di push e pull rispetto all'intero ciclo per le diverse prove.
* $p < 0,05$

In Tabella 5.8 vengono riportati i valori del p-value per osservare eventuali differenze significative tra mano destra e mano sinistra nella durata di fase pull e push per diverse condizioni:

push	p value	pull	p value
NN	0,2345	NN	0,798
SN	0,6662	SN	0,4584
NS	0,034*	NS	0,9591
SS	0,4418	SS	0,5737

Tabella 5.8 - p-value nel confronto tra mano destra e sinistra delle durate delle fasi di pull e push per le diverse condizioni. *differenza significativa $p < 0,05$

Infine, vengono riportati i grafici che rappresentano la durata in percentuale delle 6 fasi per le diverse cadenze (Figura 5.26, Figura 5.27, Figura 5.28, Figura 5.29, Figura 5.30, Figura 5.31) e per le diverse condizione (Figura 5.32, Figura 5.33, Figura 5.34, Figura 5.35, Figura 5.36, Figura 5.37, Figura 5.38, Figura 5.39) relativa alla mano destra e alla mano sinistra. Le durate delle fasi sono state mediate per tutti i soggetti.

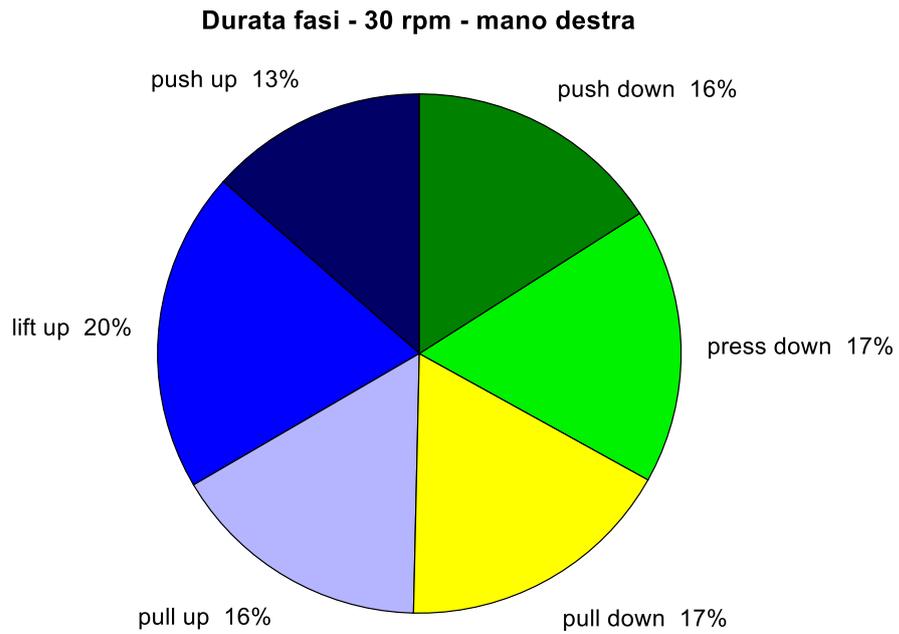


Figura 5.26- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi per cadenza pari a 30 rpm, mano destra

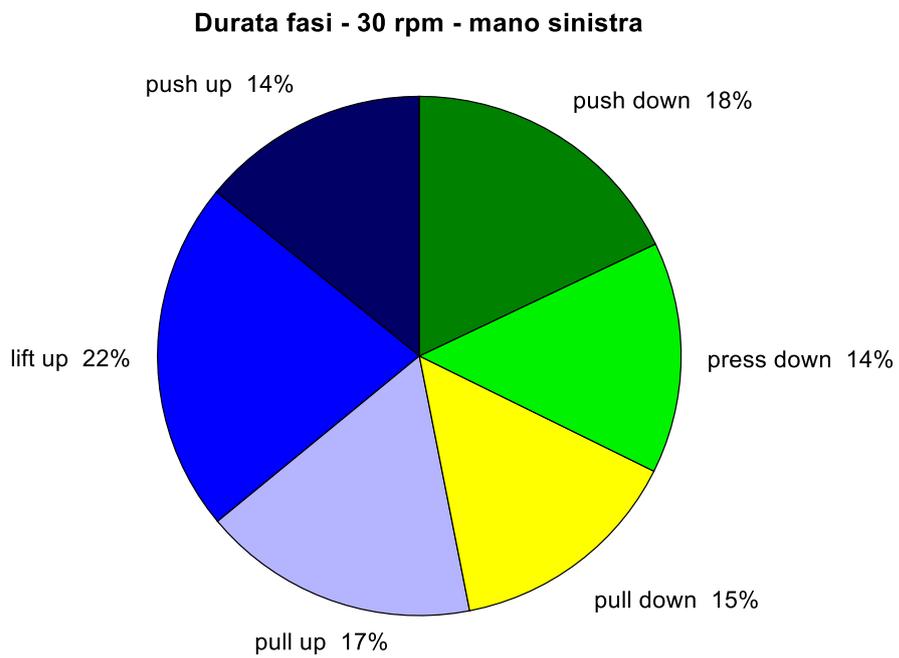


Figura 5.27- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi per cadenza pari a 30 rpm, mano sinistra

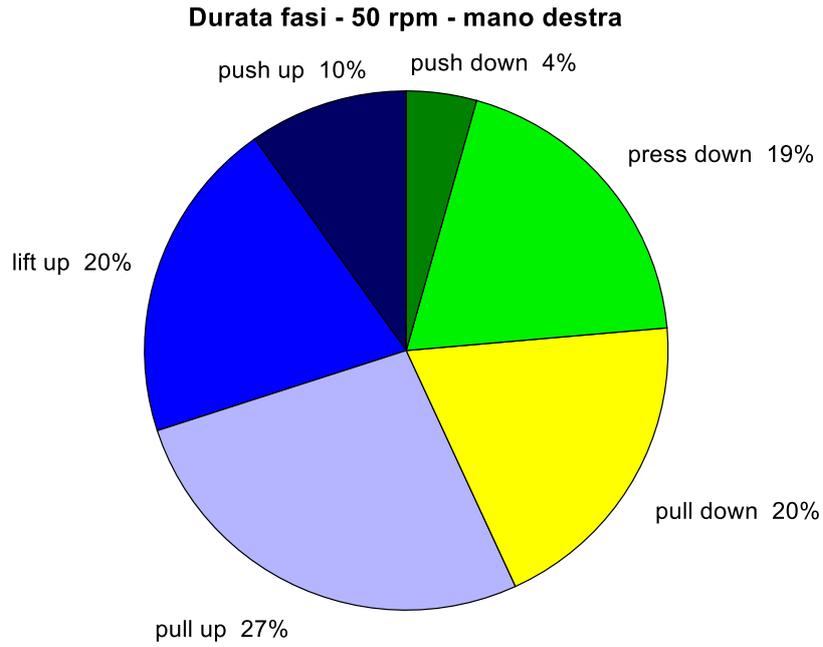


Figura 5.28- - Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi per cadenza pari a 50 rpm, mano destra

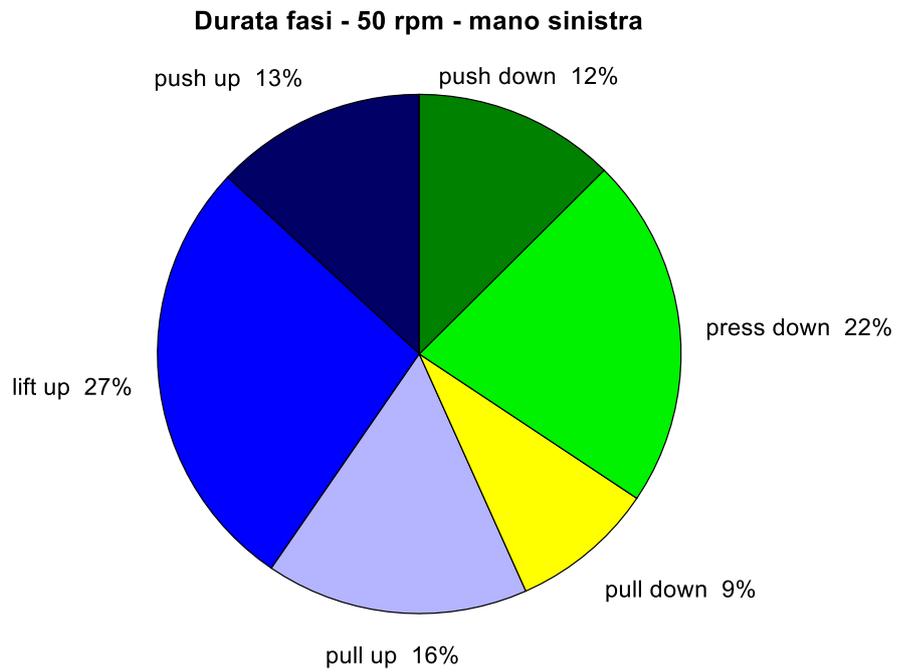


Figura 5.29- - Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi per cadenza pari a 50 rpm, mano sinistra

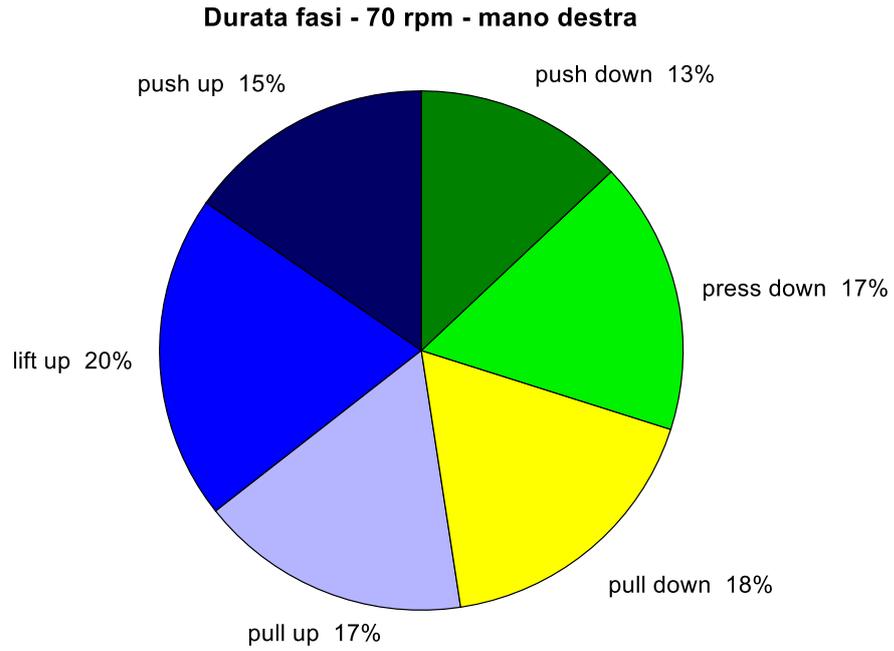


Figura 5.30- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi per cadenza pari a 70 rpm, mano destra

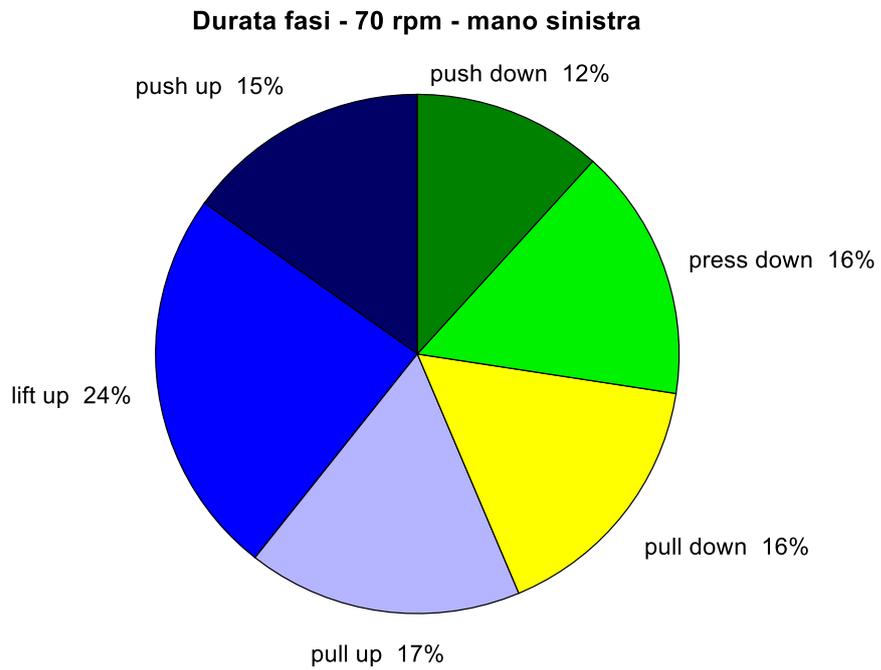


Figura 5.31- - Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi per cadenza pari a 70 rpm, mano sinistra

