



Università degli Studi di Urbino "Carlo Bo"



FACOLTA' DI SCIENZE MOTORIE

Istituto di Ricerca sull'Attività Motoria

**EFFETTO DELL'UTILIZZO DI PEDIVELLE
INDIPENDENTI SULLA COORDINAZIONE
INTERMUSCOLARE DEL CICLISTA**

Dottorato di Ricerca

— XIX ciclo —

**METODOLOGIE MOLECOLARI E MORFO-FUNZIONALI
APPLICATE ALL'ESERCIZIO FISICO**

Coordinatore

Chiar.mo Prof. Riccardo Cuppini

Relatore

Chiar.mo Prof. Vilberto Stocchi

Tesi di Dottorato di

Eneko Fernández Peña

Anno Accademico
2005 – 2006

A Loris Ducci, Valter Vitali e tutto il Velo Club Fausto Coppi di Fermignano:
senza di voi non avrei potuto iniziare.

Al Prof. Vilberto Stocchi:
senza di Lei non avrei potuto continuare.

A Massimiliano Ditroilo:
senza di te non avrei potuto finire.

*“Non so come apparirò al mondo.
Mi sembra soltanto di essere stato un bambino che gioca sulla spiaggia,
e di essermi divertito a trovare ogni tanto un sasso
o una conchiglia più bella del solito,
mentre l'oceano della verità giaceva insondato davanti a me.”*

Isaac Newton
(1642-1727)

*“Se puoi misurare ciò di cui parli,
e se puoi esprimerlo tramite un numero,
allora puoi pensare di sapere qualcosa;
ma se non lo puoi misurare,
la tua conoscenza sarà povera e insoddisfacente.”*

William Thompson, barone di Kelvin
(1824-1907)

*“Dopo un anno di ricerca,
uno si rende conto che si sarebbe
potuta fare in una settimana”*

William Henry Bragg
(1862-1942)

SOMMARIO

1	INTRODUZIONE E SCOPO DEL LAVORO	1
2	MATERIALE E METODI	9
2.1	ATTREZZATURE UTILIZZATE	9
2.1.1	<i>Sistema di acquisizione dati</i>	9
2.1.2	<i>Cicloergometri e pedivelle indipendenti</i>	10
2.2	DISEGNO ESPERIMENTALE	12
2.2.1	<i>Soggetti.....</i>	12
2.2.2	<i>Aspetti che riguardano le modalità di esecuzione dei test</i>	13
2.2.2.1	Frequenza di pedalata	13
2.2.2.2	Potenza	14
2.2.2.3	Arto analizzato	14
2.2.2.4	Muscoli analizzati.....	15
2.2.2.5	Numero di pedalate analizzate.....	16
2.2.3	<i>Aspetti che riguardano l'elettromiografia.....</i>	17
2.2.3.1	Frequenza di acquisizione	17
2.2.3.2	Tipo di filtro	18
2.2.3.3	Banda passante	20
2.2.3.4	Normalizzazione dei dati	21
2.2.4	<i>Aspetti che riguardano il protocollo di allenamento.....</i>	26
2.2.4.1	Durata dell'allenamento	26
2.2.4.2	Disegno sperimentale	27
2.2.4.3	Protocollo di allenamento.....	28
2.3	PROCEDURE DI PREPARAZIONE DEI TEST	29
2.3.1	<i>Misure antropometriche ed adattamento dei cicloergometri</i>	30
2.3.2	<i>Procedure di preparazione per l'analisi elettromiografica</i>	31
2.3.2.1	Selezione degli elettrodi	31
2.3.2.2	Posizionamento del soggetto nella posizione iniziale.....	32
2.3.2.3	Determinazione del punto di applicazione degli elettrodi.....	33
2.3.2.4	Preparazione della cute	35
2.3.2.5	Applicazione e fissaggio degli elettrodi.....	35
2.3.2.6	Verifica della connessione.....	37
2.3.2.7	Tecnica di riposizionamento degli elettrodi nello stesso punto	37
2.4	ESECUZIONE DEI TEST	39
2.4.1	<i>Gruppo di controllo.....</i>	39
2.4.2	<i>Gruppo sperimentale.....</i>	42
2.4.2.1	Test iniziale (T1)	42
2.4.2.2	Test al termine del periodo di allenamento (T2).....	43
2.4.2.3	Test dopo washing-out (T3)	43
2.4.3	<i>Riepilogo</i>	45
2.5	ANALISI DEI DATI.....	46
2.5.1	<i>Analisi della potenza.....</i>	46
2.5.2	<i>Analisi dell'ampiezza del segnale elettromiografico.....</i>	47
2.5.3	<i>Analisi statistica</i>	50
3	RISULTATI.....	51
4	DISCUSSIONE	60
5	CONCLUSIONI	67
6	INDICE DELLE FIGURE E DELLE TABELLE.....	68
6.1	INDICE DELLE FIGURE	68
6.2	INDICE DELLE TABELLE.....	70
7	BIBLIOGRAFIA	71

1 Introduzione e scopo del lavoro

Come è noto la prestazione nel ciclismo, come in altri sport, viene determinata da molteplici fattori di diversa natura: fisiologici, biomeccanici, antropometrici, psicologici, ecc. L'importanza di ciascun fattore varia da sport a sport, ma senz'altro l'elemento più rilevante è il gesto tecnico specifico, inteso come l'esecuzione ottimale dei movimenti tipici di ciascuno sport.

Negli sport ciclici il gesto è più codificato e viene ripetuto durante la gara molte volte. Nel ciclismo, addirittura, il percorso circolare del pedale (e quindi anche del piede) è fissato dalla lunghezza delle pedivelle, il che delimita il movimento riducendo i gradi di libertà⁽¹¹²⁾. In più, come accenna Broker (2003)⁽¹⁶⁾, la meccanica della pedalata può essere facilmente riprodotta in laboratorio per studiarne la funzione muscoloscheletrica. Tali caratteristiche rendono il ciclismo uno sport ideale per studiare la coordinazione muscolare, motivo per il quale molti biomeccanici ne sono stati attratti.

La prima questione che si presenta è quella di specificare gli angoli di tutto l'arco della pedalata, da 0 a 360°, per poter esprimere i dati in funzione di essi. Esiste un consenso nella letteratura riguardante il ciclismo per cui l'inizio della pedalata corrisponde al punto morto superiore o TDC (Top Dead Center), momento in cui la pedivella è perpendicolare al suolo con il pedale nella sua posizione più alta. Avanzando nel senso della pedalata, i 90° corrispondono al momento in cui la pedivella è parallela al suolo ed il pedale nella sua posizione più in avanti; 180° corrispondono al punto morto inferiore o BDC (Bottom Dead Center) e così via, fino a ritornare al TDC a 360° (Figura 1-1).

La seconda questione riguarda il modo nel quale si imprime forza sul pedale utile a far girare le pedivelle, e quindi a far avanzare la bicicletta il più velocemente possibile. Da un punto di vista meccanico, l'ideale sarebbe generare sempre una forza costante sul movimento centrale⁽¹¹⁸⁾, ma a causa della circolarità del movimento e della meccanica articolare dell'arto inferiore dell'uomo ci sono dei tratti di circonferenza in cui è possibile applicare la forza più efficacemente che in altri. Molti autori hanno cercato di identificare questi tratti suddividendo la pedalata in diverse fasi, ma grossolanamente essa può essere divisa in una fase di spinta del pedale verso il basso (dal TDC al BDC) ed in una fase di

tirata verso l'alto (o fase di recupero, dal BDC al TDC)^(40, 82, 83, 132, 140). Studi condotti più di trenta anni fa dimostrano che nel punto morto superiore la forza tende a essere molto piccola o addirittura nulla, mentre la disposizione del sistema muscoloscheletrico fa sì che la massima propulsione si abbia nella fase di spinta⁽⁴⁶⁾. Nella fase di recupero invece le forze esercitate sul pedale sono molto piccole, e spesso anche negative, perché essendo le pedivelle collegate e solidali fra loro la spinta verso il basso di un pedale tira verso l'alto automaticamente l'altro. Ne deriva che la fase di spinta è molto più agevole da realizzare rispetto alla fase di recupero, e di conseguenza si corre il rischio che la prima fase avvenga attivamente, mentre la seconda sia non attiva, ma condotta dalla spinta verso il basso della pedivella controlaterale. Si producono in questo modo delle forze negative che riducono l'efficienza della pedalata, e comportano quindi un maggiore dispendio energetico per mantenere una determinata potenza o intensità.

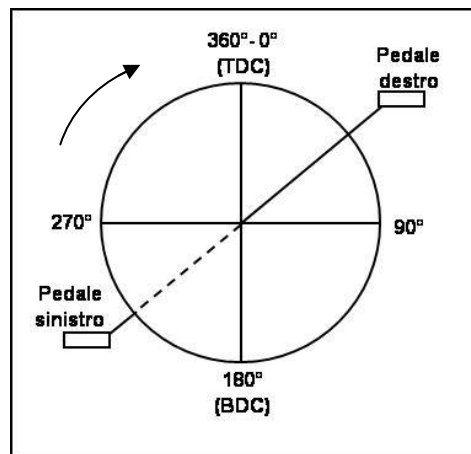


Figura 1-1. Rappresentazione schematica degli angoli della pedalata.

Ovviamente, la prima condizione per poter tirare verso l'alto il pedale è che esso sia collegato alla scarpa del ciclista: se molti anni fa lo si faceva utilizzando delle cinghiette, dagli anni 90 in poi esistono pedali automatici che si attaccano a dei tacchetti posti sotto la scarpa e aiutano questo compito. La seconda condizione è che il ciclista tiri effettivamente il pedale, cosa che non sempre è vera. Alcuni autori sostengono che i ciclisti approfittano di questa possibilità: Ericson et al. (1985)⁽⁴⁵⁾ ad esempio hanno verificato che l'uso di laccetti faceva aumentare l'attività dei muscoli retto femorale, bicipite femorale e tibiale anteriore, mentre si riduceva quella dei vasti e soleo. E Soden e Adeyefa (1979)⁽¹⁴¹⁾ hanno misurato forze positive di 100 N nella fase di tirata quando si pedala ad alta intensità. In più, Sanderson e collaboratori⁽¹³⁵⁾ hanno trovato che nella fase di recupero i ciclisti competitivi

producono un impulso negativo minore rispetto a ciclisti non competitivi, nel range da 100 a 400 watt e da 60 a 80 pedalate al minuto. Questo permetteva al primo gruppo di produrre un impulso positivo minore nella fase di spinta in tutte queste condizioni, stressando di meno i muscoli estensori del ginocchio e dell'anca. Secondo Faria e Cavanagh (1978)⁽⁴⁶⁾ invece a intensità moderate i ciclisti non tirano su attivamente il pedale, e sostengono che il vantaggio principale di attaccare la scarpa al pedale è che permette di mantenere il piede sempre nella posizione corretta. La differenza tra questi studi però risiede nell'intensità dell'esercizio: molti studi hanno dimostrato che con l'aumentare dell'intensità migliora anche l'efficienza della pedalata^(44, 118, 155), cioè il rapporto tra la forza efficace e quella inefficace applicata al pedale. Può darsi quindi che i soggetti di Faria e Cavanagh non pedalassero così forte da richiedere una tirata attiva del pedale.

Tuttavia, non tutti gli autori sono d'accordo con questo ragionamento. Coyle e collaboratori^(28, 29) ad esempio hanno confrontato la forza esercitata sul pedale di due gruppi di ciclisti: il gruppo 1 era costituito da ciclisti di elite, mentre nel gruppo 2 vi erano ciclisti un po' meno forti. Questi ricercatori hanno trovato che la differenza tra i due gruppi risiedeva nella maggiore forza applicata dal gruppo 1 nella fase di spinta, nonostante la forza fosse negativa nella fase di tirata verso l'alto. Nel gruppo 2 non veniva prodotta forza negativa, ma la forza totale nella fase di spinta era più bassa. Questi dati indicherebbero quindi che i ciclisti più forti adottano una tecnica di pedalata che privilegia la fase di spinta rispetto a quella di tirata, e che non serve quindi fare un'allenamento specifico per migliorare quest'ultima.

Rimane comunque chiaro che la fase di spinta è quella più importante nel ciclismo, dal momento che è quella in cui si produce un maggiore torque propulsivo. Prendendo in considerazione questo fatto, per molti anni numerosi sistemi hanno provato a modificare la meccanica della pedalata per sfruttare al massimo tale fase. Il primo di questi tentativi fu il cambio delle tradizionali corone circolari per altre ovali o ellittiche: poste con l'asse lungo perpendicolare all'asse delle pedivelle, si cercava di ridurre la velocità angolare delle pedivelle nella fase di spinta ed aumentarla nei punti morti. In questo modo il ciclista aveva a disposizione più tempo per sfruttare al massimo la spinta verso il basso nei momenti in cui la pedivella era quasi parallela al suolo (da 45° a 135° e da 225° a 315°), mentre riduceva il tempo di passaggio delle pedivelle nei punti in cui l'applicazione della forza viene ridotta (TDC e BDC). Già alla fine del diciannovesimo secolo numerosi ciclisti usavano queste

corone, ma molti rimanevano delusi perché non apportavano alcun miglioramento nella prestazione⁽¹⁴⁸⁾. Una grande quantità di studi recenti infatti hanno dimostrato che tali corone non apportano alcun beneficio, né a livello fisiologico né biomeccanico^(30, 63, 68, 75, 125).

Un altro tentativo di migliorare l'efficienza della pedalata è costituito dal sistema Rotor. Inventato negli anni 90, usa corone circolari normali ma ha la peculiarità che, grazie ad un particolare meccanismo, le pedivelle non rimangono sempre allineate a 180 gradi tra loro. In effetti, ciascuna pedivella rallenta la sua velocità angolare nella fase di spinta verso il basso e l'aumenta nella fase di recupero, permettendo al ciclista di aumentare il tempo in cui può applicare forza nella fase di spinta. In più, elimina i punti morti dato che quando una pedivella è a 180 gradi l'altra è già nella fase di spinta. E' però importante ribadire che le pedivelle rimangono sempre collegate tra loro, ma con un allineamento variabile. La differenza principale tra le corone eccentriche e il sistema Rotor risiede nel fatto che le prime provocano due fasi di accelerazione-decelerazione delle pedivelle per ogni pedalata, mentre il secondo ne provoca una sola. Comunque, ancora una volta la ricerca scientifica non ha trovato miglioramenti nei parametri fisiologici rispetto alle pedivelle normali^(95, 136).

Sempre sullo stesso argomento, Hue e collaboratori (2001)⁽⁶⁹⁾ hanno testato un prototipo di guarnitura che permette alla pedivella di allungarsi fino a 200 mm a metà della fase di spinta e di accorciarsi fino a 150 mm a metà della fase di recupero. Hanno trovato che questo disegno permette di migliorare di cinque secondi il tempo impiegato in un test di un chilometro, nonostante non vi fossero miglioramenti significativi in nessuna delle variabili fisiologiche analizzate. Anche Zamparo et al. (2002)⁽¹⁵⁶⁾ hanno sperimentato una guarnitura simile, ma la loro pedivella si allunga fino a 185 mm nella spinta e si accorcia a 155 mm nel recupero. I loro risultati sembrano confermare i dati precedenti, dato che non hanno trovato differenze rispetto alla guarnitura tradizionale a basse intensità di lavoro (fino a 200 watt). Ad intensità più alte invece hanno trovato che l'efficienza aumentava del 2%, il che potrebbe portare ad un miglioramento di un chilometro nel record dell'ora.

Poiché tutte queste innovazioni non hanno portato ad un miglioramento chiaro e indiscusso della prestazione, è stata impiegata anche un'altra strategia per migliorare l'efficienza della pedalata: ottimizzare la coordinazione intermuscolare del ciclista per applicare in modo più razionale la forza sui pedali col sistema di pedivelle tradizionale. In altre parole, si cerca di "insegnare" a pedalare correttamente ai ciclisti, imprimendo forza

propulsiva alla pedivella per tutto l'arco di movimento e rafforzando la cosiddetta *pedalata rotonda*. Occorre dire però che questa è una problematica spesso trascurata nell'allenamento del ciclista, dato che i programmi di allenamento attuali sembrano concentrarsi di più nel potenziamento dei parametri fisiologici che nei miglioramenti biomeccanici⁽⁶⁹⁾. Comunque sia, tradizionalmente venivano consigliati diversi tipi di allenamenti per migliorare la pedalata rotonda, tra cui il più classico è l'utilizzo del pignone fisso: in questo caso il movimento della ruota posteriore è solidale al movimento delle pedivelle, il che provoca che la loro velocità angolare sia costante. La questione è che esistono seri dubbi sull'efficacia di questo allenamento, dal momento che il nuovo pattern di pedalata viene ottenuto in modo passivo e non grazie all'effettivo miglioramento della coordinazione intermuscolare. Purtroppo, non vi sono lavori scientifici che abbiano preso in considerazione questa problematica. Altri tipi di esercizi suggeriti sono la pedalata con un gamba sola e l'allenamento a diverse frequenze di pedalata. Nel primo caso è chiaro che si modifica il reclutamento muscolare dato che occorre tirare attivamente il pedale per spingere la bicicletta in avanti, ma il problema è che alla fine diventa una pedalata innaturale perché occorre staccare la gamba controlaterale ed il busto è costretto a fare dei gesti anomali per compensare il movimento della gamba ipsilaterale. Nel secondo caso invece si credeva che pedalare ad alte frequenze di pedalata potesse perfezionare l'attivazione muscolare quando si ritornava a pedalare normalmente. Sfortunatamente, ancora una volta la ricerca scientifica non ha ritenuto opportuno fino ai tempi recenti studiare gli effetti di questi allenamenti sulla coordinazione intermuscolare^(112, 126, 145).

Come alternativa, da qualche anno sono state sviluppate delle pedivelle indipendenti (PI) in cui il movimento di ognuna, in modo indipendente dall'altra, produce forza utile all'avanzamento della bicicletta. Questa soluzione, secondo l'ipotesi degli ideatori, dovrebbe servire a migliorare la coordinazione intermuscolare abituando il ciclista ad azionare la pedivella in modo attivo per tutto l'arco di movimento: infatti la fase di tirata deve essere condotta volontariamente, e non si può fare affidamento sulla spinta della pedivella controlaterale verso il basso. Tale modifica risolve due punti deboli dell'allenamento a una gamba fatto con pedivelle normali (PN): i movimenti di ciascuna gamba vengono compensati dall'altra, per cui il busto non si muove in modo anomalo e la posizione in sella è naturale. Inoltre, i due arti vengono allenati contemporaneamente, raddoppiando il tempo effettivo di allenamento.

Per quanto a conoscenza dell'autore sono stati condotti solamente tre studi per la validazione di queste PI. Il primo ha dimostrato il miglioramento di alcune variabili fisiologiche quali la soglia anaerobica ed il massimo consumo di ossigeno in seguito ad un allenamento con PI⁽⁹⁷⁾, mentre il secondo ha messo in luce un miglioramento dell'indice di efficienza meccanica⁽¹⁴⁾. Un terzo studio del 2004 non ha trovato differenze significative nell'attivazione mioelettrica di diversi muscoli⁽⁷⁹⁾, ma la breve durata del loro protocollo di allenamento (sette ore circa) limita di molto le conclusioni possibili. Questi lavori verranno discussi un po' più in profondità nella sezione "Durata dell'allenamento" a pagina 26.

Tuttavia, pur avendo dimostrato il cambiamento favorevole di alcuni parametri fisiologici e biomeccanici tramite utilizzo di PI, non è stato direttamente indagato se effettivamente l'allenamento con tali pedivelle consenta di aumentare lo spazio di applicazione della forza alla pedivella stessa durante la pedalata, in particolar modo durante la fase di tirata verso l'alto. Non è stato cioè dimostrato se le PI permettono di migliorare la coordinazione intermuscolare del ciclista e di conseguenza la tecnica di pedalata.

Per valutare tali eventuali modificazioni nella coordinazione intermuscolare nel ciclismo esistono diverse metodiche. Molti autori utilizzano dei pedali dinamometrici, che sono in grado di misurare direttamente l'applicazione della forza sui pedali^(25, 31, 66, 72, 85). In questo modo possono scomporre tale forza nelle sue componenti efficaci (forze perpendicolari alla pedivella che spingono la bicicletta in avanti) e inefficaci (forze parallele alla pedivella che non hanno alcuna influenza sull'avanzamento della bicicletta, ma che aumentano il dispendio energetico della pedalata). Attraverso tecniche di dinamica inversa si possono anche stimare i momenti di forza delle articolazioni^(18, 43, 58, 86, 127), ma senza discriminare individualmente i muscoli che contribuiscono a tale azione. Tuttavia, il tutto permette di stabilire molto accuratamente la tecnica di pedalata del ciclista⁽⁸⁴⁾.

Altri autori fanno un'analisi cinematica per valutare la coordinazione intermuscolare, misurando gli angoli e le velocità dei diversi segmenti corporei durante la pedalata^(111, 131, 137). Si ritiene che una velocità angolare della pedivella molto variabile all'interno della pedalata sia indice di una pedalata poco uniforme con probabile sfruttamento della sola fase di spinta verso il basso, mentre una velocità angolare pressoché costante indicherebbe una pedalata più fluida o rotonda, riducendo così il lavoro interno del ciclista nonché il dispendio energetico⁽⁷⁴⁾. Recentemente, Chen e collaboratori (2005)⁽²¹⁾ hanno proposto un

indice cinematico di rotondità della pedalata basandosi sulla velocità angolare istantanea della pedivella. L'hanno denominato "Roughness Index" (RI), e viene definito come la sommatoria delle curvature di ogni singolo dato di velocità istantanea della pedivella. Interessante è anche osservare come l'aumentare della frequenza di pedalata renda più difficoltoso il controllo della stessa, e quindi offra anche la possibilità di studiare gli adattamenti del sistema nervoso al nuovo compito^(91, 122). Si potrebbe concludere dunque che l'analisi della massima frequenza di pedalata nel vuoto potrebbe dare indicazioni sul miglioramento della coordinazione intermuscolare, ma a conoscenza dell'autore non esistono pubblicazioni che abbiano preso in considerazione questo fatto.

Il metodo più utilizzato in assoluto per studiare la coordinazione intermuscolare è l'analisi elettromiografica di superficie (sEMG). Nonostante essa sia una tecnica piuttosto complessa e irta di difficoltà, è molto usata in studi che riguardano la coordinazione muscolare nel ciclismo^(61, 120, 152), nella deambulazione^(153, 154) e anche in altri molti sport^(9, 56, 149). I metodi di elaborazione del segnale a volte sono piuttosto diversi fra loro, ma solitamente si prendono in considerazione due caratteristiche: 1) l'intensità dell'attivazione muscolare, che tende ad essere più elevata con l'aumentare del carico e della frequenza di pedalata^(7, 129) e 2) l'inizio e la fine dell'periodo di attivazione muscolare, o *timing*, che tende ad essere anticipato con l'aumentare della frequenza di pedalata^(12, 112). Stimare il timing però non è una cosa semplice ed esistono parecchi metodi che possono raggrupparsi in due grandi gruppi: i metodi che usano come soglia una percentuale dell'attivazione mioelettrica massima^(7, 73, 93, 137) e quelli che usano uno scostamento di alcune deviazioni standard dal livello mioelettrico di base^(13, 17, 40, 122). Tuttavia, vista la mancanza di una tecnica standard per misurare l'inizio e la fine dell'attivazione muscolare, e la grande variabilità dei risultati ottenuti dai diversi metodi^(65, 151), è stato deciso di non eseguire quest'analisi nel presente studio.

Alla luce di queste premesse, la presente ricerca ha come finalità principali di verificare a) se la coordinazione intermuscolare della pedalata viene modificata quando si pedala con PI rispetto a PN e b) se tali eventuali modificazioni vengono mantenute quando, dopo un periodo di training, si torna a pedalare con PN. A questo scopo viene formulata l'ipotesi che quando si pedala con le PI rispetto alle PN, l'attivazione del vasto laterale (VL) viene ridotta e quella del bicipite femorale (BF), tibiale anteriore (TA) e gastrocnemio

laterale (GL) invece viene aumentata. Si ipotizza anche che tali adattamenti vengano mantenuti quando si torna a pedalare con PN subito dopo il protocollo di allenamento.

Per ultimo, viene inoltre definita, come finalità secondaria, la verifica del mantenimento della nuova coordinazione intermuscolare acquisita dopo un periodo di allenamento tradizionale con utilizzo esclusivo di PN. Dal momento che questo è un obiettivo meramente esplorativo non viene formulata un'ipotesi specifica riguardo i risultati attesi.

2 Materiale e metodi

2.1 Attrezzature utilizzate

2.1.1 Sistema di acquisizione dati

Come accennato nell'introduzione, la valutazione della coordinazione intermuscolare nel ciclismo viene realizzata normalmente usando tecniche di elettromiografia e valutando l'intensità ed il *timing* dell'attivazione^(13, 17, 93, 110, 112, 122). Altri metodi effettuano un'analisi cinetica quantificando, scomponendo e studiando le forze applicate ai pedali durante l'intera pedalata^(29, 44, 118, 133, 143, 155), oppure un'analisi cinematica studiando le velocità, accelerazioni e movimenti degli arti inferiori⁽¹³¹⁾.

