POLITECNICO DI TORINO
Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica
Orientamento Strumentazione Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Studio delle sinergie muscolari durante il cammino nei pazienti affetti da lombalgia: valutazione quantitativa prima e dopo un protocollo di riabilitazione funzionale

Relatore: prof.ssa Valentina Agostini
Correlatore: prof. Marco Knaflitz

Candidato: Alessandro Strazzacappa

Dicembre 2018

Indice

1 Introduzione **1**
1.1 Il dolore lombare: la lombalgia . . . 2
1.2 Le sinergie muscolari . . . 4
1.2.1 Esempio di sinergie muscolari in soggetti di controllo . . . 8
1.2.2 Il ruolo delle sinergie muscolari nella biomeccanica del cammino . . . 9
1.2.3 Utilizzo delle sinergie muscolari in clinica . . . 9

2 Sinergie muscolari in pazienti lombalgici **11**
2.1 Setup sperimentale . . . 12
2.1.1 Popolazione studiata . . . 15
2.1.2 Protocollo di acquisizione dei dati . . . 16
2.2 Il metodo di elaborazione dei dati . . . 18
2.2.1 Il preprocessing del segnale . . . 18
2.2.2 L'algoritmo di estrazione delle sinergie ottenute . . . 22
2.2.3 Postprocessing: correzione degli errori di estrazione e rappresentazione dei risultati . . . 23
2.3 Gli strumenti utilizzati per il confronto tra due condizioni . . . 32
2.3.1 La scala NPRS . . . 32
2.3.2 Cosine Similarity . . . 34
2.3.3 Cross-correlazione a ritardo nullo . . . 34
2.3.4 Durata dei pattern di attivazione . . . 35
2.3.5 Ampiezza dei pattern di attivazione . . . 36

3 Risultati **37**
3.1 Numerosità delle sinergie muscolari . . . 37
3.2 Effetto del trattamento fisioterapico . . . 42
3.2.1 Il paziente ID102 . . . 47
3.2.2 Il paziente ID117 . . . 59
3.3 Effetto dell'aumento di velocità . . . 71
3.3.1 Il paziente ID102 . . . 74

4 Conclusioni **87**

Bibliografia **90**

Elenco delle figure

1.1 Schematizzazione del prodotto matriciale tra le matrici dei pesi muscolari (W) e dei coefficienti di attivazione (C) che stima la matrice dei segnali sEMG originali. . . . 6
1.2 Esempio di curva VAF per un soggetto dello studio, ottenuta per le sinergie estratte dopo la riabilitazione. . . . 7
1.3 Esempio di coefficienti di attivazione (a) e di pesi muscolari (b) mediati su una popolazione di 11 soggetti sani. . . . 8
1.4 Fasi del cammino (arto considerato in verde), tratta da Biomechanix.com.au . 9

2.1 (a) Sensori per il prelievo del segnale basografico e (b) esempio del loro posizionamento sotto l'arco plantare. Immagine tratta da medicaltec.it. . . . 12
2.2 Posizionamento del goniometro articolare (solo un arto mostrato). Immagine tratta da medicaltec.it. . . . 12
2.3 Muscoli indagati tramite elettromiografia di superficie sEMG . . . 13
2.4 Posizionamento del sistema di acquisizione STEP32®e degli elettrodi su arto dominante e sul tronco di una paziente partecipante allo studio. . . . 14
2.5 Sonde utilizzate per il prelievo di potenziali mioelettrici cutanei: (a) sonda a geometria fissa, (b) sonda a geometria fissa con placca elettrodica arretrata rispetto alla superficie di contatto con la cute ("a pozzetto"), (c) sonda a geometria variabile utile per variare il volume di prelievo variando la distanza interelettrodica. Immagini tratte da medicaltec.it. . . . 16
2.6 Esempio di ambiente STEP32®con annesso il video dell'acquisizione: si notino i 16 canali, dove si distinguono i segnali sEMG (in giallo) segmentati secondo le attivazioni (in rosso), i segnali basografici (in verde) e quelli goniometrici (in blu). . 17
2.7 Esempio di concatenazione di 5 cicli successivi di passi. . . . 19
2.8 Maschera del filtro passa-alto di tipo Butterworth utilizzato per l'eliminazione del rumore a bassa frequenza dato da artefatti da movimento. . . . 20
2.9 Maschera del filtro passa-basso di tipo Butterworth di ordine 5 per estrarre l'inviluppo del segnale sEMG filtrato e rettificato. . . . 20
2.10 Rettificazione ad onda completa del segnale sEMG filtrato. . . . 21
2.11 Estrazione dell'inviluppo del segnale sEMG filtrato e rettificato. . . . 21
2.12 Brano di sEMG (riferito al dorsale destro) che presenta sovra-attivazione . . . 24
2.13 Curva VAF relativa al sottogruppo 13 (dal 121°al 130°passo). Si noti il valore estremamente basso dovuto ad una ricostruzione del comando neurale errata. . . . 24
2.14 Esempio di coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) ottenuti con brani sEMG contenenti iperattivazioni. Si noti in (a) la curva rossa che presenta un andamento completamento discordante con le altre omologhe e in (b) l'istogramma rosso che corrisponde a contributi muscolari pressoché casuali. . . . 25

2.15 Esempio di epoca sEMG variabile in modo casuale. Non è presente l'inviluppo dell'attività mioelettrica tipica di 10 passi consecutivi. 26
2.16 Esempio di sEMG riferito a 10 cicli di passi HFPS consecutivi. Il soggetto in questione e il sottogruppo di passi sono i medesimi della Figura 2.15, la differenza è nel muscolo indagato. Si riconoscono i 10 pattern di attivazione. 26
2.17 Coefficienti ottenuti con la messa a zero dei sottogruppi di passi che presentavano tratti di sEMG rumorosi. 27
2.18 Pesi ottenuti con la messa a zero dei sottogruppi di passi che presentavano tratti di sEMG rumorosi. 27
2.19 Coefficienti di attivazione (a) e Pesi muscolari (b) di un soggetto dello studio. Si noti come nelle attivazioni siano presenti delle curve (indicate dalla freccia rossa) assegnate alla sinergia 3 ma che in realtà siano più simili alla sinergia 5. Gli stessi sottogruppi (evidenziati da un'ellisse rossa) si notano anche nei pesi muscolari. . . . 30
2.20 Coefficienti di attivazione (a) e Pesi muscolari (b) riordinati. Si noti l'eliminazione delle curve e degli istogrammi che erano classificati scorrettamente. 31
2.21 Scala di dolore NPRS: 1 indica il minimo dolore, 10 il massimo. 32
2.22 Esempio di ricerca dell'ampiezza del picco a metà ampiezza della curva dei coefficienti di attivazione, indicato in ampiezza orizzontale (FWHM) dalle frecce. 35
2.23 Esempio di calcolo del valore efficace RMS (linea tratteggiata gialla) durante FWHM (indicata dal tratto rosso) in una curva di coefficienti di attivazione. 36

3.1 Numerosità delle sinergie intesa come occorrenze globali, per la registrazione a velocità normale (a) e a velocità aumentata (b) nelle condizioni pre riabilitazione (rosso) e post riabilitazione (blu.) 39
3.2 Numerosità delle sinergie intesa come occorrenze globali, per la registrazione prima (a) e dopo la fisioterapia (b) nelle condizioni di velocità normale (rosso) e aumentata (blu.) 40
3.3 Andamento globale della ripetibilità (Cosine Similarity a sinistra e Cross Correlazione a destra) per tutti i soggetti durante la camminata a velocità normale, confrontata tra il momento prima della fisioterapia (rosso) e dopo (blu). Gli istogrammi sono stati ottenuti mediando i valori di ripetibilità delle varie sinergie di ogni soggetto. . 43
3.4 Andamento globale della ripetibilità (Cosine Similarity a sinistra e Cross Correlazione a destra) per tutti i soggetti durante la camminata a velocità aumentata, confrontata tra il momento prima della fisioterapia (rosso) e dopo (blu). Gli istogrammi sono stati ottenuti mediando i valori di ripetibilità delle varie sinergie intra-soggetto. 44
3.5 Andamento globale dei valori VAF per tutti i soggetti durante la camminata a velocità normale (a) e a velocità aumentata (b), confrontata tra il momento prima della fisioterapia (rosso) e dopo (blu). Le curve sono state ottenute mediando i rispettivi valori VAF dei soggetti, mediati a loro volta sui vari sottogruppi da 10 passi. In verde è presente la curva VAF riferita ad una popolazione di 11 controlli sani. 46
3.6 Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 dovute alla camminata a velocità normale (medie $\pm$ errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, pre (rosso) e post (blu) trattamento. 47
3.7 (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.6a e (b) sua ampiezza efficace. 49

3.8 Cosine similarity (a) e cross-correlazione a ritardo nullo (b) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID102, a velocità normale. In (c) è riportata la ripetibilità media delle sinergie. 51
3.9 Valori VAF per il paziente ID102 a velocità normale. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard. 52
3.10 Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 dovute alla camminata a velocità aumentata (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, pre (rosso) e post (blu) trattamento. 55
3.11 (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.6a e (b) sua ampiezza efficace. 56
3.12 Cosine similarity (a) e cross-correlazione a ritardo nullo (b) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID102, a velocità aumentata. In (c) è riportata la ripetibilità media delle sinergie. 58
3.13 Valori VAF per il paziente ID102 a velocità aumentata. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard. 58
3.14 Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID117 dovute alla camminata a velocità normale (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, pre (rosso) e post (blu) trattamento. 60
3.15 Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID117 dovute alla camminata a velocità normale (medie ± errore standard) prima della fisioterapia. . 61
3.16 Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID117 dovute alla camminata a velocità normale (medie ± errore standard) dopo della fisioterapia. . . 62
3.17 (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.6a e (b) sua ampiezza efficace. 63
3.18 Cosine similarity (a) e cross-correlazione a ritardo nullo (b) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID117, a velocità normale. In (c) è riportata la ripetibilità media delle sinergie. 65
3.19 Valori VAF per il paziente ID117 a velocità normale. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard. 65
3.20 Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID117 dovute alla camminata a velocità aumentata (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, pre (rosso) e post (blu) trattamento. 66
3.21 (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.20a e (b) sua ampiezza efficace. 67
3.22 Cosine similarity (b) e cross-correlazione a ritardo nullo (c) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID117, a velocità aumentata. In (a) è riportata la ripetibilità media delle sinergie. 69
3.23 Valori VAF per il paziente ID117 a velocità aumentata. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard. 70

3.24 Andamento globale dei valori VAF per tutti i soggetti durante la camminata a velocità normale (rosso) e a velocità aumentata (blu), confrontata al momento prima della fisioterapia(a) e dopo (b). Gli istogrammi sono stati ottenuti mediando i rispettivi valori di ripetibilità dei soggetti, mediati a loro volta sui vari sottogruppi da 10 passi. 72
3.25 Andamento globale dei valori VAF per tutti i soggetti durante la camminata prima (a) e dopo la riabilitazione (b), confrontata tra la camminata a velocità normale *SSS* (rosso) e a velocità aumentata *FS* (blu). Le curve sono state ottenute mediando i rispettivi valori VAF dei soggetti, una volta mediati i valori VAF dei vari sottogruppi da 10 passi. In verde chiaro è presente la curva VAF riferita alla camminata a velocità normale di una popolazione di 11 controlli sani, in verde scuro la curva VAF relativa alla camminata a velocità aumentata degli 11 controlli sani. 73
3.26 Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 estratte prima della riabilitazione (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, velocità normale (rosso) e velocità aumentata (blu) trattamento. 75
3.27 (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.26a e (b) sua ampiezza efficace. 76
3.28 Cosine similarity (a) e cross-correlazione a ritardo nullo (b) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID102, prima della riabilitazione. In (c) è riportata la ripetibilità media delle sinergie. 78
3.29 Valori VAF per il paziente ID102 prima della fisioterapia, confronto tra le due velocità di percorrenza. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard. 79
3.30 Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 estratte successivamente alla riabilitazione (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, velocità normale (rosso) e velocità aumentata (blu) trattamento. 80
3.31 Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 relativi alla camminata a velocità normale, dopo la fisioterapia. 82
3.32 Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 relativi alla camminata a velocità aumentata, dopo la fisioterapia. 83
3.33 (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.30a e (b) sua ampiezza efficace. 84
3.34 Cosine similarity (a) e cross-correlazione a ritardo nullo (b) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID102, dopo la riabilitazione. In (c) è riportata la ripetibilità media delle sinergie. 86
3.35 Valori VAF per il paziente ID102 dopo la fisioterapia, confronto tra le due velocità di percorrenza. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard. 86

Elenco delle tabelle

2.1 Dettagli dei pazienti analizzati 15
2.2 Numerosità dei sottogruppi nei pazienti analizzati per tutte le condizioni di registrazione. 22
2.3 Numerosità dei sottogruppi nei pazienti analizzati per tutte le condizioni di registrazione. 28

3.1 Numerosità delle sinergie muscolari estratte nelle 4 combinazioni possibili: Pre - Post riabilitazione e *Self Selected Speed* (***SSS***) - *Fast Speed* (***FS***). *Il paziente ID103 non presenta la camminata a velocità aumentata, in quanto in sede di registrazione non si è sentito in grado di effettuarla. 38
3.2 Valori (adimensionali) NPRS dei pazienti partecipanti allo studio nelle condizioni pre e post trattamento. *Il paziente ID118 presenta un grado 0 di dolore nella zona lombare, tuttavia lamenta un dolore pari a 9 alla gamba destra nel pre trattamento, che diventa di grado 8 nel post riabilitazione. 42
3.3 Valori (mediati sui 12 muscoli osservati) del rapporto segnale-rumore SNR dei pazienti partecipanti allo studio nelle condizioni pre e post trattamento, per entrambe le velocità di percorrenza. Valori in dB. 45
3.4 Velocità di percorrenza dei pazienti nell'esercizio della camminata. Dati in $m/s \pm$ errore standard. 71

Capitolo 1

Introduzione

Nella società moderna le patologie a carico del rachide incidono in maniera negativa sulla qualità della vita dei pazienti, limitandone i movimenti più banali, provocando dolore e portando all'invalidità nei casi più gravi. Esse rivestono sempre più importanza nel computo della spesa sanitaria, sia pubblica che privata, a causa degli alti costi dei trattamenti chirurgici e riabilitativi.
Oltre a essere dovute a traumi, queste patologie possono originare da una postura non corretta o dal cammino non ottimale dal punto di vista biomeccanico: pronazione o supinazione del piede, piede piatto e angoli articolari di ginocchio scorretti possono essere tra le cause di quello che viene chiamato in lingua inglese *Low Back Pain* (LBP).
I carichi inerziali della massa corporea vengono in questi casi a essere mal distribuiti lungo le articolazioni della caviglia, del ginocchio e dell'anca, incidendo negativamente sul rachide.

La tesi si propone di estrarre le sinergie muscolari in pazienti affetti da lombalgia (LBP), considerando l'attività elettromiografica di superficie (EMG) correlata al cammino, per valutare la possibilità di utilizzare lo strumento dell'analisi statistica del cammino, unita all'estrazione delle sinergie muscolari, per fornire al personale medico un riscontro oggettivo e numerico dei risultati della riabilitazione funzionale, che, oltre ad avere un effetto antalgico, è mirata al recupero dell'attività motoria.

Le sinergie muscolari sono state estratte utilizzando un codice scritto in linguaggio MATLAB®, ottimizzato per i soggetti della popolazione analizzati.