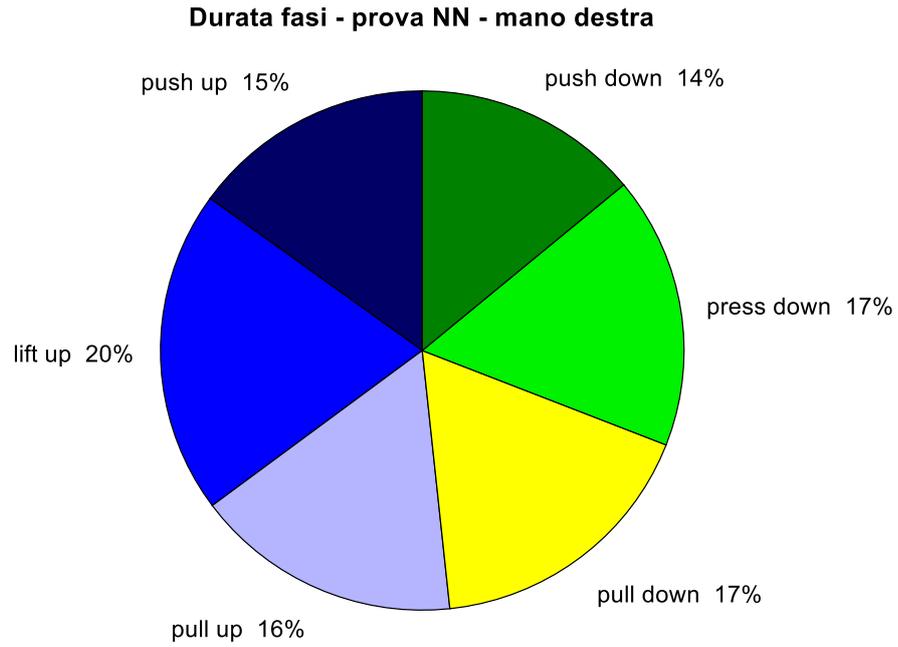


Figura 5.32- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi condizione senza biofeedback e senza metronomo, mano destra

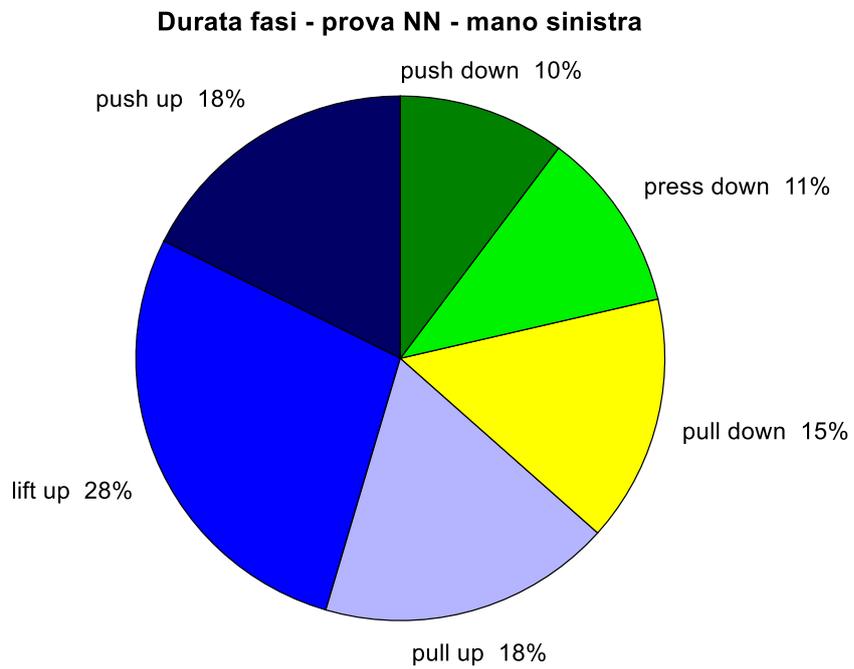


Figura 5.33- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi condizione senza biofeedback e senza metronomo, mano sinistra

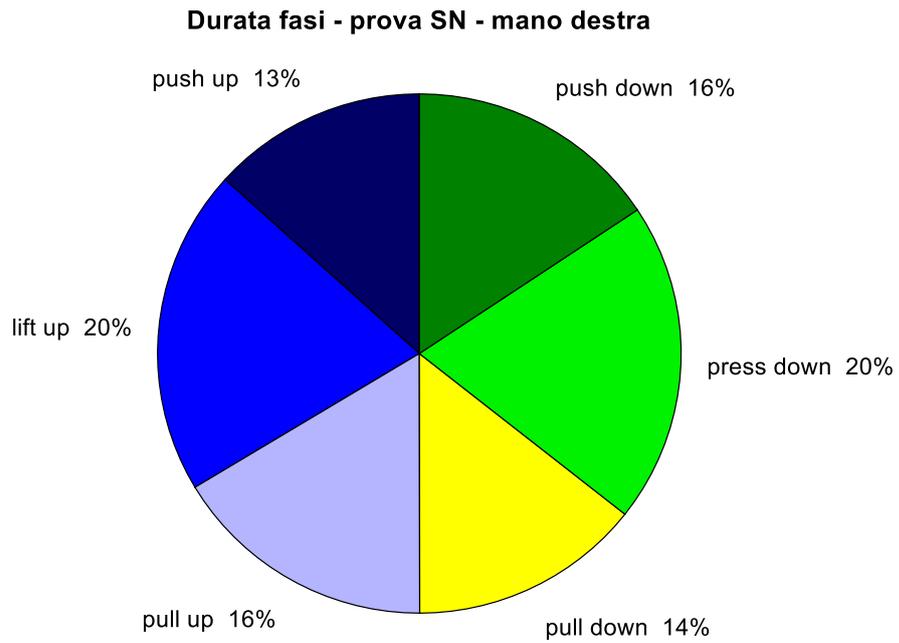


Figura 5.34- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi condizione con biofeedback e senza metronomo, mano destra

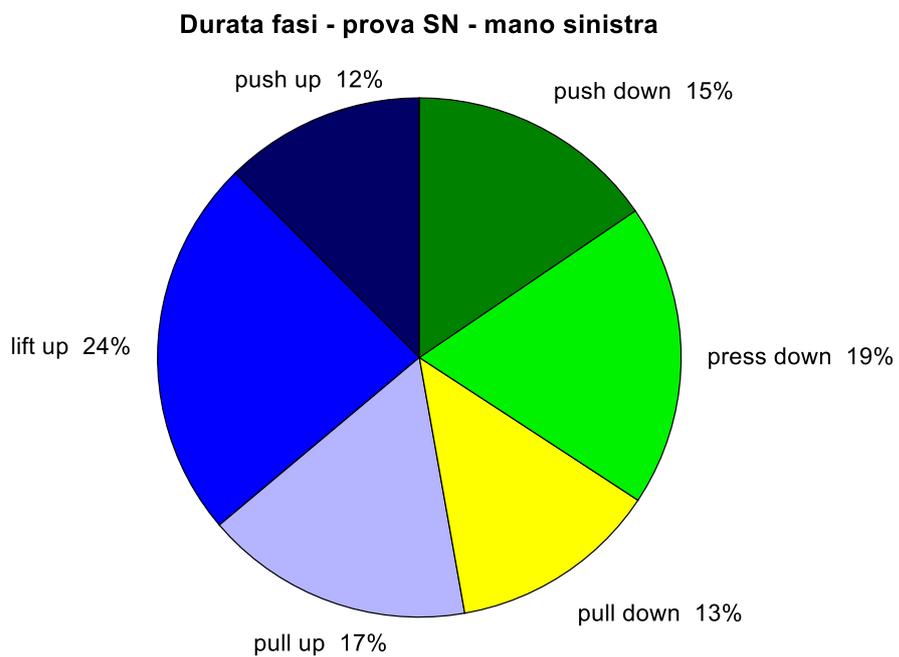


Figura 5.35- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi condizione con biofeedback e senza metronomo, mano sinistra

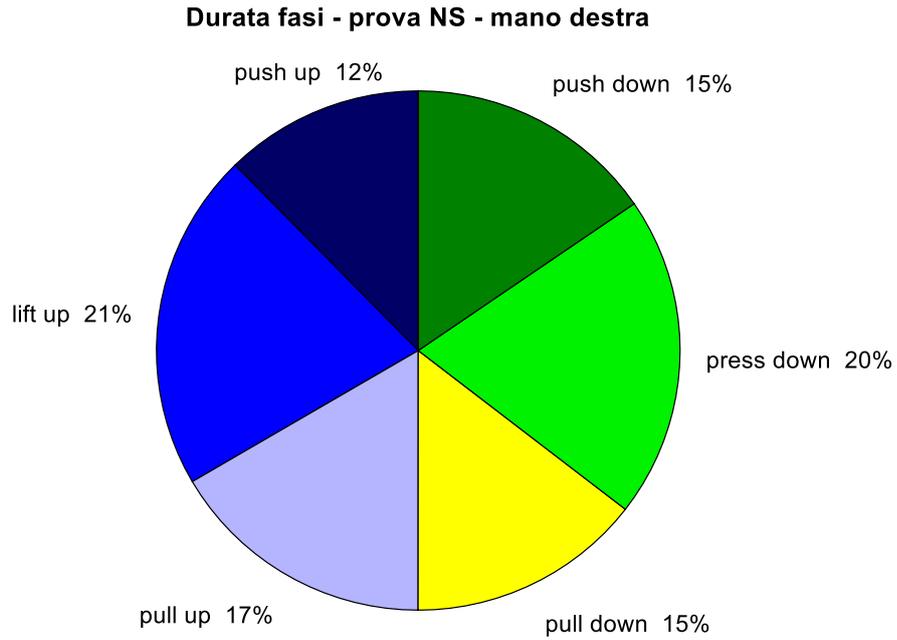


Figura 5.36- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi condizione senza biofeedback e con metronomo, mano destra

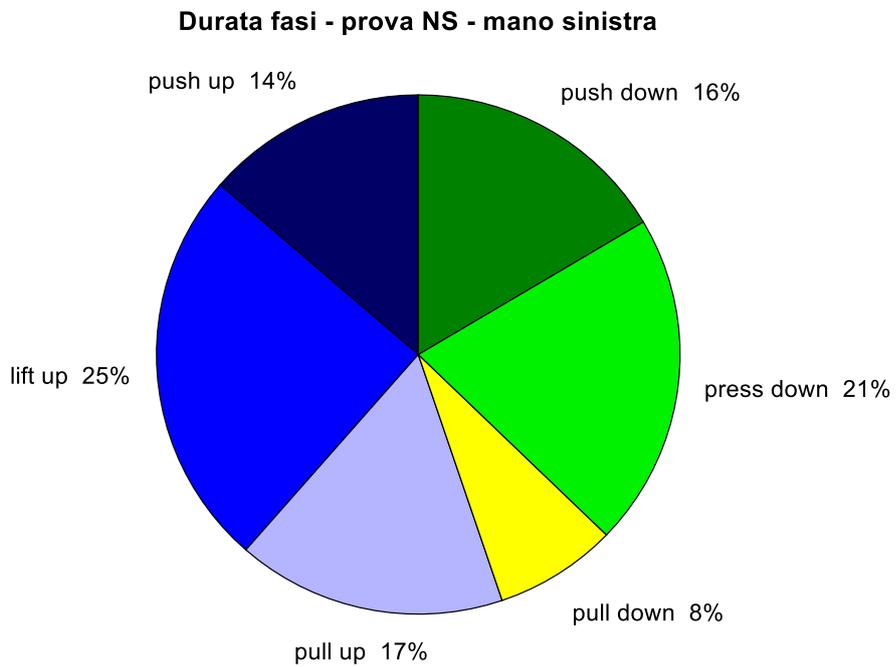


Figura 5.37- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi condizione senza biofeedback e con metronomo, mano sinistra

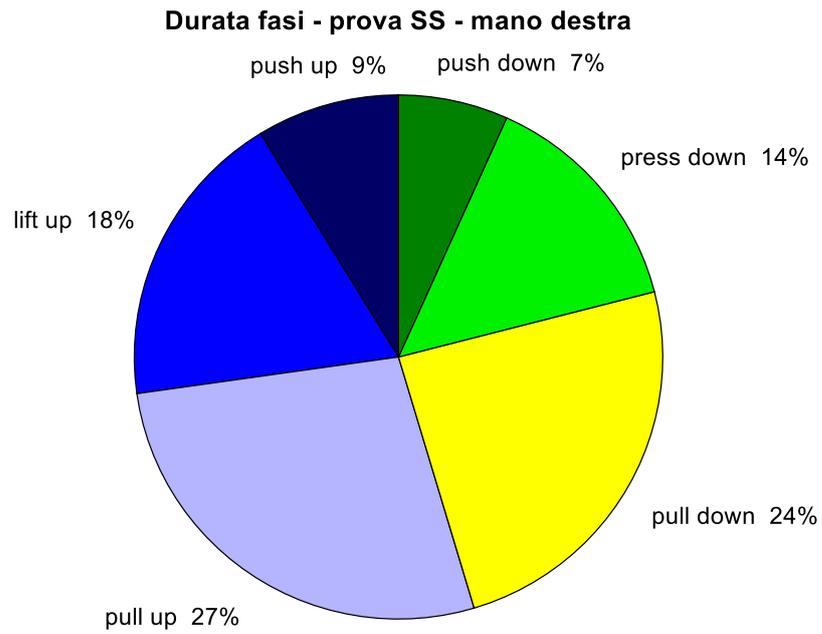


Figura 5.38- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi condizione con biofeedback e con metronomo, mano destra