Nel caso del presente studio, per poter attuare la rilevazione elettromiografica di superficie è stato sviluppato, in collaborazione con un gruppo di ingegneri della ditta APLab¹, un sistema di acquisizione dati denominato APLab DAQ. Tale sistema è in grado di acquisire dati ad alta frequenza di campionamento (fino a 10 KHz) in quattro canali di elettromiografia, grazie ad una scheda di acquisizione National Instruments PCI-6224 serie M integrata in un PC AMD Athlon™ 3500+ con clock a 2,21 GHz e 1 GByte di RAM. La Common Mode Rejection Ratio (CMRR) della scheda è di 95 dB. I cavi selezionati sono lunghi quattro metri per assicurare un'ampia libertà di movimenti al ciclista mentre pedala, e hanno un'impedenza all'ingresso di 10 GΩ, una banda passante tra 5 e 1500 Hz ed un guadagno totale a 100 Hz di 600 (60 nel preamplificatore optoisolato del cavo e 10 nel sistema di acquisizione).

Inoltre, uno dei punti più importanti nel rilevamento dell'EMG nel ciclismo è l'espressione dell'attività mioelettrica dei muscoli in funzione della posizione angolare della pedivella. Questa la si rileva di solito usando sistemi optoelettronici o fotogrammetrici^(110, 112), registrandola con un campionamento massimo di 120 Hz e sincronizzandola *a posteriori* coi dati EMG. O addirittura si rileva il passaggio della pedivella per un punto noto in ciascuna pedalata e si fanno i successivi calcoli assumendo, in modo sbagliato, che la sua velocità angolare rimanga costante durante tutto l'arco della pedalata⁽⁷¹⁾. E' evidente che sincronizzare il segnale elettromiografico (acquisito normalmente ad una frequenza minima di 1000 Hz) con i dati ottenuti dal sistema optoelettronico (acquisiti di solito ad una

¹ APLab, Roma, Italia (www.aplab.it).

frequenza massima di 120 Hz) porta a una perdita di precisione e accuratezza. Per tale motivo è indispensabile l'utilizzo di un sistema di acquisizione per la misurazione contemporanea, e ad alte frequenze di campionamento, sia dell'angolo della pedivella che dell'EMG. Il sistema APLab DAQ risolve questo problema collegando la pedivella destra, tramite una catena larga sei millimetri, ad un encoder rotazionale incrementale dalla risoluzione di 2000 impulsi per giro. L'encoder è il modello EL 40 B della ditta Eltra², e viene montato sulla parte posteriore destra dell'ergometro (Figura 2-1). E' stata scelta questa disposizione perché ritenuta meno ingombrante per la esecuzione normale della pedalata.

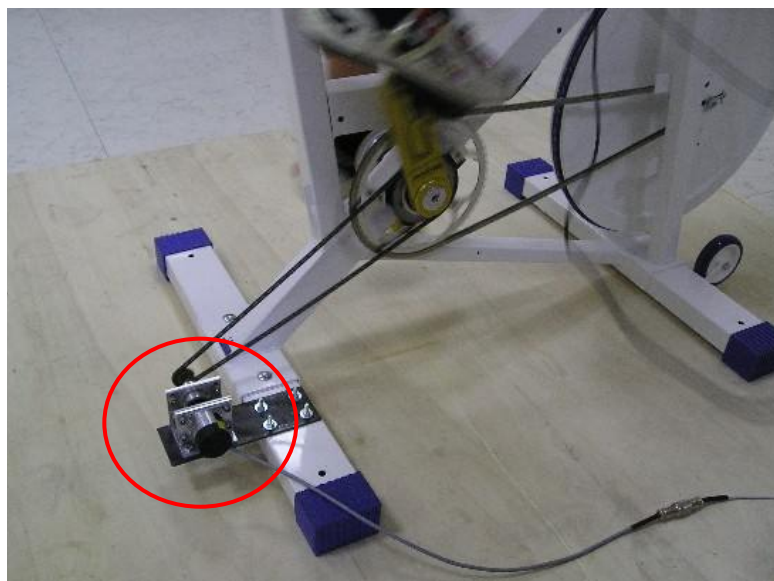


Figura 2-1. Encoder rotazionale montato sul cicloergometro Monark per la misurazione dell'angolo della pedivella.

2.1.2 Cicloergometri e pedivelle indipendenti

Sono stati utilizzati un cicloergometro a freno elettromagnetico ed un altro a freno meccanico. Il primo è il cicloergometro della ditta SRM³, che ha un freno elettromagnetico con azionamento a cinghie dentate su cuscinetti antivibrazioni, con una tensione di esercizio di ± 30 V ed una potenza di frenata massima di 2000 watt. Questa caratteristica permette la regolazione via software della potenza, ma soprattutto l'esecuzione di test isocinetici in cui la frequenza di pedalata non va al di là di quella preimpostata (vedere pagina 39). Il controllo del freno elettromagnetico per tale prova viene realizzato tramite il software

² Eltra, Sarego (VI), Italia (www.eltra.it).

³ Shoberer Rad Meßtechnik SRM GmbH, Jülich, Germania (www.srm.de).

SRMWin fornito con l'ergometro ed installato sullo stesso PC del sistema APLab DAQ. Inoltre, il momento torcente o torque applicato dall'atleta viene misurato con il Powercontrol IV e con il Powermeter Professional SRM direttamente sul movimento centrale, evitando che i dati vengano influenzati o falsati dal freno elettromagnetico o da componenti meccanici della trasmissione. In altre parole, la potenza dell'atleta viene misurata direttamente nel punto in cui viene applicata, cioè sulla guarnitura. La registrazione del torque misurato dal Powermeter invece è stata realizzata con un computer Enface Envidea 200 con 120 MByte di RAM e ad una frequenza di acquisizione di 200 Hz.

Come ultima caratteristica, si deve dire che tutte le misure dell'ergometro sono regolabili per adattarsi alla perfezione alle misure del ciclista, includendo anche delle pedivelle allungabili da 150 a 190 mm a passi di 2,5 mm. L'accuratezza e la ripetibilità di questo cicloergometro è già stata dimostrata^(55, 128), fino al punto che è diventato il "gold standard" per misurare la validità di altri sistemi per misurare la potenza nel ciclismo come il Power Tap⁽¹¹⁾, il cicloergometro Axiom⁽¹⁰⁾, il Polar S710^(78, 107) o cicloergometri a freno d'aria^(4, 5).

Il cicloergometro a freno meccanico invece è un Monark 894 E Peak Bike⁴, nel quale la resistenza viene determinata dal peso applicato sulla vaschetta. I cicloergometri Monark sono stati ampiamente utilizzati nella valutazione funzionale degli sportivi da più di trenta anni, e sono innumerevoli gli studi condotti con esso^(117, 142). Le uniche modifiche messe in atto al cicloergometro per questa ricerca sono state l'attacco del potenziometro descritto in precedenza nella parte posteriore destra (Figura 2-1) e la sostituzione della guarnitura originale per un movimento centrale Octalink di Shimano⁵. Su questo movimento centrale sono state attaccate le pedivelle indipendenti della ditta PowerCranks⁶, in particolare il modello allungabile con il sistema di bloccaggio lock-up. Questo è un sistema di bloccaggio-sbloccaggio veloce che permette di rendere le pedivelle solidali l'una con l'altra, potendoli usare anche come pedivelle normali. In più, si possono allungare ed accorciare a seconda delle caratteristiche del ciclista, a intervalli di 2,5 mm. Grazie a questo modello, è stato possibile valutare tutti i volontari con lo stesso paio di pedivelle, sia nella condizione di pedivelle indipendenti che normali.

⁴ Monark Exercise AB, Vansbro, Svezia (www.monarkexercise.se).

⁵ Shimano, Sakai City, Osaka, Giappone (www.shimano.com).

⁶ PowerCranks, Walnut Creek (CA), Stati Uniti (www.powercranks.com).

Per il protocollo di allenamento invece è stato usato il modello normale di PowerCranks, senza la possibilità di bloccaggio e col sistema Octalink di attacco al movimento centrale. A ciascun ciclista del gruppo sperimentale veniva montato sulla propria bicicletta un paio di pedivelle indipendenti della misura abitualmente usata, sostituendo se necessario il movimento centrale con uno Octalink.

2.2 Disegno sperimentale

2.2.1 Soggetti

12 soggetti (11 maschi e 1 femmina) hanno partecipato volontariamente allo studio. I volontari sono stati reclutati tra i cicloamatori abitualmente partecipanti alle gare della provincia di Pesaro-Urbino e limitrofi tramite contatti personali e volantini consegnati alle gare. I criteri di inclusione allo studio comprendevano: 1) la pratica del ciclismo su strada, anche a livello non agonistico, da almeno tre anni; 2) la pratica del ciclismo agonistico su strada nell'anno in corso, oppure aver smesso di gareggiare l'anno precedente purché si continuasse l'allenamento; 3) età superiore a 20 anni; 4) assenza di malattie a carico del sistema nervoso centrale; 5) corretta funzionalità degli arti inferiori.

I volontari così selezionati sono stati assegnati ad uno dei due gruppi (sperimentale e di controllo) in modo randomizzato. Uno dei soggetti assegnati al gruppo sperimentale non ha potuto completare il protocollo di allenamento per motivi di lavoro, motivo per il quale non è stato incluso nell'analisi dei dati. Le caratteristiche degli altri ciclisti che hanno completato tutti gli allenamenti e i test inizialmente previsti vengono riportate nella Tabella 2-1 per il gruppo di controllo e nella Tabella 2-2 per il gruppo sperimentale.

Soggetto	Sesso (M/F)	Età (anni)	Anni praticando ciclismo	Peso (kg)	Statura (cm)	BMI
A	M	32	7	78	191,5	21,3
B	F	29	3	60	162,8	22,6
C	M	38	11	71	176,1	22,9
D	M	47	7	92,5	180,4	28,4
E	M	24	8	66,5	166,1	24,1
Media		34,0	7,2	73,6	175,4	23,9
DS		8,9	2,9	12,4	11,5	2,7

Tabella 2-1. Caratteristiche dei soggetti appartenenti al gruppo di controllo (n=5).

Soggetto	Sesso (M/F)	Età (anni)	Anni praticando ciclismo	Peso (kg)	Statura (cm)	BMI
E	M	36	8	66	174,3	21,7
F	M	36	15	92	183,8	27,2
G	M	38	14	85	186,8	24,4
H	M	43	11	64	169,3	22,3
I	M	31	9	70	185,6	20,3
J	M	29	14	76	189,8	21,1
Media		35,5	11,8	75,5	181,6	22,8
DS		5,0	2,9	11,1	8,0	2,6

Tabella 2-2. Caratteristiche dei soggetti appartenenti al gruppo sperimentale (n=6).

2.2.2 Aspetti che riguardano le modalità di esecuzione dei test

2.2.2.1 Frequenza di pedalata

Per l'effettuazione dei test è stata scelta una frequenza di pedalata pari a 80 rpm. Si è ritenuto opportuno usare questa cadenza perché rappresentativa del ciclismo su strada, ma occorre fare alcune considerazioni. Infatti, numerosi studi hanno dimostrato che la frequenza di pedalata preferita dai ciclisti di alto livello si aggira tra gli 85 e 91 rpm^(49, 60, 96, 101). Abbiamo ritenuto tuttavia questa frequenza un po' alta per il nostro studio per tre motivi: in primo luogo, perché i soggetti arruolati non sono ciclisti di alto livello ma cicloamatori, e quindi ci si aspetta che la loro frequenza di pedalata più naturale sia un po' più bassa. Nielsen et al. (2004)⁽¹¹³⁾ ad esempio hanno trovato che la frequenza di pedalata

liberamente scelta da ciclisti moderatamente allenati è di 78 rpm, e, come confermato da numerosi studi, sembra che la cadenza ottimale aumenti con il livello di allenamento del ciclista^(60, 102, 143). In secondo luogo, perché l'azienda produttrice delle pedivelle indipendenti raccomanda una frequenza di pedalata un po' più bassa del solito, dal momento che la nuova coordinazione intermuscolare richiesta rende all'inizio più difficile il pedalare in agilità⁽³²⁾. Inoltre, un'alta frequenza di pedalata riduce il tempo che il ciclista ha a disposizione per tirare il pedale verso l'alto e quindi l'efficienza nella fase di recupero viene diminuita⁽¹³⁵⁾. Ed in terzo luogo, perché in questo modo si facilita il confronto dei dati con altri studi elettromiografici dato che 80 rpm è una frequenza di pedalata largamente utilizzata nelle ricerche sul ciclismo^(7, 73, 92, 99, 102).

Per il controllo della frequenza di pedalata durante l'esecuzione dei test sul cicloergometro Monark è stato usato il segnalatore di cadenza sul display del cicloergometro. Al ciclista veniva richiesto di mantenersi tra 78 e 82 rpm, ed una persona controllava in ogni momento che non si andasse oltre questi limiti.

2.2.2.2 Potenza

Le potenze scelte per la realizzazione dei test rispecchiano le intensità bassa, media ed alta, e corrispondono rispettivamente a 100, 250 e 400 watt. Tali potenze sono state determinate in base ai lavori di Faria e Cavanagh (1978)⁽⁴⁶⁾, secondo cui una passeggiata in bicicletta ad intensità bassa produce una potenza di 0,1 cavalli di potenza (hp), cioè 74,6 watt. Un ciclista invece di livello medio riesce a mantenere per tempo prolungato una potenza media di 0,3 hp (223,8 watt), mentre un ciclista di alto livello riesce a mantenere 0,5 hp (373 watt). Quest'affermazione è avallata da Padilla et al. (1999)⁽¹¹⁶⁾, i quali affermano che la soglia anaerobica dei ciclisti professionisti si situa intorno ai 400 watt a seconda della specialità praticata. Per tale motivo si considera che 400 watt sia un'intensità alta per i nostri cicloamatori. L'intensità media è stata scelta a 250 watt dal momento che è un'intensità ritenuta standard ed usata spesso negli studi sul ciclismo^(7, 92, 93, 112, 132), e l'intensità bassa è stata fissata a 100 watt.

2.2.2.3 Arto analizzato

Quando in biomeccanica del ciclismo si studiano diversi parametri quali l'attivazione muscolare, l'indice di efficienza o la forza applicata sui pedali, sembra che esista un

consenso nel scegliere l'arto destro come riferimento per ridurre a metà la quantità di dati raccolti^(17, 37, 40, 112, 122, 132). Ovviamente questo ha senso se si assume che tanto la gamba destra come quella sinistra pedalano allo stesso modo, o almeno subiscono modificazioni proporzionali col variare dell'intensità, frequenza di pedalata ecc. Smak et al. (1999)⁽¹³⁹⁾ hanno trovato che l'asimmetria della spinta nella pedalata è molto variabile tra i ciclisti, e che questa può variare con l'aumentare della frequenza di pedalata. Sanderson e Cavanagh (1990)⁽¹³⁴⁾ invece hanno trovato il contrario, cioè che l'asimmetria nell'applicazione della forza sui pedali non varia significativamente col variare della potenza e frequenza di pedalata. In più, Hunt e collaboratori (2003)⁽⁷⁶⁾ non hanno trovato differenze nell'iEMG dei muscoli retto femorale, vasto laterale, bicipite femorale, semitendinoso e gastrocnemio mediale di entrambi gli arti in soggetti sani che pedalavano a 175 watt e 60 rpm., motivo per il quale si ritiene che sia sufficiente fare le misurazioni unicamente sulla gamba destra.

Tuttavia, bisogna dire che esistono in letteratura alcuni studi che prendono in considerazione solo la gamba sinistra^(7, 92, 93), oppure non specificano affatto l'arto esaminato^(45, 62, 99, 102, 110, 137).

2.2.2.4 Muscoli analizzati

Per evitare di avere un eccesso di dati, sono stati studiati solo quattro muscoli la cui attività fosse rappresentativa dell'azione della pedalata, e dai quali ci si potesse aspettare un cambiamento nel pattern di attivazione dopo il periodo di allenamento. Inoltre tali muscoli devono essere superficiali per consentire il rilevamento della loro attività tramite elettromiografia di superficie, nonché muscoli già presi in considerazione in letteratura per permettere eventuali confronti con altri studi. Per questi motivi si è deciso di valutare un muscolo per ognuno dei seguenti movimenti funzionali: flessione ed estensione del ginocchio e della caviglia. Non si è preso in considerazione la flessione-estensione dell'anca perché la rilevazione elettromiografica di superficie dei muscoli coinvolti in questa articolazione è molto più difficoltosa. I flessori monoarticolari dell'anca (specie l'ileopsoas) non vengono abitualmente analizzati negli studi sul ciclismo perché sono muscoli profondi e la loro attività elettrica può essere rilevata soltanto tramite elettromiografia ad ago⁽⁷⁾.

Studi precedenti hanno dimostrato che i muscoli più importanti nella propulsione del ciclismo sono gli estensori dell'anca^(18, 58) e del ginocchio^(43, 122), e che per questo motivo sono anche i più riproducibili⁽¹³²⁾. Tra gli estensori del ginocchio il vasto laterale e mediale sono i più attivi^(42, 67), ma dal momento che hanno un andamento quasi identico durante la

pedalata è sufficiente studiarne uno solo⁽¹³²⁾. Siccome il VL è probabilmente il più studiato in letteratura⁽⁷¹⁾ è stato deciso di sceglierlo come rappresentante degli estensori del ginocchio. Ci si aspetta dunque che dopo l'allenamento il ciclista tiri su il pedale e quindi la sua attività venga ridotta, come succede quando si confrontano le pedalate effettuate con la scarpa attaccata al pedale e non^(45, 81).

Tra gli estensori plantari della caviglia invece è stato scelto il tibiale anteriore: nonostante la sua bassa riproducibilità e la variabilità del pattern di attivazione⁽⁸¹⁾ è il muscolo più importante di questo movimento funzionale. Inoltre Prilutsky et al. (1997)⁽¹²¹⁾ hanno dimostrato che il TA si attiva di più quando si cerca di pedalare tirando su il pedale rispetto alla pedalata normale, per cui ci si aspetta che la sua attività venga aumentata dopo il periodo di allenamento.

Gli stessi autori hanno evidenziato che l'andamento dei flessori del ginocchio è pressoché uguale⁽¹²¹⁾. Ma anche se loro hanno preso in considerazione soltanto il muscolo semimembranoso, per questa sperimentazione è stato deciso di analizzare il bicipite femorale perché molto più studiato in letteratura.

Infine, per i flessori plantari della caviglia è stato deciso di analizzare il muscolo gastrocnemio, infatti si è visto che la sua attività mioelettrica ha una variabilità minore rispetto al soleo⁽¹³²⁾. Tra la porzione mediale e laterale è stata scelta quella laterale, dato che, secondo Rainoldi e collaboratori⁽¹²⁴⁾, complessivamente la rilevazione elettromiografica di superficie risulta migliore.

Riassumendo, è stata analizzata l'attività mioelettrica dei muscoli vasto laterale, bicipite femorale, tibiale anteriore e gastrocnemio laterale. Tutti questi muscoli, ai fini della resa globale della analisi elettromiografica di superficie, vengono classificati tra "buono" ed "eccellente"⁽¹²⁴⁾.

2.2.2.5 Numero di pedalate analizzate

Come appena detto, la variabilità dei pattern di attivazione dei muscoli coinvolti nella pedalata è già stata studiata in lavori precedenti. Purtroppo, la variabilità intra-soggetto nella stessa prova (cioè la variabilità nell'attivazione tra pedalate consecutive dello stesso ciclista) non è stata oggetto di sufficiente attenzione, ma considerato che durante il test il ciclista

deve regolare continuamente l'intensità della forza applicata per stare entro la frequenza di pedalata target, è logico aspettarsi una certa instabilità nelle misure⁽⁴⁵⁾. Per questo motivo è pratica abituale analizzare la media di alcune pedalate, comunemente tra 10 e 20^(7, 37, 62, 82, 99, 146), per ottenere una misura più verosimile. A seconda del tipo di studio realizzato, delle volte vengono analizzate cinque⁽⁹³⁾ o addirittura venticinque⁽⁴⁵⁾ cicli consecutivi di pedalata. Tuttavia, per il presente studio si è stimato che il fatto di analizzare le pedalate con pedivelle indipendenti potesse aumentare la variabilità intra-soggetto, motivo per il quale si è deciso di registrare più pedalate. Ad esempio, uno studio del 2004 che misurava l'EMG con pedivelle indipendenti su un ergometro denominato Strength Cycle ha deciso di analizzare l'ampiezza del segnale elettromiografico su 30 secondi di prova⁽⁷⁹⁾. Di conseguenza, anche per questo lavoro è stato deciso di analizzare le pedalate degli ultimi 30 secondi di ogni test, che ad una frequenza di pedalata di 80 rpm vogliono dire 39 pedalate complete (da 0° a 360°) per test. Nei pochi casi in cui la cadenza effettiva era un po' più bassa sono state analizzate solo le 38 pedalate complete registrate.

2.2.3 Aspetti che riguardano l'elettromiografia

I dati dell'elettromiografia sono stati acquisiti con una tecnica doppio differenziale, cioè con due elettrodi che acquisiscono il segnale mioelettrico ed un terzo elettrodo posto su una parte di tessuto elettricamente inattivo (vedere pagina 33). Gli aspetti che riguardano la frequenza di acquisizione, il tipo di filtro, la banda passante e la metodologia seguita per la normalizzazione dei dati grezzi sono descritti di seguito:

2.2.3.1 Frequenza di acquisizione

Il segnale elettromiografico è composto da un elevato numero di onde di carattere stocastico, ognuna delle quale possiede le tre caratteristiche principali di una onda, cioè frequenza, ampiezza e fase. Il numero di queste onde riconosciute nella digitalizzazione del segnale dipende dalla frequenza di campionamento, dato che secondo il teorema di Nyquist non si possono riconoscere onde di frequenza superiore alla metà della frequenza di campionamento⁽¹¹⁵⁾. In altre parole, se il segnale elettromiografico viene campionato a 1000 Hz, non si possono individuare frequenze superiori a 500 Hz.

Diversi autori hanno analizzato il segnale elettromiografico di superficie nello spettro della frequenza: Farina e Merletti (1999)⁽⁴⁷⁾ segnalano che la maggior parte (95%)

della potenza del segnale EMG cade in un range di frequenza da 10 a 350-400 Hz., mentre Merletti (2000)⁽¹⁰⁵⁾ accenna al fatto che lo spettro arriva anche a 400-450 Hz. Gli standard della qualificata rivista *Journal of Electromyography and Kinesiology* affermano che lo spettro dell'EMG contiene quasi tutta la sua potenza tra 5 e 500 Hz⁽¹⁾, mentre Bartlett (1997)⁽⁶⁾ offre un'indicazione un po' più ristretta, dicendo che quasi tutto il segnale EMG sta nel range da 20 a 200 Hz. In ogni caso, si può concludere che la frequenza più alta che ci si aspetta nel sEMG è di 450 Hz. Osservando il teorema di Nyquist si trova che la frequenza minima di acquisizione nell'elettromiografia di superficie deve essere almeno di più del doppio di 450 Hz, cioè più di 900 Hz. Di conseguenza, Merletti (2000)⁽¹⁰⁵⁾ raccomanda che non si acquisisca a frequenze inferiori ai 1000 Hz. Altri autori segnalano inoltre che in elettromiografia non è necessario acquisire a frequenze molto più alte del indispensabile (fenomeno conosciuto come *oversampling*), dato che le differenze sono piccolissime o non significative^(39,80).

Negli studi sull'elettromiografia del ciclismo la frequenza di acquisizione più usata è precisamente quella di 1000 Hz^(17, 37, 40, 94, 112, 122, 132, 137, 143), anche se altri autori come Hull e Jorge (1985)⁽⁷³⁾ e MacIntosh e collaboratori (2000)⁽⁹⁹⁾ scelgono una frequenza di 2000 Hz, e Von Tschärner (2002)⁽¹⁴⁶⁾ utilizza addirittura una frequenza di 2500 Hz.

Dal momento che la nostra sperimentazione prevede registrazioni della durata di un minuto è stato ritenuto opportuno scegliere una frequenza di campionamento di 1000 Hz, anche per non dover gestire file di dati troppo grandi.

2.2.3.2 Tipo di filtro

Un filtro è un mezzo che permette di eliminare le parti non desiderate di un segnale. Le parti cancellate vengono chiamate *stopband*, mentre quelle conservate invece *passband* (dette anche passa-banda o banda passante)⁽³⁴⁾. Nel caso dell'elettromiografia, ad esempio, si desidera che lo stopband sia formato dagli artefatti del movimento dei cavi e dal rumore dello strumento, e che il passa-banda sia costituito dal segnale prodotto dal muscolo. I filtri che fanno passare le frequenze alte tagliando invece quelle basse vengono chiamati filtri *high-pass* o passa-alto, mentre i filtri che funzionano in modo contrario (ossia lasciando passare le frequenze basse e tagliando quelle alte) si chiamano *low-pass* o passa-basso. Un'ulteriore classifica dei filtri è basata nella loro costruzione e funzionamento e possiamo dire che ne esistono due tipi principali: quelli analogici che utilizzano circuiti elettronici per

produrre il filtraggio desiderato, ed i filtri digitali, che usano un processore digitale per effettuare calcoli numerici nei valori campionati del segnale⁽⁹⁸⁾.