Scopo principale della tesi è quello di ricercare correlazioni tra il mutato quadro clinico – dovuto al trattamento fisioterapico e rappresentato dalla scala dolore NPRS – e le eventuali differenze nella ricostruzione del comando neurale (le sinergie muscolari), in termini di numerosità delle sinergie ricostruite, di ripetibilità intra-soggetto dei risultati ottenuti e secondo altri indicatori utilizzati in letteratura.

1.1 Il dolore lombare: la lombalgia

Con il termine *lombalgia* si intende un dolore localizzato alla regione lombare, in una zona compresa tra l'arcata costale e le pliche glutee. Essendo localizzato, il dolore può irradiarsi alla regione glutea, ma non arriva al di sotto del ginocchio e non si accompagna a disturbi sensitivi o motori. La lombalgia è un disturbo molto diffuso, in quanto i più recenti studi epidemiologici riferiscono che interessa, almeno una volta nel corso della vita e almeno nella sua forma più lieve, più dell'84% della popolazione. Il 50% circa delle lombalgie si risolve entro 7 giorni dal loro insorgere ed il 90% circa scompare dopo 6-12 settimane [8][4].
Il dolore cronico lombare (indicato con l'acronimo inglese LBP, *Low Back Pain*) ha una prevalenza del 23%, con una percentuale tra l'11 e il 12% della popolazione che resta irrimediabilmente compromessa dal protrarsi della patologia, nel caso non venga adeguatamente trattata: si ritiene infatti che sia la causa più frequente dell'invalidità al di sotto dei 45 anni di età. Le dimensioni economiche e sociali della lombalgia, e del dolore cronico lombare in particolare, sono quindi evidenti [17][8][4].
Tale patologia si differenzia in due grandi categorie: la lombalgia aspecifica e la lombalgia secondaria ad altre patologie.
La *lombalgia aspecifica* comprende la maggioranza delle sindromi dolorose lombari e la sua origine non è ancora oggi certa. Si suppone possa avere origine da fattori meccanici, dovuti all'uso eccessivo di una struttura anatomica rachidea innervata (ad esempio muscoli, periostio delle vertebre, legamenti). Il dolore quindi è una manifestazione secondaria scatenata da un disequilibrio meccanico, da fattori di rischio connessi ad attività lavorative o sportive, ad anomalie strutturali, posturali o genetiche. I processi degenerativi della colonna vertebrale non hanno un ruolo fondamentale nell'insorgere della patologia poiché sono presenti anche in soggetti asintomatici dal punto di vista del dolore lombare; inoltre, la degenerazione del rachide progredisce con l'età, mentre l'insorgere della lombalgia tende a ridursi dopo il cinquantesimo anno di età.
La *lombalgia secondaria* insorge in presenza di qualunque patologia (traumatica, neoplastica, infiammatoria o infettiva) che interessi il rachide e tutte le strutture annesse [17][8].
Il quadro clinico dei casi patologici è suddiviso in base alla nascita e alla durata del dolore.
La *lombalgia acuta* può insorgere con un dolore improvviso dopo uno sforzo o un movimento non coordinato, accompagnandosi talvolta con la contrattura delle masse muscolari che circondano le vertebre. Insorgendo o aggravandosi con l'affaticamento e migliorando con il riposo è definibile come dolore meccanico.
La *lombalgia cronica* è meno improvvisa come esordio in quanto rappresenta l'evoluzione di una forma acuta che si protrae nel tempo. Il dolore è meno intenso, più persistente e limita le capacità di movimento del paziente.

Il trattamento della lombalgia acuta prevede il riposo e una cura farmacologica accompagnata da **sessioni fisioterapiche** per ridurre la durata dei sintomi. La lombalgia cronica prevede un più difficile approccio multidisciplinare: sono utili infatti interventi specializzati di ortopedia, fisiatria e fisioterapia.

Tratto comune a tutti i pazienti affetti da dolore cronico lombare è la diminuzione della velocità di cammino [10] dovuta ad una mutata coordinazione dei movimenti del tronco apportata dai muscoli erettori del rachide: i muscoli iliocostali, spinali e i *longissimi dorsii*[9]. Considerando tutti quei soggetti che fanno del cammino l'attività motoria quotidiana principale, l'alterato controllo motorio durante la locomozione potrebbe essere la causa piuttosto che la conseguenza delle lombalgie aspecifiche: ai fini di una progettazione di più efficaci

protocolli di riabilitazione è quindi importante valutare le alterazioni nel controllo motorio.

1.2 Le sinergie muscolari

Il movimento relativo tra segmenti corporei è operato attraverso la contrazione e il rilassamento dei **muscoli scheletrici**. Essi sono costituiti da cellule muscolari (miociti) innervate da neuroni provenienti dalle corna ventrali del midollo spinale; tali afferenze neurali prendono il nome di motoneuroni, in quanto consentono il controllo volontario della contrazione muscolare. Questo meccanismo è alla base del sistema nervoso somatico, che controlla esclusivamente il muscolo scheletrico[15].
L'insieme costituito dal motoneurone e dalle cellule muscolari da esso innervate è noto come **unità motoria**. Ogni cellula muscolare è innervata da un solo motoneurone, il quale innerva molte fibre muscolari. Le fibre muscolari appartenenti ad una data unità motoria sono distribuite in tutto il volume del muscolo, alternate a fibre di altre unità motorie.
La zona muscolare in cui è presente l'innervazione viene chiamata **giunzione neuromuscolare**. Quando un motoneurone è attivato da più segnali eccitatori, nella giunzione neuromuscolare è rilasciato il neurotrasmettitore acetilcolina - che interagisce con i recettori della placca motrice (zona di ricezione specializzata della membrana della fibra muscolare), provocando la depolarizzazione della membrana fino al valore soglia - similmente a ciò che avviene in una sinapsi neurale: si genera in questo modo un potenziale d'azione che attiva la contrazione della fibra muscolare [15][7].
Il segnale elettrico che si viene a creare a livello della giunzione è registrabile attraverso l'**elettromiografia di superficie** (**sEMG**), utile ad analizzare l'attività muscolare dettata dal sistema nervoso somatico.

Nel presente studio è stato effettuato un prelievo di segnali sEMG, non invasivo, mediante elettrodi posizionati sulla cute in corrispondenza di precisi muscoli dell'arto inferiore.

Per effettuare qualunque movimento articolare, il sistema nervoso centrale (**SNC**) modula e coordina la contrazione di un elevato numero di muscoli, all'interno dei quali la generazione della forza contrattile - utile per svolgere il lavoro muscolare - è regolata dal reclutamento di un cospicuo numero di unità motorie. La forza generata da una singola unità motoria si somma a quella prodotta dalle altre per raggiungere il livello necessario alla produzione della coppia meccanica per il movimento relativo degli arti.
In molti casi esiste un ampio insieme di combinazioni di attività muscolari che producono lo stesso movimento: il sistema è **ridondante**.
In neuroscienze è quindi un argomento di interesse la comprensione di come il sistema nervoso centrale si interfaccia con la ridondanza del sistema muscolo-scheletrico.
Per approcciare questo problema negli anni si è formulata un ipotesi, secondo la quale il sistema nervoso centrale non controlla separatamente tutti i muscoli scheletrici che concorrono alla realizzazione di una particolare richiesta motoria (ad esempio il cammino), ma raggruppa in classi i muscoli che sono deputati all'espletamento di compiti simili all'interno del movimento globale: il controllo motorio è semplificato da un'organizzazione modulare.
Il sistema nervoso centrale opera un'adeguata selezione di un adeguato numero di moduli motori, chiamati anche **sinergie muscolari**, i quali riducono la complessità del controllo motorio.

L'azione muscolare complessiva viene quindi suddivisa in n comandi neurali diversi, con n pari al numero di **sinergie muscolari**, che rappresentano i comandi riferiti ai movimenti basilari. Il numero delle sinergie muscolari deve essere minore del numero dei muscoli: mediante il controllo di un ridotto numero di sinergie muscolari, il sistema nervoso centrale

provvede al controllo motorio.
Ogni sinergia raggruppa quei muscoli che, per svolgere un particolare movimento, vengono attivati contemporaneamente.

Partendo dal segnale sEMG e utilizzando tecniche di analisi dei segnali unite ad algoritmi numerici iterativi è possibile ricreare quella che si ipotizza essere la suddivisione che il SNC applica per semplificare il controllo nei muscoli coinvolti nello svolgimento dello specifico compito motorio in esame.

L'algoritmo di estrazione, pesi e coefficienti

L'ottenimento delle sinergie muscolari origina dall'analisi del segnale EMG di superficie (sEMG), ottenuto prelevando i biopotenziali relativi all'attività elettrica muscolare direttamente dalla cute, seguendo un particolare protocollo di acquisizione. Il prelievo del segnale elettromiografico può avvenire mediante l'utilizzo di diverse tipologie di elettrodi (a geometria fissa, variabile, a pozzetto), in modalità singolo differenziale (SD) o doppio differenziale (DD). La scelta dei muscoli da monitorare dipende dalla tipologia di attività motoria che si desidera studiare con la ricostruzione delle sinergie muscolari. Esistono infatti in letteratura [16][14] studi riguardanti l'estrazione di sinergie muscolari in soggetti praticanti attività come il cammino, la corsa, l'esercizio al ciclo-ergometro, la salita-discesa delle scale e il nuoto.

Scopo delle sinergie muscolari è quello di scomporre il segnale elettromiografico correlato all'attività di un particolare muscolo in due contributi separati tra loro. Il problema è di tipo matematico e viene affrontato mediante la tecnica della **Non Negative Matrix Factorization** (**NNMF**): si assume innanzitutto che gli m muscoli indagati forniscano t valori temporali di potenziale elettrico (condizione garantita dal ricampionamento nel preprocessing indicato in 2.2.1 che assegna ad ogni epoca lo stesso numero di campioni). I dati sono quindi inseriti in una matrice di dimensione $m \times t$ che, tramite l'algoritmo NNMF, sarà scomposta in due matrici a dimensionalità ridotta:

- **W** o matrice dei **pesi muscolari**, con dimensione $m \times n$, dove n è il numero delle sinergie necessarie per la ricostruzione del segnale elettromiografico di partenza;
- **C** o matrice dei **coefficienti di attivazione**, con dimensione $n \times t$, con la prima dimensione uguale al numero delle colonne di W.

I pesi indicano, tramite un valore tra 0 e 1, quanto un muscolo è attivo all'interno della sinergia, in maniera indipendente dal tempo; i coefficienti di attivazione sono tempo-varianti e mostrano l'andamento temporale di ciascuna sinergia muscolare e la sua attività lungo il ciclo della camminata.

Il prodotto matriciale $W \times H$ fornisce la ricostruzione degli inviluppi sEMG di partenza, a meno di un errore. L'attività muscolare è quindi modellata tramite una combinazione lineare dei pesi muscolari e dei coefficienti di attivazione, secondo la 1.1:

$$sEMG(t) = \sum_{k=1}^{K} W_k C_k(t) + e \tag{1.1}$$

dove K è il numero delle sinergie che ricostruiscono il comando neurale, C e W sono rispettivamente i vettore dei coefficienti di attivazione e dei pesi muscolari, mentre e è l'errore di

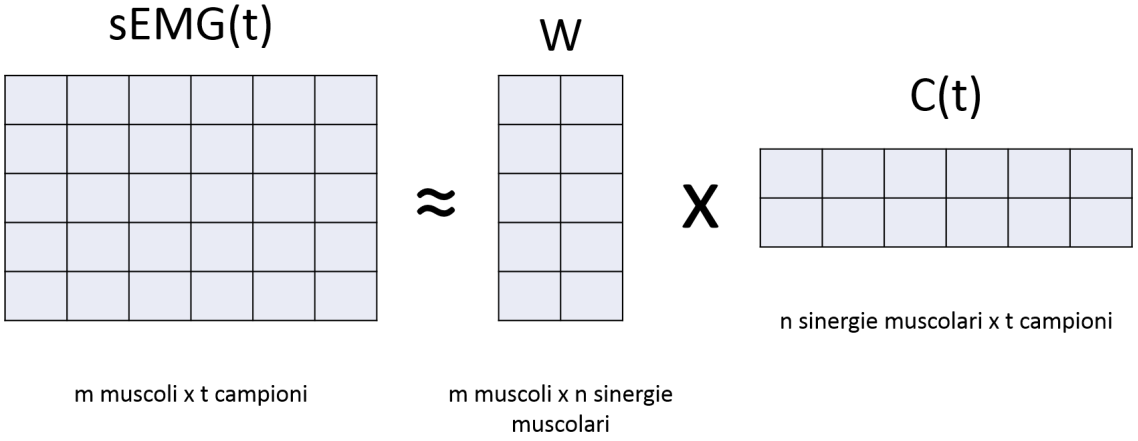


Figura 1.1. Schematizzazione del prodotto matriciale tra le matrici dei pesi muscolari (W) e dei coefficienti di attivazione (C) che stima la matrice dei segnali sEMG originali.

ricostruzione stimato.
L'algoritmo NNMF è di tipo iterativo e fattorizza la matrice sEMG di partenza nelle due matrici W e C, estraendo le sinergie muscolari secondo una numerosità impostata a priori e inserita come input dell'algoritmo di fattorizzazione. Il numero delle sinergie muscolari varia da un minimo ad un massimo, inferiore al numero di muscoli studiati.
Per ogni sinergia possono essere calcolati dei parametri descrittivi la qualità del segnale ricostruito; in letteratura [16] è molto utilizzato il **Variance Accounted For** (**VAF**), che analizza quanto il segnale ricostruito si discosta - in termini di errore di fattorizzazione - da quello originale.

$$VAF = 1 - \frac{\sum_{j=1}^{n}(M_j - M_j^R)^2}{\sum_{j=1}^{n}(M_j)^2} \tag{1.2}$$

Con la dicitura M_j si indica il j-esimo muscolo descritto dall'sEMG, mentre con M_j^Rsi fa riferimento al j-esimo muscolo ricostruito mediante prodotto matriciale tra pesi muscolari e coefficienti di attivazione Più il parametro sopra indicato tende a 1, meglio la sinergia rappresenta l'attività mioelettrica (il segnale originale e quello ricostruito sono molto simili); più invece VAF tende a 0, meno le sinergie estratte sono in grado di approssimare l'sEMG originale. Un esempio dimostrativo dei valori VAF ricostruiti per ogni combinazione possibile di numerosità delle sinergie è mostrata in Figura 1.2, dove i valori VAF sono rappresentati in scala percentuale. La metrica di stima dell'errore è applicata a tutte le possibili numerosità di sinergie estraibili: con l'algoritmo NNMF vengono infatti calcolati i vettori di pesi muscolari e coefficienti di attivazione per tutti i possibili numeri di sinergie muscolari che ricostruiscono il comando neurale, dal numero minimo al numero massimo, stabiliti a priori precedentemente all'estrazione.