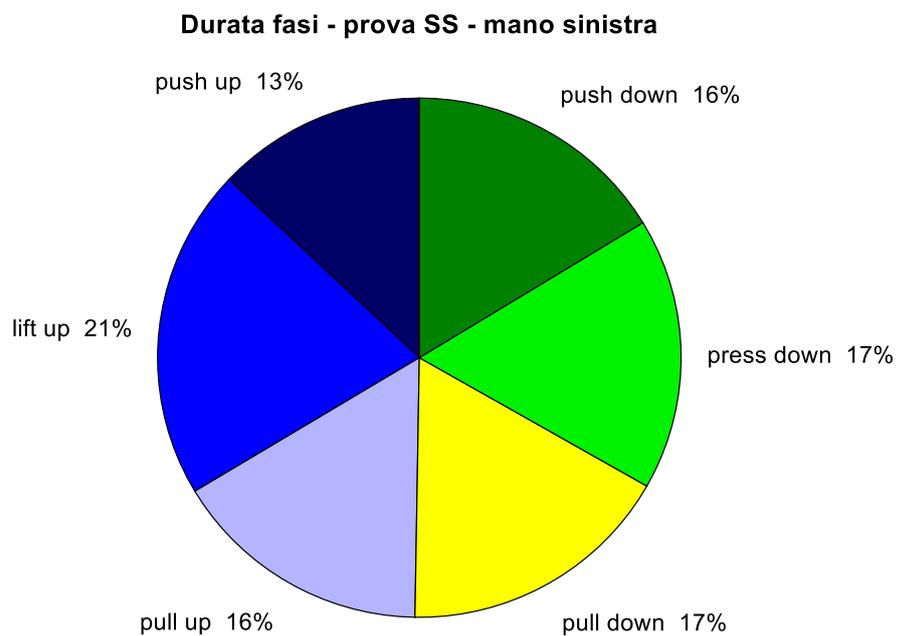


Figura 5.39-- Durata media in percentuale rispetto al ciclo delle 6 fasi condizione con biofeedback e con metronomo, mano sinistra

In tutte le prove si può osservare che le 6 fasi non variano in modo sostanziale per le diverse cadenze e le diverse condizioni. L'unica eccezione è la fase di lift up realizzata dalla mano sinistra; si osserva infatti che tende ad aumentare la sua durata all'aumentare della cadenza ($p > 0,05$). Inoltre, la durata della fase di lift up risulta maggiore per la mano sinistra rispetto alla durata di tale fase per la mano destra. Ciò può essere dovuto al fatto che i soggetti abbiano come arto dominante il braccio destro, quindi compiono maggiore fatica nella fase di lift up, in cui la gravità ha verso opposto rispetto a quello della pedalata. Ma anche in questo caso, come si può vedere in Tabella 5.9 non emerge una differenza statisticamente significativa ($p > 0,05$).

lift up	p value
NN	0,2441
SN	0,6255
NS	0,9389
SS	0,6309

Tabella 5.9- p-value per il confronto tra mano destra e mano sinistra nella durata della fase di lift up per diverse condizioni

Il medesimo confronto tra mano destra e mano sinistra viene fatto per le prove con diverse condizioni: la mano sinistra percorre la fase di lift up in un intervallo di tempo maggiore rispetto alla mano opposta, per i motivi già spiegati in precedenza. Tuttavia, per la stessa mano la durata della fase di lift up non mostra una differenza concreta al variare delle condizioni.

Osservando le prove con diverse condizioni realizzate dalla mano destra, emerge che in quelle con biofeedback e metronomo le 6 fasi hanno una durata che si mostra molto diversa rispetto alla durata nelle altre prove, che d'altra parte hanno valori molto simili tra di loro. Per esempio: la durata della fase di pull up nelle prove NN, SN e NS è pari al 16/17% dell'intero ciclo, mentre nella prova SS la durata di tale fase è pari al 27%; la fase di pull down nelle tre prove varia tra il 14% e il 17%, mentre nella prova SS ha durata pari al 24% del ciclo. In generale nelle prove SS la durata delle fasi di pull aumenta e quella delle fasi di push diminuisce.

Capitolo 6: PROGETTAZIONE DI SISTEMI DI MIGLIORAMENTO PER IL KRANKCYCLE

Durante lo svolgimento del seguente studio sono emersi due principali problemi, che ne limitano lo sviluppo:

1. Il freno del Krankcycle, che esercita una coppia resistente, è un freno a pattino, che viene regolato, come già visto, attraverso una manopola girata in un verso o in quello contrario per aumentare o diminuire l'azione frenante (Figura 6.1). Nel protocollo è stato deciso che ogni soggetto si autoregolasse tale freno, ma con gli strumenti a disposizione non è possibile quantificare la coppia resistente. Di conseguenza, non è possibile stimare la potenza sviluppata durante ogni prova da ogni soggetto.

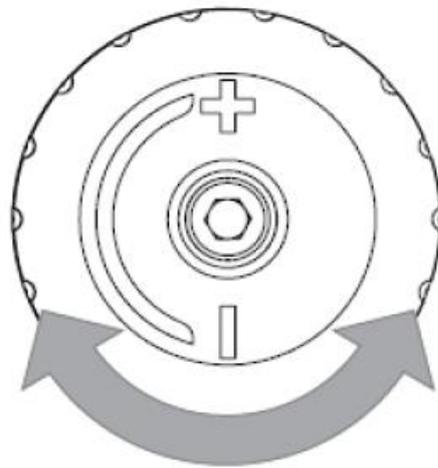


Figura 6.1- Sistema di regolazione dell'azione frenante

2. Gli estensimetri, usati nei pre-test, non sono stati più adottati nelle prove sperimentali, perché molto sensibili; sono esposti a qualsiasi urto esterno, in quanto incollati sull'albero del Krankcycle, e quindi facilmente soggetti a rottura. Per le attività dinamiche svolte in questo studio non risultano pertanto

idonei. Tuttavia, senza dei sensori non è possibile ricavare l'efficienza del movimento.

Per questi motivi si è pensato di progettare dei miglioramenti che potranno essere applicati nei lavori futuri, che prevedono l'utilizzo di un sistema di regolazione del carico resistente e un sistema di valutazione di forze e momenti.

6.1 Sistema di regolazione del carico resistente

Per il sistema di regolazione del carico resistente, si è fatto riferimento al ciclismo e a suoi accessori. Nel ciclismo, nel periodo invernale quando non è possibile allenarsi in strada, vengono usati dei rulli. I rulli per bici sono dei dispositivi che permettono agli appassionati di ciclismo di allenarsi al chiuso (allenamento indoor). La particolarità del rullo consiste nel poter impostare diversi livelli di resistenza, in modo da simulare condizioni di pedalata differenti e quindi regolare il carico resistente. Per questo motivo l'attenzione è stata rivolta verso questi dispositivi e con un'analisi opportuna si è visto che possono essere applicati al Krankcycle, per imporre un'azione resistente e valutare la potenza sviluppata.

I rulli si differenziano principalmente per:

- sistema di fissaggio della bici;
- tipo di freno;
- capacità interattive e connettività.

Esistono tre sistemi di fissaggio (Figura 6.2):

1. Rulli con fissaggio al telaio. La bici è ancorata alla struttura del rullo in corrispondenza dello sgancio ruota posteriore. La ruota è appoggiata su un piccolo rullo che regola la resistenza e applica il freno.



Figura 6.2-Rulli per bici: fissaggio al telaio (sinistra), roller (centro), Direct Drive (destra)

2. Roller. Vi sono tre cilindri allineati sui quali poggia direttamente la bici, che in questo caso non è fissata ma è libera e il ciclista deve mantenere l'equilibrio.
3. Direct Drive. Alla bici bisogna togliere la ruota posteriore e al suo posto viene inserito il rullo.

La regolazione del cambio si effettua facilmente a mano con diverse posizioni al manubrio, in questo modo si spazia all'interno di intervalli di potenze, scegliendo quella più appropriata alle proprie esigenze. Inoltre, i rulli possono essere suddivisi in altre tre categorie in base alla loro capacità di ricevere e trasmettere dati:

1. Rulli meccanici. Sono semplici rulli con cui allenarsi, ma non misurano e registrano i dati dell'allenamento e la regolazione del rullo è manuale;
2. Rulli smart. Misurano tramite dei sensori i dati dell'allenamento, solitamente potenza, cadenza e velocità, e li trasmettono a dispositivi esterni (PC, tablet o smartphone con software o applicazioni adatte) con i quali è possibile visualizzarli, ma anche in questo caso la resistenza deve essere imposta manualmente. I dati sono trasmessi tramite comunicazione Bluetooth o ANT+;
3. Rulli interattivi. Oltre a inviare le informazioni di allenamento a dispositivi esterni, ricevono le istruzioni dal dispositivo esterno. L'applicazione o il software regola direttamente la resistenza del rullo.

I semplici rulli meccanici, quindi, non misurano la potenza, a differenza di rulli smart o di quelli interattivi. Inoltre, per la specifica applicazione della tesi, il sistema di fissaggio deve essere di tipo Direct Drive. Infatti, i rulli con fissaggio al telaio agiscono direttamente sulla ruota della bici ed è l'attrito tra rullo e copertone delle ruote che crea la coppia frenante, grazie alla quale si ha la potenza di pedalata. Il Krankcycle ha una ruota anteriore, dove dovrebbe essere applicato il rullo, ma ha superficie molto liscia, motivo per cui non si creerebbe un attrito sufficiente per ottenere la resistenza frenante desiderata (Figura 6.3).



Figura 6.3- Ruota Krankcycle

Il rullo Direct Drive viene collegato alla ruota del Krankcycle tramite un albero, che viene montato tra l'asse di rotazione del e l'asse di rotazione della ruota del Krankcycle.

In commercio esistono svariati rulli che differiscono tra loro, non solo per le caratteristiche già viste, ma anche in base agli output che trasmettono al software esterno, alle dimensioni e alla potenza massima sviluppata.

La potenza massima dei rulli varia tra i 780 W e 2300 W. Per individuare quello adeguato al Krankcycle è stato smontato accuratamente lo strumento, in modo da conoscere meglio il meccanismo di trasmissione. Il moto viene trasmesso attraverso un sistema di trasmissione a catena composto da 4 ruote dentate (Figura 6.4).



Figura 6.4- Ruote dentate del Krankcycle che trasmettono il moto

Rimuovendo la copertura in plastica è stato possibile contare i denti di ogni ruota:

- $z_1 = 28$ denti;
- $z_2 = 16$ denti;
- $z_3 = 40$ denti;
- $z_4 = 14$ denti.

In seguito, sono stati calcolati i rapporti di trasmissione:

$$\tau_{12} = \frac{z_1}{z_2} = 1,75$$

$$\tau_{34} = \frac{z_3}{z_4} = 2,857$$

Il rapporto tra la ruota 2 e la ruota 3 non viene calcolato, perché ruotano entrambe intorno allo stesso asse. Per cui il rapporto di trasmissione tra entrata (1) ed uscita (4) del Krankcycle è:

$$\tau_{14} = \frac{z_1}{z_2} \cdot \frac{z_3}{z_4} = 5$$

Tale rapporto di trasmissione è stato confrontato con quello di una bici da corsa: la corona anteriore ha all'incirca 54 denti e il pacco pignoni ha un numero di denti che varia tra 11 e 34, in base alla marcia inserita, ma si considera il caso di massimo sforzo, ovvero la salita, dove si seleziona il pacco più piccolo di 11 denti. Di conseguenza:

$$\tau_{12} = \frac{z_1}{z_2} = 4,91$$

Si suppone il rendimento unitario, ovvero che durante la pedalata non ci siano perdite di potenza per cui:

$$\eta = \frac{C_2 \cdot \omega_2}{C_1 \cdot \omega_1} = 1$$

Per conoscere la potenza massima che deve caratterizzare il rullo impiegato nel seguente studio, ci si riferisce alla letteratura. Dalla letteratura, infatti, sono note la coppia massima sviluppata e la cadenza massima nella fase di spunto, $C = 104 \text{ N} \cdot \text{m}$ e $\omega = 106 \text{ rpm} = 11,1 \text{ rad/s}$ rispettivamente (Krämer, et al.). Di conseguenza, si ottiene la potenza massima:

$$P_1 = P_2 = C \cdot \omega = 1154,4 \text{ W}$$

Per questo motivo tutti i rulli con P_{max} al di sotto di questa soglia non sono adeguati al Krankcycle.

Dopo questa analisi sono stati selezionati due rulli che potrebbero soddisfare le esigenze:

1. Elite Direto, prodotto da Elite, è un rullo interattivo che ha una potenza massima sviluppata di 1400 W e trasmette dati di potenza, cadenza e velocità

a software esterni che lavorano con protocollo Bluetooth o ANT+ (Figura 6.5 - sinistra).

2. Tacx Flux S, prodotto da Tacx, è un rullo smart, con potenza massima sviluppata di 1500 W. Come il dispositivo precedente, anche questo rullo trasmette le informazioni relative alla potenza, cadenza e velocità a software esterni che lavorano con protocollo Bluetooth o ANT+ (Figura 6.5 – destra).



Figura 6.5- A sinistra rullo Elite Direto. A destra rullo Tacx Flux S

6.2 Sistema di valutazione di forza e momenti

Nei pre-test sono stati usati come sensori di forza gli estensimetri. Come visto nel capitolo 3, grazie alla taratura è stato possibile esprimere la forza esercitata sull'albero tramite delle equazioni che legano la deformazione alla forza. Ma, come detto in precedenza, gli estensimetri sono facilmente soggetti a rottura. Uno degli scopi futuri di questo studio è quello di poter valutare l'efficienza della pedalata, espressa come:

$$IE = \frac{\int_0^{2\pi} F_{tg}(\theta_p) d\theta_p}{\int_0^{2\pi} F_{tot}(\theta_p) d\theta_p}$$

Per questo motivo sarà necessario strumentare l'albero del Krankcycle con sensori di forza opportuni.

I sensori di forza sono dei trasduttori costituiti da un corpo metallico all'interno del quale ci sono degli estensimetri, collegati al corpo (Figura 6.6).



Figura 6.6- Esempio sensore di forza: 1) elettronica 2) strain gages

Quando al corpo metallico viene applicato un carico, esso si deforma, così come anche gli estensimetri al suo interno. Gli estensimetri sono collegati in un circuito di ponte di Wheatstone. Quando l'estensimetro è sottoposto a deformazione varia la sua resistenza, all'uscita del ponte si ha un'informazione elettrica relativa alla deformazione che viene tradotta in forza. Inoltre, il trasduttore di forza è in grado di misurare le forze lungo i tre assi (trasduttori di forza 3-axis), ma anche i momenti attorno a tali assi (6-axis sensor). Il segnale in uscita è molto piccolo e deve essere amplificato. Alcuni produttori integrano l'amplificatore nel sensore, altri invece specificano che è necessaria un'amplificazione esterna del segnale.