Idealmente, un filtro dovrebbe attenuare al massimo l'ampiezza delle frequenze dello stopband, cioè annullarle completamente, e far passare in modo inalterato le frequenze della banda passante. Questa caratteristica viene detta *risposta di ampiezza* (Figura 2-2 a). Sarebbe altresì importante che il *cut-off* o la transizione tra la banda passante e lo stopband fosse istantanea, ovverosia, se mettessimo una frequenza di taglio (f_t) di 50 Hz in un filtro passa-alto l'armonica a 49 Hz dovrebbe venire eliminata e quella a 51 Hz passare intatta. In più, l'inevitabile ritardo temporale introdotto dovrebbe essere indipendente della frequenza. In altre parole, il filtro modificerebbe la fase di tutte le frequenze esattamente allo stesso modo per non creare alcuna distorsione. Questa caratteristica viene detta *risposta di fase* (Figura 2-2 b)⁽³⁴⁾.

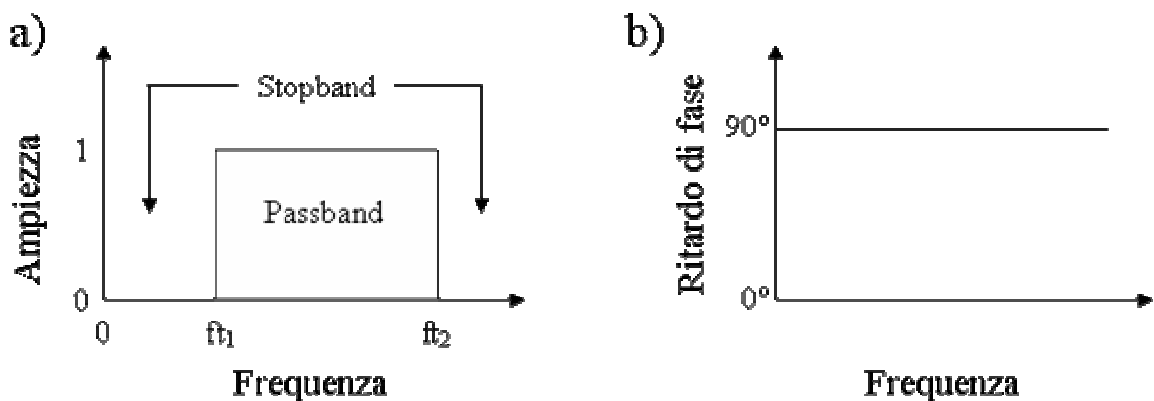


Figura 2-2. Risposta di ampiezza (a) e risposta di fase (b) di un filtro ideale.

Purtroppo questi *filtri ideali* sono solo teorici, e nella pratica sono stati sviluppati diversi tipi di filtri con caratteristiche che assomigliano più o meno alle caratteristiche di un filtro ideale. I filtri più adatti per ridurre le interferenze in segnali di tipo biomedico ad esempio sono i filtri digitali come il Butterworth, Chebyshev, ellittico, di Thompson o Bessel⁽⁹⁸⁾. Comunque non è lo scopo di questo lavoro descrivere in profondità le caratteristiche di ciascun tipo di filtro, pertanto è stato scelto di limitarsi a descrivere le proprietà del filtro Butterworth⁽¹⁹⁾ dal momento che è il più usato in biomeccanica⁽¹³⁰⁾. La caratteristica che lo rende il miglior candidato per l'analisi elettromiografica è la piattezza della banda passante^(6, 34, 130), cioè le ampiezze delle frequenze non affette dal filtro passano inalterate (Figura 2-3 a). Comunque, questo filtro ha un cut-off poco accentuato, il che può

essere migliorato aumentando l'ordine del filtro (Figura 2-3 a). Così facendo però viene introdotto uno sfasamento nella risposta di fase (Figura 2-3 b), e quindi occorre trovare un ordine che soddisfi le due richieste. Questo ordine è il quarto, perché rende il filtro Butterworth il più simile possibile ad un filtro ideale, motivo per il quale è il filtro più usato in studi sull'elettromiografia.

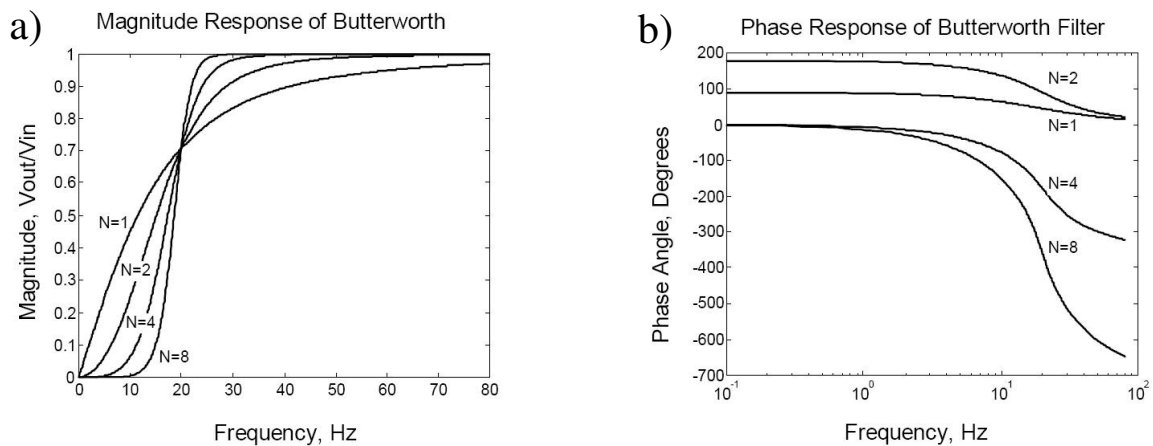


Figura 2-3. Risposta di ampiezza (a) e risposta di fase (b) di un filtro Butterworth di diversi ordini ($N=1, 2, 4$ e 8) ed un cutoff di 20 Hz. Si noti che la risposta di ampiezza migliora col aumentare dell'ordine, mentre la risposta di fase invece peggiora (da De Luca, G., 2003)⁽³⁴⁾.

2.2.3.3 Banda passante

Come accennato sopra il dato elettromiografico grezzo può essere contaminato da: 1) artefatti dovuti al movimento dei cavi e degli elettrodi sulla cute e 2) rumore degli elettrodi.

I primi sono molto difficili da evitare in rilevazioni che coinvolgono contrazioni dinamiche dal momento che provengono dal movimento stesso dei cavi e degli elettrodi sulla cute. Questi artefatti sono caratterizzati da componenti di bassa frequenza (da 0 a 10 Hz) ed alta potenza⁽⁶⁾, e possono sovrapporsi alla banda di informazione mioelettrica influenzando la corretta valutazione di parametri quali l'ampiezza del segnale ed il timing delle contrazioni muscolari⁽²⁷⁾. Sono comunque molto facili da riconoscere perché caratterizzati da onde ampie e lente⁽⁴⁸⁾. In alcuni casi possono presentarsi dei “picchi” provocati dai colpi dei cavi contro il pavimento od altre superfici, soprattutto nella registrazione di salti o corsa a grande velocità. Tali picchi si possono eliminare manualmente off line, tenendo presente però che alcuni dati “buoni” di EMG andranno persi⁽⁴⁸⁾. In letteratura sono state presentate diverse procedure per eliminare il problema

degli artefatti di bassa frequenza, basate soprattutto sul filtraggio passa alto. Altri autori hanno proposto metodi diversi quali la procedura della media e mediana mobile⁽²⁶⁾ o l'analisi wavelet⁽²⁷⁾. Diventa dunque di importanza cruciale che gli elettrodi siano fissati con molta cura alla cute (vedere anche pagina 35) e che i cavi non vadano a sbattere contro superfici adiacenti.

La seconda fonte di inquinamento del segnale è dovuto al potenziale prodotto dalla presenza di un gradiente elettrico nell'interfaccia elettrodo-elettrolito, e dipende soprattutto dal materiale dei sensori e dalla preparazione della cute previa al fissaggio dell'elettrodo⁽²³⁾ (vedere pagina 31). Questo tipo di rumore è caratterizzato da onde ad alta frequenza, di più di 500 Hz..

Per fortuna queste due interferenze si possono evitare in certo modo dato che cadono agli estremi della banda di frequenza più significativa del segnale elettromiografico. Come precedentemente accennato tale banda ha un range da 10 a 400 Hz, essendo le frequenze più importanti quelle comprese tra 20 e 200 Hz. La banda passante del filtro dovrà dunque rispecchiare tali frequenze.

Negli studi elettromiografici sul ciclismo, come nel resto nella elettromiografia in generale, si assiste ad una vasto range di bande passanti per il filtraggio. Come esempi si possono citare il lavoro di Hautier e collaboratori (2000)⁽⁶²⁾, che usano un bandpass di 6-600 Hz per studiare le modificazioni nel ratio EMG/forza e nella cocontrazione di cinque muscoli della gamba indotte dalla successione di tredici sprint di breve durata al cicloergometro, oppure quello di Ryan e Gregor (1992)⁽¹³²⁾ che utilizzano una banda passante di 30-300 Hz per monitorare la variabilità del segnale elettromiografico a 250 watt e 90 pedalate al minuto. Gli standard della rivista *Journal of Electromyography and Kinesiology* dichiarano che 10-350 Hz è la loro scelta preferita per rilevazioni di superficie⁽¹⁾, motivo per il quale anche per questo lavoro è stata scelta una banda passante di 10-350 Hz.

2.2.3.4 Normalizzazione dei dati

In elettromiografia è indispensabile mostrare i dati ottenuti come percentuale di una contrazione muscolare di riferimento che faciliti la loro interpretazione^(90, 108), dal momento che le rilevazioni dell'attività muscolare non sono molto ripetibili nemmeno in attività

standardizzate come la corsa al nastro trasportatore⁽⁵⁹⁾. Inoltre tale normalizzazione (se effettuata nelle stesse condizioni) consente la comparazione di dati dello stesso soggetto in sedute diverse oppure tra soggetti e studi diversi^(24, 90). Visto che in elettromiografia del ciclismo esistono diversi metodi per la normalizzazione e che non esiste ancora un consenso su quale è il più adeguato, in questo studio si propone un test isocinetico massimale come nuova metodologia per la normalizzazione dei dati elettromiografici nel ciclismo. Con questo test si ipotizza di ottenere la massima attivazione mioelettrica possibile dei muscoli coinvolti nella pedalata alla medesima frequenza di pedalata in cui i test successivi andranno svolti, allo scopo di usarli come contrazioni di riferimento (vedere pagina 39).

In letteratura, il metodo tradizionalmente più usato è quello di rilevare l'ampiezza di una contrazione massimale ed esprimere l'ampiezza dei dati elettromiografici come percentuale di essa. Questa contrazione massimale la si ottiene principalmente con una contrazione isometrica massimale (Maximal Voluntary Contraction o MVC) dello stesso muscolo e nelle stesse condizioni⁽⁶⁾. Poiché una posizione diversa dell'arto da esaminare provoca uno slittamento tra gli elettrodi posti sulla cute ed il muscolo (provocando dunque la rilevazione di altre unità motorie), il metodo risulta specifico soltanto quando l'attivazione muscolare si produce non solo nello stesso muscolo, ma anche alla stessa angolazione articolare. Altri problemi nell'uso della MVC riguardano la metodologia usata per produrre una contrazione massima. Le raccomandazioni della rivista internazionale *Journal of Electromyography and Kinesiology* segnalano in questo senso che venga effettuato un training preliminare alla registrazione, dal momento che la contrazione isometrica non è un movimento abituale e quindi è molto probabile che non si raggiunga l'attività massimale nei primi tentativi. E' stato stimato che senza questo allenamento, il MVC potrebbe essere anche del 20-40% in meno di quello che si potrebbe raggiungere dopo un training specifico⁽¹⁾. Inoltre, per attività in cui vengono misurate le attività di parecchi muscoli bisognerebbe produrre un MVC specifico per ciascun muscolo.

In definitiva, usare il MVC come riferimento per la normalizzazione in attività dinamiche può portare a errori⁽⁴¹⁾, anche se questo problema non ha impedito che parecchi studi l'abbiano usato per normalizzare attività dinamiche come la deambulazione^(2, 147) e altre. Per quanto riguarda il ciclismo, Mirka nel 1991⁽¹⁰⁸⁾ ha mostrato in modo specifico che normalizzare rispetto al MVC non è un metodo appropriato, anche se questo non ha evitato che sia stato probabilmente il metodo più utilizzato^(42, 45, 62, 102, 112). Hunt et al. (2003)⁽⁷⁶⁾

invece usano una modificazione del metodo per confrontare la biomeccanica della pedalata tra soggetti con una deficienza unilaterale del legamento crociato anteriore e soggetti normali. Prima di realizzare i test al cicloergometro hanno eseguito un test di contrazione isometrica sottomassimale a 75 N, ed hanno usato i valori così ottenuti come standard per la normalizzazione dei dati.

Tenendo conto della problematica che implica l'impiego del MVC in studi con rilevazione elettromiografica, molti altri ricercatori hanno cercato di proporre metodi alternativi per la normalizzazione dei dati EMG nel ciclismo. Hug et al. (2004)⁽⁷¹⁾ ad esempio misurano l'ampiezza del segnale elettromiografico tramite la tecnica RMS (vedere pagina 47) del vasto laterale in un esercizio incrementale al cicloergometro fino al esaurimento, e mostrano i risultati ad ogni intensità come percentuale del RMS medio misurato a 40 W. Usano questa intensità di lavoro perché, secondo loro, al di sotto di 40 watt è difficile distinguere tra il segnale elettromiografico ed il rumore di base. Più recentemente, Hug et al. (2004)⁽⁷⁰⁾ e Laplaud et al. (2006)⁽⁸⁹⁾ ad esempio hanno misurato il RMS di otto muscoli durante un test incrementale al cicloergometro con metodica molto simile, ma normalizzando i risultati mostrandoli come percentuale del RMS massimo ottenuto. Come prevedibile, tale massimo è stato ottenuto all'ultimo step del test, cioè alla massima intensità di lavoro.

Takaishi et al. (1998)⁽¹⁴³⁾ hanno condotto una ricerca per chiarire i motivi per i quali la frequenza di pedalata liberamente scelta dai soggetti ciclisti e non ciclisti è diversa. Per fare ciò, realizzano una serie di test al cicloergometro a diverse intensità e frequenze di pedalata, misurando l'ampiezza del segnale elettromiografico mediante la tecnica dell'EMG integrato (iEMG) di tre muscoli della coscia. Per normalizzare i dati, utilizzano l'iEMG ottenuto alla frequenza di pedalata più bassa considerata, cioè 45 rpm.

Duc et al. (2005)⁽³⁷⁾ hanno misurato la variazione dell'attività mioelettrica totale di quattro muscoli durante una simulazione al cicloergometro di una gara a cronometro della durata di trenta minuti. Ogni cinque minuti facevano una registrazione di dieci secondi, e calcolavano la media del RMS di ciascuna pedalata. Per normalizzare i dati hanno usato come riferimento i valori registrati nei primi cinque minuti, esprimendo i valori successivi come percentuale di questi. Così facendo, non hanno trovato alcuna differenza significativa

durante l'intero test, concludendo che i soggetti avevano portato a termine la prova in regime muscolare di steady-state.

Altri autori si limitano invece a presentare i dati considerando la massima ampiezza del segnale mioelettrico registrato durante il test come il 100% dell'attivazione mioelettrica. Li e Caldwell (1998)⁽⁹³⁾ ad esempio hanno calcolato il linear envelope di sei muscoli a 250 watt e frequenza di pedalata libera per analizzare l'effetto della postura e l'inclinazione del terreno. Per ciascun muscolo esaminato, il picco dell'envelope raggiunto in qualunque situazione viene considerato come il 100% dell'attivazione. Tale procedura consente loro di calcolare l'inizio e la fine dell'attivazione mioelettrica usando una soglia del 25% rispetto alla suddetta attivazione massima. Analogamente, Neptune e Herzog (2000)⁽¹¹⁰⁾ normalizzano i dati rispetto al valore massimo osservato per ciascun muscolo nelle diverse condizioni di pedalata sperimentate. Più concretamente, hanno esaminato le differenze che vi sono nella pedalata a 200 watt con corone eccentriche o circolari. Questa metodologia di normalizzazione è stata adottata da molti altri autori^(7, 17, 82, 92, 94, 99, 122).

Tuttavia è molto probabile che il tentativo più accurato di risolvere questo problema della normalizzazione dei dati nel ciclismo sia stato quello di Hunter e collaboratori (2002)⁽⁷⁷⁾. Secondo loro, l'attività muscolare di riferimento deve essere riproducibile, nonché pertinente con la contrazione da confrontare. Il metodo del MVC soddisfa la prima richiesta, ma è chiaro che il problema di usare una contrazione isometrica per normalizzarne una dinamica rimane. Quindi hanno proposto delle nuove contrazioni di riferimento sulla bicicletta, cercando una più alta specificità del gesto e facendo un confronto tra loro. La prima è la classica contrazione isometrica massimale su una leg extension, con un angolo al ginocchio di 120°. Poi hanno provato a bloccare il pedale di un cicloergometro con un blocco di legno in due posizioni: una corrispondente ad un angolo al ginocchio di 120° e l'altra a 72°. Non specificano l'angolo della pedivella dal momento che varia da un soggetto all'altro, ma fanno capire che si tratta sempre della fase di spinta della pedalata (tra 0 e 180°). Nel ultimo metodo hanno invece usato un riferimento dinamico: il soggetto partiva da seduto sul cicloergometro e con un angolo al ginocchio di 72°. Da questa posizione doveva iniziare a compiere il massimo numero di pedalate possibili contro una resistenza pari al 7 per cento del peso corporeo. Se il ciclista riusciva a compiere due pedalate veniva fermato ed il protocollo veniva ripetuto successivamente con l'aggiunta di 0,05 kg/peso corporeo, fino a quando il soggetto non riusciva più a compiere una pedalata completa. A questo

punto, venivano analizzati i dati dell'ultima pedalata integra completata. Alla fine hanno trovato che tra queste quattro metodologie la classica MVC sulla leg extension produceva la maggiore attività iEMG in confronto alle altre due contrazioni isometriche, dovuto probabilmente ad una maggiore espressione di forza nella prima od un maggior coinvolgimento dei muscoli sinergici nelle seconde. Anche l'iEMG della prova dinamica era minore rispetto al MVC, ma non vi erano differenze significative nel rapporto forza/EMG. Concludono indicando che è possibile usare il MVC come procedura per la normalizzazione in attività ciclistiche dinamiche visto che permette di raggiungere una maggior livello di EMG. Accennano anche al fatto che un altro metodo potrebbe diventare protocollo di normalizzazione in futuro, cioè i primi cinque secondi di un test di Wingate, ma ci vogliono altre ricerche per verificarlo.

Infine, Taylor e Bronks (1995)⁽¹⁴⁴⁾ hanno usato un metodo simile a quello proposto, per studiare la riproducibilità della cosiddetta “soglia elettromiografica” durante un esercizio incrementale al cicloergometro. Concretamente, hanno fatto pedalare i soggetti su un cicloergometro Monark a 60 rpm mentre aumentavano velocemente la resistenza, fino a quando non riuscivano più a mantenere la frequenza di pedalata stabilita. La normalizzazione è stata effettuata facendo la media delle cinque pedalate con l'attivazione mioelettrica più elevata.

In sintesi le problematiche riferite alla normalizzazione dei dati in elettromiografia si possono riassumere come segue: 1) una contrazione isometrica non è adeguata per normalizzare i dati elettromiografici di una contrazione dinamica; 2) la contrazione dinamica di riferimento deve essere il più simile possibile alla contrazione da analizzare ulteriormente, cioè si deve cercare la massima specificità del gesto di riferimento; 3) il soggetto da valutare deve essere allenato nella contrazione di riferimento affinché si abbia la certezza che raggiunga veramente il suo massimale; 4) normalizzare rispetto al MVC implica anche una prova diversa per ciascun muscolo.

Si considera che la prova di normalizzazione proposta risolva questi problemi dal momento che è una contrazione praticamente identica alla contrazione da analizzare, sia per tipo di contrazione (concentrica) che per la velocità di contrazione (80 rpm). Inoltre i soggetti sono abituati a sprintare al massimo sulle proprie biciclette perché gareggiano abitualmente e quindi non si ritiene necessario un periodo di training specifico. Per ultimo,

una prova del genere attiva al massimo tutti i muscoli coinvolti nella pedalata che poi andranno esaminati, motivo per il quale non occorre fare una prova specifica per ciascun muscolo.

2.2.4 Aspetti che riguardano il protocollo di allenamento

2.2.4.1 Durata dell'allenamento

Dal momento che le pedivelle indipendenti sono state inventate solo qualche anno fa, i lavori in letteratura che riguardino l'allenamento con esse sono scarsissimi. Quindi, poco si sa su quale dovrebbe essere il tempo minimo di allenamento in grado di indurre modificazioni significative nella coordinazione intermuscolare. Si può dire a riguardo che il sistema nervoso ha la capacità di adeguarsi molto velocemente ad una modificazione della meccanica di pedalata, come affermato da Neptune e Herzog (2000)⁽¹¹⁰⁾. In particolare loro hanno cambiato la corona circolare tradizionale per una ovale o eccentrica, il che fa variare di molto la velocità angolare delle pedivelle all'interno della pedalata facendola aumentare in alcuni momenti e riducendola in altri. In questo modo costringono il ciclista ad una pedalata innaturale, ma mostrano che l'adattamento (cioè la stabilizzazione della pedalata) si produce molto velocemente, entro 10-20 cicli.

Sanderson e Cavanagh (1989)⁽¹³⁴⁾ hanno cercato di modificare il pattern di applicazione della forza mentre si pedala in una bicicletta statica con l'aiuto di un feedback diretto. Facevano allenare i volontari per 32 minuti al giorno e dieci giorni di fila ad un'intensità costante, mentre la forza applicata sui pedali veniva visualizzata in tempo reale sullo schermo di un computer. In questo modo, hanno chiesto ai ciclisti di modulare la pedalata in base al feedback osservato per ridurre la forza inefficace applicata. Dopo il protocollo di allenamento, i ciclisti avevano cambiato la loro tecnica di pedalata dato che erano in grado di mantenere la medesima potenza iniziale applicando però meno forza totale sui pedali. Il fatto che siano stati in grado di modificare la loro tecnica di pedalata dopo solo cinque ore e mezza di allenamento induce a pensare che non serve molto tempo per cambiare il pattern di applicazione della forza ai pedali che si veniva usando da molto tempo.

A livello fisiologico invece esiste un lavoro del 2003⁽⁹⁷⁾, in cui gli autori hanno misurato alcune variabili fisiologiche quali il massimo consumo di ossigeno, soglia

anaerobica e battito cardiaco prima e dopo un protocollo di allenamento con le Powercranks. In particolare, hanno fatto allenare i soggetti al 70% del $VO_2\text{max}$ per un'ora a seduta e tre giorni a settimana per 6 settimane. Dopo queste 18 ore di allenamento hanno trovato adattamenti fisiologici che riducevano il costo energetico durante un'ora di esercizio sottomassimale al 69% del $VO_2\text{max}$ iniziale.

Böhm et al. (2006)⁽¹⁴⁾ hanno usato invece un altro tipo di pedivelle indipendenti chiamato SmartCrank⁷ per valutare l'efficienza meccanica. Il loro protocollo di lavoro prevedeva due sedute settimanali di un'ora e mezzo ciascuna per 5 settimane. In totale, i ciclisti hanno fatto 15 ore di lavoro sulle pedivelle indipendenti alternando allenamento di resistenza e allenamento a diverse frequenze di pedalata, e alla fine suggeriscono che l'uso degli SmartCrank può migliorare l'indice di efficienza meccanica pedalando con pedivelle normali.

Sembra dunque che non servano molte ore di allenamento con le pedivelle indipendenti per indurre modificazioni nel ciclista, siano esse a livello fisiologico o tecnico. Per quanto riguarda l'elettromiografia invece, Ichino et al. (2004)⁽⁷⁹⁾ non hanno trovato differenze significative nel RMS di quattro muscoli (vasto mediale, tibiale anteriore, bicipite femorale e gastrocnemio laterale) dopo 4 settimane di allenamento con un cicloergometro equipaggiato con pedivelle indipendenti. Il loro protocollo prevedeva tre sedute settimanali da 25 a 45 minuti ciascuna con donne fisicamente attive da 40 a 60 anni, ad un'intensità variabile tra il 65 e l'85% del battito cardiaco massimo.

Si può concludere dunque che 5-9 ore di allenamento con pedivelle indipendenti in quattro settimane non producono alcuna modificazione nell'attivazione muscolare, motivo per il quale è stato deciso di aumentare le ore di allenamento del gruppo sperimentale fino a 18 e di concentrarle in solo due settimane di lavoro.