Calcolato il VAF, occorre stabilire il numero minimo di sinergie per cui si ha una ricostruzione ottimale del segnale sEMG di partenza. A tal scopo si possono utilizzare il criterio di scelta secondo il quale il numero ottimale è il primo per cui il VAF supera il valore del 90%, in modo tale da evitare ricostruzioni con numero di sinergie troppo basso e allo

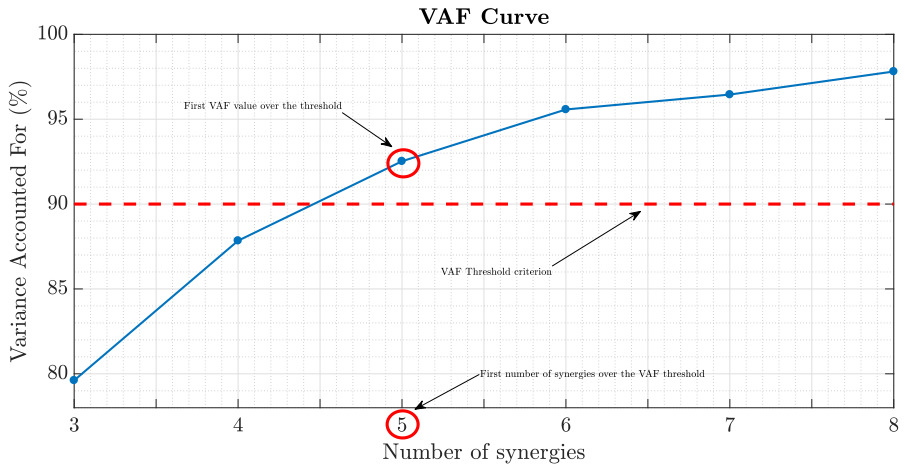
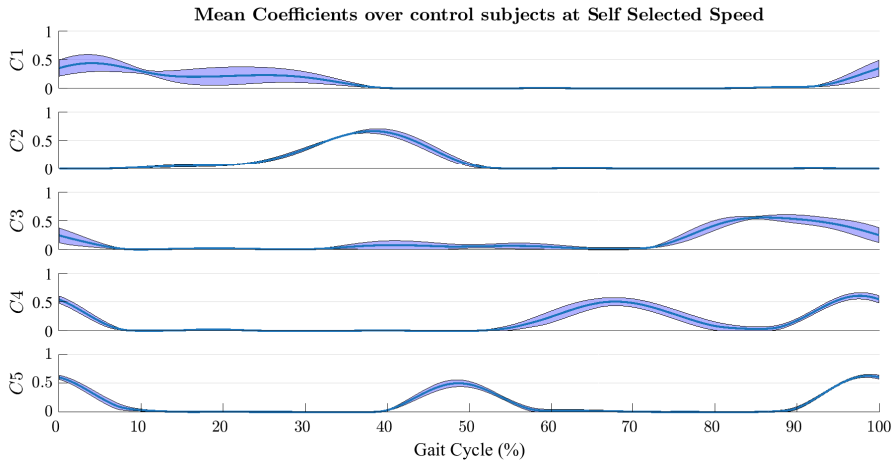


Figura 1.2. Esempio di curva VAF per un soggetto dello studio, ottenuta per le sinergie estratte dopo la riabilitazione.

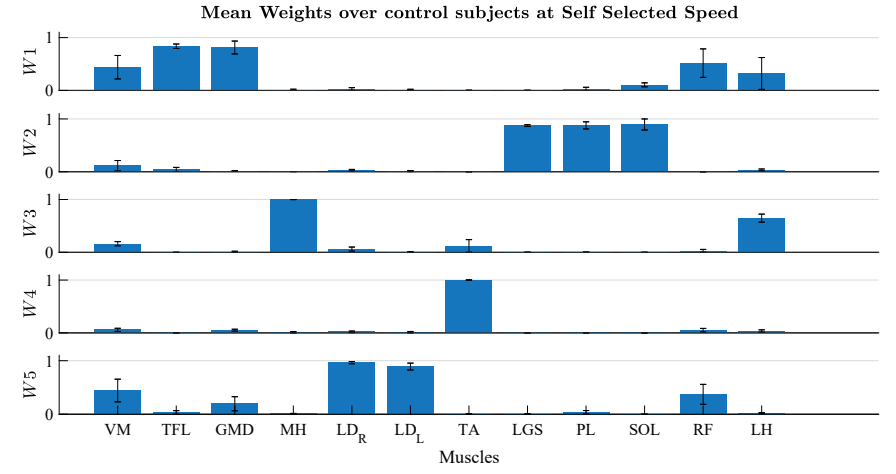
stesso tempo non avere *overfitting* (ridondanza nella ricostruzione, con lo stesso contenuto informativo presente in sinergie differenti).

1.2.1 Esempio di sinergie muscolari in soggetti di controllo

Vengono ora mostrati, a titolo di esempio grafico, i pesi muscolari e i coefficienti di attivazione relativi alla ricostruzione sinergica dei comandi neurali in soggetti di controllo.
I grafici si sono ottenuti mediando i valori delle matrici W e C delle 5 sinergie confrontabili estratte da popolazione di 11 soggetti sani di controllo. In Figura 1.3a sono rappresentati i coefficienti di attivazione medi (curva blu) e la relativa fascia di errore standard (in azzurro chiaro); in Figura 1.3b sono rappresentati i pesi muscolari medi e le relative barre di errore standard.



(a)



(b)

Figura 1.3. Esempio di coefficienti di attivazione (a) e di pesi muscolari (b) mediati su una popolazione di 11 soggetti sani.

1.2.2 Il ruolo delle sinergie muscolari nella biomeccanica del cammino

L'attività congiunta dei vari muscoli di un determinato distretto anatomico concorre all'espletamento di una particolare richiesta motoria. Anche nel caso dei muscoli del tronco e degli arti inferiori si hanno raggruppamenti *ad hoc* per lo svolgimento di un'attività come quella del cammino, che prevede varie fasi di esecuzione, come descritto in Figura 1.4.

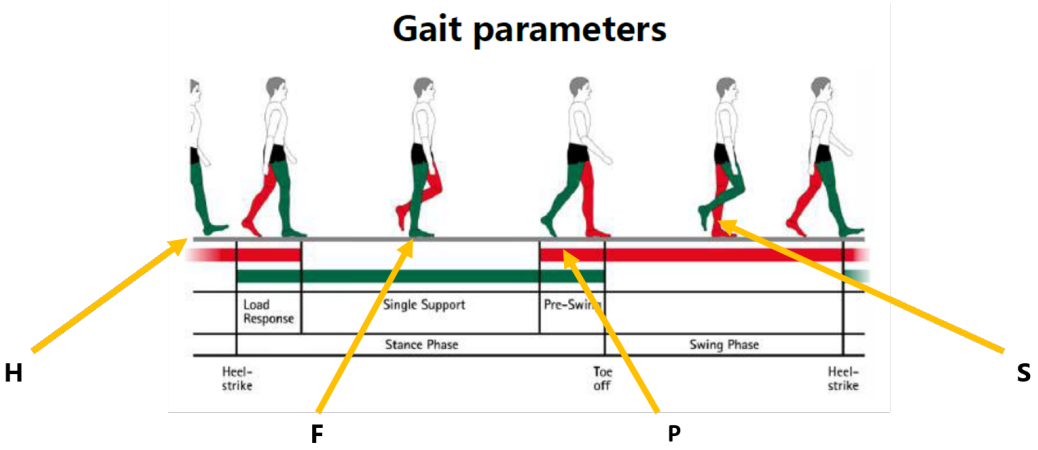


Figura 1.4. Fasi del cammino (arto considerato in verde), tratta da Biomechanix.com.au

- Fase *Heel Contact* **H**: intervengono i muscoli gluteo medio (GM) e tensore della fascia lata (TFL) per garantire la stabilizzazione dell'articolazione d'anca durante l'impatto del piede con il suolo. La stabilizzazione del tronco durante la fase di contatto (Heel Strike) dell'arto controlaterale è operata dall'azione congiunta dei due muscoli *lungissimi dorsii*, destro e sinistro, (LD_R) e (LD_L).
- Fase *Flat Foot Contact* **F**: completo appoggio della pianta del piede a terra.
- fase di *Push Off* **P**: la spinta utile all'avanzamento è data dalla tripletta muscolare gastrocnemio laterale (LGS), peroneo lungo (PL) e soleo (SOL). Il piede quindi, grazie alla funzione di leva delle dita, si stacca da terra.
- Fase di *swing* **S**: il piede non è più in contatto con il suolo. La sua dorsi-flessione nella prima parte di questa fase e il controllo dello stesso per prepararlo all'immediato contatto con il suolo è fornita dall'attività del tibiale anteriore (TA), quasi contemporanea a quella di medial e lateral hamstring (MH e LH), utile alla decelerazione della gamba al termine della fase di *swing*.

L'esatto susseguirsi di queste fasi rende un ciclo di passo corretto da un punto di vista fisiologico: il passo è quindi classificato **HFPS**.

1.2.3 Utilizzo delle sinergie muscolari in clinica

Lo strumento della ricostruzione del segnale sEMG tramite sinergie muscolari è stato applicato, secondo alcuni studi documentati da [16], a tematiche cliniche. L'utilizzo è volto

soprattutto al confronto di situazioni post evento traumatico rispetto a soggetti di controllo, comparando le attivazioni muscolari correlate ad attività motorie eseguite dai partecipanti agli studi. Nello specifico, le sinergie muscolari sono state applicate allo studio della locomozione e dell'equilibrio in soggetti che hanno subito infarto e/o ictus cerebrale, concentrandosi sul numero delle sinergie ed evidenziandone una riduzione in questi soggetti, dovuta ad una mancanza di coordinazione nella contrazione dei muscoli degli arti inferiori unita ad una riduzione nella complessità del controllo neuro-motorio. Altre applicazioni sono rivolte ai pazienti colpiti da paralisi cerebrale e da traumi spinali (*cerebral palsy*), che mostrano un numero di sinergie (due o tre) inferiore a quella dei soggetti di controllo, oltre che sui pazienti parkinsoniani, i quali presentano sinergie comparabili in numero con quelle dei controlli, ma che sono affette da una grande variabilità nella ripetizione dell'esercizio motorio.

Le sinergie sono inoltre applicate anche nello studio delle attività muscolari della parte superiore del tronco, in soggetti affetti dal morbo di Parkinson e da eventi infartuali e di ictus; per questi ultimi sono stati ideati protocolli di confronto tra la condizione antecedente la riabilitazione e quella immediatamente successiva, in ottica di valutare da un punto di vista quantitativo l'efficacia del trattamento clinico. Ulteriori utilizzi del protocollo sinergie sono volti a quantificare l'eventuale modificazione dei comandi neurali connessi alla presenza del dolore.

Non sono presenti in letteratura utilizzi delle sinergie nella comparazione della ricostruzione del comando neurale tra pazienti con dolore lombare e soggetti di controllo e nella quantificazione dell'efficacia del trattamento medico in ambito fisioterapico: il presente lavoro di tesi è dunque focalizzato su queste possibili applicazioni.

Capitolo 2

Sinergie muscolari in pazienti lombalgici

Come già citato nel capitolo precedente (paragrafo 1.1), la lombalgia è una patologia piuttosto diffusa e dall'impatto socio-economico rilevante [8]. La diagnosi avviene mediante tecniche di imaging standard quali l'esame radiografico, la tomografia computerizzata (con annessi i problemi dovuti all'esposizione a radiazioni ionizzanti) e la risonanza magnetica. Tali strumenti non sono sempre efficaci in termini di specificità (fornire cioè esito negativo quando effettivamente lo è), poiché mettono in evidenza anomalie morfologiche o alterazioni degenerative del rachide che sono presenti anche in soggetti asintomatici, talvolta tipici di persone sane al di sotto dei 30 anni di età [8][17].
Il giudizio sulla presenza o meno della patologia è rimandata quindi al medico ortopedico, il quale deve formulare una diagnosi sulla base di eventuali altri sintomi e stabilire se le eventuali alterazioni o anomalie riscontate tramite bioimmagini siano la causa della lombalgia. Il giudizio è quindi soggettivo e, come tale, può essere fallace.

Il paziente lombalgico prova dolore, in alcuni casi unito a rigidità, nella parte anatomica correlata (fascia lombare); i movimenti degli arti inferiori sono quindi influenzati e/o impediti e si riflettono in una deambulazione non fisiologica. L'analisi della correttezza del cammino può quindi essere presa in considerazione come un eventuale "marcatore" della presenza della lombalgia.

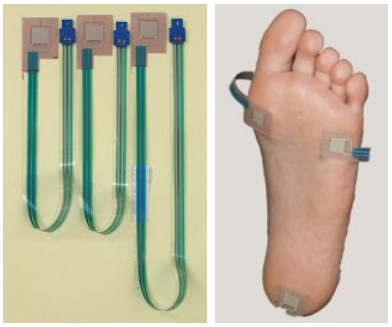
Oltre al segnale EMG di superficie, si sono analizzati i segnali basografico e goniometrico, che permettono di correlare l'attività mioelettrica alla biomeccanica del cammino: tramite il segnale basografico è possibile ricostruire l'appoggio podalico durante la camminata - dal quale si possono riconoscere i passi fisiologici da quelli atipici - e mediante il segnale goniometrico si può risalire all'angolo articolare di ginocchio dovuto alla camminata.

L'obiettivo dello studio è confrontare le sinergie muscolari dei pazienti tra la condizione precedente un protocollo di riabilitazione fisioterapica e quella successiva, evidenziando eventuali variazioni nei pattern di attivazione muscolare date dal trattamento medico, per verificare se lo strumento delle sinergie muscolari può essere di maggiore supporto alla valutazione clinica di soggetti affetti da lombalgia prima e dopo sedute di trattamento fisioterapico.

2.1 Setup sperimentale

Lo strumento di acquisizione dei segnali utilizzato è stato il sistema elettromedicale STEP32® (Medical Technology, Torino, Italia), prodotto commerciale utile all'analisi statistica del cammino. I canali di prelievo disponibili sono 16, suddivisi in:

- 12 canali per il prelievo del segnale EMG superficiale
- 2 canali per la registrazione dell'appoggio podalico mediante tre sensori piezoresistivi indicati in Figura 2.1
- 2 canali per la misurazione dell'angolo articolare nel piano sagittale al ginocchio, effettuata mediante goniometri articolari e posizionati secondo la Figura 2.2



(a) (b)

Figura 2.1. (a) Sensori per il prelievo del segnale basografico e (b) esempio del loro posizionamento sotto l'arco plantare. Immagine tratta da medicaltec.it.

Figura 2.2. Posizionamento del goniometro articolare (solo un arto mostrato). Immagine tratta da medicaltec.it.

Il dispositivo STEP32®è stato fissato, tramite una cintura elastica, all'altezza del bacino del soggetto, in una posizione che risultasse non scomoda nell'esecuzione dell'esercizio.

Affinché possa essere studiato visivamente e perché possa essere utilizzato per un confronto, anche qualitativo, tra l'esecuzione pre e post trattamento, l'esercizio è stato filmato con una videocamera. Il video è sincronizzato ai tracciati acquisiti e disponibile nella cartella clinica del paziente ed è visibile anche nell'ambiente STEP32®, come mostrato in Figura 2.6.

Seguendo quanto già presente in letteratura per l'analisi statistica del cammino mediante estrazione di sinergie muscolari ([1][14][2]) si sono acquisiti i segnali EMG di superficie di 12 muscoli (uno per ogni canale di STEP32®)- mostrati in Figura 2.3 - dell'arto dominante utilizzando elettrodi a geometria fissa e variabile, secondo necessità. I muscoli scelti sono il vasto mediale (VM), il tensore della fascia lata (TFF), il gluteo medio (GMD), il muscolo bicipite femorale (LH, dal termine inglese *lateral hamstring*) e il muscolo semimembranoso (MH, acronimo di *medial hamstring*), il tibiale anteriore (TA), il gastrocnemio laterale (LGS), il peroneo lungo (PL), il retto femorale (RF), il soleo (SOL) e i muscoli lungissimi dorsii (destro LD_L e sinistro LD_R).
La temporizzazione delle attivazioni muscolari con la camminata è regolata dalla presenza dei sensori basografici, facenti funzione di *foot-switches*; l'escursione dell'angolo articolare al ginocchio nel piano sagittale è stato registrato con sensori goniometrici realizzati con potenziometri ad alta linearità.
Il posizionamento dei sensori è documentato in Figura 2.4.