Per selezionare il sensore opportuno alla nostra applicazione bisogna tenere conto di un certo numero di fattori, quali:

1. la capacità, cioè le forze e i momenti che saranno applicati;
2. le dimensioni e la forma del sensore;
3. eventuali condizioni esterne che possono influenzare la misurazione.

Partendo dall'ultimo punto, nel laboratorio in cui si svolgono le prove non vi sono delle condizioni esterne estreme (per esempio temperatura elevata o tasso di umidità alto). Dall'altra parte, bisogna imporre un range nelle dimensioni e nella capacità del sensore. Le dimensioni del sensore devono essere relativamente piccole. Il sensore di forza verrà collegato all'albero che collega l'impugnatura alla manovella, in quanto è

l'albero a subire la deformazione e ha una lunghezza circa pari a 43 mm. Per questo motivo la scelta del sensore di forza ricade tra sensori di forma cilindrica (o a disco) che abbiano un'altezza non maggiore di 25 mm e un diametro non superiore a 50/55 mm (Figura 6.7). Inoltre, per l'applicazione in questione è necessario che il sensore sia 6-axis, ovvero, oltre a misurare le forze F_x , F_y e F_z , deve anche misurare i momenti M_x , M_y e M_z .

Per determinare la capacità, si fa riferimento alle forze scambiate nell'handcycling, presenti in letteratura. Tali forze possono essere misurate direttamente da un trasduttore di forza (Arnet, et al., 2012) oppure indirettamente, se sono noti i dati relativi alla potenza di output PO, cadenza ω e crank length r (Kramer, et al., 2010), (Goosey-Tolfrey, et al., 2008), (Krämer, et al.), (Smith, et al., 2006). In quest'ultimo caso forze e momenti vengono ricavati attraverso le seguenti equazioni:

$$M = \frac{PO}{\omega \cdot \frac{2\pi}{60}} \quad (5.1)$$

$$F = \frac{M}{2 \cdot r} \quad (5.2)$$

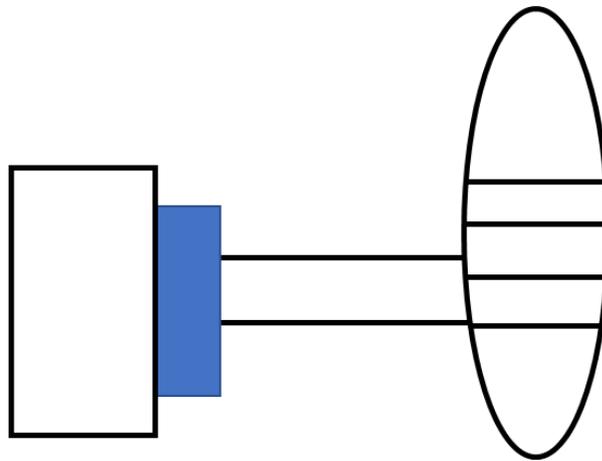


Figura 6.7 - In blu la posizione del sensore di forza, sull'albero che collega manovella a impugnatura

Nella seguente Tabella 6.1 sono riportati i valori di momenti e forze ricavati negli studi prima citati tramite le due equazioni 5.1 e 5.2.

Autore	Soggetti	Grandezze	
		Note	Ricavate
Krämer et al.	Normodotati	r= 20 cm ω = 70 rpm PO= 90,0 ± 25,8 W	M= 15,797 N·m F= 39,49 N
Goosey-Folfrey et al	Disabili	r= 18 cm ω = 70 rpm PO= 90,0 W	M= 12,28 N·m F= 34,1 N
Krämer et al maximal handcycling	Normodotati	r= 19 cm ω = 106 rpm PO= 873 ± 293 W	M= 104,26 N·m F= 274,37 N
Smith et al.	Normodotati	r= 172 mm ω = 80 rpm PO= 100 W	M= 11,94 N·m F= 34,71 N

Tabella 6.1- Autore studio, soggetti coinvolti nelle prove, grandezze note di PO, ω e r per ricavare M e F

Tutte le prove sono realizzate in condizione di regime e le forze registrate sono comprese in un intervallo tra 30 N e 40 N. Fa eccezione uno studio (Kramer , et al., 2010) dove la prova è svolta in condizione di maximal hand cycling, per simulare lo sprint finale di una gara. Questo spiega perché si registrano dei picchi di PO più elevati e, di conseguenza, forze più elevate (274,37 N). I valori di forza, in condizione di regime, vengono confermate anche da uno studio in cui viene usato un trasduttore di forza (FS5-500, Amti) che registra durante le prove $F_{tot,max}=33,8 \pm 4,5$ N (Arnet, et al., 2012).

In base all'analisi effettuata, si è considerato opportuno che il sensore di forza debba avere una capacità minima lungo gli assi non longitudinali di 300 N. La capacità lungo l'asse longitudinale non è di particolare interesse perché rappresenta la compressione e la trazione a cui è sottoposto l'albero, che durante la pedalata sono minime.

Sono stati selezionati due produttori di sensori di forza, che forniscono sensori 6-axis, con dimensioni contenute e con valori di capacità di nostro interesse: Schunk e Sensix. Un esempio di sensore Schunk è *Mini45* (Figura 6.8), prodotto anche da ATI, le cui caratteristiche sono riportate in Tabella 6.2:

Max F_x, F_y ($\pm N$)	580
Max F_z ($\pm N$)	1160
Max M_x, M_y e M_z ($\pm N$)	20
Peso (kg)	0,0907
Diametro (mm)	45
Altezza (mm)	16

Tabella 6.2- Caratteristiche Mini45

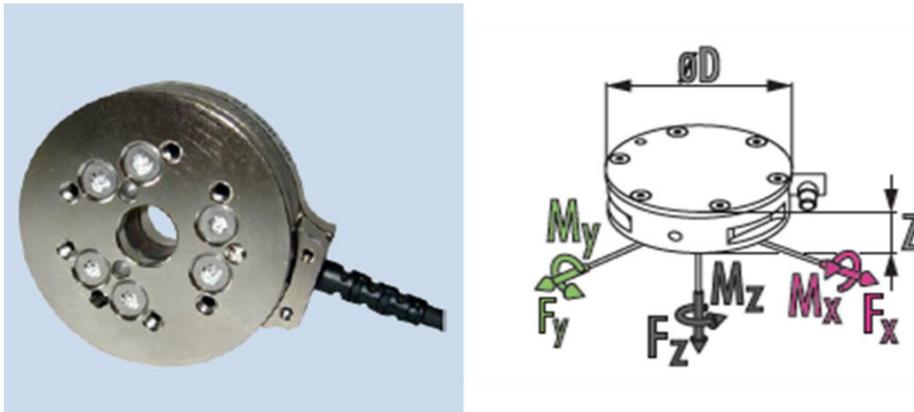


Figura 6.8 – Sensore di forza Mini45 (Schunk)

L'azienda Sensix produce dei sensori cilindrici 6-axis pensati appositamente per un uso biomeccanico. Le dimensioni sono adattabili all'applicazione e possono avere un diametro compreso tra 10 e 400 mm e un'altezza tra 5 e 100 mm (Figura 6.9). Anche la capacità può essere adattata allo scopo biomeccanico.



Figura 6.9- Sensore di forza prodotto da Sensix

BIBLIOGRAFIA

- Abel, Thomas, Sandra Vega, Iris Bleicher , e Petra Platen**, *Handbiking: Physiological Responses to Synchronous and Asynchronous Crank Montage*, European Journal of Sport Science, 2003.
- Arnet, Ursina, Stefan van Drongelen, DirkJan H Veeger, e Lucas H van der Woude**, *Are the Force Characteristics of Synchronous Handcycling Affected by Speed and The Method to Impose Power*, Medical Engineering & Physics, 2012.
- Barbosa, David, Cristina P Santos, e Maria Martins**, *The Application of Cycling and Cycling Combined with Feedback in the Rehabilitation of Stroke Patients: A Review*, Journal of Stroke and Cerebrovascular diseases, 2015.
- Bibbo, D, S Conforto, I Bernabucci, M Carli, M Schmid, e T D'Alessio**, *Analysis of different image-based biofeedback models for improving cycling performances*, (Proceedings of SPIE) 2012.
- Carson, Richard G, Julie Thomas, Jeffery J Summers, Megan R Walters, e Andras Semjen**, *The Dynamics of Bimanual Circle Drawing*, The Quarterly Journal of Experimental Psychology, 1997.
- Chen, Hsin-Young, Shih-Ching Chen, Jia-Jin J Chen, Li-Lan Fu, e Yu L Wang**, *Kinesiological and Kinematical Analysis for Stroke Subjects with Asymmetrical Cycling Movement Patterns*, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2005.
- Čichoň, Rostislav, Adam Maszczyk, Petr Stastny, e Petr Uhlir**, *Effects of Krankcycle Training on Performance and Body Composition in Wheelchair Users*, Journal of Human Kinetics, 2015.
- Dallmeijer, Annet J, L Ottjes, E de Waardt, e Lucas H van der Woude**, *A physiological comparison of synchronous and asynchronous hand cycling*, Int J Sports Med, 2004.

- De Marchis, Cristiano, Maurizio Schmid, Daniele Bibbo, Anna M Castronovo, Tommaso D'Alessio, e Silvia Conforto**, *Feedback of Mechanical Effectiveness induces adaptations in motor modules during cycling*, *Frontiers in Computational Neuroscience*, 2013.
- Faupin, Arnaud, Philippe Gorce, Eric Watelain, Christophe Meyer, e Andre Thevenon**, *A Biomechanical Analysis of Handcycling: A Case Study*, *Journal of Applied Biomechanics* 2010.
- Ferrante, Simona, et al**, *A Biofeedback Cycling Training to Improve Locomotion: a Case Series Study Based on Gait Pattern Classification of 153 Chronic Stroke Patients*, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2011.
- Goosey-Tolfrey, Victoria L, Helen Alfano, e Neil Fowler**, *The Influence of Crank Length and Cadence on Mechanical Efficiency in Handcycling*, *European Journal of Applied Physiology*, 2008.
- HBM**, *HBM Test e Misurazione: Trasduttori, Celle di Carico, DAQ | HBM*, s.d.
<https://www.hbm.com/it/5502/sistemi-di-acquisizione-dati/>.
- HemiHelp**, *HemiHelp - for children and young people with Hemiplegia*, s.d.
<http://www.hemihelp.org.uk/hemiplegia>.
- Hopman, Maria T, Willemien M van Teeffelen, Judith Bouwer, Sibbrand Houtman, e Rob A Binkhorst**, *Physiological responses to asynchronous and synchronous arm-cranking exercise*, *European Journal of Applied Physiology*, 1995.
- <https://www.federciclismo.it/it/>**. *Federazione ciclistica italiana*. s.d.
<https://paraciclismo.federciclismo.it/it/infopage/introduzione-al-paraciclismo/b53456bb-fca7-4088-93f3-2ee878e1cb41/>.
- <https://www.krankcycle.com/>**. *KRANKcycle by Matrix*. All Stages Marketing, s.d.
<https://www.krankcycle.com/>.
- Krämer, C., L. Hilker, e H. Böhm**, *Influence of Crank Length and Crank Width on Maximal Handcycling Power and Cadence*, *European Journal of Applied Physiology*, 2009.
- Krämer, Christian, Gabriel Schneider, Harald Böhm, Isabella Klöpher-Kämer, e Veit Senner**, *Effect of Different Handgrip Angles on Work Distribution during Hand Cycling at Submaximal Power Levels*, *Ergonomics*, 2010.

- Lencioni, T, et al**, *Effects of planar robotic rehabilitation on muscle synergies of the upper limbs in post-stroke subjects*, SIAMOC 2006, Milano, Italia, 2006.
- Lewis, Gwyn N, e Winston D Byblow**, *Bimanual Coordination Dynamics in Poststroke Hemiparetics*, Journal of Motor Behaviour, 2002.
- Lin, Pei-Yi, Jia-Jin J Chen, e Sang-I Lin**, *The Cortical Control of Cycling Exercise in Stroke Patients: an fNIRS Study*, Human Brain Mapping, 2013.
- Lin, Sang-I, Chao-Chen Lo, Pei-Yi Lin, e Jia-Jin Chen**, *Biomechanical Assessments of the Effect of Visual Feedback on Cycling for Patients with Stroke*, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2012.
- Litzenberger, Stefan, Franziska Mally, e Anton Sabo**, *Biomechanics of elite recumbent handcycling: a case study*, Sports Engineering, 2016.
- Liu, Yali, et al**, *Development and Implementation of an End-Effector Upper Limb Rehabilitation Robot for Hemiplegic Patients with Line and Circle Tracking Training*, Journal of Healthcare Engineering, 2017.
- Lum, Peter S, Charles G Burgar, Machiel Van der Loos, Peggy C Shor, Matra Majmundar, e Ruth Yap**, *The MIME Robotic System for Upper-Limb Neuro-Rehabilitation: Results from a Clinical Trial in Subacute Stroke*, IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, USA, 2005.
- Lum, Peter S, e Charles G Bur**, *Robot-Assisted Movement Training Compared with Conventional Therapy Techniques for the Rehabilitation of Upper-Limb Motor Function After Stroke*, Arch Phys Med Rehabil, 2002.
- Mattiauda, Enrico**, *Sviluppo di un banco di prova per la valutazione delle prestazioni nell'uso di handbike*, Torino, 2011.
- Mouawad, Marie R, Catherine G Doust, Madeleine D Max, e Penelope A McNulty**, *WII-Based Movement Therapy to Promote Improved Upper Extremity Function Post-Stroke: A Pilot Study*, J Rehabil Med, 2011.
- Nef, Tobias, Quinter, Müller, e Robert Riener**, *Effects of Arm Training with the Robotic Device ARMin I in Chronic Stroke: Three Single Cases*, Neurodegenerative Diseases, 2010.
- Ordonez, Francisco J, et al**, *Arm-Cranking Exercise Reduced Oxidative Damage in Adults With Chronic Spinal Cord Injury*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2013.