2.2.4.2 Disegno sperimentale

Il gruppo sperimentale ha effettuato un test iniziale (T1) per valutare la coordinazione intermuscolare di partenza dei soggetti, cioè come pedalano dopo anni di allenamento con pedivelle normali. Quindi veniva effettuato un periodo di due settimane di allenamento

⁷ SmartCrank GmbH, Zug, Svizzera (www.smartcranks.com).

intensivo su strada con le pedivelle indipendenti montate sulle proprie biciclette, dopodichè si effettuava il secondo test (T2) allo scopo di valutare le eventuali modificazioni indotte dal protocollo. Per valutare se tali modificazioni rimangono nel tempo anche dopo che le pedivelle indipendenti non si usano più (fenomeno conosciuto come *washing-out*), veniva effettuato un terzo test altre due settimane dopo (T3) (Figura 2-4). Tra T2 e T3 i soggetti del gruppo sperimentale si allenano solo con pedivelle normali.

Il gruppo di controllo invece esegue solo due test, e come accadeva nel gruppo sperimentale, T1 serve a valutare la loro coordinazione intermuscolare di partenza. Il gruppo di controllo esegue anche un allenamento di due settimane ma solo con pedivelle normali, ed alla fine di tale periodo effettuano T2 per verificare che non ci sia stato alcun cambiamento nel pattern di reclutamento muscolare (Figura 2-4).

Tutti i test sono stati condotti durante parte del periodo competitivo della stagione ciclistica (tra luglio e ottobre) per essere sicuri che le eventuali modificazioni non fossero dovute ad un miglioramento nella condizione fisica dei soggetti piuttosto che per l'uso delle pedivelle indipendenti. Le modalità di esecuzione completa di ciascun test vengono descritte in dettaglio a partire della pagina 39.

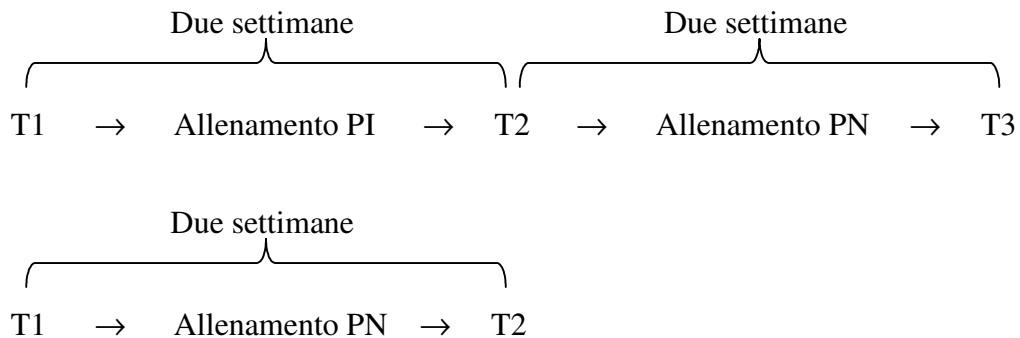


Figura 2-4. Disegni sperimentali del gruppo sperimentale (sopra) e di controllo (sotto).

2.2.4.3 Protocollo di allenamento

Il protocollo di allenamento originale con pedivelle indipendenti prevedeva l'uso esclusivo di tali pedivelle per essere sicuri che gli eventuali cambiamenti nella pedalata fossero dovuti al loro utilizzo. Tuttavia ci siamo resi conto che molti ciclisti non erano disposti a partecipare allo studio a queste condizioni perché avrebbero dovuto rinunciare a gareggiare

per due settimane, quindi alla fine è stato deciso di permettergli di usare le pedivelle normali per poter gareggiare il weekend.

Per compiere le 18 ore di allenamento ai soggetti non è stata data alcuna tabella di allenamento, bensì hanno avuto la libertà di allenarsi quando gli impegni personali e di lavoro glielo permettevano. Comunque, vista la difficoltà iniziale di pedalare con le pedivelle indipendenti, è stato loro consigliato di fare il primo allenamento di 10-15 minuti in laboratorio sul cicloergometro Monark, di fare sui 30 minuti durante la prima uscita su strada e di aumentare progressivamente il tempo di allenamento. Per controllare l'adeguatezza dell'allenamento effettivo realizzato, i soggetti hanno compilato una scheda con tutte le uscite effettuate durante la sperimentazione che comprendeva il tempo, chilometraggio e percorso realizzato. Tutti i soggetti hanno dichiarato alla fine del protocollo che le prime uscite sono state molto dure, ma che dopo 4-5 sedute di allenamento riuscivano a fare anche allenamenti di 2-3 ore.

2.3 Procedure di preparazione dei test

Prima di iniziare i test, i soggetti hanno firmato un consenso informato dichiarando di essere stati pienamente ed esaurientemente informati in merito alle modalità di effettuazione, agli scopi e alle caratteristiche del progetto. Sono stati anche informati sulla natura dei rischi che potrebbero verificarsi durante la sua effettuazione o in conseguenza di esso. Firmando il consenso informato, i volontari acconsentivano a partecipare allo studio senza pretendere alcun compenso e autorizzavano il trattamento dei propri dati personali ai sensi del DLgs 30/6/2003 n° 196 sulla privacy. Allo stesso modo, hanno compilato un questionario per controllare la loro attività ciclistica in passato. Il questionario prevedeva le seguenti domande:

- Da quanti anni vai in bicicletta?
- Quanti chilometri fai all'anno?
- Quanti chilometri hai percorso in bici quest'anno?
- Nell'ultimo anno, quanti allenamenti hai fatto mediamente alla settimana?
- Quante gare fai all'anno?
- Da quanti anni gareggi tra gli amatori?

- Hai corso ad altri livelli come dilettante o professionista? Se sì, quanti anni?
- Sei destro o mancino di gamba?

2.3.1 Misure antropometriche ed adattamento dei cicloergometri

Allo scopo di trovare l'assetto corretto sulla bicicletta, nella valutazione biomeccanica dei ciclisti è indispensabile una completa misurazione di tutte le variabili individuali, comprendenti sia quelle antropometriche (lunghezza dei segmenti corporei, larghezza ecc) sia quelle della bicicletta (altezza e arretramento del manubrio e sella, angolazione del tubo piantone ecc)⁽³⁵⁾. Questo permette di modificare in modo standardizzato l'assetto del cicloergometro per adattarlo alle caratteristiche corporee dei soggetti da testare, specie se non sono abituati a praticare ciclismo. Infatti in studi sulla elettromiografia del ciclismo che usano ciclisti con esperienza è una pratica abituale valutare i ciclisti con le stesse misure sul cicloergometro che sulle loro biciclette^(102, 133), dato che si ritiene che un cambiamento di assetto potrebbe modificare il normale pattern di attivazione muscolare^(36, 119, 140). Marsh e Martin (1995)⁽¹⁰²⁾ ad esempio hanno valutato soggetti ciclisti e non ciclisti per vedere se l'attivazione muscolare si riduce pedalando alla frequenza di pedalata liberamente scelta dai soggetti a 200 w di potenza. Entrambi i gruppi hanno usato lo stesso cicloergometro, ma i ciclisti con l'altezza della sella delle loro biciclette e i non ciclisti con la sella situata al 100% dell'altezza del trocantere maggiore, come raccomandato da Nordeen-Snyder (1977)⁽¹¹⁴⁾. Per il presente studio dunque, si è ritenuto opportuno misurare soltanto due variabili antropometriche: il peso (usando una bilancia analogica SECA) e la statura (con uno statimetro Paven Equipment Limited), non ritenendosi necessario rilevare altre misure antropometriche tipiche nella valutazione dei ciclisti. Allo scopo di assicurare un corretto assetto durante i test si è deciso di far portare in laboratorio le proprie biciclette ai soggetti partecipanti allo studio per trasferirne le misure ai cicloergometri. Queste misure comprendevano:

- Lunghezza delle pedivelle
- Altezza e arretramento della sella
- Altezza e arretramento del manubrio

Le selle dei due cicloergometri sono sempre rimaste orizzontali rispetto al pavimento. L'adattabilità del cicloergometro SRM permette di regolare tutte le misure con

precisione millimetrica, mettendo il ciclista nella identica posizione che sulla sua bicicletta. Questo lo si è realizzato usando un metro ed un filo a piombo. Inoltre, l'SRM ha al suo interno due volani estraibili che consentono di modificare il momento di inerzia del sistema, e per l'esecuzione dei test in modo isocinetico è stato scelto di usare entrambi i volani ed il rapporto numero nove, come consigliato nel manuale tecnico dell'ergometro⁽¹³⁸⁾. Comunque pare che questa scelta non sia una questione fondamentale dato che, come dimostrato da Fregly et al. (1996)⁽⁵⁰⁾, l'inerzia del volano non modifica in modo significativo la coordinazione della pedalata. Inoltre Duc e collaboratori (2005)⁽³⁸⁾ hanno mostrato che l'attività muscolare della pedalata (misurata tramite RMS) non viene modificata col cambiare dell'inerzia. Il cicloergometro Monark invece si regola con scatti di due centimetri sia per l'altezza che per l'arretramento della sella, ed il manubrio non è regolabile. Questo comporta una divario massimo di un centimetro nell'assetto dell'ergometro che comunque non si è ritenuto significativo dal momento che tutti i ciclisti hanno dichiarato di sentirsi comodi. Tale procedura è stata usata in precedenza da Eisner et al. (1999)⁽⁴⁰⁾ e da Ericson et al. (1985)⁽⁴⁵⁾.

2.3.2 Procedure di preparazione per l'analisi elettromiografica

2.3.2.1 Selezione degli elettrodi

Gli elettrodi usati per la rilevazione elettromiografica di superficie sono i Blue Sensor N-00-S (Figura 2-5) fabbricati dalla ditta Ambu⁸, che garantiscono una grande aderenza alla cute indispensabile per rilevazioni dinamiche come per il ciclismo. Questi elettrodi si usano frequentemente in letteratura⁽¹⁰⁴⁾. La forma dei sensori (l'area elettricamente conduttiva dell'elettrodo) è quadrata e di una superficie di 15 mm². Dalla letteratura si evidenzia che la dimensione degli elettrodi usati nelle ricerche sull'elettromiografia varia da 1 mm² ad alcuni cm², e che non esistono finora criteri certi per la preferenza di elettrodi di forma specifica⁽⁵¹⁾. Il materiale degli elettrodi è Ag/AgCl, il materiale più usato nella fabbricazione di elettrodi per elettromiografia di superficie perché molto stabili elettricamente⁽²³⁾ e, come raccomandato dal SENIAM, sono coperti da un gel ad alta conduttività che assicura la ricezione di un segnale di alta qualità.

⁸ Ambu Medicotest A/S, Ølstykke, Danimarca (www.ambu.com).

Caratteristiche principali degli elettrodi:

- Dimensione elettrodo (lunghezza x larghezza): 44,8 x 22 mm
- Materiale sensore: Ag/AgCl
- Area dell'elettrodo: 15 mm²
- Impedenza AC: 600 Ω
- Voltaggio offset DC: 0,2 mV



Figura 2-5. Coppia di elettrodi Ambu Blue Sensor N-00-S.

Gli elettrodi vanno attaccati a dei cavi lunghi quattro metri a loro volta attaccati alla unità centrale di acquisizione. La determinazione dell'offset (cioè il rumore di base che registrano senza essere attaccati agli elettrodi) veniva fatta poggiando il cavo su una superficie di legno (non conducibile) facendo attenzione che gli estremi non facessero contatto tra loro, e da questa posizione si registrava l'attività per cinque secondi. Tale procedura veniva ripetuta almeno tre volte per verificare la consistenza del dato registrato (abituamente tra -0,01 e 0,03 mV a seconda del cavo).

2.3.2.2 Posizionamento del soggetto nella posizione iniziale

Per ciascun muscolo il soggetto assumeva una posizione di riferimento che permetteva di determinare più accuratamente i punti di collocazione degli elettrodi. Questo posizionamento viene descritto nel punto successivo.

2.3.2.3 Determinazione del punto di applicazione degli elettrodi

Durante la preparazione del primo test veniva individuato il punto preciso di applicazione degli elettrodi usando le linee guida del progetto SENIAM, che ha sviluppato raccomandazioni per il posizionamento degli elettrodi su 27 muscoli. Tra questi si includono i quattro muscoli selezionati per questo studio: Vasto Laterale (VL), Bicipite Femorale (BF), Tibiale Anteriore (TA), e Gastrocnemio Laterale (GL). Seguendo le linee guida, il punto preciso di applicazione degli elettrodi per ciascun muscolo è stato segnato sulla cute usando un marcatore chirurgico Codman⁹ modello 43-1030.

Il primo punto da tenere in conto nel posizionamento degli elettrodi è che essi non vadano applicati nelle vicinanze del punto motorio, delle giunzioni muscolo-tendinee o di altri muscoli attivi, per poter ottenere un segnale stabile^(33, 51). Le raccomandazioni del progetto SENIAM per i muscoli analizzati sono le seguenti:

- Vasto Laterale:

- Posizione di riferimento: Seduto sul lettino con il ginocchio leggermente flesso e il tronco inclinato all'indietro, appoggiato sui gomiti (Figura 2-6).

- Posizione elettrodi: A due terzi della linea tra la spina iliaca antero-superiore al bordo laterale della patella.

- Orientamento degli elettrodi: Nella direzione delle fibre muscolari.

- Elettrodo di riferimento: Condilo interno del femore.

- Bicipite Femorale:

- Posizione di riferimento: Sdraiato prono con la coscia appoggiata sul tavolo e il ginocchio flesso a poco meno di 90° con la coscia in lieve rotazione laterale e la gamba in lieve rotazione laterale rispetto alla coscia (Figura 2-7).

- Posizione elettrodi: A metà della linea tra la tuberosità ischiatica e l'epicondilo laterale della tibia.

- Orientamento degli elettrodi: Nella direzione della linea sopra citata.

- Elettrodo di riferimento: Condilo esterno del femore.

⁹ Codman & Shurtleff, Inc., Raynham (MA), Stati Uniti (www.codman.com).

- Tibiale Anteriore:
 - Posizione di riferimento: Seduto sul lettino con il ginocchio flesso (Figura 2-8).
 - Posizione elettrodi: A un terzo della linea tra la punta del perone e la punta del malleolo mediale della tibia.
 - Orientamento degli elettrodi: Parallelamente alla linea suddetta.
 - Elettrodo di riferimento: Malleolo laterale della tibia.

- Gastrocnemio Laterale:
 - Posizione di riferimento: Prona con il ginocchio esteso e il piede fuori dal letto (Figura 2-9).
 - Posizione elettrodi: Il progetto SENIAM raccomanda di posizionarli a un terzo della linea tra la parte posteriore della testa del perone ed il calcagno. Tuttavia, dal momento che questa disposizione risultava spesso in un chiaro posizionamento incorretto, cioè con gli elettrodi piazzati chiaramente al di fuori della fasci muscolare, si è deciso di porre gli elettrodi due dita più in alto.
 - Orientamento degli elettrodi: Parallela alla linea suddetta.
 - Elettrodo di riferimento: Malleolo mediale della tibia.



Figura 2-6. Posizionamento degli elettrodi sul VL.



Figura 2-7. Posizionamento degli elettrodi sul BF.



Figura 2-8. Posizionamento degli elettrodi sul TA.



Figura 2-9. Posizionamento degli elettrodi sul GL.

2.3.2.4 Preparazione della cute

Ottenere un ottimo contatto tra cute ed elettrodo è molto importante per ridurre al massimo l'impedenza tra questi due e per ottenere una migliore fissazione degli elettrodi. Si garantisce inoltre una buona registrazione del segnale mioelettrico riducendo il rumore elettrico⁽⁶⁴⁾. Innanzitutto, la cute deve essere rasata se necessario. Visto che i soggetti esaminati sono ciclisti e usano depilarsi per praticare il loro sport, gli è stato richiesto di venire in laboratorio con un'accurata depilazione delle gambe. Tuttavia, alcune volte era necessario rasare la cute con delle lamette usa e getta. In secondo luogo, la cute veniva pulita usando carta leggermente abrasiva (carta vetrata, misura 800) e poi trattata con soluzione alcolica disinfettante Neodal incolore¹⁰. Dopo completa asciugatura della soluzione disinfettante, la cute veniva considerata pronta per l'applicazione degli elettrodi.

2.3.2.5 Applicazione e fissaggio degli elettrodi

Dopo aver marcato e preparato la superficie cutanea dove andavano inseriti gli elettrodi, si procedeva alla loro applicazione orientandoli parallelamente alla direzione delle fibre muscolari. Questo orientamento è già stato definito nella sezione "Determinazione del punto di applicazione degli elettrodi", a pagina 33. Riguardo la distanza interelettrodica (distanza tra i centri dei due elettrodi), il progetto SENIAM afferma che questa caratteristica è una delle più rilevanti nella misurazione dell'elettromiografia di superficie e ne raccomanda una di 20 mm per i muscoli lunghi delle estremità come quelli presi in considerazione per questo studio⁽⁵¹⁾. Tuttavia, una recente revisione di 144 lavori scientifici prodotti dai laboratori europei ha rivelato che esiste una grande variabilità nelle distanze adottate, con un range che

¹⁰ Nuova Farmec s.r.l., Settimo di Pescatine (VR), Italia.

va dai 4 a 50 mm⁽⁶⁴⁾. In più, altri studi non hanno trovato alcuna differenza significativa tra diverse distanze interelettrode (dai 20 a 60 mm) quando veniva misurata l'ampiezza normalizzata in rilevamenti di elettromiografia durante prove incrementali al cicloergometro⁽¹⁰⁰⁾. Come conclusione e visto che la larghezza degli elettrodi usati per questo studio è di 22 mm, è stato deciso di attaccare l'uno accanto all'altro per ottenere una distanza interelettrode di 22 mm, molto vicina a quella raccomandata dal SENIAM.



Figura 2-10. Elettrodi fissati sulla cute prima dell'esecuzione del test.

Per quanto riguarda il posizionamento dell'elettrodo di riferimento esiste un consenso generalizzato per cui esso va piazzato su tessuto elettricamente inattivo^(51, 64), anche se altri autori hanno invece trovato che il punto di applicazione dell'elettrodo di riferimento sia irrilevante⁽¹⁵⁰⁾. Benché il progetto SENIAM raccomandi il processo spinoso di C7 o la caviglia per i muscoli analizzati in questo studio, è stato scelto di usare i condili del femore per i muscoli della coscia (VL e BF) come precedentemente descritto, perché più vicini al muscolo analizzato. Questa procedura rende meno ingombrante il processo di fissaggio degli elettrodi ed i relativi cavi di collegamento al sistema di acquisizione dati, il che è molto importante per evitare artefatti derivanti dal movimento dei cavi o dalla trazione degli elettrodi. Come già accennato a pagina 20, gli artefatti dovuti al movimento dei cavi possono mettere a rischio la qualità dei dati ottenuti⁽²⁷⁾, soprattutto in uno sport con un movimento costante delle gambe come il ciclismo. Per ridurre al minimo questo problema i quattro cavi dell'elettromiografia sono stati legati tra loro e appoggiati su un supporto.

Per fissare i cavi, il soggetto saliva sul cicloergometro con la gamba destra distesa. A questo punto, prima si fissavano insieme i cavi della coscia (VL e BF) con del nastro adesivo Strappal della ditta Smith & Nephew¹¹, facendo attenzione a tenere il più fermo possibile il preamplificatore senza coprirlo. Poi venivano fissati anche i cavi per gli elettrodi di riferimento. Lo stesso procedimento si realizzava con i muscoli della gamba (TA e GL) (Figura 2-10).

Durante la rilevazione di esercizi non isometrici il problema del sudore è spesso sottovalutato⁽⁴⁸⁾, dato che il sudore potrebbe staccare gli elettrodi dalla cute. Per questo motivo si faceva spesso attenzione durante i momenti di pausa dei test per verificare che fossero ancora fissati, e nel caso perdessero aderenza si procedeva a sostituirli asciugando e ripreparando la cute come descritto in precedenza.

2.3.2.6 Verifica della connessione

Dopo il fissaggio dei cavi si approfittava del periodo di riscaldamento per fare una registrazione e verificare visivamente che la connessione fosse adeguata. Si considerava appropriata quando si poteva identificare visivamente l'alternanza dell'attivazione muscolare tra agonisti-antagonisti: VL-BF e TA-GL.

Per evitare un'eventuale influenza dei cavi usati nella rilevazione elettromiografica, si è deciso di usare sempre lo stesso cavo con lo stesso muscolo e nello stesso canale dell'elettromiografo come segue:

CANALE	CAVO	MUSCOLO
1	Rosso	VL
2	Verde	BF
3	Giallo	TA
4	Bianco	GL

2.3.2.7 Tecnica di riposizionamento degli elettrodi nello stesso punto

La registrazione del segnale elettromiografico è influenzata da un elevato numero di fattori, e tra loro il riposizionamento degli elettrodi è un aspetto molto delicato e fonte di grande variabilità^(103, 123). Il metodo più usato per piazzare gli elettrodi nello stesso punto in diverse

¹¹ Smith & Nephew plc, Londra, Regno Unito (www.smith-nephew.com).

sedute di rilevazione elettromiografica che possono essere distanti anche diversi giorni è quello di segnare la loro posizione sulla cute con un pennarello indelebile. L'attendibilità della misura dell'ampiezza del segnale così ottenuto è stata dimostrata da studi precedenti^(53, 54). Hug e collaboratori (2004)⁽⁷¹⁾ ad esempio hanno usato questo metodo in due sedute diverse al cicloergometro separate da sette giorni. Anche Gabriel (2002)⁽⁵²⁾ l'ha usato in un periodo di nove giorni, istruendo i soggetti per mantenere i segni tra le sedute qualora si dovessero cancellare. Il problema di questo metodo è che il ripetuto riposizionamento dei segni da parte dei soggetti potrebbe portare a dei piccoli spostamenti che, a lungo andare, potrebbero causare un piazzamento degli elettrodi poco accurato. Visto che il nostro protocollo prevede rilevazioni elettromiografiche intervallate da 2 e 4 settimane, è preferibile usare un altro metodo raccomandato da F. Felici (Felici F., comunicazione personale, 7 aprile 2006). Il metodo prevede la creazione su un lucido della "mappa cutanea" dei muscoli scelti, segnando con un pennarello il posizionamento degli elettrodi e poi i nei, cicatrici ed altre irregolarità cutanee di riferimento. Tali segni sono stati raccolti prima del posizionamento degli elettrodi durante T1. Nella seduta successiva basta usare questi ultimi punti di riferimento per riposizionare i segni iniziali, facendo attenzione all'orientamento e verso del lucido (Figura 2-11). Per quanto alla conoscenza dell'autore questo metodo non è stato usato in letteratura, ma è stato scelto per la sua precisione e perché si adegua perfettamente alle esigenze della presente ricerca.

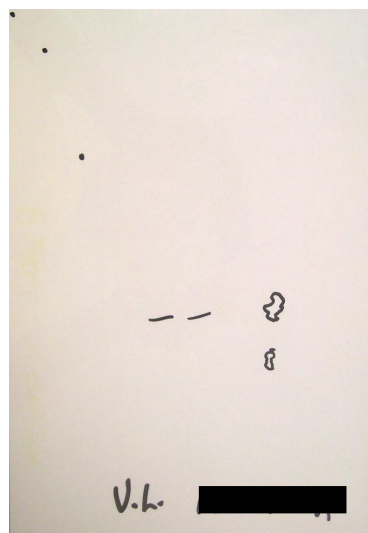


Figura 2-11. Esempio di lucido per il riposizionamento dei sensori sul VL.

2.4 Esecuzione dei test

Come già detto in precedenza, la valutazione degli effetti del protocollo è stata eseguita con tre test: un test iniziale (T1), un secondo test di valutazione dopo il periodo di allenamento con le pedivelle indipendenti (T2) ed un altro dopo due settimane di allenamento con pedivelle normali (T3). In sostanza, questi tre test sono pressoché uguali, ma esistono delle piccole variazioni tra loro dovute alla natura stessa delle valutazioni. Vi sono anche variazioni tra i test attuati tra il gruppo di controllo e quello sperimentale che sono descritte di seguito:

2.4.1 Gruppo di controllo

I soggetti del gruppo di controllo sono stati valutati due volte, con due settimane d'intervallo tra il T1 e T2. Le prove effettuate sono, in ordine cronologico:

- Dieci minuti di riscaldamento su cicloergometro SRM a 150 watt e frequenza di pedalata libera (veniva comunque consigliato il mantenimento di una cadenza di 80 rpm).
- Due test isocinetici massimali di sei secondi su cicloergometro SRM a 80 pedalate per minuto (rpm) e pedivelle normali, con recupero di 3 minuti tra le prove, che, considerata la durata, si considerano sufficienti per il pieno recupero metabolico. Ci si è posti però il problema dell'insorgenza della fatica muscolare che notoriamente provoca delle modificazioni nel segnale elettromiografico quali una modificazione nello spettro di frequenza⁽³³⁾, una riduzione della velocità di conduzione ed un aumento dell'ampiezza misurata tramite il RMS⁽⁸⁷⁾. Per quanto riguarda il ciclismo in modo più specifico, Bentley et al. nel 2000⁽⁸⁾ hanno trovato una riduzione della capacità di esprimere forza e dell'attività iEMG con l'insorgere della fatica dopo un protocollo di 30 minuti al cicloergometro al 80% del VO_{2max} e quattro ripetute di un minuto al 120% de VO_{2max} . Hautier et al. (2000)⁽⁶²⁾ hanno misurato l'influenza di un protocollo di sprint ripetute al cicloergometro sul ratio EMG/forza e sulla cocontrazione muscolare. In particolare prevedevano l'esecuzione di 13 sprint massimali di cinque secondi, con solo 25 secondi di recupero tra prove. Alla fine hanno trovato una riduzione tra il primo ed il tredicesimo sprint nella potenza media espressa e nell'attivazione muscolare (tramite RMS) del bicipite femorale e gastrocnemio laterale. Non vi è stata invece alcuna variazione nel RMS per il grande gluteo, vasto laterale e retto femorale. Billaut e collaboratori (2005)⁽¹³⁾ hanno

cercato di indurre la fatica nel vasto laterale e bicipite femorale con un protocollo di dieci ripetizioni massimali di sei secondi, e con 30 secondi di recupero tra prove. Anche questi autori hanno trovato una riduzione della potenza espressa tra il primo e l'ultimo sprint, ma senza evidenziare alcun cambiamento nell'attivazione dei muscoli citati. In definitiva, il reclutamento muscolare nel ciclismo potrebbe cambiare per via della fatica⁽¹⁴⁰⁾, ma non sembra probabile che nel nostro caso si verifichino processi di fatica muscolare vista la breve durata delle prove e le poche ripetizioni effettuate.