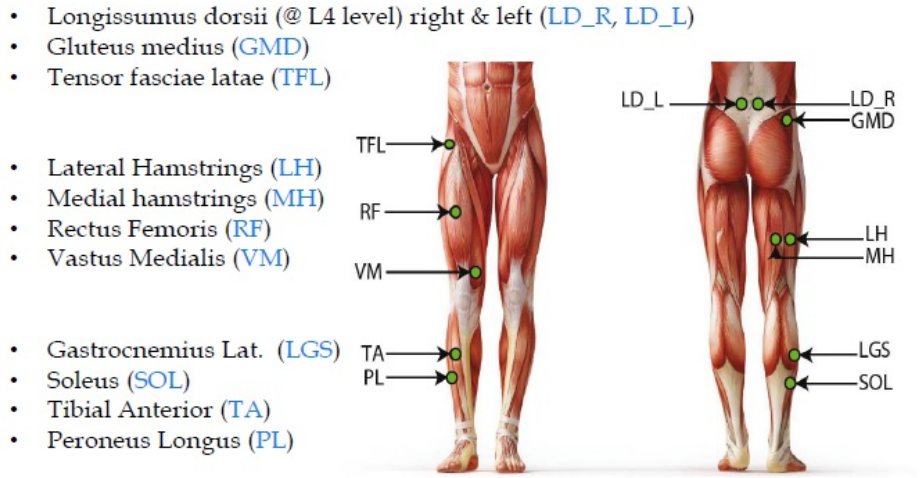


Figura 2.3. Muscoli indagati tramite elettromiografia di superficie sEMG

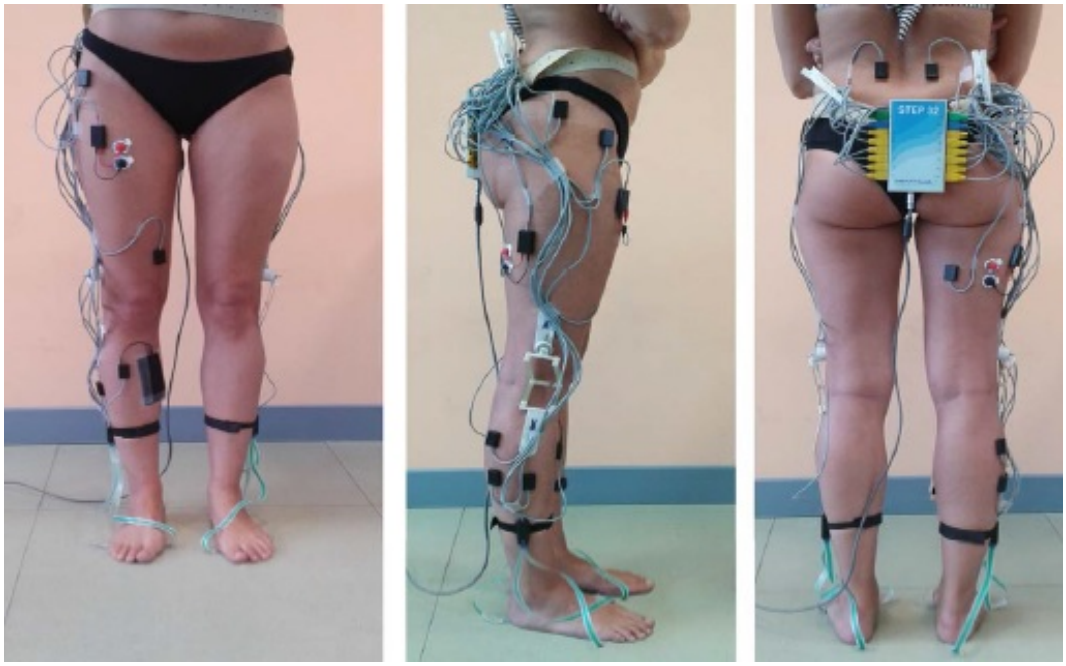


Figura 2.4. Posizionamento del sistema di acquisizione STEP32®e degli elettrodi su arto dominante e sul tronco di una paziente partecipante allo studio.

2.1.1 Popolazione studiata

Ai fini dello studio è necessario selezionare soggetti che presentino esclusivamente dolore cronico nella regione lombare, senza comorbidità. L'obiettivo è infatti quello di analizzare le alterazioni delle sinergie muscolari dovute esclusivamente alla patologia lombalgica e non influenzate da altri disturbi (dolori articolari, scoliosi, ecc.).
A tal proposito è stata avviata una collaborazione tra il Politecnico di Torino e il Presidio Sanitario San Camillo di Torino, con l'obiettivo di selezionare pazienti volontari che rispettassero quanto più possibile le specifiche precedentemente indicate, con la consapevolezza della difficoltà di reperire pazienti con il solo dolore lombare. Tra il mese di maggio 2017 e maggio 2018 si sono effettuati i prelievi di sEMG, basografia e goniometria (secondo il protocollo sinergie) di sette pazienti (sei donne e un uomo) di età compresa tra i 47 e i 73 anni (età media 63 anni $\pm$ 9 anni). I dettagli riguardanti i pazienti che hanno preso parte allo studio sono riassunti in Tabella 2.1. Lo studio è avvenuto in accordo al principio

Paziente	**Sesso**	**Età (anni)**	**Altezza (cm)**	**Massa (kg)**	**Note**	**BMI (kg/m^2)**
ID102	F	61	160	58	-	23
ID103	F	70	160	60	Protesi anca DX impiantata nel 2014	23
ID106	F	62	168	49	-	17
ID116	F	60	162	57	Distorsione ginocchio e frattura piatto tibiale SX (2016)	22
ID117	F	73	152	97	-	42
ID118	M	68	171	89	Ernia inguinale	30
ID119	F	47	162	57	-	22

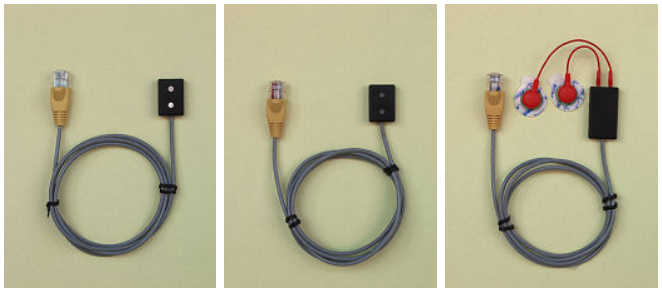
Tabella 2.1. Dettagli dei pazienti analizzati

etico stabilito dalla dichiarazione di Helsinki e tutti i partecipanti hanno firmato il consenso informato per poter prendere parte allo studio.

2.1.2 Protocollo di acquisizione dei dati

La registrazione dell'elettromiografia di superficie avviene sull'arto inferiore dominante. Per determinarlo, si è utilizzato un test molto semplice: al soggetto interessato è stato domandato di immaginare con quale dei due arti avrebbero colpito un pallone di gomma o quale dei due arti avrebbero usato per iniziare a salire le scale. L'arto indicato è quello dominante e sulla superficie di questo si sono applicati gli elettrodi per il prelievo dei biopotenziali relativi all'attività muscolare.

La scelta degli elettrodi di acquisizione varia in base al volume di prelievo da garantire: l'attività elettrica di muscoli superficiali come il tibiale anteriore o il soleo è studiabile tramite elettrodi a **geometria fissa**, i quali hanno sì un volume di prelievo limitato ma sufficiente ad una registrazione accettabile in termine di rapporto segnale-rumore, mentre in presenza di strati adiposi tra la cute e il muscolo - come ad esempio il retto femorale, soprattutto nei soggetti di sesso femminile - è stato necessario aumentare il volume di prelievo utilizzando elettrodi a **geometria variabile**, in modo da variare secondo necessità la distanza interelettrodica. Per i due muscoli dorsali si è scelto di utilizzare, per garantire l'insensibilità agli artefatti da movimento, elettrodi a "pozzetto" con la placca sensibile arretrata rispetto alla superficie di contatto con la cute, connettendo la placca in Ag-AgCl alla cute tramite gel conduttivo. Ai soggetti è stato chiesto di effettuare una camminata di lunghezza differen-



(a) (b) (c)

Figura 2.5. Sonde utilizzate per il prelievo di potenziali mioelettrici cutanei: (a) sonda a geometria fissa, (b) sonda a geometria fissa con placca elettrodica arretrata rispetto alla superficie di contatto con la cute ("a pozzetto"), (c) sonda a geometria variabile utile per variare il volume di prelievo variando la distanza interelettrodica. Immagini tratte da medicaltec.it.

te: ai soggetti esaminati nel corso dell'anno 2017 è stato preparato un apposito tracciato di lunghezza pari a circa 10 m, mentre la camminata dei soggetti registrata nel corso del 2018 è avvenuta lungo un percorso rettilineo di 8 m circa. Al termine di entrambi i percorsi occorreva effettuare un cambio di direzione di 180° per ripercorrere il percorso all'indietro e ripetere quindi il tracciato per tutto l'esercizio. Un operatore ha seguito il paziente lungo il percorso affinché osservasse la corretta esecuzione del compito motorio ed evitasse un'indebita trazione del cavo adibito alla trasmissione dati tra il dispositivo STEP32®e la scheda di acquisizione del PC.

La durata della camminata è stata impostata a 5 minuti circa, tempo necessario per acquisire un numero di passi sufficienti di tipo HFPS (secondo le fasi descritte nel paragrafo 1.2.2) per poter procedere alle successive elaborazioni.

Le condizioni di acquisizione sono state due: nella prima camminata si chiedeva al soggetto di camminare a velocità "normale", cioè alla velocità fisiologica propria del soggetto (classificata con l'acronimo ***SSS***, dall'inglese *Self Selected Speed*), nella seconda si chiedeva al soggetto di aumentare al propria velocità abituale (***FS*** o *Fast Speed*).

La registrazione della camminata è avvenuta in due momenti diversi, prima e dopo un periodo (pari circa ad un mese) di 10 sedute di trattamento fisioterapico, effettuata come da protocollo medico per la riabilitazione da lombalgia dall'équipe sanitaria del Presidio San Camillo di Torino.

La doppia acquisizione è stata utilizzata per cercare delle correlazioni tra il miglioramento sintomatico dei pazienti dovuto alla terapia e le eventuali modificazioni nei pattern di attivazione ricostruiti dalle sinergie muscolari.

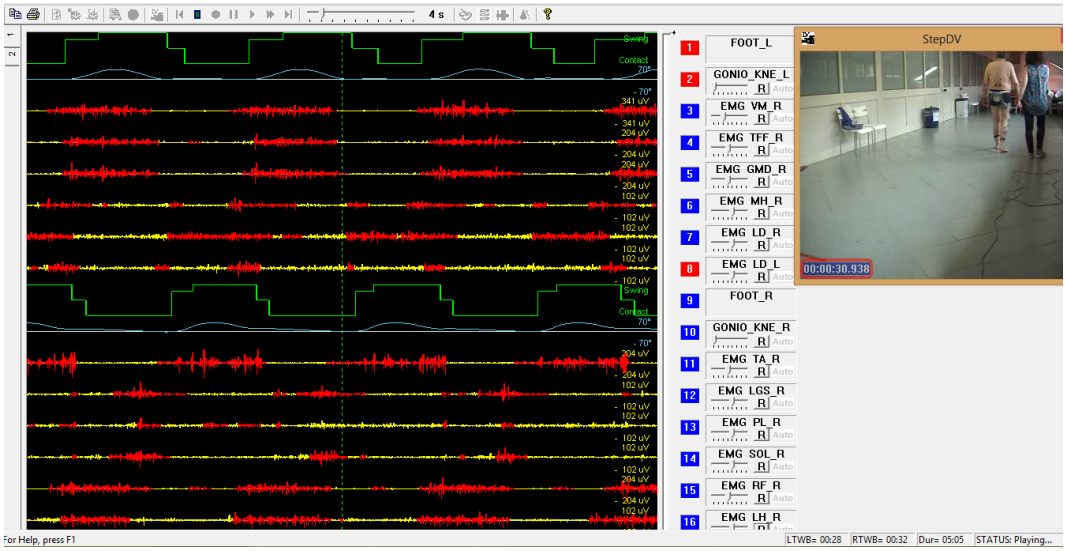


Figura 2.6. Esempio di ambiente STEP32®con annesso il video dell'acquisizione: si notino i 16 canali, dove si distinguono i segnali sEMG (in giallo) segmentati secondo le attivazioni (in rosso), i segnali basografici (in verde) e quelli goniometrici (in blu).

2.2 Il metodo di elaborazione dei dati

Una volta acquisiti, i dati sono stati elaborati a due livelli differenti. Il primo riguarda l'elaborazione dei segnali effettuato dal dispositivo STEP32®, avviene automaticamente al termine della registrazione, non è modificabile e annovera:

1. Il filtraggio dei segnali sEMG, basografico e goniometrico;
2. La segmentazione del segnale sEMG in brani di sola attivazione muscolare, selezionati sulla base dei risultati della classificazione operata da un rilevatore statistico a doppia soglia, appositamente progettato per segnali elettromiografici correlati al cammino;
3. Il riconoscimento dei passi corretti HFPS effettuati dal soggetto, con la successiva rimozione di quelli compiuti esclusivamente per il cambio di direzione alla fine del rettilineo e di quelli riconducibili alle fasi di accelerazione e decelerazione;

Il livello successivo di elaborazione è relativo all'elaborazione dei segnali sEMG in uscita da STEP32®e si avvale di routine scritte in MATLAB®R2016b. Tale elaborazione dei segnali è riassunta nei seguenti passi:

1. Lettura dei file in uscita dal preprocessing di STEP32®(registrazioni degli sEMG superficiali, file contenenti la classificazione in passi corretti);
2. Estrazione delle sinergie muscolari tramite algoritmo Non-Negative Matrix Factorization (NNMF);
3. Rappresentazione dei risultati in termini di grafici dei pesi muscolari e coefficienti di attivazione, così come descritti al paragrafo 1.2.

2.2.1 Il preprocessing del segnale

Partendo dai segnali generati dal sistema di STEP32®, che fornisce in uscita gli indici corrispondenti ai passi classificati come corretti HFPS e il segnale sEMG relativo ad essi, accoppiato alla basografia e alla goniometria, si effettua una prima elaborazione dividendo i vari cicli di passi effettuati. Questi sono utili alla segmentazione del segnale elettromiografico in vari cicli del cammino, i quali vengono successivamente ricampionati per essere rappresentati in 1000 campioni/ciclo. Tale ricampionamento è necessario per poter confrontare tra loro cicli del cammino diversi, che non presentano lunghezza (in termini di campioni) uguale, perché dovuti a passi sì ripetibili, ma, ragionevolmente, non identici in durata l'uno con l'altro. Successivamente viene effettuata la scelta delle attivazioni neuromuscolari da considerare: le principali, le secondarie o tutte le attivazioni presenti.
Tale possibilità è giustificata dal fatto che non tutte le attivazioni muscolari riscontrate siano essenziali per lo svolgimento dell'esercizio (intese cioè come *principali*); oltre a queste, infatti, esistono attivazioni elettromiografiche *secondarie*, non comuni a tutti cicli, utili alla correzione del posizionamento relativo di arti o alla ricerca di equilibrio non correlate all'attività deambulatoria vera e propria di interesse dello studio corrente. Altra possibilità è considerare tutte le attivazioni muscolari riconosciute dal classificatore di STEP32®. È quindi possibile, all'inizio dell'algoritmo, specificare in quali condizioni di attivazioni muscolari effettuare l'estrazione di sinergie.