- Smith, Paul M, Mark L Chapman, Kathryn E Hazelhurst, e Mark A Goss-Sampson**, *The Influence of Crank Configuration on Muscle Activity and Torque Production during Arm Crank Ergometry*, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2006.
- SpinalCord**, *SpinalCord*, s.d. <https://www.spinalcord.com/hemiplegia>.
- Staubli, Patricia, Tobias Nef, Verena Klamroth-Marganska, e Robert Riener**, *Effects of Intensive Arm Training with the Rehabilitation Robot ARMin II in Chronic Stroke Patients: for Single-Cases*, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2009.
- Valent, Linda J, Annet J Dallmeijer, Han Houdijk, Hans J Slootman, Marcel W Post, e Lucas J van der Woude**, *Influence of Hand Cycling on Physical Capacity in the Rehabilitation of Persons with a Spinal Cord Injury: a Longitudinal Cohort Study*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2008.
- Van Der Woude, Lucas, I Bosmans, B Bervoets, e H Veeger**, *Handcycling: different modes and gear ratios*, Journal of Medical Engineering & Technology, 2000.
- Verellen, Joeri, Daniel Theisen, e Yves Vanlandewijck**, *Influence of Crank Rate in Hand Cycling*, Medicine & Science in Sports & Exercise, 2004.
- Volman, M, A Wijnroks, e A Vermeer**, *Bimanual Circle Drawing in Children with Spastic Hemiparesis: Effect of Coupling Modes on the Performance of the Impaired and Unimpaired Arms*, Acta Psychologica, 2002.
- Wheeler, Anthony J, e Ahmad R Ganji** *Introduction to Engineering Experimentation* Pearson, 2010.

APPENDICE

6.3 Taratura statica estensimetro

Albero destro – Asse x

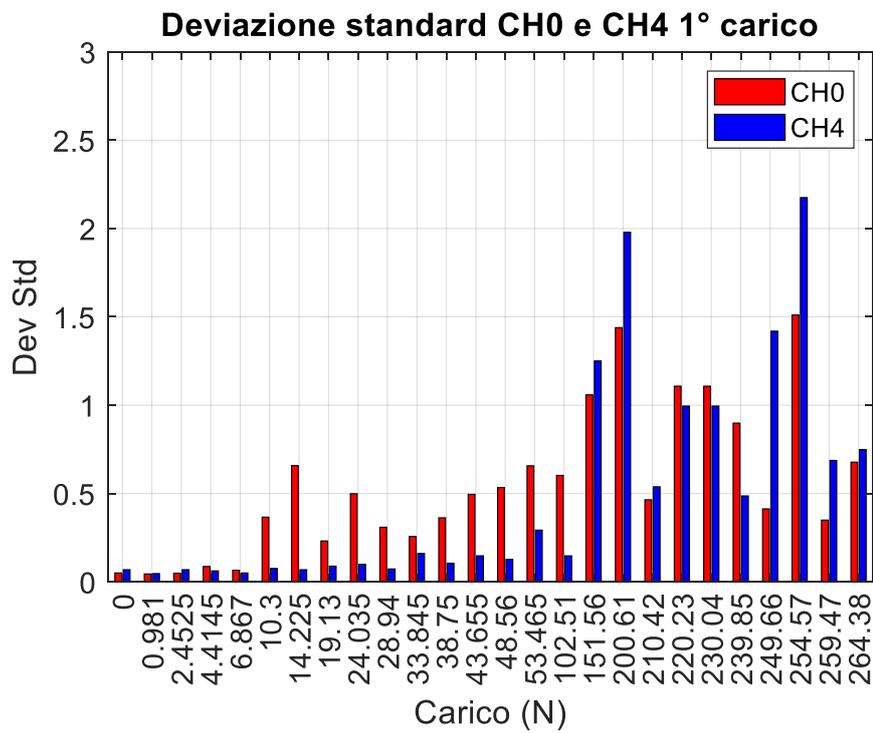


Figura 0.1 Deviazione Standard delle deformazioni nel 1° ciclo di carico per CH0 (rosso) e CH4 (blu)

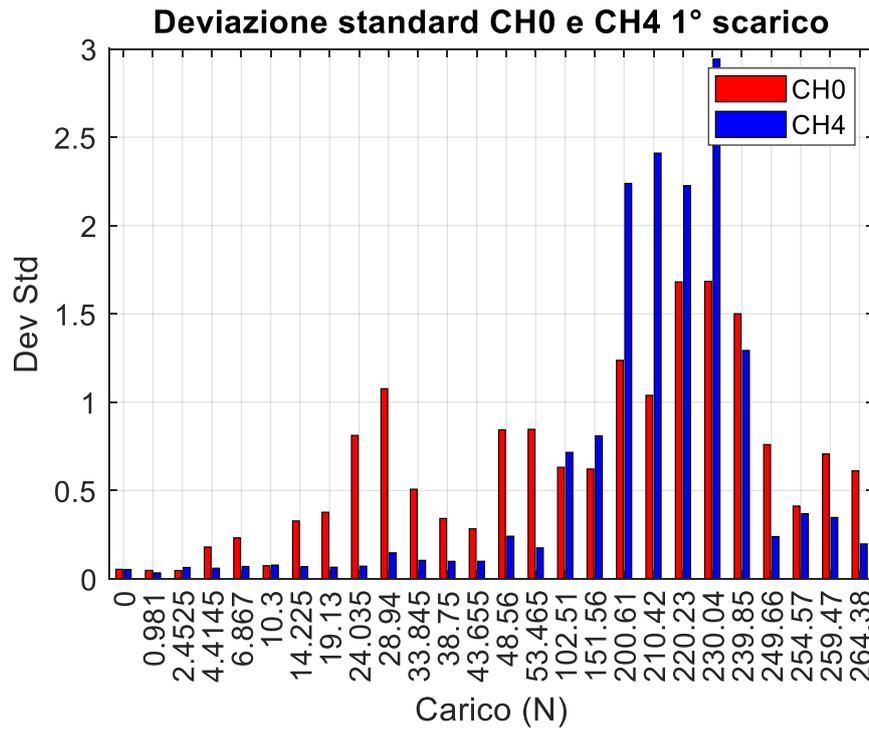


Figura 0.2- Deviazione Standard delle deformazioni nel 1° ciclo di scarico per CH0 (rosso) e CH4 (blu)

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_0	CH_4
0	0,000	-2,502	-0,192
0,1	0,981	5,280	0,220
0,25	2,453	14,073	1,657
0,45	4,415	30,144	4,371
0,7	6,867	47,321	1,635
1,05	10,301	72,358	3,452
1,45	14,225	101,809	-2,001
1,95	19,130	137,749	-2,061
2,45	24,035	173,245	-1,517
2,95	28,940	208,503	0,083
3,45	33,845	244,881	0,249
3,95	38,750	280,843	0,856
4,45	43,655	316,488	1,420
4,95	48,560	352,111	2,047
5,45	53,465	387,659	3,511
10,45	102,515	751,181	12,324
15,45	151,565	1114,766	17,854
20,45	200,615	1482,282	32,398
21,45	210,425	1555,582	37,497
22,45	220,235	1627,873	37,974
23,45	230,045	1664,394	39,014
24,45	239,855	1773,839	43,331
25,45	249,665	1847,258	45,744
25,95	254,570	1884,470	48,684
26,45	259,475	1920,977	50,005
26,95	264,380	1958,145	51,414

Tabella 0.1- Valori medi tra i valori di carico e scarico del 1° ciclo

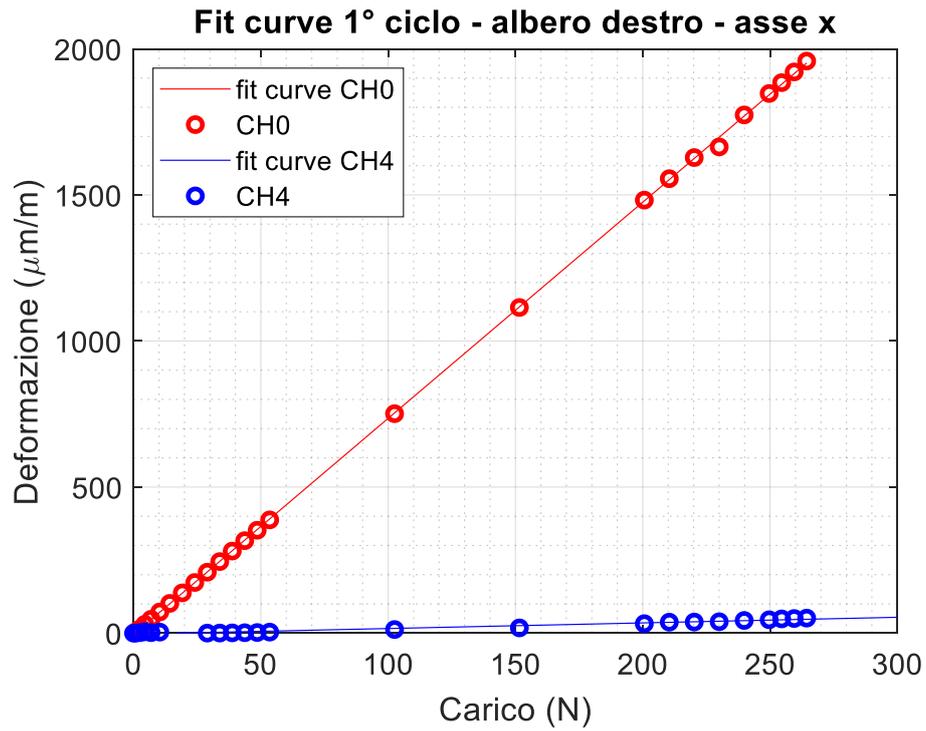


Figura 0.3- Fit curve dell'albero destro lungo l'asse y per CH0 (rosso) e per CH4 (blu) nel 1° ciclo

Equazioni fit curve 1°ciclo:

$$y_{CH0} = 7,4x - 4,77 \quad (A1.1)$$

$$y_{CH4} = 0,19x - 3,53 \quad (A1.2)$$

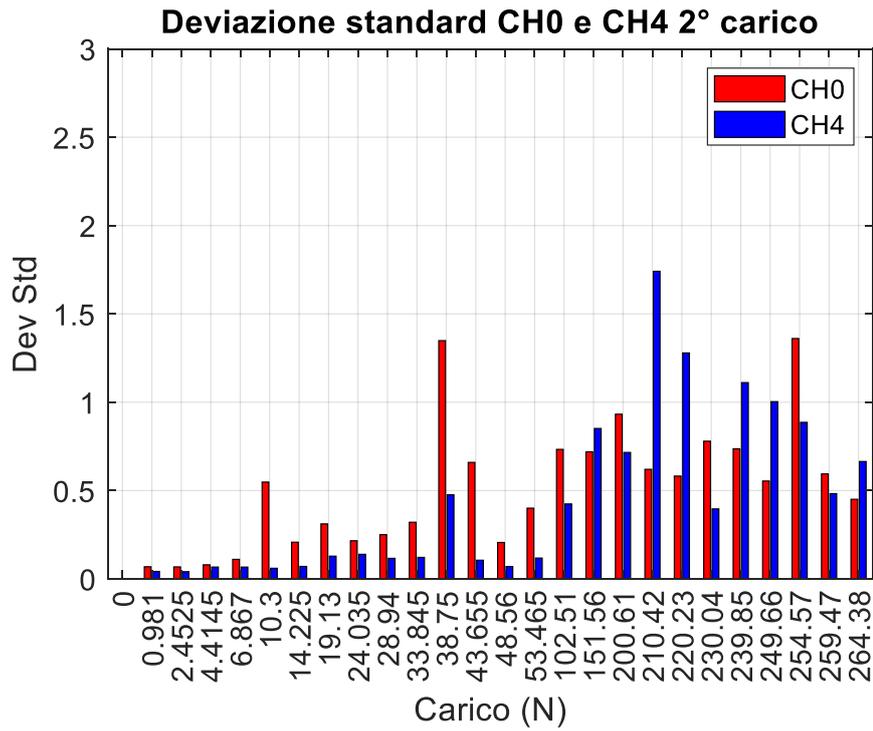


Figura 0.4- Deviazione Standard delle deformazioni nel 2° ciclo di carico per CH0 (rosso) e CH4 (blu)