Per l'esecuzione del test vero e proprio, l'SRM veniva impostato in modo isocinetico a 80 rpm, cioè il cicloergometro regolava in modo automatico la resistenza per non far andare il soggetto oltre le 80 rpm, nonostante il ciclista pedalasse al massimo delle sue forze. Il ciclista poteva comunque regolare l'intensità della pedalata (cioè la forza che si applica sui pedali), nonostante la frequenza di pedalata rimanesse sempre la stessa: se pedalava leggero la potenza espressa era bassa, e viceversa. Al ciclista veniva chiesto di pedalare a 80 rpm a bassa potenza (intorno ai 50-75 watt), controllando la potenza in tempo reale tramite il Powermeter o lo schermo del computer. Al via del test, il ciclista iniziava a pedalare al massimo, afferrando il manubrio dalla parte bassa (posizione aerodinamica di gara) e rimanendo seduto per l'intera durata della prova. Dopo un brevissimo periodo di circa un secondo iniziava la registrazione simultanea dei dati di elettromiografia e torque. Ricordiamo a questo punto il segnale elettromiografico è stato registrato in un computer ed il torque in un altro, per cui la sincronizzazione delle due registrazioni avveniva premendo contemporaneamente i tasti "Invio" dei due computer. In realtà in questo modo si produce un piccolo sfasamento dal momento che i dati di elettromiografia iniziano a registrarsi subito, e quelli di potenza invece quando la pedivella destra del SRM passa per il punto morto superiore. Poiché a 80 rpm ci si impiegano 0,75 secondi per eseguire un ciclo completo di pedalata, lo sfasamento massimo tra le due registrazioni è, appunto, di 0,75 secondi. Non si ritiene però che questo sia un problema, dato che la registrazione del torque serviva solamente a calcolare la potenza media espressa durante i sei secondi di sforzo.

- Tre minuti di pedalata leggera come defaticamento.
- Registrazione dell'attività elettromiografica basale: il ciclista scendeva dal cicloergometro SRM e si metteva a sedere su una sedia appoggiato sullo schienale. Gli

veniva chiesto di tenere le ginocchia flesse a 90 gradi e gambe rilassate. Da questa posizione si registravano due prove della durata di sei secondi ciascuna.

- Tre prove di un minuto sul cicloergometro Monark e pedivelle indipendenti a tre diverse intensità e 80 rpm (PN-T1 per il primo test e PN-T2 per il secondo test). Si effettuano tre prove ad intensità bassa (100 watt), media (250 watt) ed alta (400 watt) della durata di un minuto ciascuna ed in ordine randomizzato. Ai ciclisti è stato chiesto di rimanere seduti sulla sella in tutte le prove. Poiché il Monark è un cicloergometro a freno meccanico occorre calcolare il carico necessario per ottenere la potenza desiderata ad una determinata frequenza di pedalata. Questo è stato fatto applicando la formula ottenuta seguendo la descrizione di Gledhill e Jamnik (1995)⁽⁵⁷⁾ (Equazione 1):

$$C = \frac{6,123 \times P}{Fp \times 6} \quad \text{Equazione 1}$$

dove C è il carico in kg, 6,123 il fattore di conversione tra watt e $\text{kgm} \cdot \text{min}^{-1}$, P la potenza in watt, Fp la frequenza di pedalata in pedalate al minuto e 6 la distanza percorsa da un punto all'esterno del volano per ciascuna pedalata in metri. Da questa equazione ne deriva che i carichi corrispondenti a 80 rpm per i 100, 250 e 400 watt sono, rispettivamente, di 1,3, 3,2 e 5,1 kg. Tenendo in considerazione che l'attrito della trasmissione viene aumentato un po' per via del sistema di misurazione dell'angolo della pedivella, è stato deciso di inserire carichi 0,1 kg più bassi. Per l'esecuzione dei test, prima si inseriva nella vaschetta del Monark il carico corrispondente alla prova da eseguire. Il soggetto doveva partire da fermo con la pedivella destra ad un angolo di 90°, grazie ad un blocco di legno appositamente creato (Figura 2-12).

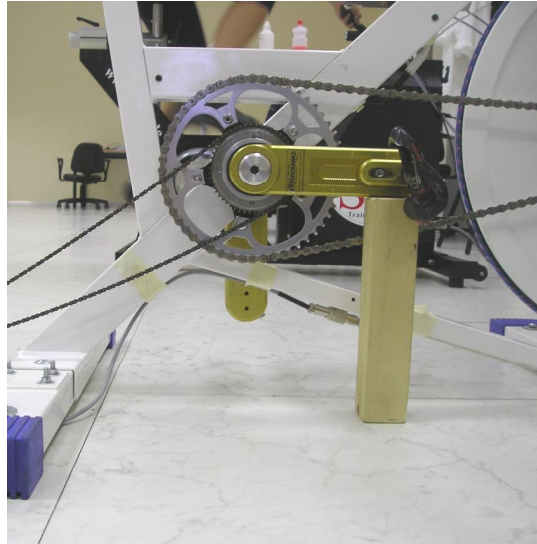


Figura 2-12. Blocco di legno appositamente creato per assicurare la posizione di partenza a 90° della pedivella destra.

Da questa posizione si faceva partire la registrazione dei dati, si toglieva il blocco di legno ed il ciclista iniziava a pedalare. Per agevolare al ciclista il compito di accelerare il volano, lo si faceva partire con la vaschetta sollevata e solo dopo che arrivava a 50 rpm (solitamente dopo 3 o 4 pedalate) si applicava il carico reale. Poi, il ciclista doveva raggiungere e stabilizzarsi nella frequenza di pedalata target entro trenta secondi che, a modo di aiuto, veniva mostrata continuamente sul display dell'ergometro. Dal momento che i partecipanti allo studio sono ciclisti con anni di esperienza, non è risultato particolarmente difficile per loro mantenersi nella frequenza di pedalata stabilita, e mediamente riuscivano a rendere stabile la pedalata entro 10-15 secondi. C'era comunque sempre una persona che controllava continuamente la cadenza, e nel caso in cui dopo venti secondi il soggetto non fosse riuscito a stabilizzarla veniva fermato per rifare la prova da capo. Dopo le prove a 100 e 250 watt si effettuava un riposo di un minuto, e dopo la prova a 400 watt invece di tre minuti.

2.4.2 Gruppo sperimentale

2.4.2.1 Test iniziale (T1)

Il test iniziale serve a stabilire la coordinazione intermuscolare di partenza del ciclista, cioè, per vedere come pedala senza aver mai usato le pedivelle indipendenti. Poiché le condizioni

di partenza sono le stesse del gruppo di controllo, il test iniziale del gruppo sperimentale è uguale ai test realizzati con il gruppo di controllo.

2.4.2.2 Test al termine del periodo di allenamento (T2)

Dopo il periodo di allenamento con le pedivelle indipendenti si esegue il T2 allo scopo di vedere se vi sono stati dei cambiamenti nella coordinazione intermuscolare dei ciclisti. Il test prevede le seguenti prove:

- Dieci minuti di riscaldamento su cicloergometro SRM a 150 watt e frequenza di pedalata libera, anche se veniva consigliato di mantenere una cadenza di 80 rpm.
- Due test isocinetici massimali di sei secondi su cicloergometro SRM a 80 pedalate per minuto (rpm), come descritto in precedenza per il gruppo di controllo.
- Tre minuti di pedalata leggera come defaticamento.
- Registrazione dell'attività elettromiografica basale come descritto in precedenza per il gruppo di controllo.
- Tre prove di un minuto con pedivelle indipendenti (PI-T2) e altre tre prove con pedivelle normali (PN-T2). Per prima cosa veniva randomizzato il tipo di pedivella usata nei test: prima si realizzano le tre prove con un tipo di pedivella, e dopo un riposo di cinque minuti veniva rifatte con l'altro tipo di pedivella. Le modalità di esecuzione, sia per un tipo di pedivella che per l'altro, sono le stesse già descritte in precedenza. Va segnalato che nella partenza effettuata con pedivelle indipendenti, la pedivella sinistra doveva essere mantenuta dal soggetto più o meno a 270 gradi. La pedivella destra partiva sempre a 90 gradi.

2.4.2.3 Test dopo washing-out (T3)

Dopo T2 il ciclista riprendeva ad allenarsi per un periodo di due settimane con le pedivelle normali. Si desidera vedere in questo modo se gli adattamenti prodotti dall'allenamento con pedivelle indipendenti possono in qualche modo essere "dimenticati", ed è lo scopo del T2 verificare ed, eventualmente, quantificare le modificazioni indotte dal suddetto

disallenamento. Ovviamente, durante tale periodo al ciclista non gli è stato permesso di utilizzare le pedivelle indipendenti. Il T2 del gruppo sperimentale prevede le seguenti valutazioni:

- Dieci minuti di riscaldamento su cicloergometro SRM a 150 watt e frequenza di pedalata libera, anche se veniva consigliato di mantenere una cadenza di 80 rpm.
- Due test isocinetici massimali di sei secondi su cicloergometro SRM a 80 pedalate per minuto (rpm), come descritto in precedenza per il gruppo di controllo.
- Tre minuti di pedalata leggera come defaticamento.
- Registrazione dell'attività elettromiografica basale come descritto in precedenza.
- Tre prove di un minuto sul cicloergometro Monark e pedivelle normali (PN-T3), con le stesse potenze e modalità precedentemente descritte.

2.4.3 Riepilogo

Tabella riassuntiva dei test effettuati:

	Gruppo sperimentale (n=6)	Gruppo controllo (n=5)
<i>T1</i>	Posizionamento elettrodi per rilevazione sEMG.	Posizionamento elettrodi per rilevazione sEMG.
	Riscaldamento di 10' a 150 W e rpm libera.	Riscaldamento di 10' a 150 W e rpm libera.
	Test isocinetico massimale SRM di 6'' (2 prove, recupero 3').	Test isocinetico massimale SRM di 6'' (2 prove, recupero 3').
	Test su Monark a 100, 250 e 400 W, 80 rpm (randomizzati) con PN (PN-T1). Recupero: 1' dopo 100 e 250 W, 3' dopo 400W.	Test su Monark a 100, 250 e 400 W, 80 rpm (randomizzati) con PN (PN-T1). Recupero: 1' dopo 100 e 250 W, 3' dopo 400W.
	Due settimane allenamento PI	Due settimane allenamento PN
<i>T2</i>	Posizionamento elettrodi per rilevazione sEMG.	Posizionamento elettrodi per rilevazione sEMG.
	Riscaldamento di 10' a 150 W e rpm libera.	Riscaldamento di 10' a 150 W e rpm libera.
	Test isocinetico massimale SRM di 6'' (2 prove, recupero 3').	Test isocinetico massimale SRM di 6'' (2 prove, recupero 3').
	Test su Monark a 100, 250 e 400 W, 80 rpm (randomizzati) con PN (PN-T2). Recupero 1' dopo 100 e 250 W, 3' dopo 400W.	Test su Monark a 100, 250 e 400 W, 80 rpm (randomizzati) con PN (PN-T2). Recupero: 1' dopo 100 e 250 W, 3' dopo 400W.
	Test su Monark a 100, 250 e 400 W, 80 rpm (randomizzati) con PI (PI-T2). Recupero 1' dopo 100 e 250 W, 3' dopo 400W.	
In ordine randomizzato per il gruppo sperimentale		
	Due settimane allenamento PN	
<i>T3</i>	Posizionamento elettrodi per rilevazione sEMG.	
	Riscaldamento di 10' a 150 W e rpm libera.	
	Test isocinetico massimale SRM di 6'' (2 prove, recupero 3').	
	Test su Monark a 100, 250 e 400 W, 80 rpm (randomizzati) con PN (PN-T3). Recupero 1' dopo 100 e 250 W, 3' dopo 400W.	

2.5 Analisi dei dati

Tutta l'analisi dei dati, quando non indicato diversamente, è stata realizzata con il software Microsoft Excel, tranne il filtraggio del segnale elettromiografico che è stato fatto direttamente dal software del sistema di acquisizione APLabDAQ.

2.5.1 Analisi della potenza

La potenza erogata sul cicloergometro SRM durante la prova isocinetica massimale di sei secondi viene calcolata dalla registrazione del torque applicato sul movimento centrale. L'SRM, come già detto in precedenza, registra il torque prodotto con una frequenza di acquisizione di 200 Hz, sincronizzandolo con l'angolo della pedivella a cui è stato raggiunto. Il software per l'analisi della pedalata produce a questo punto due file:

1) un file in cui vengono salvati tutti i dati istantanei di torque ed angolo complessivo della pedivella. La prima pedalata viene mostrata da 0 a 360 gradi, la seconda da 360 a 720 gradi e così via. Inoltre, vi è anche la differenza tra due angoli consecutivi, anche se questo valore è pressoché costante dal momento che in questo test isocinetico la frequenza di pedalata è costante e pari a 80 rpm. La si può calcolare tramite l'equazione sotto (Equazione 2):

$$\Delta\alpha = \frac{360 \times Fp}{Fa \times 60} = \frac{60 \times Fp}{Fa} \quad \text{Equazione 2}$$

dove $\Delta\alpha$ è la differenza angolare istantanea in gradi, Fp la frequenza di pedalata in pedalate al minuto (in questo caso 80), e Fa la frequenza di acquisizione in Hz (in questo caso 200 Hz). Ne deriva che la differenza angolare istantanea è costante e pari a 2,4 gradi. In realtà vi è sempre un piccolo errore dato che la frequenza di pedalata reale è risultata essere sempre un po' più alta, ma il file offre anche i dati della frequenza di pedalata reale per ciascuna pedalata. Questa oscilla normalmente tra 80 e 81 rpm, il che può essere considerato un errore trascurabile.

2) un secondo file in cui vengono mostrati solo i dati medi di torque per ciascun grado (360 dati in totale per completare tutta la pedalata), nonché la frequenza di pedalata media di tutta la durata del test.

Per l'analisi dei dati di potenza è stato usato il primo file, per poter calcolare direttamente tutti i parametri desiderati. La frequenza di pedalata media reale è stata calcolata dall'angolo di pedivella raggiunto dopo i sei secondi di test. Basta infatti moltiplicare per 10 per calcolare i gradi al minuto e poi dividere per 360. La potenza media erogata durante i sei secondi si può facilmente ricavare dal torque medio e la velocità angolare media della pedivella prodotti in questo tempo (Equazione 3):

$$P = t \times \omega = t \times \frac{2 \times \pi \times Fp}{60} = \frac{t \times \pi \times Fp}{30} \quad \text{Equazione 3}$$

dove P è la potenza espressa in watt, t è il torque medio in Nm, ω è la velocità angolare media della pedivella in $\text{rad}\cdot\text{sec}^{-1}$, π è il numero pi (3,14159...) e Fp è la frequenza di pedalata in pedalate al minuto.

2.5.2 Analisi dell'ampiezza del segnale elettromiografico

La valutazione dell'ampiezza del segnale EMG è stata fatta usando la tecnica del Root Mean Square (Radice Quadratica Media o RMS), come consigliato da De Luca (1997)⁽³³⁾ per le contrazioni ottenute volontariamente. Tale tecnica si usa spesso come indicatore dell'attività mioelettrica totale, dato che è altamente correlata al numero di unità motorie attive⁽¹⁰⁹⁾ e alla potenza elettrica del segnale⁽¹²³⁾. Quindi, come era logico aspettarsi, nel ciclismo il valore del RMS incrementa con l'aumento della resistenza, della frequenza di pedalata e della potenza^(45, 99).

Il calcolo del RMS è stato fatto usando la formula raccomandata da Merletti et al. (1999)⁽¹⁰⁶⁾ (Equazione 4),

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad \text{Equazione 4}$$

dove N è il numero di dati della finestra temporale scelta e x è ogni singolo dato grezzo di elettromiografia. Nella letteratura riguardante l'elettromiografia del ciclismo, molti autori hanno misurato l'ampiezza del segnale EMG calcolando il RMS dall'inizio alla fine della contrazione muscolare per ciascuna pedalata^(62, 70, 71, 89). Per fare quest'analisi però occorre prima stabilire il timing dell'attivazione muscolare, cioè stabilire l'inizio e la fine

della contrazione muscolare. Come accennato nell'introduzione, questo non è un compito semplice dato che vi sono diversi metodi per calcolarlo arrivando persino in alcuni casi a stimarlo visivamente⁽⁸⁹⁾. Di conseguenza, esiste una grande variabilità tra metodi^(65, 151). Si potrebbe dunque calcolare il RMS di tutta la pedalata per ciascun muscolo e poi fare la media delle 39 pedalate analizzate. In questo caso però si prenderebbero in considerazione anche i dati corrispondenti alla fase non attiva della pedalata, cioè il rumore dello strumento (vedere pagina 20), che potrebbero falsare i dati così ottenuti. E' quindi stato deciso di seguire il lavoro di Raasch e collaboratori (1997)⁽¹²²⁾, nel quale si classificano i diversi muscoli coinvolti nella pedalata in diversi gruppi funzionali, a seconda della loro azione (Figura 2-13).

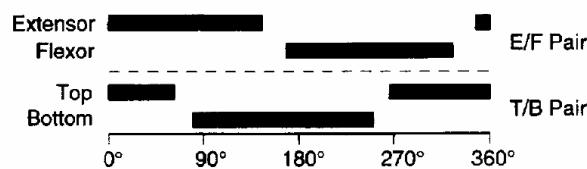


Figura 2-13. Fasi dell'attivazione muscolare durante la pedalata per ciascun gruppo funzionale a seconda dell'angolo della pedivella, da Raasch et al. (1997)⁽¹²²⁾.

In pratica, questi ricercatori propongono due coppie di gruppi muscolari che si alternano per compiere il gesto della pedalata, includendo i seguenti muscoli in ciascun gruppo:

- 1a Gruppo estensorio o "Extensor": i due vasti ed il gluteo massimo.
- 1b Gruppo flessorio o "Flexor": ileopsoas e la porzione corta del bicipite femorale.
- 2a Gruppo "sopra" o "Top": retto femorale e tibiale anteriore.
- 2b Gruppo "sotto" o "Bottom": ischiotibiali, soleo e gastrocnemio.

Questo gruppo di ricercatori però si limita a descrivere i gruppi funzionali senza quantificare gli angoli della pedivella a cui corrispondono. Prendendo come base questo lavoro, Neptune et al. (1997)⁽¹¹²⁾ quantificano gli angoli delle fasi come mostrato nella Figura 2-14. Inoltre introducono l'analisi denominata *Phase-Controlled Functional Group* o PCFG per interpretare le modificazioni osservate nel pattern del segnale elettromiografico indotte dall'aumento della frequenza di pedalata. In particolar modo, questi ricercatori hanno misurato l'attività mioelettrica tramite iEMG di ciascun muscolo in tutte le fasi

appena descritte, trovando come è logico che sono più attivi nella loro fase di appartenenza. Nella fase contraria invece, l'attività misurata risultava minima.

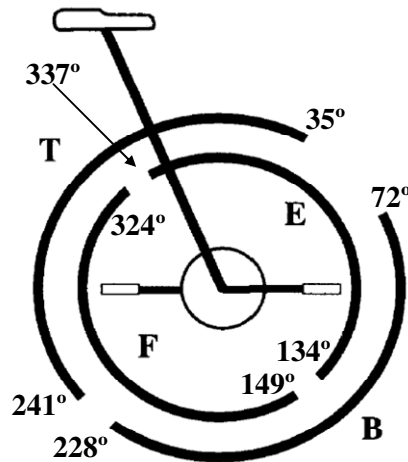


Figura 2-14. Quantificazione dei gruppi funzionali secondo Neptune et al. (1997)⁽¹¹²⁾. “E”: Extensor (337°-134°); “F”: Flexor (149°-324°); “B”: Bottom (72°-228°); “T”: Top (241°-35°).

Di conseguenza, per il presente lavoro è stato deciso di analizzare l'intensità dell'attivazione muscolare calcolando il RMS di ciascuna pedalata tra gli angoli definiti dal lavoro di Neptune e collaboratori per ciascuno dei quattro muscoli. Così, il VL è stato analizzato nella fase di estensione (VL Ext), il BF nella fase di “sotto” (BF Bottom), il TA nella fase di “sopra” (TA Top) ed infine il GL nella fase di “sotto” (GL Bottom). In più, sono state misurate anche le fasi opposte di ciascun muscolo per essere sicuri che fossero inattive (VL Flex, BF Top, TA Bottom e GL Top). Poi è stata calcolata la media delle 39 pedalate registrate per ciascuna prova sul cicloergometro Monark. Stessa procedura è stata impiegata per le prove massimali sul cicloergometro SRM, ma in questo caso sulle 6 pedalate centrali dei test isocinetici. Per ciascun muscolo è stato determinato, nella fase di massima attivazione della pedalata, il valore di attività mioelettrica secondo la metodologia sopra spiegata. Tale valore veniva considerato il 100%. L'attività mioelettrica di ciascun muscolo ottenuta durante le prove al cicloergometro Monark è stata espressa in percentuale rispetto a quest'ultimo.

2.5.3 Analisi statistica

I valori medi (\pm DS) della attivazione muscolare, espressa in percentuale rispetto al valore massimo, sono riportati per ciascuno dei quattro muscoli analizzati con PN, durante T1, T2 e T3, per le tre condizioni sperimentali (100 w, 250 w, 400 w).

Nel gruppo sperimentale, dei quattro muscoli analizzati, solamente l'andamento dell'attivazione del muscolo VL Ext andava nella direzione dell'ipotesi effettuata. Dopo aver verificato la normalità della distribuzione di questa variabile (Curtosi e Asimmetria erano $\leq \pm 2$), solo per questo muscolo si è quindi verificata la differenza fra PN-T1 e PI-T2 tramite un T test di student per dati appaiati per le tre condizioni sperimentali. Il confronto dell'attivazione con PN al T1, T2 e T3 è stato fatto applicando una ANOVA per misure ripetute. Quando una differenza statisticamente significativa veniva messa in evidenza è stato applicato il test post-hoc di Tukey.

Nel gruppo di controllo per esaminare le differenze di attivazione muscolare (VL ext) al T1 e T2 è stato applicato un T test di Student per dati appaiati. Il livello di significatività accettato è $p < 0,05$.

E' stato inoltre messo a confronto il valor medio della attivazione muscolare (VL Ext) durante il test con PN-T1 e quello con PI-T2, nelle tre condizioni sperimentali. La massima variazione attesa, cioè la differenza fra PN-T1 e PI-T2, è stata posta uguale a 100, mentre si è espressa la differenza fra PN-T2 e PN-T1, in percentuale rispetto a quest'ultima.

3 Risultati

Gli atleti partecipanti allo studio si sono allenati autonomamente, quindi è risultato importante il controllo indiretto (cioè riferito dagli stessi soggetti) del loro allenamento per assicurare il completamento del protocollo. La Tabella 3-1 mostra le ore effettive di allenamento dei due gruppi, sia con PI che con PN, nonché i giorni trascorsi tra i test. Benché qualche soggetto non abbia seguito il protocollo di lavoro con totale accuratezza per diversi motivi, in genere si può dire che i volontari hanno seguito in modo soddisfacente il programma di lavoro richiesto. Delle 18 ore programmate con PI, i ciclisti del gruppo sperimentale ne hanno fatte 17,7 di media, più altre 3,6 ore con PN per andare a gareggiare il fine settimana. In totale, in due settimane hanno pedalato per 21,3 ore, praticamente le stesse ore del gruppo di controllo. Questo fatto riduce al minimo la possibilità che le modificazioni trovate siano dovute alla quantità dell'allenamento, permettendoci di valutarne la qualità dovuta all'uso di PI.

		Gruppo Sperimentale			Gruppo Controllo	
		Ore PI	Ore PN	Gg tra T	Ore PN	Gg tra T
T1-T2	Ore	17,5	4,0	15,7	21,6	15
	DS	2,4	4,5	5,0	6,1	2,3
T2-T3	Ore	—	15,6	14,2	—	—
	DS	—	5,0	0,4	—	—

Tabella 3-1. Ore effettive di allenamento con PI e PN tra i test. *Gg tra T*: Giorni trascorsi tra i test.