Selezionate le attivazioni desiderate (in questo studio si sono osservate le principali), l'sEMG, prelevato dall'm-esimo muscolo, viene suddiviso in n cicli concatenati uno con l'altro,

allo scopo di unire le varie epoche di segnale che corrispondono ai soli passi riconosciuti da STEP32®come corretti HFPS, i quali non sono necessariamente contigui uno con l'altro. Le varie epoche di segnale sEMG vengono quindi concatenate, come mostrato in Figura 2.7 e messe in ingresso al blocco del filtraggio. Nel successivo passaggio di preprocessing viene

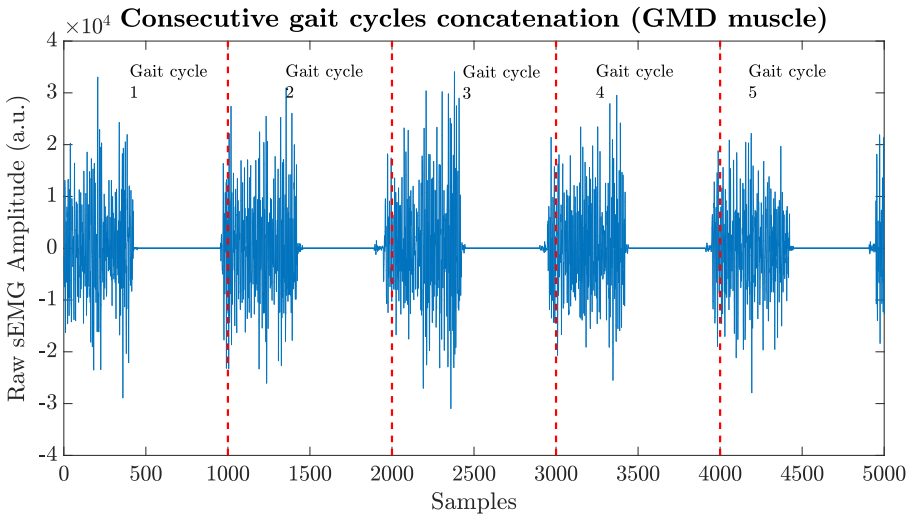


Figura 2.7. Esempio di concatenazione di 5 cicli successivi di passi.

effettuata la seguente elaborazione:

- filtraggio passa-alto del segnale con filtro di tipo Butterworth (ordine 5) con frequenza di taglio pari a 35 Hz, utile per rimuovere la media e l'artefatto da movimento a bassa frequenza (Figura 2.8);
- rettificazione "full-wave" (Figura 2.10);
- determinazione dell'inviluppo del segnale tramite filtraggio passa-basso, la cui maschera è mostrata in Figura 2.9, di tipo Butterworth (ordine 5), con frequenza di taglio pari a 12 Hz (Figura 2.11);
- normalizzazione del segnale proveniente da ogni muscolo rispetto al suo massimo globale, per evitare problemi di scala nel confronto tra brani sEMG di diversi muscoli, i quali potrebbero avere dinamiche diverse e quindi non analizzabili direttamente.

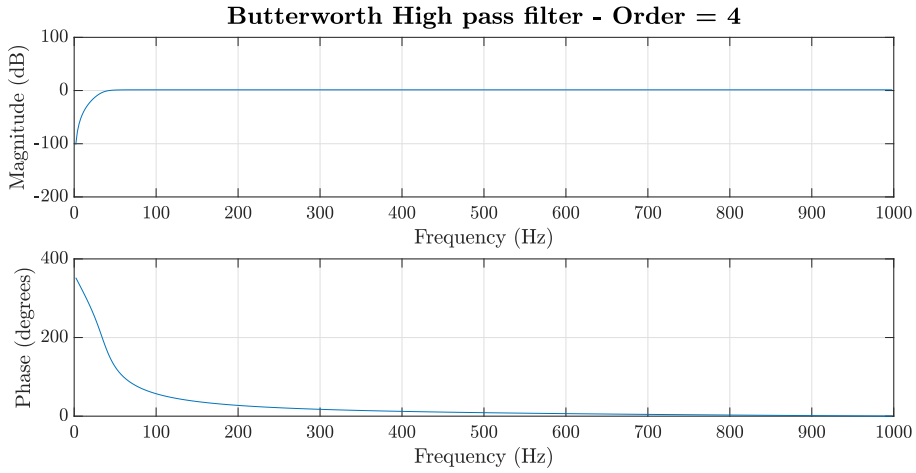


Figura 2.8. Maschera del filtro passa-alto di tipo Butterworth utilizzato per l'eliminazione del rumore a bassa frequenza dato da artefatti da movimento.

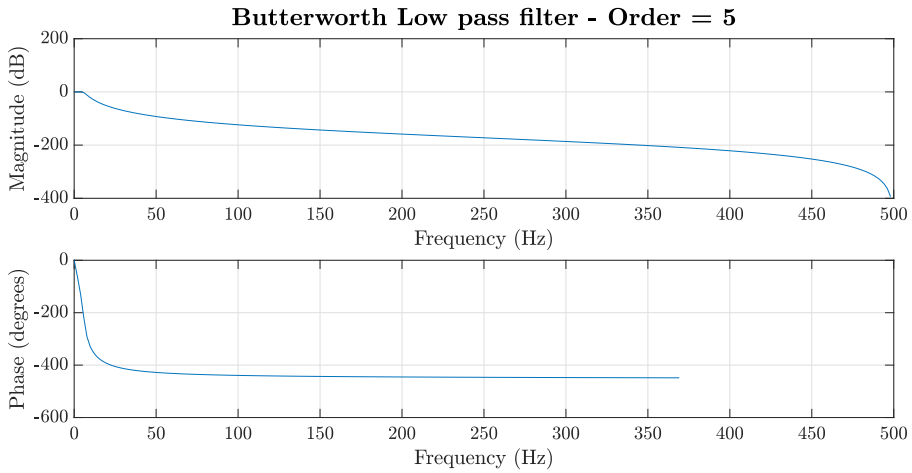


Figura 2.9. Maschera del filtro passa-basso di tipo Butterworth di ordine 5 per estrarre l'inviluppo del segnale sEMG filtrato e rettificato.

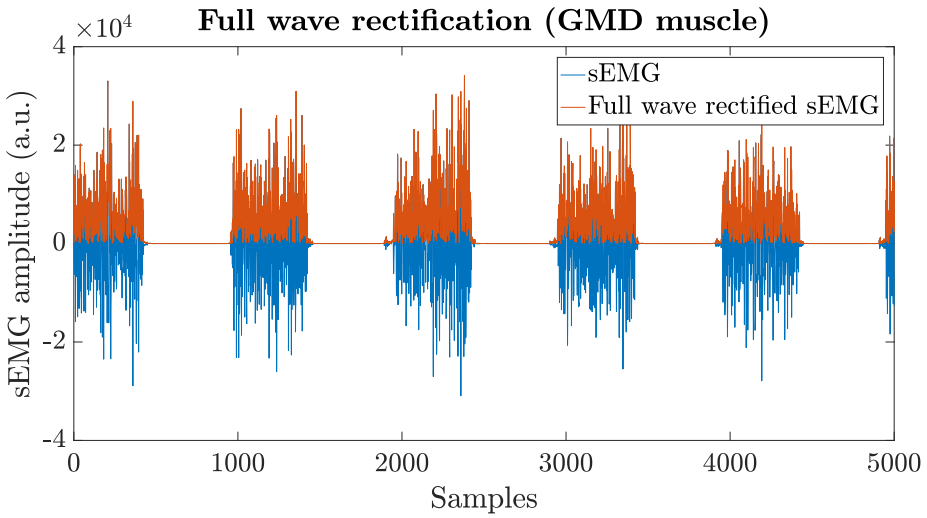


Figura 2.10. Rettificazione ad onda completa del segnale sEMG filtrato.

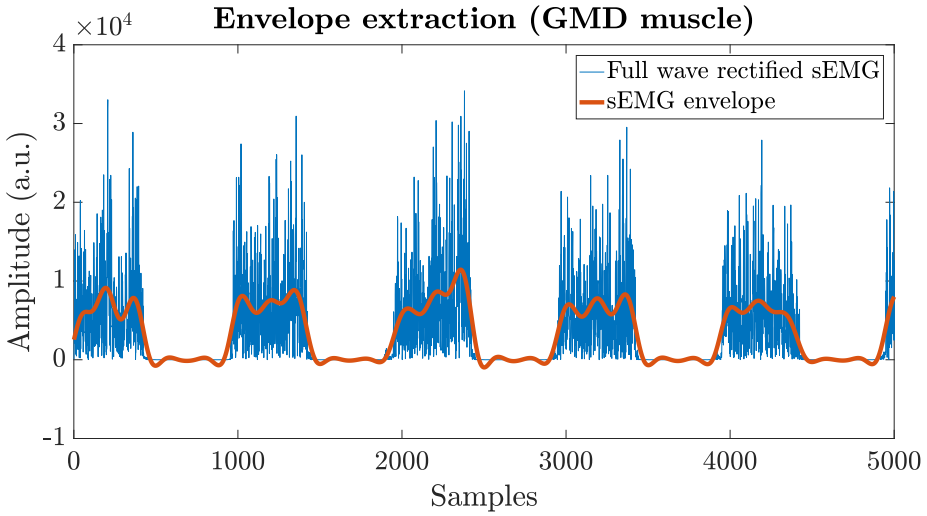


Figura 2.11. Estrazione dell'inviluppo del segnale sEMG filtrato e rettificato.

Il segnale in uscita dal blocco del pre-processamento possiede tanti cicli, corrispondenti ad altrettante epoche da 1000 campioni cadauna, quanti sono stati i passi che il soggetto analizzato ha compiuto durante il periodo del prelievo dell'sEMG: il segnale di ogni muscolo viene quindi suddiviso in sottogruppi da 10 cicli di passi cadauno, secondo quanto dichiarato in [13]. I sottogruppi di passi dei pazienti partecipanti allo studio sono riassunti nella Tabella 2.2. Il segnale così elaborato è pronto per essere utilizzato per l'estrazione delle sinergie muscolari.

2.2.2 L'algoritmo di estrazione delle sinergie ottenute

Per l'estrazione delle sinergie muscolari si è utilizzato la trasposizione in linguaggio MATLAB®dell'algoritmo NNMF (descritto al paragrafo 1.2) illustrato da [11]. L'algoritmo si è impostato in modo da avere:

- un aggiornamento moltiplicativo;
- 50 ripetizioni del processo di fattorizzazione usando matrici W e C a diversi valori iniziali, corrispondente cioè al numero delle sinergie muscolari appartenente ad un range precedentemente impostato;
- numero massimo di iterazioni pari a 1000;
- una tolleranza per l'uscita dalla funzione oggetto pari a 10^{-6}
- una tolleranza per la convergenza dei parametri pari a 10^{-4}

Il numero delle sinergie che ricostruisce in modo ottimale il segnale elettromiografico appartiene ad un intervallo definito a priori: per questo studio l'estremo inferiore dell'insieme contenente il numero di sinergie è pari a 3 e quello superiore vale 8. Ricostruzioni con meno di 3 sinergie presentano errori di ricostruzione più alti di quelli dovuti a ricostruzioni con numeri di sinergie intermedi e, allo stesso modo, un numero di sinergie troppo elevato sarebbe indice di una scarsa capacità del sistema nervoso centrale di raggruppare in pochi moduli i comandi neurali deputati a svolgere il medesimo compito motorio [5][6].
La m-esima riga della matrice contenente il segnale sEMG filtrato (corrispondente all'attività dell'm-esimo muscolo) viene suddivisa in n sottogruppi da 10 passi HFPS consecutivi ciascuno. Sono quindi analizzati $n*10$ passi per soggetto. Nello studio in questione il numero medio di sottogruppi per soggetto è pari 12.0 ± 3.4; la quantità dei sottogruppi è variabile e proporzionale alla durata della camminata e al numero di passi riconosciuti come corretti HFPS. Per ogni sottogruppo si estraggono i vettori dei pesi e i coefficienti che ricostruiscono

Paziente	**Sottogruppi *SSS* Pre fisio**	**Sottogruppi *SSS* Post fisio**	**Sottogruppi *FS* Pre fisio**	**Sottogruppi *FS* Post fisio**
ID102	14	20	17	20
ID103	8	6	-	-
ID106	16	14	17	18
ID116	12	17	9	16
ID117	13	13	14	15
ID118	14	15	17	19
ID119	13	15	13	16

Tabella 2.2. Numerosità dei sottogruppi nei pazienti analizzati per tutte le condizioni di registrazione.

il segnale sEMG, per ogni numerosità di sinergie muscolari comprese tra il numero minimo e massimo di sinergie, impostato a priori. In tale modo si può analizzare al variabilità delle sinergie muscolari all'interno della singola camminata.
Ad ogni sottogruppo di 10 passi sono quindi assegnati le matrici dei pesi muscolari, dei coefficienti di attivazione e un vettore di valori VAF, utile per stabilire qual è il numero

ottimale di sinergie muscolari che ricostruiscono i comandi neurali utili per completare il task motorio: osservando l'intero successivo al superamento del valore di VAF del 90% si ottiene il numero di sinergie.

Il numero ottimale delle sinergie muscolari che soddisfa il criterio di scelta può variare da un sottogruppo ad un altro: per la definizione del numero di sinergie che stima l'attività muscolare registrata nell'intero cammino si è usato il criterio della moda, contando le occorrenze e scegliendo la numerosità di sinergie muscolari più frequente tra i vari sottogruppi. In questo modo si applica alla scelta un semplice "voting system", privilegiando il numero di sinergie muscolari più occorrente.

2.2.3 Postprocessing: correzione degli errori di estrazione e rappresentazione dei risultati

Verranno ora descritte le procedure di controllo dei risultati ottenuti, eseguite poiché, applicando i soli metodi descritti nei paragrafi precedenti, si sono verificati dei problemi nella rappresentazione delle matrici W e C per alcuni soggetti.