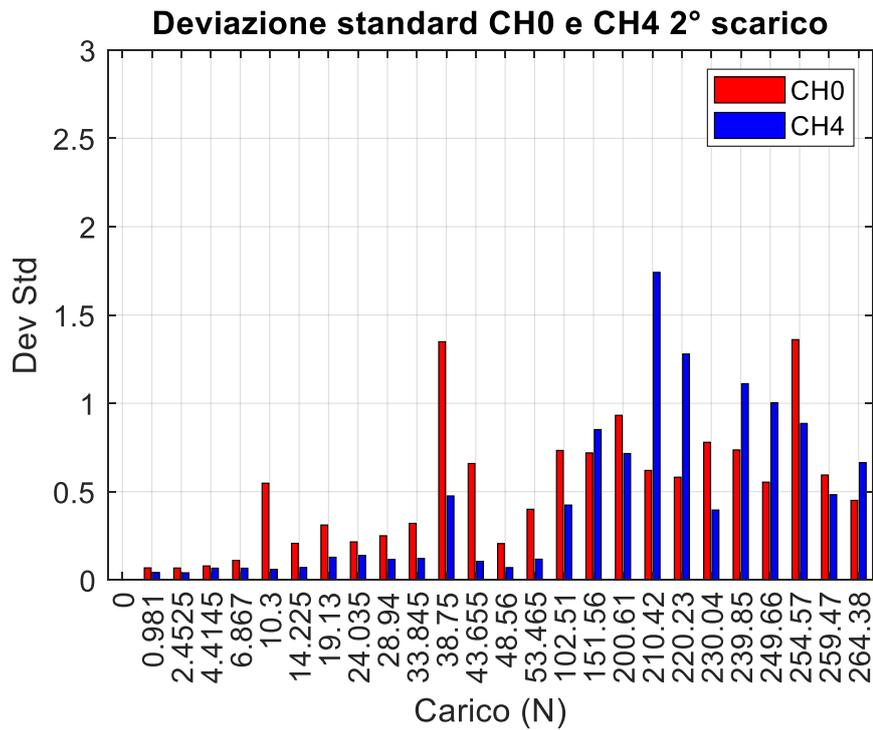


Figura 0.5- Deviazione Standard delle deformazioni nel 2° ciclo di scarico per CH0 (rosso) e CH4 (blu)

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m}/\text{m}$)	
		CH_0	CH_4
0	0,000	0,000	0,000
0,1	0,981	3,249	0,983
0,25	2,453	12,431	0,551
0,45	4,415	29,361	3,843
0,7	6,867	44,559	11,831
1,05	10,301	72,376	6,119
1,45	14,225	102,553	24,247
1,95	19,130	137,655	31,836
2,45	24,035	173,623	40,119
2,95	28,940	208,934	48,396
3,45	33,845	245,011	56,226
3,95	38,750	280,392	64,493
4,45	43,655	322,634	10,235
4,95	48,560	359,260	11,453
5,45	53,465	395,658	12,257
10,45	102,515	764,044	33,072
15,45	151,565	1122,580	70,384
20,45	200,615	1489,131	105,949
21,45	210,425	1561,918	117,664
22,45	220,235	1635,145	126,800
23,45	230,045	1707,133	135,486
24,45	239,855	1780,461	144,325
25,45	249,665	1853,209	152,101
25,95	254,570	1890,139	155,915
26,45	259,475	1926,066	159,547
26,95	264,380	1963,049	163,369

Tabella 0.2- Valori medi tra i valori di carico e scarico del 2° ciclo

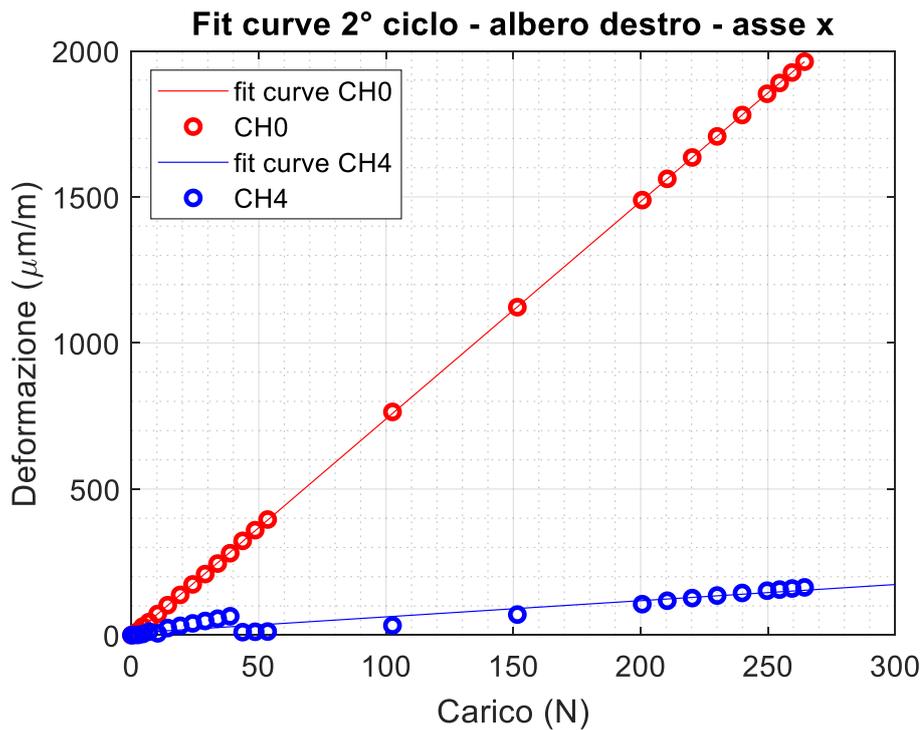


Figura 0.6 Fit curve dell'albero destro lungo l'asse y per CH0 (rosso) e per CH4 (blu) nel 2° ciclo

Equazioni fit curve 2° ciclo:

$$y_{CH0} = 7,44x - 4,143 \quad (A1.3)$$

$$y_{CH4} = 0,55x + 7,14 \quad (A1.4)$$

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazioni ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_0	CH_4
0	0,000	-1,251	-0,096
0,1	0,981	4,265	0,601
0,25	2,453	13,252	1,104
0,45	4,415	29,753	4,107
0,7	6,867	45,940	6,733
1,05	10,301	72,367	4,786
1,45	14,225	102,181	11,123
1,95	19,130	137,702	14,887
2,45	24,035	173,434	19,301
2,95	28,940	208,719	24,239
3,45	33,845	244,946	28,238
3,95	38,750	280,618	32,674
4,45	43,655	319,561	5,827
4,95	48,560	355,685	6,750
5,45	53,465	391,659	7,884
10,45	102,515	757,612	22,698
15,45	151,565	1118,673	44,119
20,45	200,615	1485,707	69,174
21,45	210,425	1558,750	77,580
22,45	220,235	1631,509	82,387
23,45	230,045	1685,763	87,250
24,45	239,855	1777,150	93,828
25,45	249,665	1850,233	98,922
25,95	254,570	1887,304	102,300
26,45	259,475	1923,522	104,776
26,95	264,380	1960,597	107,391

Tabella 0.3- Valori medi di deformazione tra il 1° ciclo e 2° ciclo

Albero sinistro – Asse y

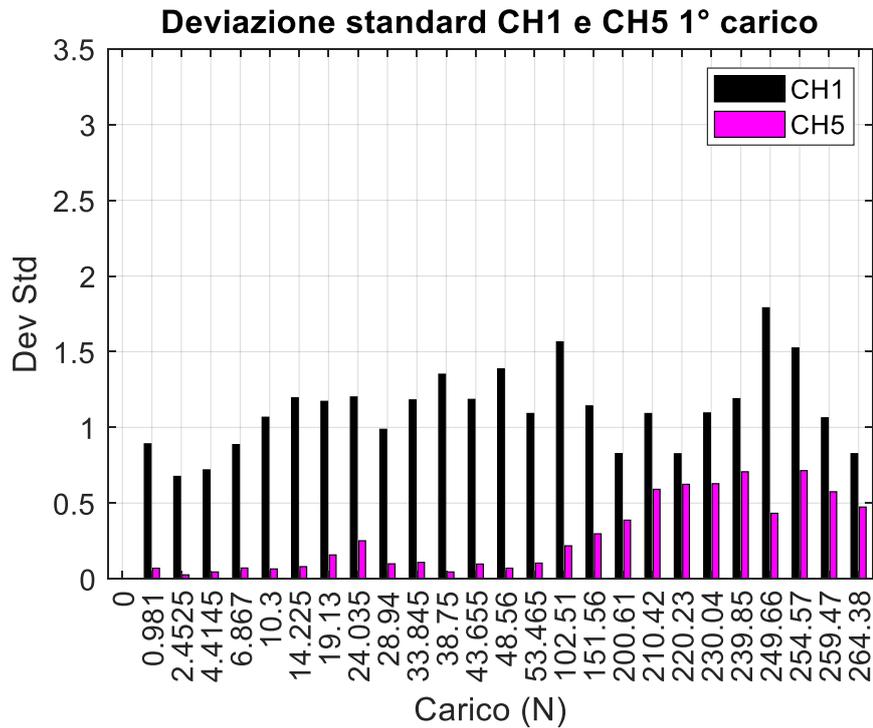


Figura 0.7- Deviazione Standard delle deformazioni nel 1° ciclo di carico per CH1 (nero) e CH5 (magenta)

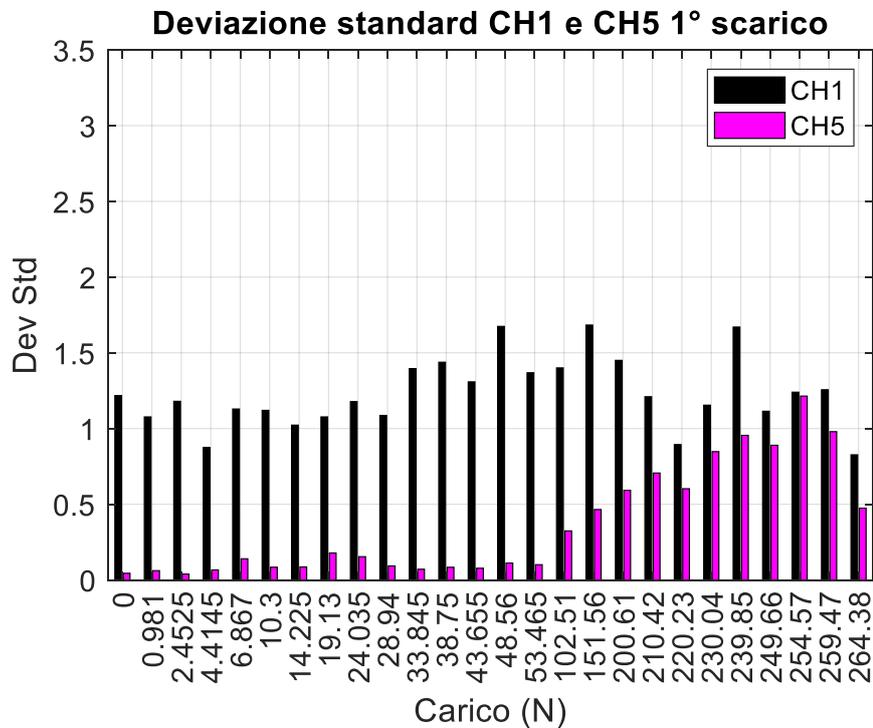


Figura 0.8- Deviazione Standard delle deformazioni nel 1° ciclo di scarico per CH1 (nero) e CH5 (magenta)

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_1	CH_5
0	0,000	1,003	-0,006
0,1	0,981	-7,352	-0,508
0,25	2,453	-17,411	-0,920
0,45	4,415	-34,657	-1,076
0,7	6,867	-53,914	-3,669
1,05	10,301	-81,450	-4,952
1,45	14,225	-116,759	-5,445
1,95	19,130	-156,423	-4,393
2,45	24,035	-196,539	-3,448
2,95	28,940	-235,557	-3,861
3,45	33,845	-276,236	-4,833
3,95	38,750	-315,854	-4,858
4,45	43,655	-355,896	-5,788
4,95	48,560	-395,413	-5,299
5,45	53,465	-435,476	-5,012
10,45	102,515	-836,033	-9,705
15,45	151,565	-1237,049	-12,944
20,45	200,615	-1638,934	-16,706
21,45	210,425	-1719,646	-17,497
22,45	220,235	-1800,485	-18,313
23,45	230,045	-1880,744	-18,981
24,45	239,855	-1960,822	-18,719
25,45	249,665	-2041,508	-19,388
25,95	254,570	-2082,590	-18,194
26,45	259,475	-2122,700	-18,556
26,95	264,380	-2171,071	-12,179

Tabella 0.4- Valori medi tra i valori di carico e scarico del 1° ciclo

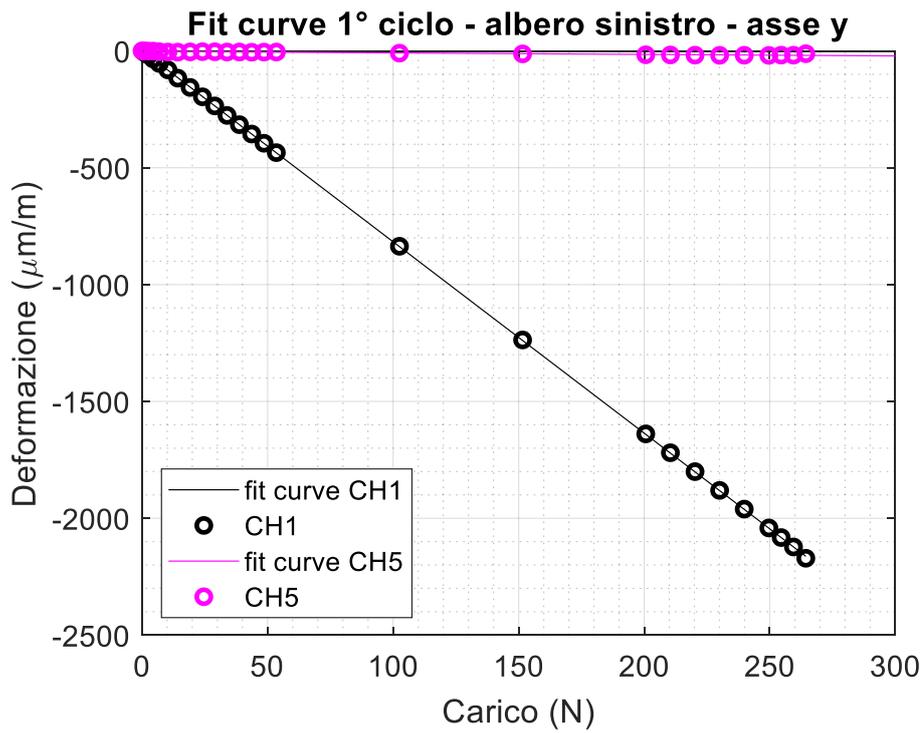


Figura 0.9- Fit curve dell'albero sinistro lungo l'asse y per CH1 (nero) e per CH5 (magenta) nel 1° ciclo