E' importante il controllo della frequenza di pedalata reale che i soggetti hanno mantenuto durante i trenta secondi di registrazione delle prove sul Monark, perché essendo un cicloergometro a freno meccanico una seppur piccola variazione della cadenza potrebbe comportare dei cambiamenti significativi nella potenza espressa. Le frequenze di pedalata mantenute dal gruppo sperimentale e dal gruppo di controllo sono riportate, rispettivamente, nella Tabella 3-2 e nella Tabella 3-3. Come si può apprezzare, i valori sono pressoché costanti e molto vicini alla frequenza di pedalata target prefissata di 80 rpm. Le deviazioni standard sono anch'esse molto piccole, il che indica una bassa variabilità. Si noti che la variabilità più alta si trova nelle prove fatte a 100 watt con PI, dato che sta ad indicare la difficoltà di pedalare in questo modo a bassa intensità.

Gruppo Sperimentale		PN			PI		
		100 w	250 w	400 w	100 w	250 w	400 w
T1	Rpm	80,5	80,2	80,4	—	—	—
	DS	1,0	0,8	0,5	—	—	—
T2	Rpm	80,3	80,5	80,6	79,3	80,2	80,5
	DS	0,6	1,0	0,6	1,6	0,5	0,8
T3	Rpm	80,1	79,9	79,7	79,8	80,1	79,7
	DS	0,4	0,4	0,1	2,0	0,6	0,7

Tabella 3-2. Frequenze di pedalata reale media mantenuta dai soggetti del gruppo sperimentale durante l'esecuzione dei test.

Gruppo Controllo		PN		
		100 w	250 w	400 w
T1	Rpm	81,5	81,4	81,1
	DS	0,9	0,8	1,4
T2	Rpm	81,0	81,0	80,5
	DS	1,0	0,3	0,9

Tabella 3-3. Frequenze di pedalata reale media mantenuta dai soggetti del gruppo di controllo durante l'esecuzione dei test.

Per vedere se la pedalata con PI è diversa di quella con PN è stata confrontata l'attività mioelettrica dei quattro muscoli nel gruppo sperimentale in PN-T1 e PI-T2 (Figura 3-1). Si osserva che il VL si attiva meno nel secondo test (in modo significativo a 100 e 400 w). Anche il BF ed il GL mostrano questa tendenza, seppur non supportata dall'analisi statistica, mentre il TA ha un andamento più irregolare.

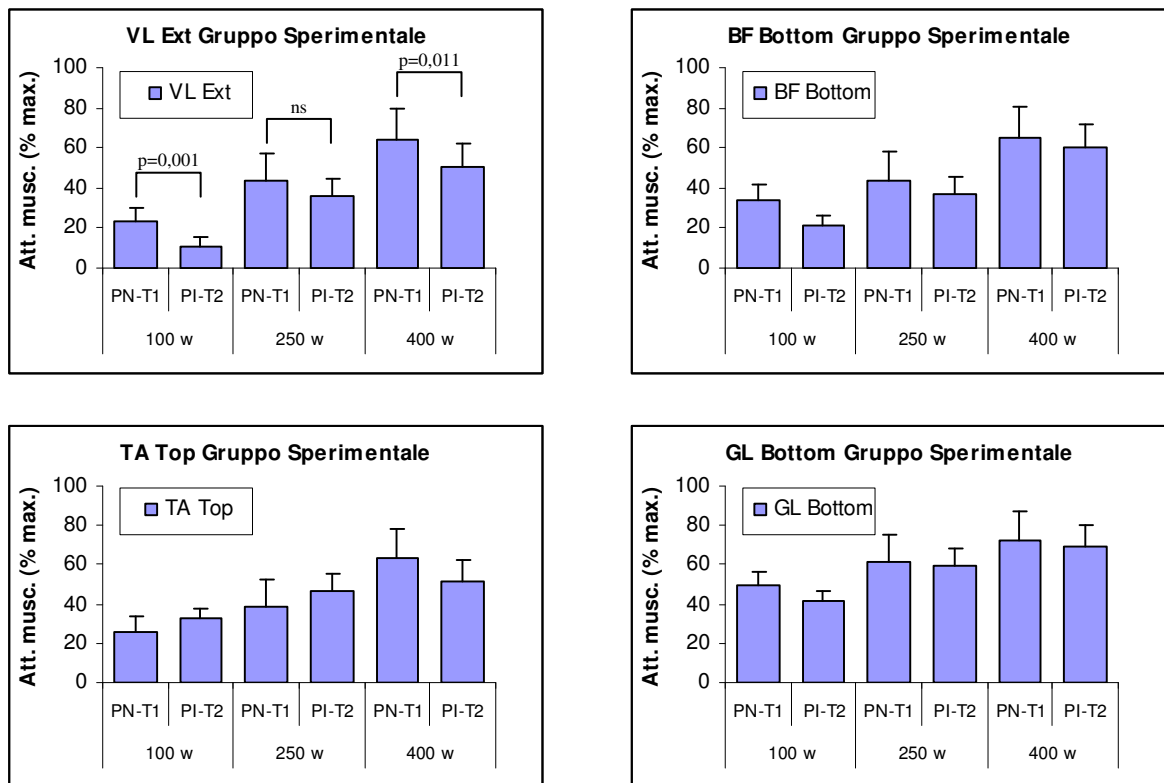


Figura 3-1. Attivazione mioelettrica dei quattro muscoli analizzati in PN-T1 e PI-T2.

Per quanto riguarda i diversi test effettuati con PN, nel gruppo di controllo non sono state riscontrate differenze significative nell'attività muscolare tra T1 e T2, per nessun muscolo e per nessuna intensità analizzata. Come esempio, si mostra l'andamento del VL nella Figura 3-2.

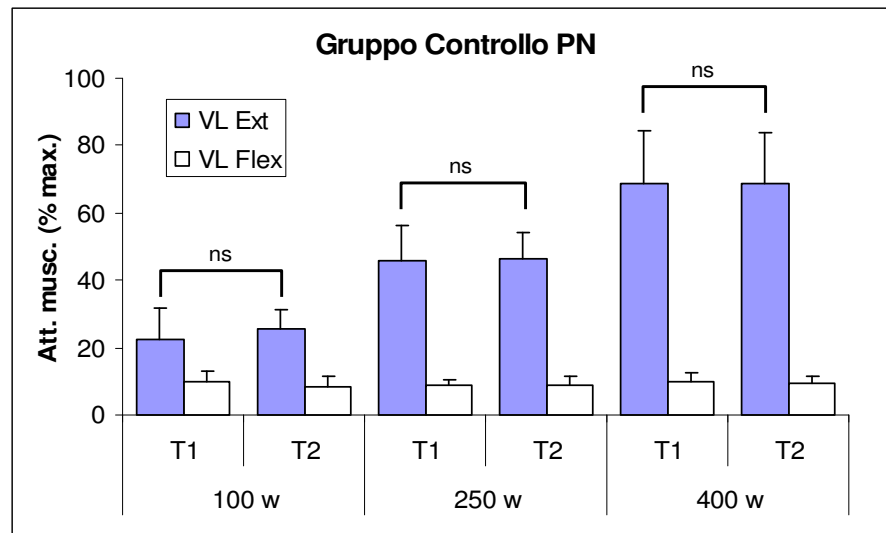


Figura 3-2. Attivazione del VL del gruppo di controllo con PN, espressa in percentuale rispetto all'attivazione massima (valore medio \pm 1DS), alle tre intensità in T1 e T2.

Nel gruppo sperimentale invece si è riscontrato nei muscoli BF, TA e GL un andamento contrario a quello atteso, motivo per il quale non è stata applicata la statistica (Figura 3-3, Figura 3-4 e Figura 3-5 rispettivamente). Per quanto riguarda il VL, è stata trovata una differenza significativa tra T1 e T2 a 100 e 400 watt ($p=0,017$ e $p=0,042$ rispettivamente), mentre a 250 watt le differenze non sono significative (Figura 3-6). Per maggior chiarezza sulla differenza trovata in questo muscolo, la Figura 3-7 mostra la variazione percentuale tra T1 e T2, e tra T2 e T3.

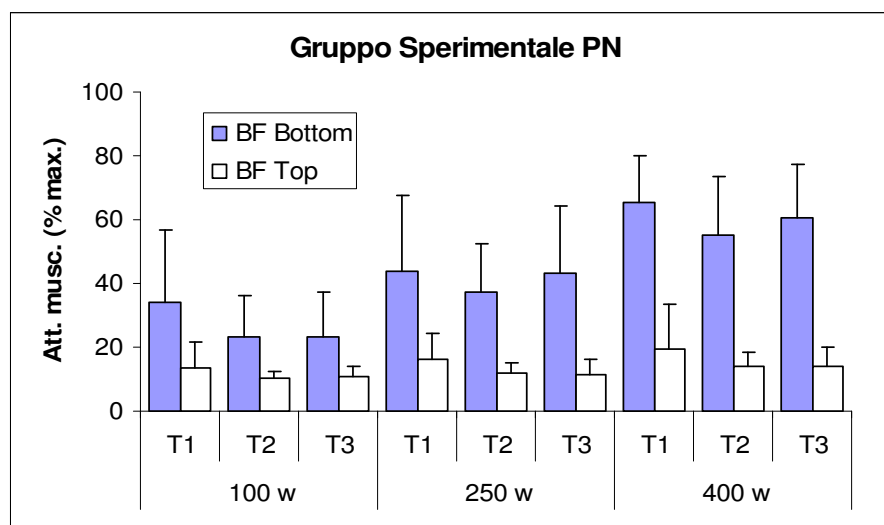


Figura 3-3. Attivazione del BF del gruppo sperimentale con PN, espressa in percentuale rispetto all'attivazione massima (valore medio \pm 1DS), alle tre intensità in T1, T2 e T3.

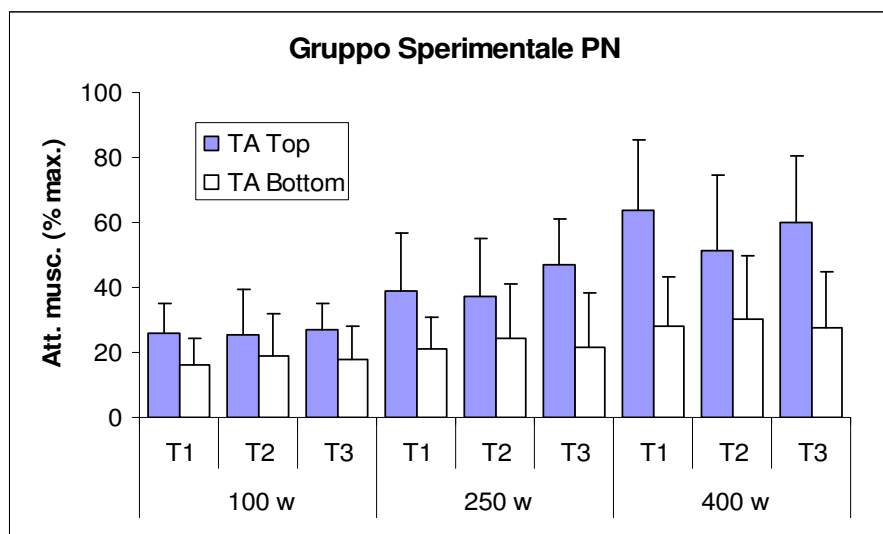


Figura 3-4. Attivazione del TA del gruppo sperimentale con PN, espressa in percentuale rispetto all'attivazione massima (valore medio \pm 1DS), alle tre intensità in T1, T2 e T3.

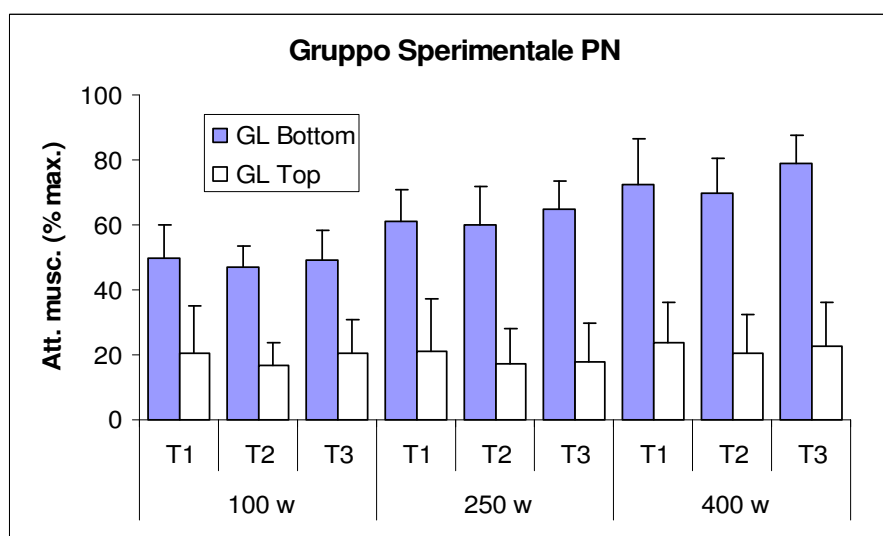


Figura 3-5. Attivazione del GL del gruppo sperimentale con PN, espressa in percentuale rispetto all'attivazione massima (valore medio \pm 1DS), alle tre intensità in T1, T2 e T3.

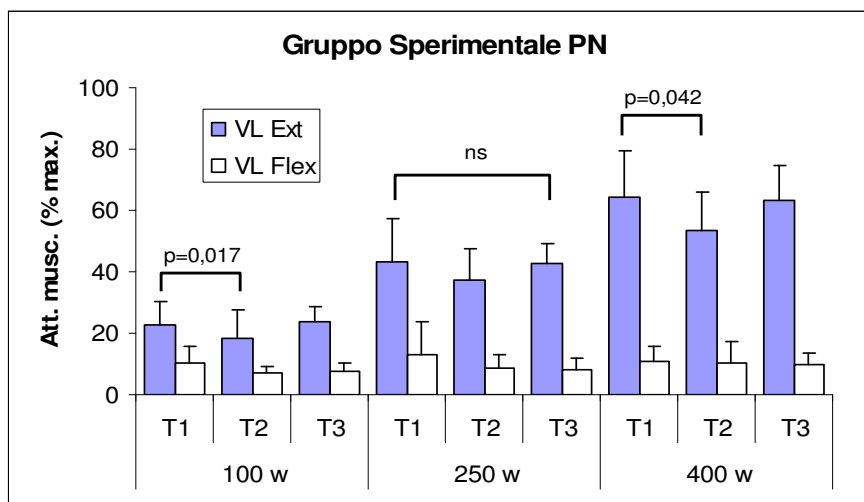


Figura 3-6. Attivazione del VL del gruppo sperimentale con PN, espressa in percentuale rispetto all'attivazione massima (valore medio \pm 1DS), alle tre intensità in T1, T2 e T3.

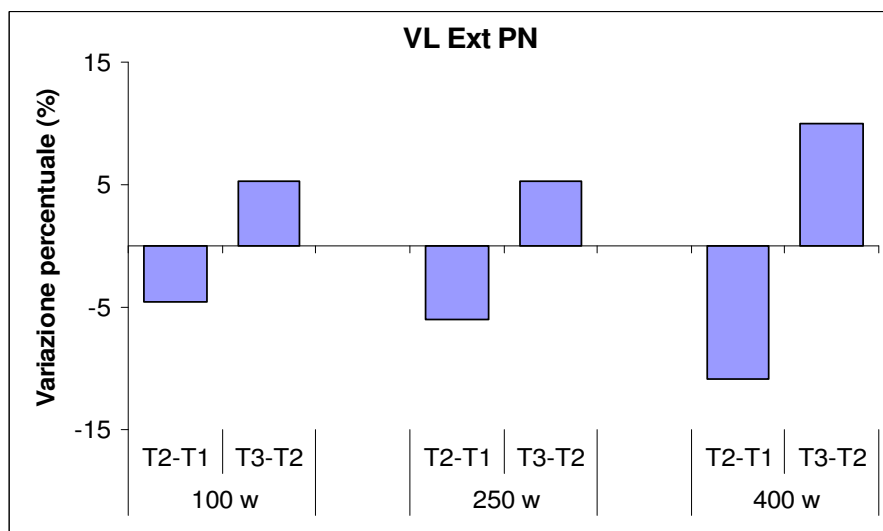


Figura 3-7. Variazione percentuale del VL tra T1, T2 e T3 con PN del gruppo sperimentale. Si noti che l'attivazione in T1 si riduce rispetto a T2, e che aumenta in T3 rispetto a T2.

La massima differenza attesa dal protocollo di allenamento per il muscolo VL è stata valutata come la differenza tra PN-T1 e PI-T2. Poi, la differenza trovata tra PN-T1 e PN-T2, e PN-T1 e PN-T3 è stata espressa come percentuale di essa (vedere figure sotto). Come accennato sopra, quest'analisi è stata condotta solo con il VL, e si è riscontrato che a 100 watt la differenza tra PN-T1 e PN-T2 è del 38% rispetto a quella attesa. Nel terzo test invece non si trovano differenze significative rispetto al primo, dato che l'attivazione aumenta del 5,8% (Figura 3-8). A 250 watt l'attivazione tra PN-T1 e PN-T2 aumenta fino al 76%, mentre nel terzo test è ridotta fino al 8,9% (Figura 3-9). A 400 watt (Figura 3-10) la tendenza si mantiene ancora una volta: tra i primi due test con PN vi è una differenza del 80,2% rispetto a quella attesa, e nel terzo viene ridotta al 6,3%.

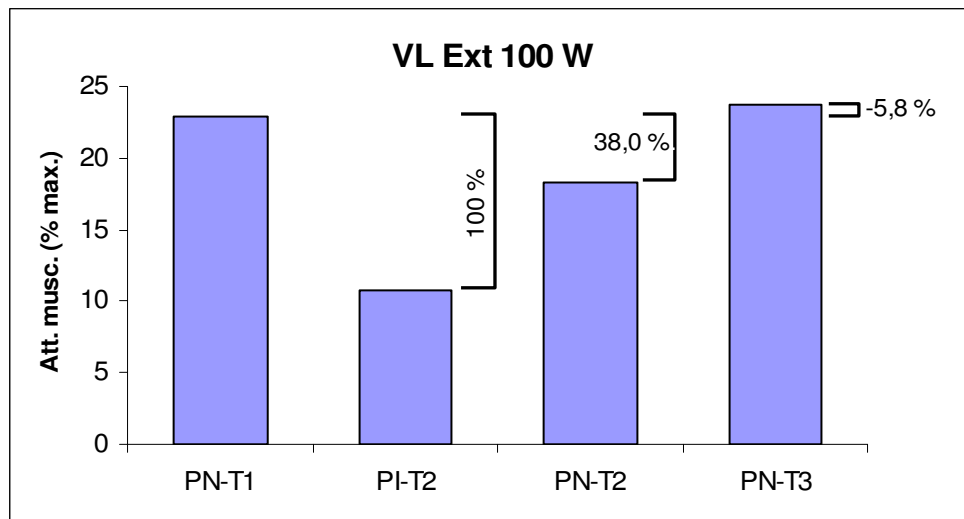


Figura 3-8. Massima differenza attesa dal protocollo di allenamento del gruppo sperimentale (PN-T1—PI-T2) e differenza reale tra i test con PN (PN-T1—PN-T2 e PN-T1—PN-T3) per il VL a 100 watt. Le barre di DS sono state tolte per motivi di chiarezza.

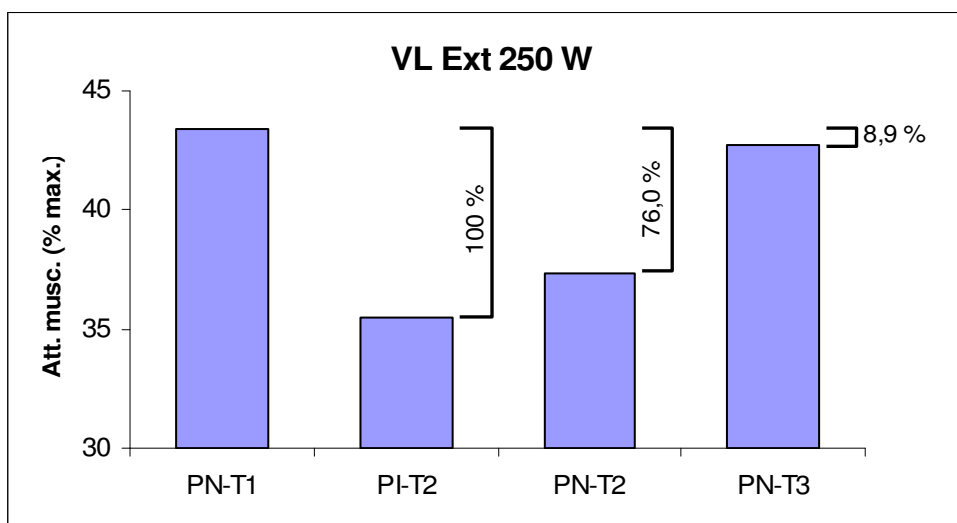


Figura 3-9. Massima differenza attesa dal protocollo di allenamento del gruppo sperimentale (PN-T1—PI-T2) e differenza reale tra i test con PN (PN-T1—PN-T2 e PN-T1—PN-T3) per il VL a 250 watt. Le barre di DS sono state tolte per motivi di chiarezza.

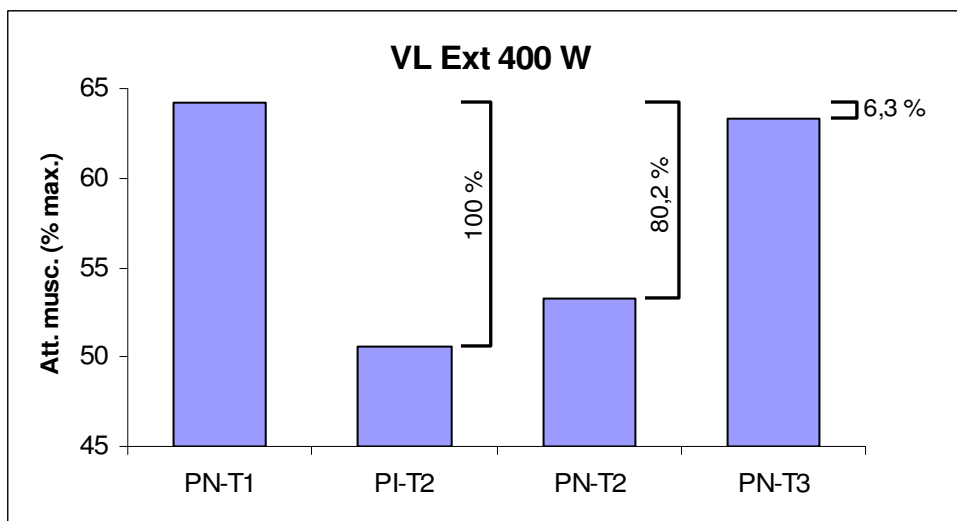


Figura 3-10. Massima differenza attesa dal protocollo di allenamento del gruppo sperimentale (PN-T1—PI-T2) e differenza reale tra i test con PN (PN-T1—PN-T2 e PN-T1—PN-T3) per il VL a 400 watt. Le barre di DS sono state tolte per motivi di chiarezza.

4 Discussione

Il primo scopo di questa ricerca era quello di vedere se la pedalata con PI è diversa dalla pedalata con PN. Per fare ciò è stata confrontata l'attività mioelettrica del gruppo sperimentale prima del protocollo di allenamento (PN-T1) con quella subito dopo allenamento con PI (PI-T2). Si era ipotizzato che il VL avrebbe ridotto la sua attività mioelettrica, mentre il BF, TA e GL l'avrebbero aumentata. I risultati di tale confronto (riportati nella Figura 3-1) mostrano invece che soltanto il VL ha l'andamento inizialmente atteso, mentre i muscoli BF e GL hanno un'attivazione maggiore. Il TA ha un pattern particolare, poiché la sua attività viene aumentata a 100 e 250 watt e ridotta a 400 watt. Questo è un risultato che è in accordo con Prilutsky e collaboratori (1997)⁽¹²¹⁾, dato che loro hanno trovato un aumento dell'attività mioelettrica del TA a 200 watt e 60 rpm quando si usa una tecnica di pedalata che privilegia la fase di recupero rispetto alla fase di spinta. Purtroppo, loro non hanno studiato cosa succede con questo muscolo ad altre intensità. Comunque sia, tutti questi dati indicano innanzitutto che la pedalata con PI è molto diversa da quella attesa, dato che il BF, TA e GL non sembrano partecipare attivamente nel tirare su il pedale. Eppure, il fatto che il VL si attivi di meno sembra indicare che tale muscolo viene "liberato" in parte dal lavoro che compiva con PN, dato che alla stessa potenza e frequenza di pedalata il lavoro compiuto nella fase di estensione viene ridotto se la gamba controlaterale tira su il pedale nella fase di tirata. Questi risultati sono simili ad altri studi precedenti come quello di Ericson e Nissell (1985)⁽⁴⁵⁾, i quali hanno trovato che il fissaggio della scarpa al pedale riduce il picco di attività EMG del VL del 43% rispetto alla pedalata "libera", cioè senza attaccare il piede al pedale. Questi ricercatori però hanno trovato anche un incremento del BF e TA in questa condizione, che può essere spiegata in due modi: 1) la loro frequenza di pedalata era più bassa (60 rpm), il che potrebbe facilitare la coordinazione intermuscolare e quindi favorire il contributo della muscolatura flessoria e 2) la differenza tra la pedalata libera e quella vincolata potrebbe essere più grande di quella esistente tra la pedalata con PN e PI. Quest'ultima affermazione implicherebbe che i ciclisti sfruttano in parte il fatto di poter tirare su il pedale quando la scarpa è attaccata ad esso. E se i muscoli analizzati si attivano di meno pedalando con PI alla stessa intensità e frequenza di pedalata è chiaro che ci deve essere un aumento in altri muscoli non analizzati. Questi potrebbero essere i flessori dell'anca (ileopsoas e retto femorale), ma la loro attività non è stata analizzata in questo studio per i motivi già approfonditi altrove (sezione "Muscoli

analizzati”). Quest’affermazione viene assecondata dal fatto che quasi tutti i soggetti hanno affermato di aver provato un maggior affaticamento di tali muscoli pedalando con PI.