Gli errori nell'estrazione

La selezione dei brani di attivazione muscolare avviene nel momento in cui sono creati i file .res, .cyc, .sig da parte di STEP32®nella cartella di acquisizione del soggetto. Tali file contengono i tracciati dei segnali prelevati con la sola porzione di brano sEMG indicante l'attivazione muscolare, mentre in corrispondenza della non-attivazione il segnale è nullo. A seguito di una prima analisi, si è riscontrato che, in alcuni soggetti, per alcuni muscoli venivano riconosciute come attivazioni anche porzioni di brani di lunghezza eccessiva se paragonata ad una fisiologica contrazione (Figura 2.12). Tali "iper attivazioni" (attivazioni cioè classificate come tali ma di durata temporale eccessivamente lunga per essere considerata reale) si è verificato essere proprie di soggetti le cui sinergie muscolari presentavano pesi e coefficienti molto "rumorosi", come riportato in Figura 2.14, non riconducibili ad un comportamento reale. Si è scelto quindi di effettuare un controllo a valle del rilevatore statistico a doppia soglia di STEP32®, imponendo la durata massima delle attivazioni riconosciute pari all'80% della intervallo temporale di osservazione, pari a 30 s. Si è tuttavia notato, effettuando questo controllo, come solamente per pochi soggetti venivano scartate delle attivazioni, in corrispondenza di al più due muscoli e per al più due finestre temporali (durante la stessa acquisizione). Solamente con la rimozione manuale di quei sottogruppi con comportamento errato dall'insieme di quelli che vengono rappresentati si avevano delle sinergie riconducibili ad un comportamento normale. La rimozione di anche un solo sottogruppo di 10 passi comporta tuttavia una perdita di informazione pari al 5% circa della totalità del dataset pro capite - si veda a tal proposito la numerosità dei sottogruppi per i vari soggetti in tabella Tabella 2.2.

Figura 2.12. Brano di sEMG (riferito al dorsale destro) che presenta sovra-attivazione

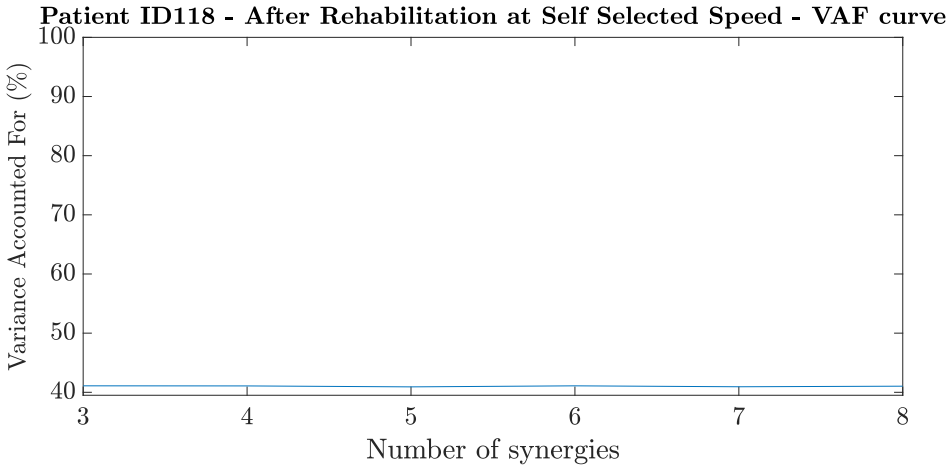
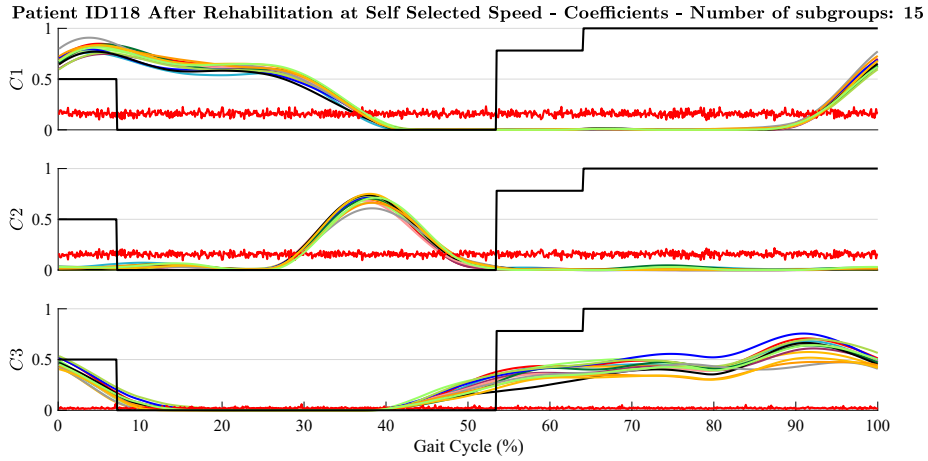


Figura 2.13. Curva VAF relativa al sottogruppo 13 (dal 121°al 130°passo). Si noti il valore estremamente basso dovuto ad una ricostruzione del comando neurale errata.

L'estrazione delle sinergie muscolari origina dalla scomposizione della matrice degli m segnali sEMG: i vettori di pesi e coefficienti presentano degli errori di ricostruzione (e quindi valori VAF relativamente bassi, vedasi la Figura 2.13) in corrispondenza di un segnale elettromiografico in qualche modo alterato rispetto alle condizioni fisiologiche di acquisizione. Ricalcolando le sinergie muscolari operando il non-riconoscimento delle iper-attività riconosciute, si è notato come l'intervento sulla iper-attivazione data da STEP32®fosse insufficiente a risolvere il problema e si è quindi scelto di osservare il segnale sEMG in uscita dal blocco



(a)

(b)

Figura 2.14. Esempio di coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) ottenuti con brani sEMG contenenti iperattivazioni. Si noti in (a) la curva rossa che presenta un andamento completamento discordante con le altre omologhe e in (b) l'istogramma rosso che corrisponde a contributi muscolari pressoché casuali.

del filtraggio.
Nella Figura 2.15 si evince come non siano presenti i classici pattern di attivazione neuromuscolare, riferiti a 10 cicli di passi successivi e mostrati, uno per tutti a titolo di esempio, in Figura 2.16. Il contributo informativo portato dal segnale sEMG dopo aver subito il preprocessing non è sufficiente né utile all'estrazione delle sinergie associate; è ragionevole quindi pensare di sostituire i campioni di segnale interessato con:

- la media degli inviluppi dello stesso muscolo per i restanti passi, che presentano attivazioni corrette;
- con un segnale nullo, nell'ipotesi che il muscolo venga mantenuto artificialmente silente

Figura 2.15. Esempio di epoca sEMG variabile in modo casuale. Non è presente l'inviluppo dell'attività mioelettrica tipica di 10 passi consecutivi.

Figura 2.16. Esempio di sEMG riferito a 10 cicli di passi HFPS consecutivi. Il soggetto in questione e il sottogruppo di passi sono i medesimi della Figura 2.15, la differenza è nel muscolo indagato. Si riconoscono i 10 pattern di attivazione.

per la finestra temporale considerata. Non portando contributo informativo ma di fatto rumore, si suppone che il contributo di questa finestra sia deleterio ai fini del calcolo delle sinergie.

Poiché la sostituzione con la media degli inviluppi precedenti e successivi al gruppo di passi considerato non ha portato benefici in termini di pesi e coefficienti (si sono ottenuti grafici simili a quelli in Figura 2.14), si è optato per la sostituzione con un vettore di zeri di lunghezza pari alla finestra in campioni. Il risultato ottenuto è mostrato in Figura 2.17 e in Figura 2.18.
Con le modifiche apportate precedentemente, si è ricercata la presenza di inviluppi tipici di attivazioni muscolari in 10 cicli di passi consecutivi: a tale scopo è stato introdotto un ulteriore controllo sul numero minimo di picchi nella curva dell'sEMG filtrato e rettificato,

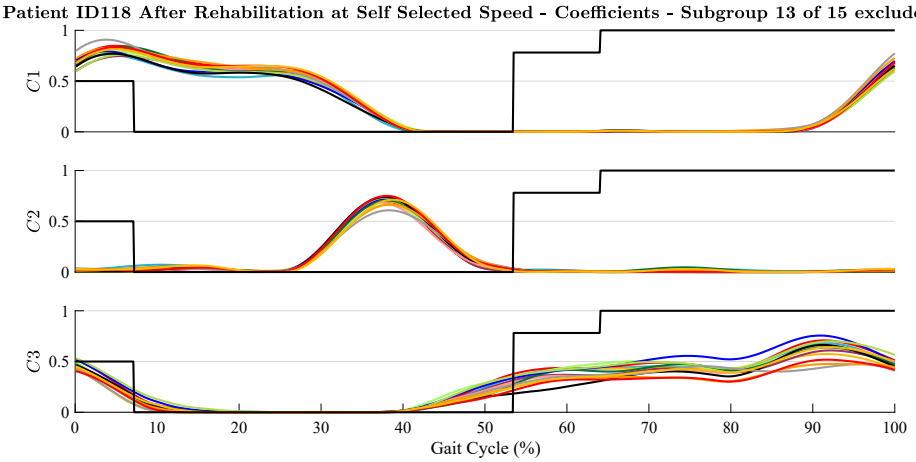


Figura 2.17. Coefficienti ottenuti con la messa a zero dei sottogruppi di passi che presentavano tratti di sEMG rumorosi.

Figura 2.18. Pesi ottenuti con la messa a zero dei sottogruppi di passi che presentavano tratti di sEMG rumorosi.

per scartare i sottogruppi falsi positivi alla classificazione in 10 passi consecutivi. La soglia in picchi è stata fissata a 3: per ogni muscolo si accettano quindi minimo 4 contributi effettivi su 10. Se la soglia non viene superata, si pone a zero l'intero sottogruppo. La Tabella 2.3 mostra in quali pazienti è stato necessario effettuare un lavorazione a valle del preprocessing del segnale sEMG, specificando quali sottogruppi sono stati interessati dalla sostituzione con un vettore di zeri.

Il riordinamento delle sinergie estratte da ogni sottogruppo di passi

Dopo l'estrazione delle sinergie muscolari per ogni sottogruppo di passi si procede alla rappresentazione di pesi muscolari e coefficienti di attivazione: a questo scopo vengono raggruppate le sinergie con un dato grado di similarità utilizzando l'algoritmo di clustering *k-means*,

Paziente	Velocità normale Pre riabilitazione	Velocità normale Post riabilitazione	Velocità aumentata Pre riabilitazione	Velocità aumentata Post riabilitazione
ID102	VM da passo 1 a 10	PL da passo 191 a 200	LD_R da passo 161 a 170	PL da passo 21 a 30
ID103	LD_L da passo 61 a 70	-	-	-
ID106	LD_L da passo 1 a passo 50, da passo 71 a 100, da passo 111 a 130	-	LD_L da passo 101 a 110, da passo 121 a 130	-
ID116	-	-	-	-
ID117	-	-	-	-
ID118	LD_R da passo 31 a 40 - LD_L da passo 71 a 100	LD_R da passo 121 a 130	MH da passo 21 a 30	LD_R da passo 61 a 70 - LD_L da passo 171 a 180
ID119	-	GMD da passo 141 a 150	-	-

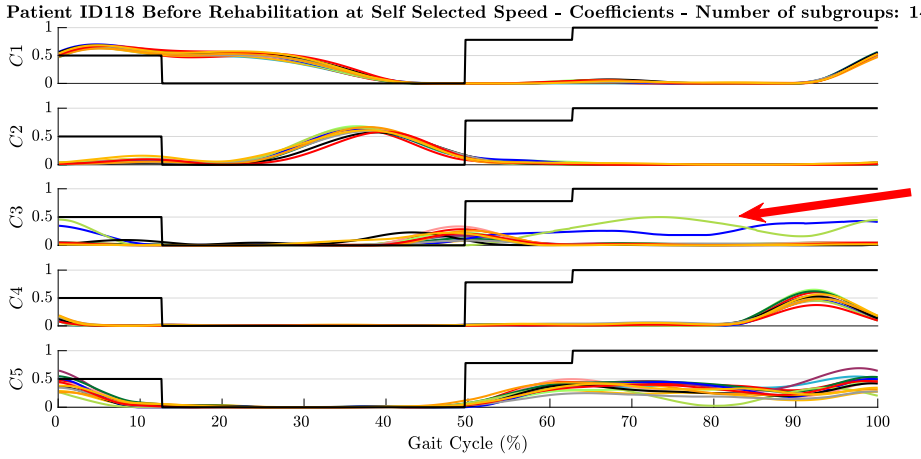
Tabella 2.3. Numerosità dei sottogruppi nei pazienti analizzati per tutte le condizioni di registrazione.

applicato alle matrici dei pesi muscolari. L'algoritmo è stato inizializzato ponendo:

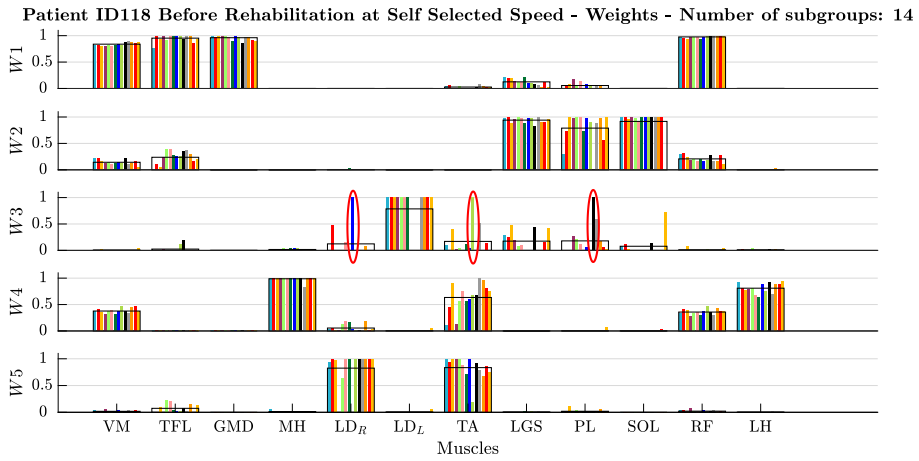
- numero di cluster k pari al numero delle sinergie muscolari del soggetto in questione;

- misura della distanza degli elementi della popolazione dal centroide 'cosine' (1 - coseno dell'angolo formato da due elementi);
- numero massimo delle iterazioni pari a 100000;
- numero delle ripetizioni di clustering, partendo da valori diversi del centroide, pari a 15.

Il metodo si rivela generalmente efficace, tuttavia l'esempio in Figura 2.19a mostra come due sottogruppi di passi vengano erroneamente assegnati alla sinergia 3 quando in realtà è facilmente interpretabile come appartengano, per similarità di evoluzione temporale, alla sinergia 5. Lo stesso errore di associazione è visibile anche per i pesi muscolari Figura 2.19b: due barre di attivazione per il tibiale anteriore nella sinergia 3 che in realtà apparterrebbero alla sinergia 5, che è proprio quella riferita all'azione del tibiale anteriore.
Il processo di riordinamento è stato quindi aggiornato e, dopo varie prove riguardo a quale metrica utilizzare per riconoscere i sottogruppi scorrettamente raggruppati a valle del classificatore k-means, si è optato per l'identificazione dei gruppi di pesi e coefficienti di attivazione da 10 passi "spaiati" tramite il metodo di *leave-one-out*, applicato ai coefficienti di attivazione.
Tale procedimento prevede di calcolare la media delle curve di attivazione escludendo di volta in volta un campione della popolazione studiata, in ottica di evitare di polarizzare la media gli outlier presenti, che sono appunto quei sottogruppi di passi da separare dagli altri. Supponendo di avere n sottogruppi da 10 passi si effettuano n processi di leave-one-out (vengono di volta in volta tolti tutti gli elementi dall'insieme delle sinergie precedentemente raggruppate) mediando le curve corrispondenti ai sottogruppi non eliminati temporaneamente. Successivamente si calcola la similarità tra la curva eliminata e la curva ottenuta dal procedimento di media e il risultato viene inserito in un apposito vettore, di lunghezza n.
Considerando ora i valori maggiori del 95% della media dei risultati della similarità - che indicano come il sottogruppo i-esimo eliminato si discosti molto dal comportamento degli altri - ci si riconduce ai sottogruppi prima definiti come "spaiati" e si eliminano, per permettere una rappresentazione più corretta della sinergia muscolare.