Equazione fit curve 1° ciclo:

$$y_{CH1} = -8,19x + 1,6 \quad (A1.5)$$

$$y_{CH5} = -0,06x - 2,32 \quad (A1.6)$$

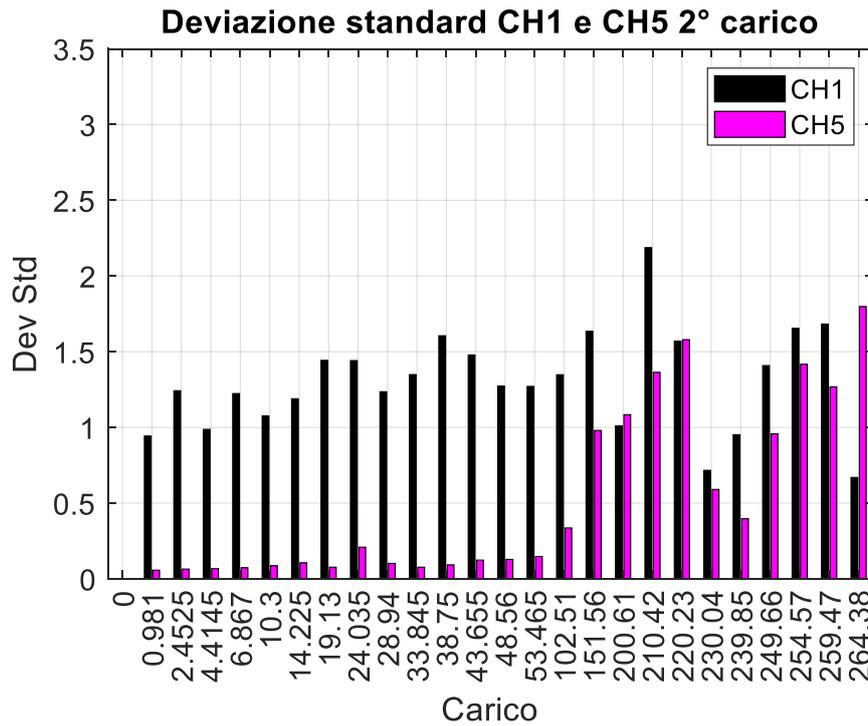


Figura 0.10- Deviazione Standard delle deformazioni nel 2° ciclo di carico per CH1 (nero) e CH5 (magenta)

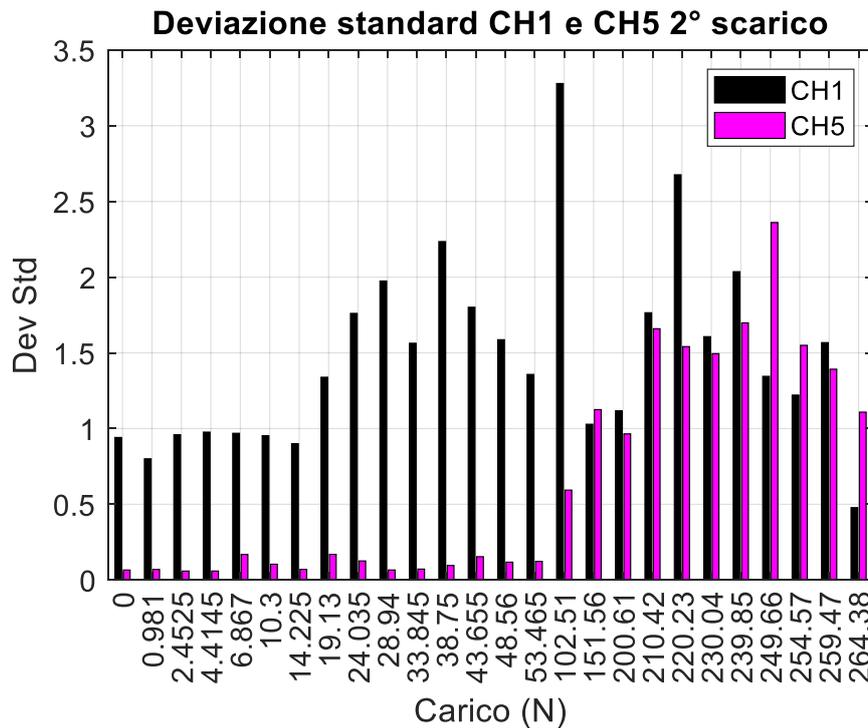


Figura 0.11- Deviazione Standard delle deformazioni nel 2° ciclo di scarico per CH1 (nero) e CH5 (magenta)

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_1	CH_5
0	0,000	0,973	-0,093
0,1	0,981	-6,630	-0,524
0,25	2,453	-16,568	-1,066
0,45	4,415	-34,327	-2,324
0,7	6,867	-53,492	-2,960
1,05	10,301	-81,227	-3,303
1,45	14,225	-115,476	-3,645
1,95	19,130	-155,429	-4,249
2,45	24,035	-195,624	-4,591
2,95	28,940	-235,170	-5,492
3,45	33,845	-274,959	-6,491
3,95	38,750	-314,455	-7,186
4,45	43,655	-354,773	-8,255
4,95	48,560	-394,423	-9,295
5,45	53,465	-433,492	-10,084
10,45	102,515	-832,506	-22,666
15,45	151,565	-1232,130	-25,267
20,45	200,615	-1633,129	-30,858
21,45	210,425	-1713,451	-29,200
22,45	220,235	-1793,078	-30,617
23,45	230,045	-1872,808	-30,155
24,45	239,855	-1952,768	-30,580
25,45	249,665	-2032,602	-31,082
25,95	254,570	-2073,309	-30,804
26,45	259,475	-2113,316	-31,371
26,95	264,380	-2153,736	-31,111

Tabella 0.5- Valori medi tra i valori di carico e scarico del 2° ciclo

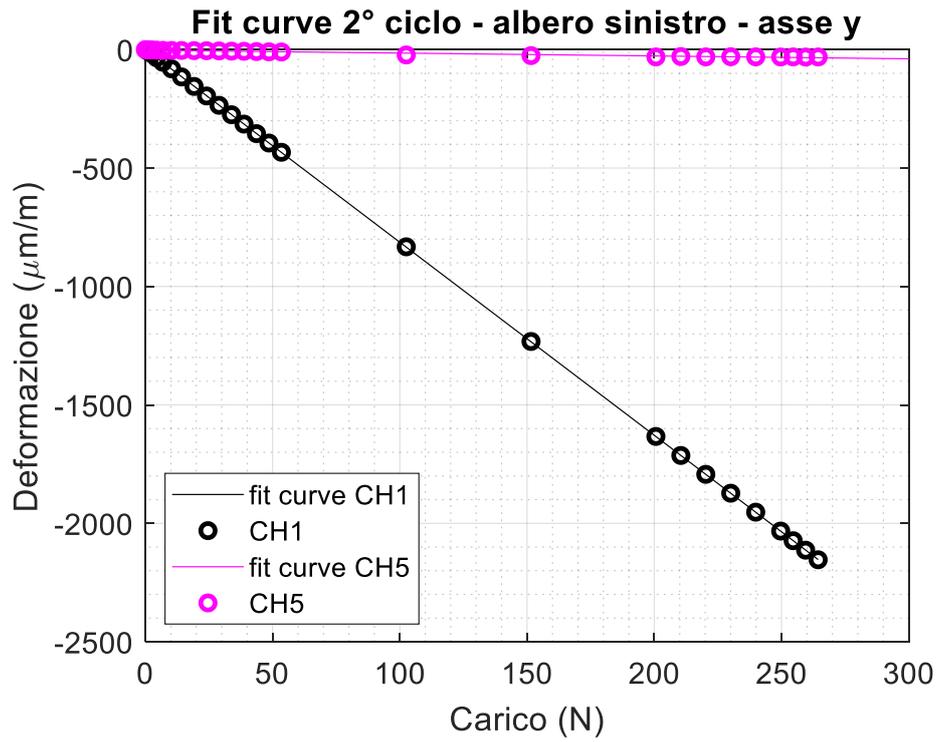


Figura 0.12- Fit curve dell'albero sinistro lungo l'asse y per CH1 (nero) e per CH5 (magenta) nel 2° ciclo

Equazione fit curve 2° ciclo:

$$y_{CH1} = -8,14x + 1,52 \quad (A1.7)$$

$$y_{CH5} = -0,012x - 2,47 \quad (A1.8)$$

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazioni ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_0	CH_4
0	0	0,988	-0,05
0,1	0,981	-6,991	-0,516
0,25	2,453	-16,99	-0,993
0,45	4,415	-34,492	-1,7
0,7	6,867	-53,703	-3,314
1,05	10,301	-81,339	-4,128
1,45	14,225	-116,117	-4,545
1,95	19,13	-155,926	-4,321
2,45	24,035	-196,081	-4,019
2,95	28,94	-235,363	-4,677
3,45	33,845	-275,597	-5,662
3,95	38,75	-315,154	-6,022
4,45	43,655	-355,334	-7,021
4,95	48,56	-394,918	-7,297
5,45	53,465	-434,484	-7,548
10,45	102,515	-834,269	-16,186
15,45	151,565	-1234,59	-19,106
20,45	200,615	-1636,031	-23,782
21,45	210,425	-1716,548	-23,349
22,45	220,235	-1796,782	-24,465
23,45	230,045	-1876,776	-24,568
24,45	239,855	-1956,795	-24,649
25,45	249,665	-2037,055	-25,235
25,95	254,57	-2077,949	-24,499
26,45	259,475	-2118,008	-24,964
26,95	264,38	-2162,403	-21,645

Tabella 0.6- Valori medi di deformazione tra il 1° ciclo e 2° ciclo

Albero sinistro – Asse x

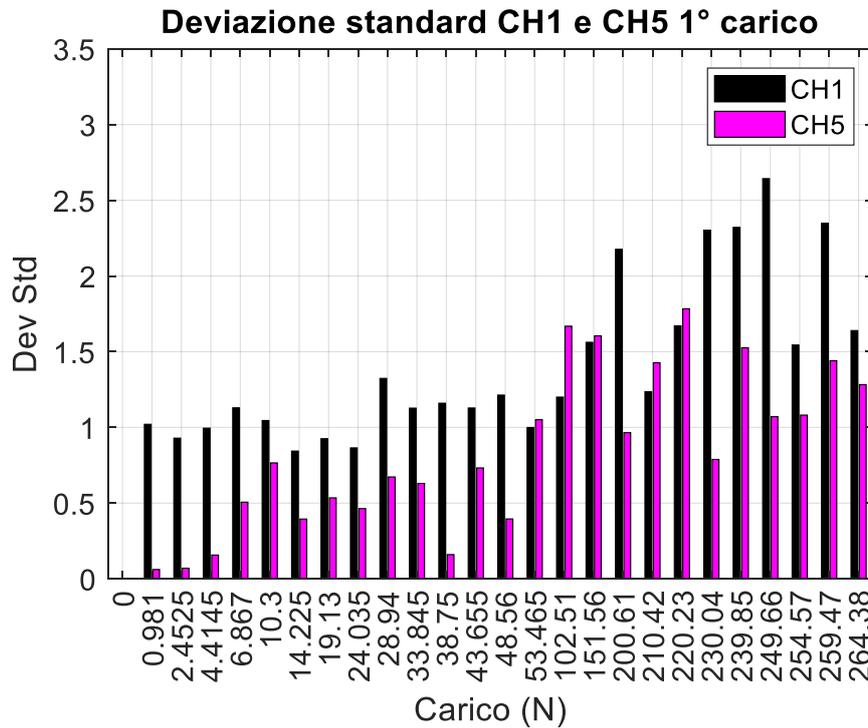


Figura 0.13- Deviazione Standard delle deformazioni nel 1° ciclo di carico per CH1 (nero) e CH5 (magenta)

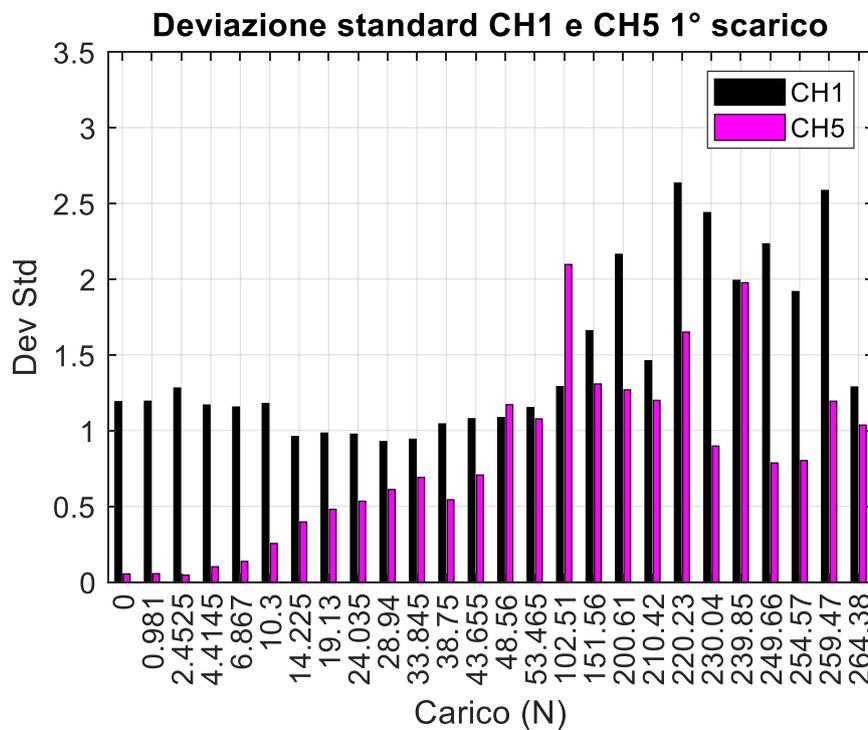


Figura 0.14- Deviazione Standard delle deformazioni nel 1° ciclo di scarico per CH1 (nero) e CH5 (magenta)