Il secondo scopo della ricerca, e anche quello probabilmente più importante, era quello di vedere se le modificazioni indotte dal protocollo di allenamento con PI venivano mantenute nella pedalata con PN. Per fare ciò è stata confrontata l’attività mioelettrica prima del protocollo di allenamento (PN-T1) con quella dopo l’allenamento con PN (PN-T2). Nel gruppo di controllo non è stata trovata alcuna differenza significativa in nessuno dei muscoli.

Nel gruppo sperimentale, come accennato nei risultati, l’andamento della attivazione di BF, TA e GL pedalando con PI è risultato diverso da quello atteso, infatti c’è una tendenza alla riduzione, invece che al potenziamento. E’ stato quindi ovvio che durante il successivo test (PN-T2), non era possibile aspettarsi un ulteriore potenziamento della attività di questi muscoli. La spiegazione di questo fenomeno è assimilabile a quella già data sopra: evidentemente ci sono altri muscoli maggiormente implicati nella fase di tirata della pedalata.

I risultati ottenuti col VL confermano invece l’ipotesi inizialmente proposta, dato che vi è una riduzione statisticamente significativa tra PN-T1 e PN-T2 a bassa e alta intensità. A intensità media vi è ancora una riduzione dell’attività mioelettrica anche se statisticamente non significativa. Da questi dati sembra di poter dire che a intensità media (250 watt) le modificazioni nella attivazione muscolare indotte da due settimane di allenamento con PI sono poco trasferibili nell’utilizzo di PN. Invece quando l’intensità diventa bassa o elevata (100 e 400 watt) l’effetto di riduzione dell’attività del VL viene mantenuto in modo evidente anche in caso di utilizzo di PN. Come idea generale si può dire che esiste una tendenza abbastanza netta alla riduzione dell’attività del VL con PN dopo il protocollo di allenamento. Come detto sopra, il fatto che la minor attivazione della muscolatura estensoria della gamba non venga compensata dal maggior utilizzo della muscolatura flessoria studiata sta ad indicare che evidentemente ci sono altri muscoli a contribuire alla produzione di forza applicata al pedale. Tale modificazione nel pattern di reclutamento muscolare indicherebbe chiaramente una modificazione della tecnica e della coordinazione intermuscolare della pedalata. Per un ciclista, essere in grado di mantenere la medesima intensità di lavoro utilizzando di meno il gruppo muscolare più importante nel ciclismo significherebbe risparmiare tali muscoli per poterli utilizzare a pieno regime nei momenti chiave della gara (strappi, volata finale...), incrementando probabilmente la

prestazione. Inoltre, imparare ad usare dei muscoli come l'ileopsoas dovrebbe comportare anche un aumento della massima potenza durante sforzi massimali, dato che ci sono più muscoli che agiscono sinergicamente. Quest'ipotesi è in parte sostenuta da un aumento statisticamente quasi significativo della potenza media espressa nei sei secondi del test isocinetico massimale nel gruppo sperimentale tra T1 e T2.

Il terzo e ultimo obiettivo del presente lavoro era la verifica del mantenimento della nuova coordinazione intermuscolare acquisita grazie al protocollo di allenamento. Quest'informazione potrebbe essere molto utile per conoscere la durata delle modificazioni ottenute e stabilire futuri protocolli di utilizzo di tali pedivelle con lo scopo di mantenere la coordinazione intermuscolare acquisita. A tale scopo, il gruppo sperimentale ha fatto un terzo test con PN (PN-T3) a distanza di altre due settimane dal secondo test. I risultati vengono mostrati nelle Figure 3-3, 3-4, 3-5 e 3-6. Il fatto che l'attivazione mioelettrica sia uguale nel primo e nel terzo test indica chiaramente che quando si torna a pedalare con PN le modificazioni ottenute si perdono piuttosto rapidamente. Tuttavia, è anche vero che le teorie classiche dell'apprendimento motorio, anche se alcuni autori non condividono questo approccio⁽²⁰⁾, sostengono che le nuove esperienze motorie vengono trasferite da una memoria a breve termine ad una a lungo termine tramite la pratica ripetuta, e che una volta consolidate non sono più suscettibili di subire interferenze⁽¹⁵⁾. Questo sarebbe il caso della pedalata con PN, dato che i ciclisti partecipanti allo studio hanno in media sette anni di esperienza ciclistica e possiedono quindi un'abilità motoria piuttosto elevata., si può ipotizzare che 18 ore di allenamento con PI non siano sufficienti per modificare in modo consistente il pattern di pedalata che è stato usato per anni. L'uso di PI modificherebbe la coordinazione intermuscolare ma soltanto per un breve periodo.

Nel nostro caso il periodo di *washing-out* è durato quanto il periodo di allenamento, e quindi potrebbe anche essere che siano sufficienti tre o quattro ore per perdere tutti gli adattamenti ottenuti. La Figura 3-7 mostra più nitidamente le variazioni nell'attivazione del VL con PN tra i primi due e gli ultimi due test (PN-T1—PN-T2 e PN-T2—PN-T3): a tutte e tre le intensità, la variazione percentuale di attivazione persa in PN-T2 viene recuperata in PN-T3. E' anche da sottolineare che più è alta l'intensità, e maggiore è la percentuale di variazione rispetto al test precedente. Questo risultato induce a pensare che ad alte intensità l'effetto dell'allenamento con PI è più accentuato, il che dovrebbe migliorare la prestazione ciclistica nei momenti più importanti della gara.

Non c'è dubbio che le relazioni tra le nuove e le vecchie abilità motorie sono piuttosto complesse⁽²²⁾. Per fare un po' di luce su questo aspetto, si è voluto vedere come si produce il trasferimento della tecnica di pedalata da PI a PN. Come spiegato in precedenza, per ottenere questo obiettivo è stata quantificata la differenza esistente tra l'attivazione del VL con PN al primo test e quella con PI al secondo test (PN-T1 e PI-T2). Si considera che tale differenza è la più grande possibile tra i due sistemi di pedalata, ed è stata quindi chiamata "massima variazione attesa" e posta uguale a 100, mentre si sono espresse in percentuale rispetto a quest'ultima le differenze trovate tra i test con PN al tempo T1, T2, T3. Se tale valore fosse basso (vicino a 0), indicherebbe che il soggetto non ha imparato in assoluto la nuova tecnica di pedalata e continua a pedalare come prima. Se invece fosse alto (vicino a 100), vorrebbe dire che il ciclista riesce a pedalare sempre come lo farebbe con PI, cioè tirando su il pedale nella fase di recupero e producendo un torque molto più uniforme. A bassa intensità (Figura 3-8), la differenza tra PN-T1 e PN-T2 è solo del 38% rispetto a quella attesa, mentre man mano che l'intensità aumenta tale differenza sale fino all'80,2%. Ancora una volta sembra che il trasferimento della tecnica di pedalata imparata con PI sia più evidente ad alte intensità, dato che a 400 watt (Figura 3-10) PI-T2 e PN-T2 sono molto simili. Dopo l'allenamento con PI sembra che i ciclisti tendano a mantenere il ridotto reclutamento del VL soprattutto ad intensità di sforzo elevate, e questo potrebbe avere lo scopo di ridurre lo stress degli estensori del ginocchio. Sebbene la strategia di migliorare l'indice di efficienza meccanica con l'aumentare dell'intensità sia nota da anni^(44, 88, 118), i dati presentati fanno pensare che l'allenamento con PI migliori ancora di più questo atteggiamento. Questo risultato è in conformità con il lavoro di Böhm e collaboratori (2006)⁽¹⁴⁾, nel quale hanno trovato un miglioramento dell'efficienza meccanica dopo 15 ore di allenamento con PI.

In PN-T3 invece le cose cambiano notevolmente: come abbiamo accennato prima, in questo terzo test l'attivazione del VL è molto simile a PN-T1 in tutte le intensità studiate. A 100 watt l'attività mioelettrica è addirittura del 5,8% più alta rispetto a PN-T1, e a 250 e 400 watt dell'8,9 e 6,3% più bassa, rispettivamente. Dunque, come già detto in precedenza, il trasferimento della tecnica di pedalata avvenuto nel secondo test si è perso dopo due settimane di allenamento con PN.

La realizzazione di questo progetto è stata piuttosto impegnativa per il reclutamento di ciclisti e per l'impegno chiesto a loro nel sottoporsi ai test e al protocollo di allenamento. Inoltre la messa a punto del sistema che integrasse il segnale elettromiografico con la

posizione angolare delle pedivella è stata lunga e irta di difficoltà. Tuttavia, a fianco dei punti di forza, vanno messi in evidenza alcuni limiti dei quali si è consapevoli:

1. I dati ottenuti presentano una elevata variabilità. Questo fatto è tipico di studi con rilevamento di elettromiografia di superficie⁽³⁾, ma nel nostro caso ciò è dovuto principalmente al fatto che le intensità di lavoro analizzate (100w, 250w e 400w) sono percentualmente diverse per ciascun soggetto rispetto al valore di potenza massima ottenuto nel test isocinetico.
2. Il numero di ciclisti partecipanti allo studio è stato piuttosto basso. Benché i contatti con i soggetti interessati fossero iniziati mesi prima dell'effettivo inizio della ricerca, al momento di realizzare i test molti si sono tirati indietro. I motivi potrebbero essere molteplici: innanzitutto, i primi volantini informativi sul progetto di ricerca portati alle gare ciclistiche per il reclutamento dei soggetti contenevano un capoverso con informazioni sui possibili rischi collegati all'uso di una bicicletta equipaggiata con PI in strade aperte al traffico. Anche se il pericolo reale è molto basso, qualche ciclista ha deciso di non partecipare allo studio, motivo per il quale è stato deciso di tagliare tale capoverso in successive versioni del volantino. Un secondo punto che ha ridotto la partecipazione è stata la durezza dell'allenamento: come già detto in precedenza, pedalare con PI per due settimane è un compito piuttosto difficoltoso anche per i ciclisti più esperti, il che ha fatto desistere non pochi ciclisti.
3. L'assegnazione al gruppo sperimentale oppure a quello di controllo è avvenuta in modo randomizzato, per cui non è stata accettata la partecipazione al progetto di ciclisti interessati ad essere inclusi in un gruppo in particolare. Di conseguenza non è stato possibile selezionare ciclisti di livello omogeneo, dato che anche tra i cicloamatori vi sono ciclisti molto più forti di altri. Questo è un punto importante, perché ci si potrebbe aspettare un miglioramento più accentuato in ciclisti di scarso livello. Si potrebbe di fatto argomentare che i professionisti hanno una pedalata ormai molto rotonda e che non possono trarre beneficio dell'allenamento con PI. Esistono però evidenze del fatto che persino i ciclisti di elite hanno un pattern di attivazione muscolare molto eterogeneo⁽⁷⁰⁾, per cui ci vorrebbero ulteriori studi per fare luce su questo aspetto così interessante. Tuttavia, si ricorda che le caratteristiche medie dei soggetti analizzati in questo studio non hanno mostrato differenze importanti, né a livello antropometrico né di prestazione.
4. Non è stato possibile controllare direttamente il processo di allenamento dei ciclisti con PI. L'ideale sarebbe stato far venire i soggetti in laboratorio e farli pedalare

con PI sul cicloergometro per controllare sia l'intensità che la durata dell'esercizio. In questo modo si sarebbero ridotte al massimo le variabili inerenti all'allenamento per strada come vento, dislivello eccetera, ma gli impegni lavorativi e famigliari dei cicloamatori hanno reso impossibile tale procedimento. Le accurate schede di allenamento compilate da loro comunque hanno permesso di accertare l'adeguatezza e la consistenza degli allenamenti tra soggetti. Occorre inoltre ricordare che le PowerCranks sono state progettate per l'allenamento su strada e quindi la proposta di utilizzo per i soggetti segue questa indicazione.

5. Un ultimo limite della ricerca rappresenta la deviazione del protocollo che s'era idealmente proposto all'inizio, e che prevedeva l'utilizzo esclusivo delle PI per tutta la durata dell'allenamento per evitare eventuali interferenze prodotte dall'uso delle PN. Alla fine però questo proposito è stato abbandonato perché è risultato difficile trovare soggetti disposti a non gareggiare con le proprie pedivelle per due weekend di fila. Comunque, si ritiene che questa alterazione non abbia un grande peso nell'apprendimento della nuova coordinazione intermuscolare purché vengano completate le diciotto ore di allenamento previste.

Accanto ad alcuni limiti, che per onestà intellettuale si sono messi in evidenza, si vogliono sottolineare alcuni punti di forza e di originalità di questa ricerca:

1. per la prima volta è stato verificato, utilizzando elettromiografia di superficie, se un particolare allenamento con PI permette effettivamente di migliorare la coordinazione intermuscolare come affermato dalla ditta costruttrice. Altri studi sulle PI si sono limitati a studiare le conseguenze prodotte dal loro utilizzo misurando variabili quali il consumo di ossigeno o l'efficienza meccanica^(14, 97), ma senza approfondire sulla modificazione delle capacità coordinative. Inoltre, per quanto a conoscenza dell'autore, neanche altre metodiche di allenamento che dovrebbero modificare la pedalata del ciclista, e già citati nell'Introduzione, sono stati studiati con tecniche elettromiografiche.

2. Si è cercato di trovare una soluzione al problema della normalizzazione dei dati elettromiografici nel ciclismo. La nuova metodologia di normalizzazione utilizzata, già esaurientemente descritta e giustificata nel capitolo "Materiale e metodi", risolve molti problemi legati a precedenti metodiche e consentirebbe persino di confrontare studi condotti a frequenze di pedalata diverse. Tuttavia, questo argomento ha bisogno di essere studiato in modo più specifico e approfondito.

3. E' stata adottata una nuova metodica per il riposizionamento degli elettrodi. In molti studi in cui la rilevazione elettromiografica viene ripetuta a distanza di tempo si usano solitamente dei segni sulla cute fatti con inchiostro indelebile. Tuttavia, sono state realizzate prove con diversi tipi di pennarelli e mattite dermiche ed è stato visto che tale inchiostro, nonostante il nome, si cancellava dopo qualche giorno. L'utilizzo di fogli lucidi, come già descritto nella sezione "Materiale e metodi" ha permesso di risolvere brillantemente questo problema.

5 Conclusioni

Il seguente studio si è proposto di studiare l'effetto dell'utilizzo di pedivelle indipendenti sulla coordinazione intermuscolare del ciclista. Tali pedivelle costringono il ciclista a tirare su attivamente il pedale nella fase di recupero, provocando una modificazione della tecnica di pedalata. Le testimonianze dei ciclisti partecipanti allo studio sono state concordi nel ritenere che il protocollo di allenamento di due settimane è piuttosto duro all'inizio, ma dopo un breve periodo di allenamento consentiva di fare sedute anche della durata di due o tre ore.

Alla luce dei risultati, esiste una tendenza che va nella direzione dell'ipotesi formulata e nella direzione delle indicazioni della azienda produttrice, cioè che l'utilizzo di queste pedivelle riduce l'attivazione degli estensori del ginocchio e probabilmente aumenta quella dei flessori dell'anca. In questo modo si potrebbe ridurre lo stress del quadricipite durante la gara per poterlo far esprimere al massimo nei momenti chiave, come strappi o volate finali. Il problema è che questi adattamenti si riferiscono alla condizione appena dopo il protocollo di allenamento, ma sembra che non siano molto duraturi nel tempo. Per evitare questo si potrebbe proporre di aumentare il periodo di allenamento con PI, o meglio ancora, di alternare i metodi di allenamento tradizionali con le PI e studiare l'adattamento della coordinazione intermuscolare a lungo termine.

I risultati comunque non sono netti e definitivi, e sarebbe opportuno incrementare il numero di soggetti partecipanti allo studio. Inoltre, la recente invenzione di questo sistema di pedivelle fa sì che non si sappia ancora quale sia il protocollo di allenamento più adatto per migliorare la coordinazione intermuscolare, sebbene l'azienda produttrice dia dei consigli generali in tal senso⁽³²⁾. Oltre al perfezionamento e consolidamento dei protocolli, future ricerche potrebbero studiare anche se l'adattamento alle PI avviene in modo diverso nelle due gambe, oppure se presenta differenze in ciclisti di alto e basso livello, e persino in sportivi non ciclisti o sedentari.

6 Indice delle figure e delle tabelle

6.1 Indice delle figure

Figura 1-1. Rappresentazione schematica degli angoli della pedalata.	2
Figura 2-1. Encoder rotazionale montato sul cicloergometro Monark per la misurazione dell'angolo della pedivella.	10
Figura 2-2. Risposta di ampiezza (a) e risposta di fase (b) di un filtro ideale.	19
Figura 2-3. Risposta di ampiezza (a) e risposta di fase (b) di un filtro Butterworth di diversi ordini (N=1, 2, 4 e 8) ed un cutoff di 20 Hz. Si noti che la risposta di ampiezza migliora col aumentare dell'ordine, mentre la risposta di fase invece peggiora (da De Luca, G., 2003) ⁽³⁴⁾	20
Figura 2-4. Disegni sperimentali del gruppo sperimentale (sopra) e di controllo (sotto).	28
Figura 2-5. Coppia di elettrodi Ambu Blue Sensor N-00-S.	32
Figura 2-6. Posizionamento degli elettrodi sul VL.	34
Figura 2-7. Posizionamento degli elettrodi sul BF.	34
Figura 2-8. Posizionamento degli elettrodi sul TA.	35
Figura 2-9. Posizionamento degli elettrodi sul GL.	35
Figura 2-10. Elettrodi fissati sulla cute prima dell'esecuzione del test.	36
Figura 2-11. Esempio di lucido per il riposizionamento dei sensori sul VL.	38
Figura 2-12. Blocco di legno appositamente creato per assicurare la posizione di partenza a 90° della pedivella destra.	42
Figura 2-13. Fasi dell'attivazione muscolare durante la pedalata per ciascun gruppo funzionale a seconda dell'angolo della pedivella, da Raasch et al. (1997) ⁽¹²²⁾	48
Figura 2-14. Quantificazione dei gruppi funzionali secondo Neptune et al. (1997) ⁽¹¹²⁾ . "E": Extensor (337°-134°); "F": Flexor (149°-324°); "B": Bottom (72°-228°); "T": Top (241°-35°).	49
Figura 3-1. Attivazione mioelettrica dei quattro muscoli analizzati in PN-T1 e PI-T2.	53
Figura 3-2. Attivazione del VL del gruppo di controllo con PN, espressa in percentuale rispetto all'attivazione massima (valore medio \pm 1DS), alle tre intensità in T1 e T2.	54

Figura 3-3. Attivazione del BF del gruppo sperimentale con PN, espressa in percentuale rispetto all'attivazione massima (valore medio \pm 1DS), alle tre intensità in T1, T2 e T3.....	55
Figura 3-4. Attivazione del TA del gruppo sperimentale con PN, espressa in percentuale rispetto all'attivazione massima (valore medio \pm 1DS), alle tre intensità in T1, T2 e T3.....	56
Figura 3-5. Attivazione del GL del gruppo sperimentale con PN, espressa in percentuale rispetto all'attivazione massima (valore medio \pm 1DS), alle tre intensità in T1, T2 e T3.....	56
Figura 3-6. Attivazione del VL del gruppo sperimentale con PN, espressa in percentuale rispetto all'attivazione massima (valore medio \pm 1DS), alle tre intensità in T1, T2 e T3.....	57
Figura 3-7. Variazione percentuale del VL tra T1, T2 e T3 con PN del gruppo sperimentale. Si noti che l'attivazione in T1 si riduce rispetto a T2, e che aumenta in T3 rispetto a T2.	57
Figura 3-8. Massima differenza attesa dal protocollo di allenamento del gruppo sperimentale (PN-T1—PI-T2) e differenza reale tra i test con PN (PN-T1—PN-T2 e PN-T1—PN-T3) per il VL a 100 watt. Le barre di DS sono state tolte per motivi di chiarezza.....	58
Figura 3-9. Massima differenza attesa dal protocollo di allenamento del gruppo sperimentale (PN-T1—PI-T2) e differenza reale tra i test con PN (PN-T1—PN-T2 e PN-T1—PN-T3) per il VL a 250 watt. Le barre di DS sono state tolte per motivi di chiarezza.....	59
Figura 3-10. Massima differenza attesa dal protocollo di allenamento del gruppo sperimentale (PN-T1—PI-T2) e differenza reale tra i test con PN (PN-T1—PN-T2 e PN-T1—PN-T3) per il VL a 400 watt. Le barre di DS sono state tolte per motivi di chiarezza.	59

6.2 Indice delle tabelle

Tabella 2-1. Caratteristiche dei soggetti appartenenti al gruppo di controllo (n=5).	13
Tabella 2-2. Caratteristiche dei soggetti appartenenti al gruppo sperimentale (n=6).	13
Tabella 3-1. Ore effettive di allenamento con PI e PN tra i test. <i>Gg tra T</i> : Giorni trascorsi tra i test.	51
Tabella 3-2. Frequenze di pedalata reale media mantenuta dai soggetti del gruppo sperimentale durante l'esecuzione dei test.	52
Tabella 3-3. Frequenze di pedalata reale media mantenuta dai soggetti del gruppo di controllo durante l'esecuzione dei test.	52

7 Bibliografia

1. (1996), Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol*, **6** (4): p. III-IV.
2. Akizuki, K.H., E.J. Gartman, B. Nisonson, *et al.*, (2001), The relative stress on the Achilles tendon during ambulation in an ankle immobiliser: implications for rehabilitation after Achilles tendon repair. *Br J Sports Med*, **35** (5): p. 329-33.
3. Araujo, R.C., M. Duarte e A.C. Amadio, (2000), On the inter- and intra-subject variability of the electromyographic signal in isometric contractions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, **40** (4): p. 225-9.
4. Balmer, J., R.C. Davison e S.R. Bird, (2000), Reliability of an air-braked ergometer to record peak power during a maximal cycling test. *Med Sci Sports Exerc*, **32** (10): p. 1790-3.
5. Balmer, J., R.C. Davison, D.A. Coleman, *et al.*, (2000), The validity of power output recorded during exercise performance tests using a Kingcycle air-braked cycle ergometer when compared with an SRM powermeter. *Int J Sports Med*, **21** (3): p. 195-9.
6. Bartlett, R., (1997), *Introduction to sports biomechanics*. London: E & FN Spon.
7. Baum, B.S. e L. Li, (2003), Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *J Electromyogr Kinesiol*, **13** (2): p. 181-90.
8. Bentley, D.J., P.A. Smith, A.J. Davie, *et al.*, (2000), Muscle activation of the knee extensors following high intensity endurance exercise in cyclists. *Eur J Appl Physiol*, **81** (4): p. 297-302.
9. Bernasconi, S., N. Tordi, B. Parratte, *et al.*, (2004), Surface electromyography of nine shoulder muscles in two iron cross conditions in gymnastics. *J Sports Med Phys Fitness*, **44** (3): p. 240-5.
10. Bertucci, W., S. Duc, V. Villerius, *et al.*, (2005), Validity and reliability of the Axiom PowerTrain cycle ergometer when compared with an SRM powermeter. *Int J Sports Med*, **26** (1): p. 59-65.
11. Bertucci, W., S. Duc, V. Villerius, *et al.*, (2005), Validity and reliability of the PowerTap mobile cycling powermeter when compared with the SRM Device. *Int J Sports Med*, **26** (10): p. 868-73.
12. Bieuzen, F., R. Lepers, F. Vercruyssen, *et al.*, (2006), Muscle activation during cycling at different cadences: Effect of maximal strength capacity. *J Electromyogr Kinesiol*.
13. Billaut, F., F.A. Basset e G. Falgairette, (2005), Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. *Neurosci Lett*, **380** (3): p. 265-9.
14. Böhm, H., S. Siebert e V. Senner, (2006), "Effect of a new developed pedal-crank training system on mechanical efficiency in cycling" in *11th Annual Congress of the European College of Sport Science*. Lausanne (Switzerland): July 5-8.
15. Brashers-Krug, T., R. Shadmehr e E. Bizzi, (1996), Consolidation in human motor memory. *Nature*, **382**: p. 252-255.
16. Broker, J.P., (2003), "Cycling Biomechanics: Road and Mountain", in *High-tech cycling*, Burke, E.R., (ed.). Human Kinetics: Champaign, IL. p. 119-146.
17. Brown, D.A., S.A. Kautz e C.A. Dairaghi, (1996), Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientations. *J Biomech*, **29** (10): p. 1349-56.
18. Browning, R.C., R.J. Gregor, J.P. Broker, *et al.*, (1988), Effects of seat height changes on joint force and moment patterns in experienced cyclists. *J Biomech*, **21** (10): p. 871.
19. Butterworth, S., (1930), On the Theory of Filter Amplifiers. *Wireless Eng*, **7**: p. 536-541.