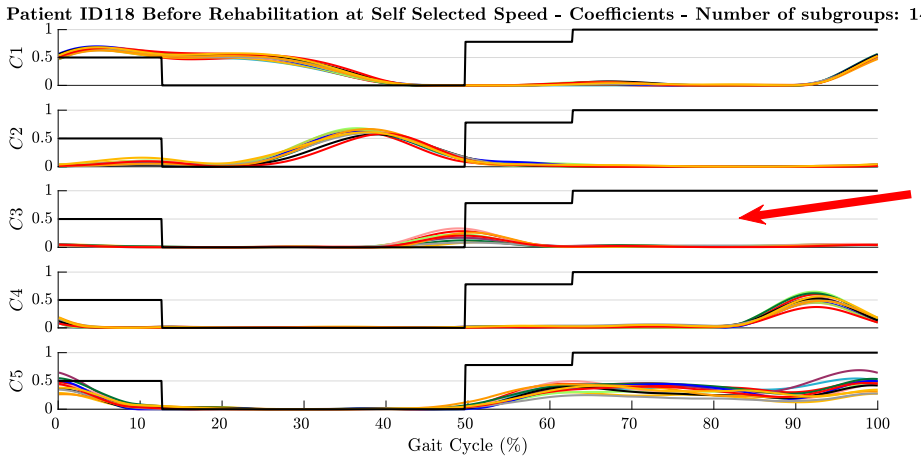


(a)

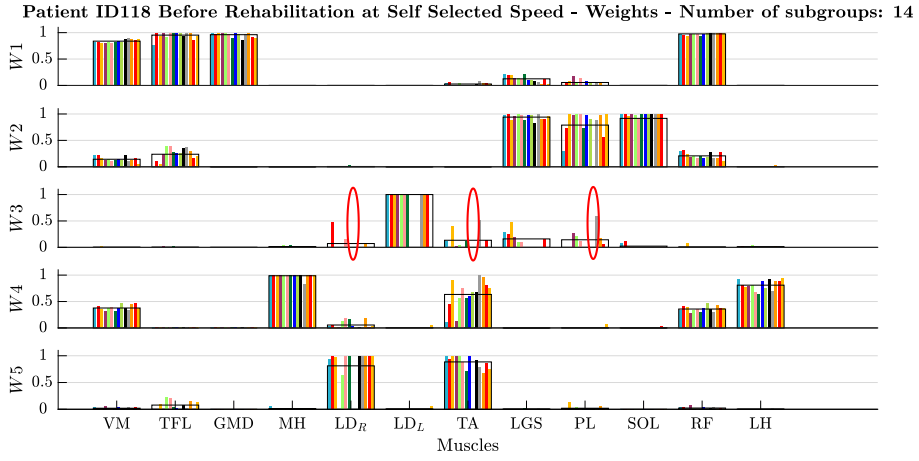


(b)

Figura 2.19. Coefficienti di attivazione (a) e Pesi muscolari (b) di un soggetto dello studio. Si noti come nelle attivazioni siano presenti delle curve (indicate dalla freccia rossa) assegnate alla sinergia 3 ma che in realtà siano più simili alla sinergia 5. Gli stessi sottogruppi (evidenziati da un'ellisse rossa) si notano anche nei pesi muscolari.



(a)



(b)

Figura 2.20. Coefficienti di attivazione (a) e Pesi muscolari (b) riordinati. Si noti l'eliminazione delle curve e degli istogrammi che erano classificati scorrettamente.

2.3 Gli strumenti utilizzati per il confronto tra due condizioni

Scopo principale della tesi è quello di ricercare correlazioni tra il mutato quadro clinico – dovuto al trattamento fisioterapico e rappresentato dalla scala dolore NPRS – e le eventuali differenze nella ricostruzione del comando neurale (le sinergie muscolari), in termini di numerosità delle sinergie ricostruite, di ripetibilità intra-soggetto dei risultati ottenuti e secondo altri indicatori utilizzati in letteratura e illustrati nei seguenti paragrafi. Tali correlazioni si sono ricercate innanzitutto osservando la presenza di differenze significative tra le sinergie muscolari ottenute nelle due diverse condizioni e, successivamente, confrontandole con i valori definiti dalla scala **NPRS**.

Il confronto è stato fatto tra le sinergie muscolari estratte prima e dopo la riabilitazione funzionale, rappresentando i soli coefficienti di attivazione (e i pesi muscolari collegati) che presentassero almeno il 60% di cross-correlazione a ritardo nullo tra le due condizioni di confronto. Avendo registrato le attività muscolari riferite alla camminata a velocità aumentata si è provveduto anche a ricercare eventuali modificazioni significative nei pattern temporali di attivazione e di contributo muscolare correlate al cambio di velocità di esecuzione dell'esercizio motorio.

2.3.1 La scala NPRS

La *Numeric Pain Rating Scale* (NPRS) è una scala adimensionale di valutazione del dolore. Il dolore non è una grandezza fisica misurabile, in quanto è soggettiva e non universale, non esiste infatti una soglia uguale per tutti pazienti superata la quale se ne ha una manifestazione. Durante la visita medica di preparazione precedente l'inizio della riabilitazione fisioterapica, al paziente è stato chiesto di indicare su una apposita scheda (esemplificata in Figura 2.21) il grado che meglio descriveva l'intensità del dolore provato; lo stesso procedimento è avvenuto al termine delle sedute di fisioterapia. Si sono ottenuti quindi i valori corrispondenti alla somatizzazione della patologia lombalgica immediatamente precedenti e successivi alla fase di recupero funzionale. La scala NPRS è usata dal personale medico per

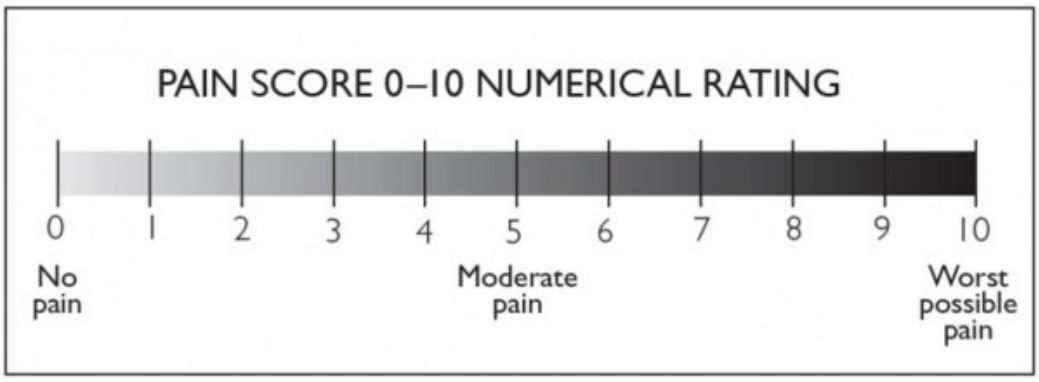


Figura 2.21. Scala di dolore NPRS: 1 indica il minimo dolore, 10 il massimo.

valutare l'efficacia della terapia ed è utile per un primo riscontro riguardo al miglioramento

del quadro clinico in termini di dolore provato. Tuttavia, è un indicatore per costruzione non universale e non oggettivo, polarizzabile da diversi fattori, quali lo stato psicofisico del paziente al momento della visita.
L'affiancamento alla scala NPRS del metodo innovativo dell'analisi statistica del cammino unita all'estrazione delle sinergie muscolari ha come obiettivo l'istituzione di un nuovo strumento di controllo sull'effettivo recupero dell'attività funzionale - in questo caso il cammino - se dimostrata la correlazione tra cambiamento in termini di sinergie muscolari e miglioramento del quadro clinico documentata dalla scala NPRS.

Oltre alla *Variance Accounted For* (documentata precedentemente al paragrafo 1.2), vengono di seguito descritti i parametri matematici, largamente usati in simili studi in letteratura [5][6][13][12], di cui ci si è serviti per analizzare quantitativamente le differenze tra due condizioni di confronto, sia nel caso pre-post riabilitazione che *Self Selected Speed - Fast Speed*.

2.3.2 Cosine Similarity

L'indicatore è adimensionale, normalizzato tra 0 e 1 e si riferisce ai vettori dei **pesi** di attivazione muscolari ed è calcolato secondo la (2.1):

$$CS = \frac{W_1 * W_2}{||W_1||*||W_2||} \tag{2.1}$$

dove W_1 e W_2 sono due vettori, diversi, di pesi muscolari dei quali si calcola la similarità, intesa come il coseno dell'angolo presente tra di essi. Più saranno simili, minore sarà l'angolo da essi formato e maggiore sarà la cosine similarity.

- $CS = 0$: similarità nulla tra i due vettori: i muscoli arruolati e il loro peso in una data sinergia sono essenzialmente diversi;
- $CS = 1$: massima similarità tra i due vettori: i muscoli arruolati e il loro peso in una data sinergia sono massimamente confrontabili.

Il confronto tramite la *cosine similarity* sarà fatto con l'obiettivo di valutare la ripetibilità della ricostruzione sinergica intra-soggetto, valutando l'angolo formato, a due a due, dai vettori dei pesi muscolari appartenenti a coppie di sottogruppi di passi diversi. Più il cammino di un soggetto sarà ripetibile in termini di muscoli arruolati e del loro peso in una data sinergia per lo svolgimento dell'attività, più il valore di CS tenderà all'unità. Tale indicatore è stato usato in letteratura in [13][6][12].

2.3.3 Cross-correlazione a ritardo nullo

Indicata con il termine anglosassone *Zero-Lag Cross-Correlation* (CC), è un indicatore, normalizzato tra -1 e 1, che viene applicato ai **coefficienti** di attivazione. Misura il grado di correlazione tra due curve tempo-dipendenti x e y dei coefficienti di attivazione muscolare secondo la (2.2):

$$CC = \frac{R_{xy}[0]}{\sqrt{R_{xx}[0]R_{yy}[0]}} \tag{2.2}$$

dove:

$$R_{xy}(\tau) = \int x^*(t)y(t+\tau)dt \qquad \text{è la funzione di cross-correlazione} \tag{2.3}$$

$$R_{xx}(\tau) = \int x^*(t)x(t+\tau)dt \qquad \text{è la funzione di auto-correlazione per l'attivazione } x \tag{2.4}$$

$$R_{yy}(\tau) = \int y^*(t)y(t+\tau)dt \qquad \text{è la funzione di auto-correlazione per l'attivazione } y \tag{2.5}$$

Le funzioni di auto e cross-correlazione sono funzione del ritardo temporale τ tra le sequenze considerate. La cross-correlazione permette quindi di stabilire quanto due sequenze di attivazioni siano simili, in quanto:

- $CC = 0$ indica due sequenze non correlate;
- $CC = 1$ indica due sequenze massimamente correlate;
- $CC =$ -1 indica due sequenze anti-correlate, opposte (cioè "specchiate" rispetto all'asse dei tempi).

2.3.4 Durata dei pattern di attivazione

Le curve relative ai coefficienti di attivazione sono caratterizzate dalla presenza di massimi localizzati in varie posizioni del ciclo del passo; tali massimi sono relativi all'attività della sinergia muscolare correlata e indicano in quale momento del ciclo del cammino i muscoli raggruppati in una data sinergia sono principalmente attivati.
La stima della durata temporale dell'attivazione sinergica rappresenta un valido indicatore del lavoro svolto dal sistema nervoso centrale per attivare contemporaneamente muscoli appartenenti alla stessa sinergia, utile per valutare quanta porzione percentuale del ciclo del cammino è necessaria per svolgere una mansione peculiare alla camminata stessa (azione di stabilizzazione dell'anca, spinta propulsiva, controllo della fase di *swing*). Sulla base di questo indicatore è quindi ragionevole supporre di valutare l'efficacia del ruolo di comando del SNC nell'espletamento di un compito motorio.
Per stimare la durata (rispetto alla percentuale del ciclo della camminata) dell'effettiva attivazione sinergica si è calcolato l'ampiezza (rispetto all'asse delle ascisse) corrispondente a metà massimo del picco principale (l'indicatore è noto con l'acronimo inglese di **FWHM**, *Full Width at Half Maximum*) del pattern, in accordo a [12] e esemplificato in Figura 2.22. L'indicatore FWHM è misurabile in percentuale del ciclo del cammino. Verranno mostra-

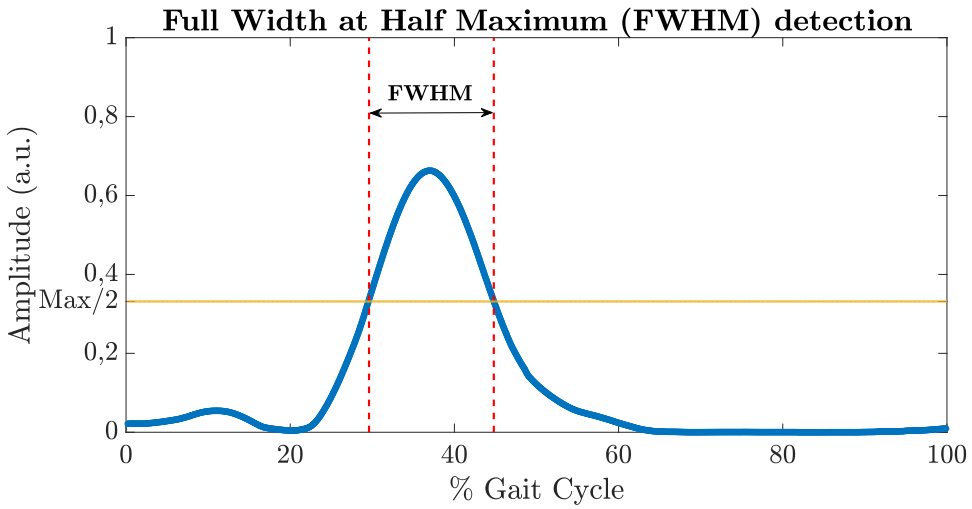


Figura 2.22. Esempio di ricerca dell'ampiezza del picco a metà ampiezza della curva dei coefficienti di attivazione, indicato in ampiezza orizzontale (FWHM) dalle frecce.

ti nei paragrafi successivi i confronti, in durata, dei coefficienti di attivazione relativi a condizioni di prelievo diverse.