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_1	CH_5
0	0,000	-0,515	-0,928
0,1	0,981	-1,563	7,407
0,25	2,453	-1,557	16,974
0,45	4,415	-1,887	34,856
0,7	6,867	-2,695	53,343
1,05	10,301	-2,969	80,667
1,45	14,225	-24,225	112,655
1,95	19,130	-23,755	150,716
2,45	24,035	-30,673	189,604
2,95	28,940	-37,338	228,127
3,45	33,845	-44,004	266,969
3,95	38,750	-50,824	305,516
4,45	43,655	-57,687	343,875
4,95	48,560	-64,349	382,505
5,45	53,465	-70,596	421,210
10,45	102,515	-135,665	808,369
15,45	151,565	-208,864	1195,357
20,45	200,615	-278,722	1583,708
21,45	210,425	-291,705	1661,468
22,45	220,235	-307,642	1738,787
23,45	230,045	-323,298	1816,059
24,45	239,855	-338,964	1893,425
25,45	249,665	-356,354	1970,626
25,95	254,570	-364,263	2010,058
26,45	259,475	-377,243	2048,980
26,95	264,380	-382,326	2088,138

Tabella 0.7- Valori medi tra i valori di carico e scarico del 1° ciclo

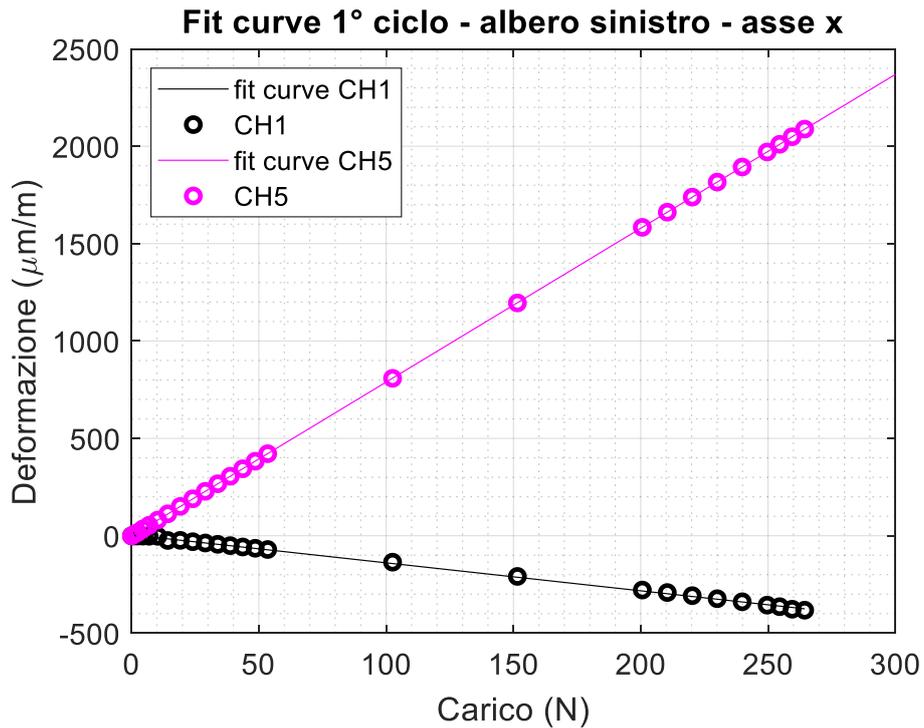


Figura 0.15- Fit curve dell'albero sinistro lungo l'asse x per CH1 (nero) e per CH5 (magenta) nel 1° ciclo

Equazione fit curve 1° ciclo:

$$y_{CH1} = -1,43x + 4,52 \quad (A1.9)$$

$$y_{CH5} = 7,9x - 0,71 \quad (A1.10)$$

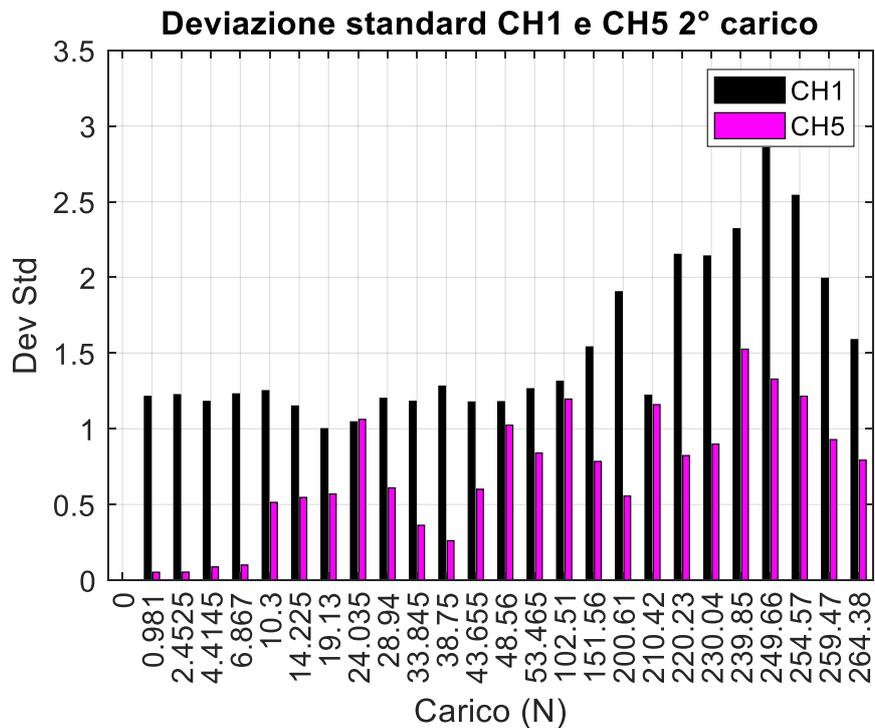


Figura 0.16- Deviazione Standard delle deformazioni nel 2° ciclo di carico per CH1 (nero) e CH5 (magenta)

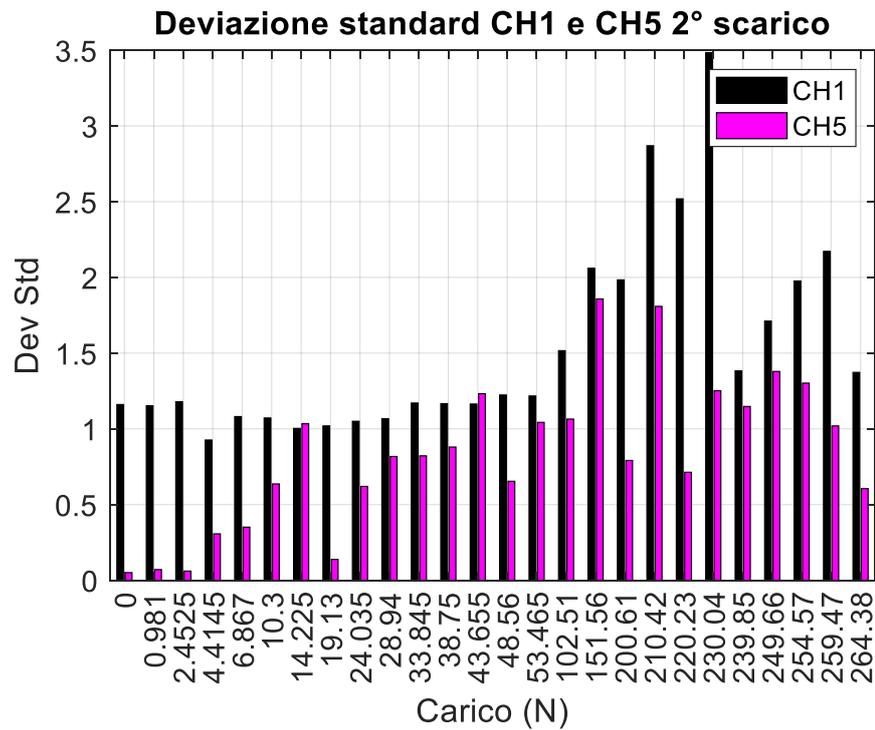


Figura 0.17- Deviazione Standard delle deformazioni nel 2° ciclo di scarico per CH1 (nero) e CH5 (magenta)

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazione (µm/m)	
		CH_1	CH_5
0	0,000	-0,595	-1,135
0,1	0,981	-1,754	6,522
0,25	2,453	-1,987	16,293
0,45	4,415	-1,278	33,648
0,7	6,867	0,102	53,104
1,05	10,301	1,564	80,295
1,45	14,225	1,793	113,860
1,95	19,130	3,731	153,145
2,45	24,035	4,565	192,415
2,95	28,940	5,192	231,712
3,45	33,845	6,609	271,032
3,95	38,750	7,489	310,280
4,45	43,655	8,341	349,718
4,95	48,560	8,765	388,915
5,45	53,465	9,207	428,100
10,45	102,515	16,549	821,667
15,45	151,565	22,802	1216,574
20,45	200,615	31,817	1611,449
21,45	210,425	33,587	1690,609
22,45	220,235	33,073	1769,700
23,45	230,045	34,113	1848,729
24,45	239,855	-150,494	1911,146
25,45	249,665	33,667	2007,056
25,95	254,570	34,518	2047,289
26,45	259,475	35,332	2086,658
26,95	264,380	36,630	2127,004

Tabella 0.8- Valori medi tra i valori di carico e scarico del 2° ciclo

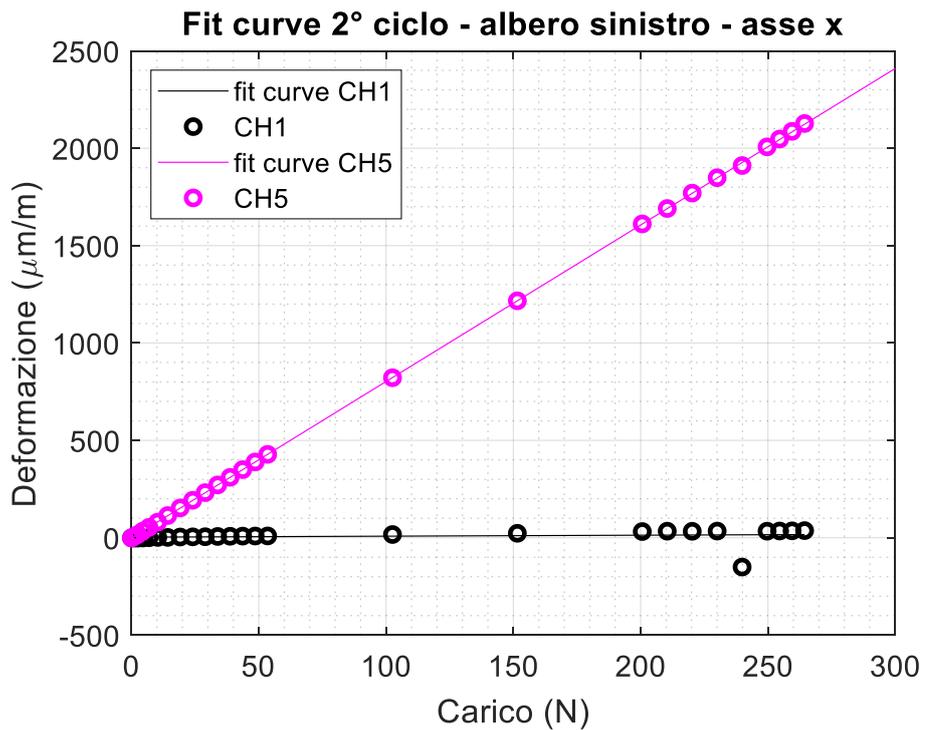


Figura 0.18- Fit curve dell'albero sinistro lungo l'asse x per CH1 (nero) e per CH5 (magenta) nel 2° ciclo

Equazione fit curve 2° ciclo:

$$y_{CH1} = 0,05x + 2,96 \quad (A1.11)$$

$$y_{CH5} = 8,04x - 1,51 \quad (A1.12)$$

Massa (kg)	Carico (N)	Deformazioni ($\mu\text{m/m}$)	
		CH_1	CH_5
0	0,000	-0,555	-1,032
0,1	0,981	-1,658	6,964
0,25	2,453	-1,772	16,634
0,45	4,415	-1,582	34,252
0,7	6,867	-1,297	53,224
1,05	10,301	-0,703	80,481
1,45	14,225	-11,216	113,258
1,95	19,130	-10,012	151,931
2,45	24,035	-13,054	191,010
2,95	28,940	-16,073	229,920
3,45	33,845	-18,697	269,001
3,95	38,750	-21,667	307,898
4,45	43,655	-24,673	346,796
4,95	48,560	-27,792	385,710
5,45	53,465	-30,695	424,655
10,45	102,515	-59,558	815,018
15,45	151,565	-93,031	1205,965
20,45	200,615	-123,452	1597,578
21,45	210,425	-129,059	1676,038
22,45	220,235	-137,284	1754,244
23,45	230,045	-144,592	1832,394
24,45	239,855	-153,037	1930,493
25,45	249,665	-161,272	1998,926
25,95	254,570	-164,711	2038,494
26,45	259,475	-170,644	2078,127
26,95	264,380	-172,848	2107,571

Tabella 0.9- Valori medi di deformazione tra il 1° ciclo e 2° ciclo