20. Caithness, G., R. Osu, P. Bays, *et al.*, (2004), Failure to consolidate the consolidation theory of learning for sensorimotor adaptation tasks. *J Neurosci*, **24** (40): p. 8662-71.
21. Chen, H.Y., S.C. Chen, J.J. Chen, *et al.*, (2005), Kinesiological and kinematical analysis for stroke subjects with asymmetrical cycling movement patterns. *J Electromyogr Kinesiol*, **15** (6): p. 587-95.
22. Chen, Y., X.Y. Chen, L.B. Jakeman, *et al.*, (2005), The interaction of a new motor skill and an old one: H-reflex conditioning and locomotion in rats. *J Neurosci*, **25** (29): p. 6898-906.
23. Clancy, E.A., E.L. Morin e R. Merletti, (2002), Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*, **12** (1): p. 1-16.
24. Clarys, J.P., (1982), "A review of EMG in swimming: explanation of facts and/or feedback information", in *Biomechanics and medicine in swimming*, Hollander, A.P., (ed.). Human Kinetics: Champaign, IL. p. 123-135.
25. Coleman, S. e T. Hale, (1998), "The use of force pedals for analysis of cycling sprint performance." in *International Society of Biomechanics in Sport, XVI International Symposium*. Konstanz, Germany: July 21-25.
26. Conforto, S. e T. D'Alessio, (1997), "Optimal rejection of artifacts in the processing of surface EMG signals for movement analysis" in *3rd International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Barcelona: 7-10 May.
27. Conforto, S., T. D'Alessio e S. Pignatelli, (1999), Optimal rejection of movement artifacts from myoelectric signals by means of a wavelet filtering procedure. *J Electromyogr Kinesiol*, **9** (1): p. 47-57.
28. Coyle, E.F., (1995), Integration of the physiological factors determining endurance performance ability. *Exerc Sport Sci Rev*, **23**: p. 25-63.
29. Coyle, E.F., M.E. Feltner, S.A. Kautz, *et al.*, (1991), Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc*, **23** (1): p. 93-107.
30. Cullen, L.K., K. Andrew, K.R. Lair, *et al.*, (1992), Efficiency of trained cyclists using circular and noncircular chainrings. *Int J Sports Med*, **13** (3): p. 264-9.
31. Davis, R.R. e M.L. Hull, (1981), Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *J Biomech*, **14** (12): p. 857-72.
32. Day, F., PowerCranks. Instruction and Installation Manual. Consultabile su: <http://www.powercranks.com/assets/pdfs/PCIM10316.pdf>, [Data di accesso: 6 mar 2006].
33. De Luca, C.J., (1997), The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, **13** (2): p. 135-63.
34. De Luca, G., (2003), Fundamental concepts in EMG signal acquisition. Consultabile su: http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Sampling1-4.pdf, [Data di accesso: 24 nov 2005].
35. de Vey Mestdagh, K., (1998), Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Appl Ergon*, **29** (5): p. 325-34.
36. Despires, M., (1974), "An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill", in *Biomechanics IV*, Nelson, R.C. and C.A. Morehouse, (eds.). University Park Press: Baltimore, MD. p. 349-355.
37. Duc, S., A.C. Betik e F. Grappe, (2005), EMG activity does not change during a time trial in competitive cyclists. *Int J Sports Med*, **26** (2): p. 145-50.
38. Duc, S., V. Villerius, W. Bertucci, *et al.*, (2005), Muscular activity level during pedalling is not affected by crank inertial load. *Eur J Appl Physiol*, **95** (2-3): p. 260-4.

39. Durkin, J.L. e J.P. Callaghan, (2005), Effects of minimum sampling rate and signal reconstruction on surface electromyographic signals. *J Electromyogr Kinesiol*, **15** (5): p. 474-81.
40. Eisner, W.D., S.D. Bode, J. Nyland, *et al.*, (1999), Electromyographic timing analysis of forward and backward cycling. *Med Sci Sports Exerc*, **31** (3): p. 449-55.
41. Enoka, R.M. e A.J. Fuglevand, (1993), "Neuromuscular basis of the maximum voluntary force capacity of muscle", in *Current issues in biomechanics*, Grabiner, M.D., (ed.). Human Kinetics: Champaign, IL. p. 215-235.
42. Ericson, M., (1986), On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scand J Rehabil Med Suppl*, **16**: p. 1-43.
43. Ericson, M.O., A. Bratt, R. Nisell, *et al.*, (1986), Power output and work in different muscle groups during ergometer cycling. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **55** (3): p. 229-35.
44. Ericson, M.O. e R. Nisell, (1988), Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *Int J Sports Med*, **9** (2): p. 118-22.
45. Ericson, M.O., R. Nisell, U.P. Arborelius, *et al.*, (1985), Muscular activity during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med*, **17** (2): p. 53-61.
46. Faria, I.E. e P.R. Cavanagh, (1978), *The physiology and biomechanics of cycling*. New York: John Wiley and Sons.
47. Farina, D. e R. Merletti, (1999), "Overview of calculation methodologies for information extraction from surface EMG", in *The state of the art on signal processing methods for surface electromyography*, Hermens, H., *et al.*, (eds.). Roessingh Research and Development BV: Enschede (The Netherlands). p. 33-61.
48. Felici, F., (2004), "Applications in exercise physiology", in *Electromyography. Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, Merletti, R. and P.A. Parker, (eds.). John Wiley & Sons, Inc.: Hoboken, New Jersey. p. 365-79.
49. Foss, Ø. e J. Hallén, (2005), Cadence and performance in elite cyclists. *Eur J Appl Physiol*, **93** (4): p. 453-62.
50. Fregly, B.J., F.E. Zajac e C.A. Dairaghi, (1996), Crank inertial load has little effect on steady-state pedaling coordination. *J Biomech*, **29** (12): p. 1559-67.
51. Freriks, B., H. Hermens, C. Disselhorst-Klug, *et al.*, (1999), "The recommendations for sensors and sensor placement procedures for surface electromyography", in *European recommendations for surface electromyography*, Hermens, H., *et al.*, (eds.). Roessingh Research and Development BV: Enschede (The Netherlands). p. 15-54.
52. Gabriel, D.A., (2002), Changes in kinematic and EMG variability while practicing a maximal performance task. *J Electromyogr Kinesiol*, **12** (5): p. 407-12.
53. Gabriel, D.A., J.R. Basford e K. An, (2001), Training-related changes in the maximal rate of torque development and EMG activity. *J Electromyogr Kinesiol*, **11** (2): p. 123-9.
54. Gabriel, D.A., J.R. Basford e K.N. An, (2001), Neural adaptations to fatigue: implications for muscle strength and training. *Med Sci Sports Exerc*, **33** (8): p. 1354-60.
55. Gardner, A.S., S. Stephens, D.T. Martin, *et al.*, (2004), Accuracy of SRM and power tap power monitoring systems for bicycling. *Med Sci Sports Exerc*, **36** (7): p. 1252-8.
56. Girard, O., J.P. Micallef e G.P. Millet, (2005), Lower-limb activity during the power serve in tennis: effects of performance level. *Med Sci Sports Exerc*, **37** (6): p. 1021-9.
57. Gledhill, N. e R. Jamnik, (1995), Determining power outputs for cycle ergometers with different sized flywheels. *Med Sci Sports Exerc*, **27** (1): p. 134-5.

58. Gregor, R.J., P.R. Cavanagh e M.A. Lafortune, (1985), Knee flexor moments during propulsion in cycling--a creative solution to Lombard's Paradox. *J Biomech*, **18** (5): p. 307-16.
59. Grieve, D.W., (1975), "Electromyography", in *Techniques for the analysis of human movement*, Grieve, D.W., D.I. Miller, and D. Mitchelson, (eds.). Lepus Books: London. p. 109-149.
60. Hagberg, J.M., J.P. Mullin, M.D. Giese, *et al.*, (1981), Effect of pedaling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. *J Appl Physiol*, **51** (2): p. 447-51.
61. Hautier, C.A., L.M. Arzac, A. Belli, *et al.*, (1998), Modifications de la coordination intermusculaire sur bicyclette. Influence de l'entraînement et dela fatigue. *Science & Sports*, **13** (5): p. 246-7.
62. Hautier, C.A., L.M. Arzac, K. Deghdegh, *et al.*, (2000), Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Med Sci Sports Exerc*, **32** (4): p. 839-43.
63. Henderson, S.C., R.W. Ellis, G. Klimovitch, *et al.*, (1977), The effects of circular and elliptical chainwheels on steady-rate cycle ergometer work efficiency. *Med Sci Sports*, **9** (4): p. 202-7.
64. Hermens, H.J., B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, *et al.*, (2000), Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, **10** (5): p. 361-74.
65. Hodges, P.W. e B.H. Bui, (1996), A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, **101** (6): p. 511-9.
66. Hoes, M.J., R.A. Binkhorst, A.E. Smeekes-Kuyl, *et al.*, (1968), Measurement of forces exerted on pedal and crank during work on a bicycle ergometer at different loads. *Int Z Angew Physiol*, **26** (1): p. 33-42.
67. Houtz, S.J. e F.J. Fischer, (1959), An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *J Bone Joint Surg Am*, **41-A** (1): p. 123-31.
68. Hue, O., K. Chamari, M. Damiani, *et al.*, (2006), The use of an eccentric chainring during an outdoor 1km all-out cycling test. *J Sci Med Sport*.
69. Hue, O., O. Galy, C. Hertogh, *et al.*, (2001), Enhancing cycling performance using an eccentric chainring. *Med Sci Sports Exerc*, **33** (6): p. 1006-10.
70. Hug, F., D. Bendahan, Y. Le Fur, *et al.*, (2004), Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol*, **92** (3): p. 334-42.
71. Hug, F., P. Decherchi, T. Marqueste, *et al.*, (2004), EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects. *J Electromyogr Kinesiol*, **14** (2): p. 187-95.
72. Hull, M.L. e R.R. Davis, (1981), Measurement of pedal loading in bicycling: I. Instrumentation. *J Biomech*, **14** (12): p. 843-56.
73. Hull, M.L. e M. Jorge, (1985), A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. *J Biomech*, **18** (9): p. 631-44.
74. Hull, M.L., S. Kautz e A. Beard, (1991), An angular velocity profile in cycling derived from mechanical energy analysis. *J Biomech*, **24** (7): p. 577-86.
75. Hull, M.L., M. Williams, K. Williams, *et al.*, (1992), Physiological response to cycling with both circular and noncircular chainrings. *Med Sci Sports Exerc*, **24** (10): p. 1114-22.
76. Hunt, M.A., D.J. Sanderson, H. Moffet, *et al.*, (2003), Biomechanical changes elicited by an anterior cruciate ligament deficiency during steady rate cycling. *Clin Biomech*, **18** (5): p. 393-400.

77. Hunter, A.M., A. St Clair Gibson, M. Lambert, *et al.*, (2002), Electromyographic (EMG) normalization method for cycle fatigue protocols. *Med Sci Sports Exerc*, **34** (5): p. 857-61.
78. Hurst, H.T. e S. Atkins, (2006), Agreement between polar and SRM mobile ergometer systems during laboratory-based high-intensity, intermittent cycling activity. *J Sports Sci*, **24** (8): p. 863-8.
79. Ichino, Y., L.E. Bouillon, D.K. Sklenka, *et al.*, (2004), SEMG Activity of Lower Extremity Muscles While Cycling in Women (40-60 yrs). *Med Sci Sports Exerc*, **36** (5): p. S253.
80. Ives, J.C. e J.K. Wigglesworth, (2003), Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures. *Clin Biomech*, **18** (6): p. 543-52.
81. Jorge, M. e M.L. Hull, (1986), Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J Biomech*, **19** (9): p. 683-94.
82. Kautz, S.A. e D.A. Brown, (1998), Relationships between timing of muscle excitation and impaired motor performance during cyclical lower extremity movement in post-stroke hemiplegia. *Brain*, **121** (3): p. 515-26.
83. Kautz, S.A., D.A. Brown, H.F. Van der Loos, *et al.*, (2002), Mutability of bifunctional thigh muscle activity in pedaling due to contralateral leg force generation. *J Neurophysiol*, **88** (3): p. 1308-17.
84. Kautz, S.A., M.E. Feltner, E.F. Coyle, *et al.*, (1991), The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. *Int J Sport Biomech*, **7**: p. 29-53.
85. Kautz, S.A. e M.L. Hull, (1993), A theoretical basis for interpreting the force applied to the pedal in cycling. *J Biomech*, **26** (2): p. 155-65.
86. Kautz, S.A., R.R. Neptune e F.E. Zajac, (2000), General coordination principles elucidated by forward dynamics: minimum fatigue does not explain muscle excitation in dynamic tasks. *Motor Control*, **4** (1): p. 75-80; discussion 97-116.
87. Krogh-Lund, C. e K. Jørgensen, (1991), Changes in conduction velocity, median frequency, and root mean square-amplitude of the electromyogram during 25% maximal voluntary contraction of the triceps brachii muscle, to limit of endurance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **63** (1): p. 60-9.
88. Lafortune, M.A. e P.R. Cavanagh, (1983), "Effectiveness and efficiency during bicycle riding", in *Biomechanics VIII-B*, Matsui, H. and K. Kobayashi, (eds.). Human Kinetics: Champaign, IL. p. 928-936.
89. Laplaud, D., F. Hug e L. Grelot, (2006), Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr Kinesiol*, **16** (2): p. 158-166.
90. Lehman, G.J. e S.M. McGill, (1999), The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *J Manipulative Physiol Ther*, **22** (7): p. 444-6.
91. Li, L., (2004), Neuromuscular control and coordination during cycling. *Res Q Exerc Sport*, **75** (1): p. 16-22.
92. Li, L. e B.S. Baum, (2004), Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedaling frequencies. *J Electromyogr Kinesiol*, **14** (6): p. 647-52.
93. Li, L. e G.E. Caldwell, (1998), Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *J Appl Physiol*, **85** (3): p. 927-34.
94. Li, L. e G.E. Caldwell, (1999), Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence. *J Electromyogr Kinesiol*, **9** (6): p. 385-389.

95. Lucia, A., J. Balmer, R.C. Davison, *et al.*, (2004), Effects of the rotor pedalling system on the performance of trained cyclists during incremental and constant-load cycle-ergometer tests. *Int J Sports Med*, **25** (7): p. 479-85.
96. Lucia, A., J. Hoyos e J.L. Chicharro, (2001), Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Med Sci Sports Exerc*, **33** (8): p. 1361-6.
97. Luttrell, M.D. e J.A. Potteiger, (2003), Effects of short-term training using powercranks on cardiovascular fitness and cycling efficiency. *J Strength Cond Res*, **17** (4): p. 785-91.
98. Lynn, P.A. e W. Fuerst, (1998), *Introductory digital signal processing with computer applications*. 2nd ed. Chichester (England): John Wiley & Sons.
99. MacIntosh, B.R., R.R. Neptune e J.F. Horton, (2000), Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc*, **32** (7): p. 1281-7.
100. Malek, M.H., T.J. Housh, J.W. Coburn, *et al.*, (2006), The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during incremental cycle ergometry. *J Neurosci Methods*, **151** (2): p. 139-47.
101. Marsh, A.P. e P.E. Martin, (1993), The association between cycling experience and preferred and most economical cadences. *Med Sci Sports Exerc*, **25** (11): p. 1269-74.
102. Marsh, A.P. e P.E. Martin, (1995), The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Med Sci Sports Exerc*, **27** (2): p. 217-25.
103. McLean, L., M. Chislett, M. Keith, *et al.*, (2003), The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. *J Electromyogr Kinesiol*, **13** (2): p. 169-80.
104. Mercer, J.A., N. Bezodis, D. DeLion, *et al.*, (2006), EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions? *J Electromyogr Kinesiol*, **16** (2): p. 198-204.
105. Merletti, R., (2000), *Elementi di elettromiografia di superficie*. Torino: C.L.U.T.
106. Merletti, R., D. Farina, H. Hermens, *et al.*, (1999), "European recommendations for signal processing methods for surface electromyography", in *European recommendations for surface electromyography*, Hermens, H., *et al.*, (eds.). Roessingh Research and Development BV: Enschede (The Netherlands). p. 55-68.
107. Millet, G.P., C. Tronche, N. Fuster, *et al.*, (2003), Validity and reliability of the Polar S710 mobile cycling powermeter. *Int J Sports Med*, **24** (3): p. 156-61.
108. Mirka, G.A., (1991), The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, **34** (3): p. 343-52.
109. Moritani, T., M. Muro e A. Nagata, (1986), Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol*, **60** (4): p. 1179-85.
110. Neptune, R.R. e W. Herzog, (2000), Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. *J Biomech*, **33** (2): p. 165-72.
111. Neptune, R.R. e M.L. Hull, (1995), Accuracy assessment of methods for determining hip movement in seated cycling. *J Biomech*, **28** (4): p. 423-37.
112. Neptune, R.R., S.A. Kautz e M.L. Hull, (1997), The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J Biomech*, **30** (10): p. 1051-8.
113. Nielsen, J.S., E.A. Hansen e G. Sjogaard, (2004), Pedalling rate affects endurance performance during high-intensity cycling. *Eur J Appl Physiol*, **92** (1-2): p. 114-20.
114. Nordeen-Snyder, K.S., (1977), The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Med Sci Sports*, **9** (2): p. 113-7.
115. Nyquist, H., (1928), Certain topics in telegraph transmission theory. *Trans. AIEE*, **47**: p. 617-44.
116. Padilla, S., I. Mujika, G. Cuesta, *et al.*, (1999), Level ground and uphill cycling ability in professional road cycling. *Med Sci Sports Exerc*, **31** (6): p. 878-85.

117. Pandolf, K.B., E. Cafarelli, B.J. Noble, *et al.*, (1975), Hyperthermia: effect on exercise prescription. *Arch Phys Med Rehabil*, **56** (12): p. 524-6.
118. Patterson, R.P. e M.I. Moreno, (1990), Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc*, **22** (4): p. 512-6.
119. Pons, D.J. e C.L. Vaughan, (1989), "Mechanics of cycling", in *Biomechanics of Sport*, Vaughan, C.L., (ed.). CRC Press: Boca Raton, Fla. p. 289-315.
120. Prilutsky, B.I. e R.J. Gregor, (2000), Analysis of muscle coordination strategies in cycling. *IEEE Trans Rehabil Eng*, **8** (3): p. 362-70.
121. Prilutsky, B.I., R.J. Gregor, A.M. Albrecht, *et al.*, (1997), "Two cycling techniques -- One strategy of muscle co-ordination?" in *Twenty-First Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. Clemson University, South Carolina: September 24-27.
122. Raasch, C.C., F.E. Zajac, B. Ma, *et al.*, (1997), Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *J Biomech*, **30** (6): p. 595-602.
123. Rainoldi, A., (2000), "La ripetibilità nelle misure elettromiografiche di superficie", in *Elementi di elettromiografia di superficie*, Merletti, R., (ed.). Edizioni C.L.U.T.: Torino. p. 21-38.
124. Rainoldi, A., G. Melchiorri e I. Caruso, (2004), A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods*, **134** (1): p. 37-43.
125. Ratel, S., P. Duche, C.A. Hautier, *et al.*, (2004), Physiological responses during cycling with noncircular "Harmonic" and circular chainrings. *Eur J Appl Physiol*, **91** (1): p. 100-4.
126. Ray, C.A., (1999), Sympathetic adaptations to one-legged training. *J Appl Physiol*, **86** (5): p. 1583-7.
127. Redfield, R. e M.L. Hull, (1986), On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in bicycling. *J Biomech*, **19** (4): p. 317-29.
128. Reiser, M., T. Meyer, W. Kindermann, *et al.*, (2000), Transferability of workload measurements between three different types of ergometer. *Eur J Appl Physiol*, **82** (3): p. 245-9.
129. Ricard, M.D., P. Hills-Meyer, M.G. Miller, *et al.*, (2006), The effects of bicycle frame geometry on muscle activation and power during a Wingate anaerobic test. *J Sports Sci & Med*, **5**: p. 25-32.
130. Robertson, D.G. e J.J. Dowling, (2003), Design and responses of Butterworth and critically damped digital filters. *J Electromyogr Kinesiol*, **13** (6): p. 569-73.
131. Rosecrance, J.C. e C.A. Giuliani, (1991), Kinematic analysis of lower-limb movement during ergometer pedaling in hemiplegic and nonhemiplegic subjects. *Phys Ther*, **71** (4): p. 334-43.
132. Ryan, M.M. e R.J. Gregor, (1992), EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *J Electromyogr Kinesiol*, **2** (2): p. 69-80.
133. Sanderson, D.J. e A. Black, (2003), The effect of prolonged cycling on pedal forces. *J Sports Sci*, **21** (3): p. 191-9.
134. Sanderson, D.J. e P.R. Cavanagh, (1990), Use of augmented feedback for the modification of the pedaling mechanics of cyclists. *Can J Sport Sci*, **15** (1): p. 38-42.
135. Sanderson, D.J., E.M. Hennig e A.H. Black, (2000), The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci*, **18** (3): p. 173-81.
136. Santalla, A., J.M. Manzano, M. Perez, *et al.*, (2002), A new pedaling design: the Rotor - effects on cycling performance. *Med Sci Sports Exerc*, **34** (11): p. 1854-8.
137. Savelberg, H., I. Van de Port e P. Willems, (2003), Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *J Appl Biomech*, **19** (4): p. 310-24.

138. Schoberer, U., (2003), SRM Training System. Technical Manual. Consultabile su: <http://www.srm.de/Software/SRMMManual.pdf>, [Data di accesso: 15 ago 2006].
139. Smak, W., R.R. Neptune e M.L. Hull, (1999), The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *J Biomech*, **32** (9): p. 899-906.
140. So, R.C.H., J.K.F. Ng e G.Y.F. Ng, (2005), Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Phys Ther Sport*, **6** (2): p. 89-96.
141. Soden, P.D. e B.A. Adeyefa, (1979), Forces applied to a bicycle during normal cycling. *J Biomech*, **12** (7): p. 527-41.
142. Sykes, K., E. Pace e E.J. Charlesworth, (1976), The reproducibility of submaximal work heart rates-an interim report. *Br J Sports Med*, **10** (2): p. 67-70.
143. Takaishi, T., T. Yamamoto, T. Ono, *et al.*, (1998), Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, **30** (3): p. 442-9.
144. Taylor, A.D. e R. Bronks, (1995), Reproducibility and validity of the quadriceps muscle integrated electromyogram threshold during incremental cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **70** (3): p. 252-7.
145. Ting, L.H., C.C. Raasch, D.A. Brown, *et al.*, (1998), Sensorimotor state of the contralateral leg affects ipsilateral muscle coordination of pedaling. *J Neurophysiol*, **80** (3): p. 1341-51.
146. von Tscherner, V., (2002), Time-frequency and principal-component methods for the analysis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. *J Electromyogr Kinesiol*, **12** (6): p. 479-92.
147. Watanabe, H., Y. Shimada, K. Sato, *et al.*, (1998), Gait analysis before or after varus osteotomy of the femur for hip osteoarthritis. *Biomed Mater Eng*, **8** (3-4): p. 177-86.
148. Whitt, F.R. e D.G. Wilson, (1982), *Bicycling science*. Second edition ed. Cambridge, MA: The MIT Press.
149. Williams, L.R. e A. Walmsley, (2000), Response timing and muscular coordination in fencing: a comparison of elite and novice fencers. *J Sci Med Sport*, **3** (4): p. 460-75.
150. Wong, Y.M., (2005), Where should the surface electromyography reference contact be located? *Biofeedback*, **33** (1): p. 40-41.
151. Wong, Y.M. e G.Y. Ng, (2005), The double peak-to-peak analysis for determining EMG onset of muscle contraction. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, **45** (5): p. 267-71.
152. Zajac, F.E., (2002), Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *J Biomech*, **35** (8): p. 1011-8.
153. Zajac, F.E., R.R. Neptune e S.A. Kautz, (2002), Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture*, **16** (3): p. 215-32.
154. Zajac, F.E., R.R. Neptune e S.A. Kautz, (2003), Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture*, **17** (1): p. 1-17.
155. Zameziati, K., G. Mornieux, D. Rouffet, *et al.*, (2005), Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *Eur J Appl Physiol*: p. 1-8.
156. Zamparo, P., A. Minetti e P. di Prampero, (2002), Mechanical efficiency of cycling with a new developed pedal-crank. *J Biomech*, **35** (10): p. 1387-98.