2.3.5 Ampiezza dei pattern di attivazione

Oltre alla durata, è importante conoscere l'intensità del comando neurale corrispondente ad una specifica sinergia, per comprendere l'importanza in termini di ampiezza di attivazione di un determinato modulo neurale. È quindi calcolata l'**ampiezza** del pattern in corrispondenza della percentuale del cammino indicata dal FWHM. Il calcolo dell'ampiezza della curva dei coefficienti di attivazione x è stato effettuato mediante l'estrazione del valore efficace RMS o **Root Mean Square**:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T}\int_0^T |x|^2 dt} \tag{2.6}$$

dove T è la durata dell'intervallo di tempo interessato dal calcolo del valore RMS. Il valore

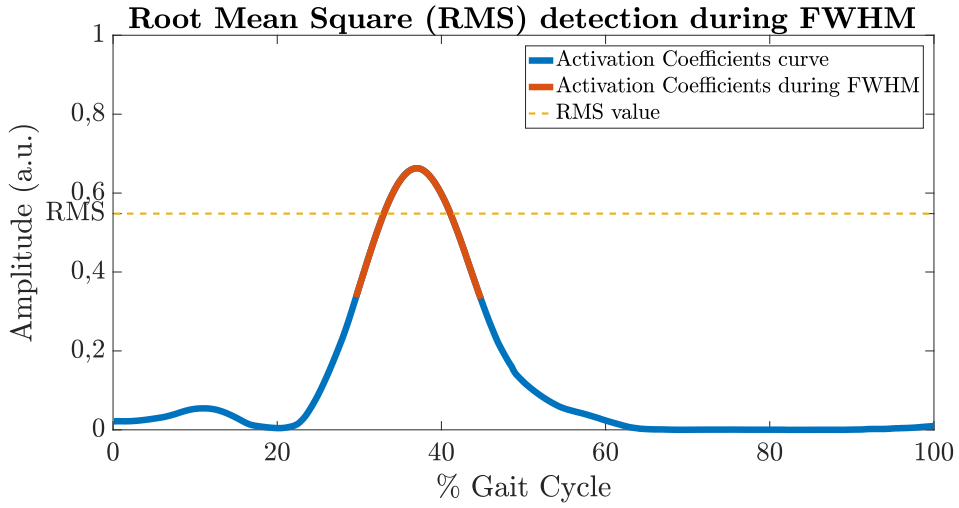


Figura 2.23. Esempio di calcolo del valore efficace RMS (linea tratteggiata gialla) durante FWHM (indicata dal tratto rosso) in una curva di coefficienti di attivazione.

dell'RMS è compreso tra 0 e 1, in quanto tale intervallo corrisponde alla dinamica dei coefficienti di attivazione.

Capitolo 3

Risultati

Verranno di seguito presentati i grafici di confronto tra differenti condizioni:

- Confronto tra le sinergie pre e post trattamento relative alla camminata a velocità normale (paragrafo 3.2);
- Confronto tra le sinergie pre e post trattamento relative alla camminata a velocità aumentata (paragrafo 3.2);
- Confronto tra le sinergie estratte dalla camminata a velocità normale e quelle estratte a velocità aumentata, relative alla registrazione precedente la fisioterapia (paragrafo 3.3);
- Confronto tra le sinergie estratte dalla camminata a velocità normale e quelle estratte a velocità aumentata, relative alla registrazione successiva alla fisioterapia (paragrafo 3.3).

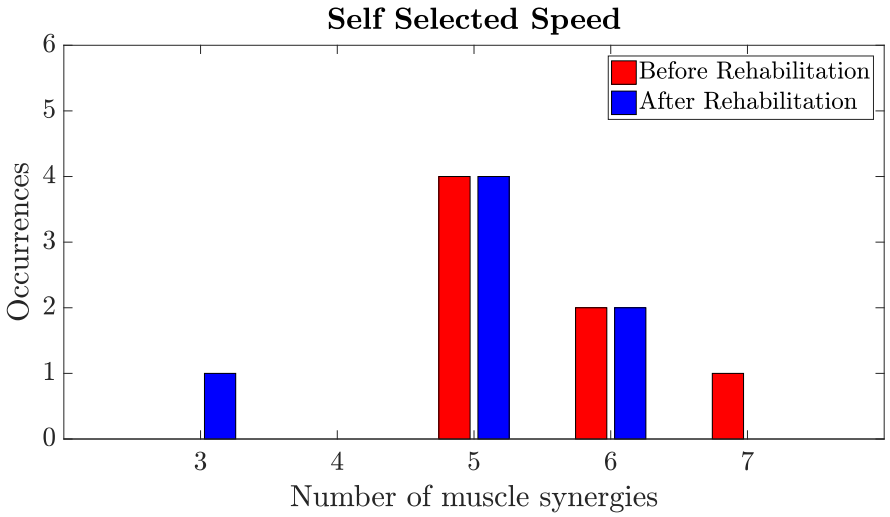
3.1 Numerosità delle sinergie muscolari

Una prima analisi dei risultati dell'estrazione delle sinergie muscolari riguarda il controllo della loro numerosità: è infatti importante conoscere in quanti diversi moduli motori il sistema nervoso centrale raggruppa i comandi neurali da trasmettere alle unità motorie. La numerosità è mostrata globalmente per tutti i soggetti partecipanti allo studio nella tabella 3.1. Nella ricerca delle differenze circa la ricostruzione dei comandi neurali inviati ai muscoli del tronco e dell'arto inferiore dominante tra due condizioni diverse è utile innanzitutto conoscere il numero delle sinergie muscolari. Considerando tutti i soggetti, si sono rappresentate le occorrenze di ogni numero di sinergie muscolari. Le condizioni di confronto si dividono in due macro-gruppi:

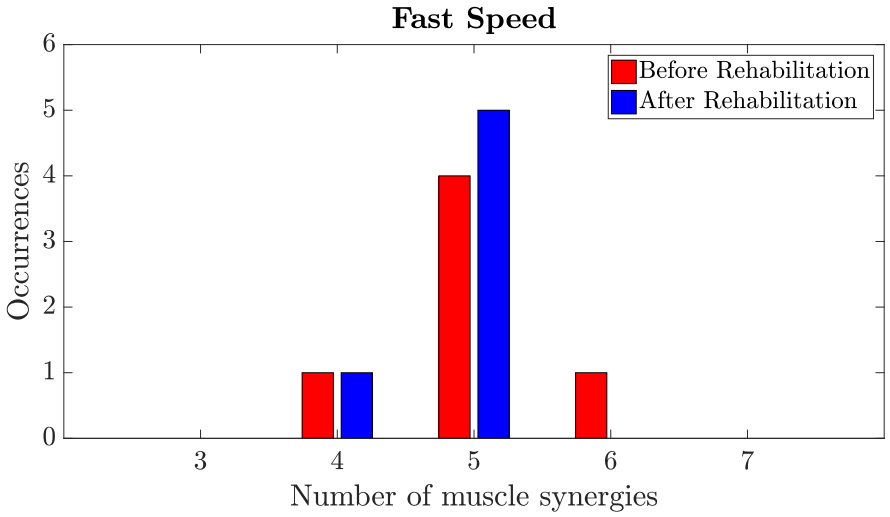
- il confronto pre - post riabilitazione, considerando le due velocità di percorrenza del tracciato (*Self Selected Speed* e *Fast Speed*). Per velocità normale si intende un ritmo di camminata scelto autonomamente dal paziente, per l'aumentata si è chiesto camminare ad una velocità più sostenuta rispetto a quella abitualmente utilizzata;
- Il confronto *Self Selected Speed* - *Fast Speed*, considerando i due tempi diversi di valutazione del paziente mediante il protocollo descritto (prima e dopo la fisioterapia riabilitativa).

Paziente	**Sinergie *SSS* Pre**	**Sinergie *SSS* Post**	**Sinergie *FS* Pre**	**Sinergie *FS* Post**
ID102	6	5	6	5
ID103*	7	6	-	-
ID106	5	5	5	5
ID116	6	5	5	5
ID117	5	5	5	5
ID118	5	3	4	4
ID119	5	6	5	5

Tabella 3.1. Numerosità delle sinergie muscolari estratte nelle 4 combinazioni possibili: Pre - Post riabilitazione e *Self Selected Speed* (***SSS***) - *Fast Speed* (***FS***). *Il paziente ID103 non presenta la camminata a velocità aumentata, in quanto in sede di registrazione non si è sentito in grado di effettuarla.

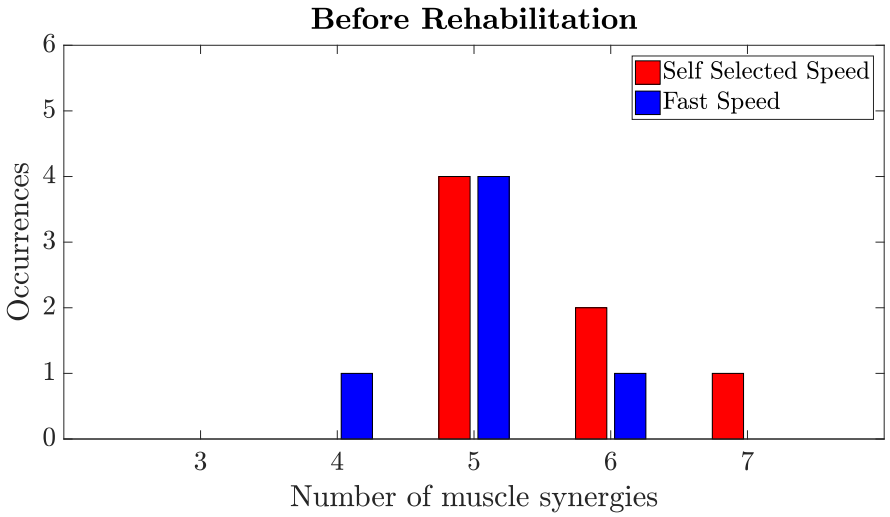


(a)

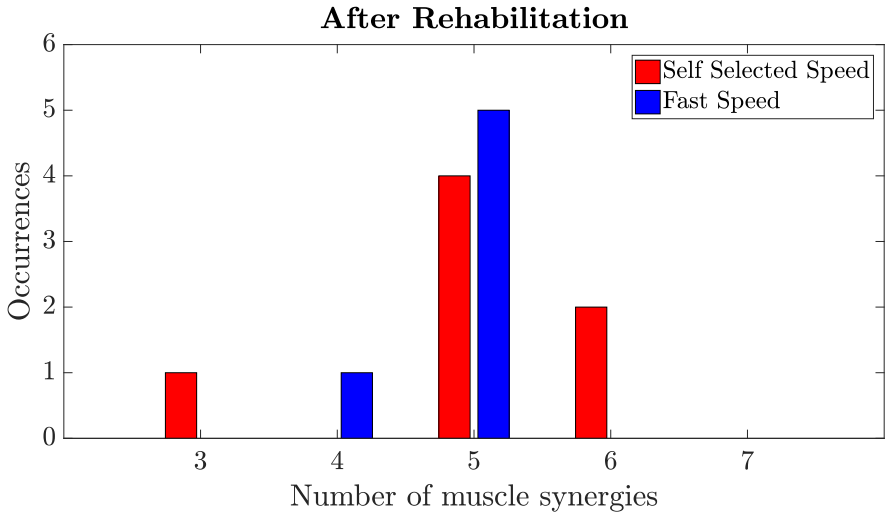


(b)

Figura 3.1. Numerosità delle sinergie intesa come occorrenze globali, per la registrazione a velocità normale (a) e a velocità aumentata (b) nelle condizioni pre riabilitazione (rosso) e post riabilitazione (blu.)



(a)



(b)

Figura 3.2. Numerosità delle sinergie intesa come occorrenze globali, per la registrazione prima (a) e dopo la fisioterapia (b) nelle condizioni di velocità normale (rosso) e aumentata (blu.)

Osservando i grafici in Figura 3.1 si nota innanzitutto come, a velocità normale *SSS* (Figura 3.1a), l'effetto della fisioterapia si manifesta in un comportamento conservativo a livello di numerosità di sinergie, in quanto nel post riabilitazione la massima numerosità è 6 sinergie, contro un caso ricostruito da sette sinergie muscolari nel pre trattamento. La stessa tendenza si osserva anche a velocità di cammino aumentate *FS* (Figura 3.1b), dove la numerosità dopo la riabilitazione si ferma a 5, contro un caso di 6 sinergie prima della fisioterapia. Globalmente si ha una conferma, seppure lo studio in questione sia focalizzato ad altra patologia, di quanto illustrato nella review [16] (riguardo al lavoro di [3]), cioè una diminuzione del numero di sinergie in seguito ad un protocollo di riabilitazione.

L'effetto della velocità dà riscontri riassumibili in una tendenza di diminuzione della numerosità: nel caso pre riabilitazione (in Figura 3.2a) si contano 2 occorrenze a 6 sinergie a velocità normale *SSS* contro una a velocità aumentata *FS* più un'occorrenza a 4 sinergie in condizione *FS*, mentre immediatamente dopo la fisioterapia (Figura 3.2b) la numerosità si concentra per 5 pazienti su 6 a 5 sinergie e per la restante parte a 4, non trovando riscontri a 3 e 6, invece rappresentati a velocità normale *SSS*.
La tendenza all'aumento del numero di organizzazioni modulari del comando neurale nel cambio tra velocità normale *SSS* e aumentata *FS* potrebbe essere giustificata dal maggiore dispendio energetico e psico-fisico richiesto da un'attività fisica maggiormente intensa rispetto a quella basale (per questo studio, la camminata a velocità scelta autonomamente dal soggetto).
Si noti inoltre come la numerosità delle sinergie, sia nel pre (a) che nel post (b) riabilitazione, trovi una preferenza nella ricostruzione a 5 sinergie.

Passando a considerare ora la variazione del numero delle sinergie muscolari nel singolo paziente, dalla tabella 3.1 si può notare come solo un paziente (ID119) aumenti il suo numero di sinergie tra la condizione pre e post trattamento a velocità normale, mentre tutti gli altri mostrano una diminuzione o un mantenimento della medesima numerosità, sia che si confronti il pre-post a velocità *SSS* che *FS*.

Nel cambio di velocità prima della fisioterapia si nota un mantenimento dello stesso numero di sinergie per tutti i soggetti, esclusi due che mostrano un diminuzione; l'eguaglianza di numerosità tra le due velocità si mantiene anche nel post, tranne per due pazienti, che dimostrano un aumento e una diminuzione.

Considerando il confronto pre-post trattamento, l'effetto comune per la maggioranza (6 pazienti su 7) dei soggetti è un mantenimento della numerosità a velocità aumentata in seguito alla fisioterapia, mentre a velocità normale 4 soggetti su 7 mostrano una diminuzione del numero di sinergie muscolari nel passaggio da pre a post.

La riabilitazione fisioterapica, oltre ad avere un effetto antalgico, ha influenzato la ricostruzione dei comandi neurali, diminuendo in 4 pazienti su 7 a velocità *SSS* la numerosità delle organizzazioni modulari del SNC e mantenendola costante, pressoché per la totalità dei pazienti (5 su 6), nel cammino a velocità *FS*.

In accordo con quanto enunciato in [16], nell'analisi delle sinergie in due diverse condizioni è consigliato anche lo studio della ripetibilità con cui tali organizzazioni modulari si manifestano nell'intera camminata del singolo soggetto, tramite gli indicatori riportati al paragrafo 2.3.

3.2 Effetto del trattamento fisioterapico

I valori NPRS riferito al dolore lombare provato dai pazienti che hanno partecipato allo studio sono riassunti in Tabella 3.2. Si noti come tutti i pazienti abbiano indicato un valore inferiore nella condizione post rispetto a quella pre trattamento, indice di un efficace azione antalgica del trattamento fisioterapico alla zona lombare. Dopo aver considerato la numerosità delle

Paziente	**NPRS Pre riabilitazione**	**NPRS Post riabilitazione**
ID102	4	2
ID103	6	3
ID106	3	2
ID116	8	6
ID117	6	2
ID118*	5	0
ID119	8	7

Tabella 3.2. Valori (adimensionali) NPRS dei pazienti partecipanti allo studio nelle condizioni pre e post trattamento. *Il paziente ID118 presenta un grado 0 di dolore nella zona lombare, tuttavia lamenta un dolore pari a 9 alla gamba destra nel pre trattamento, che diventa di grado 8 nel post riabilitazione.

sinergie muscolari tra due condizioni diverse, illustrata nel paragrafo precedente, si passa ora a rappresentare graficamente i cambiamenti, indotti dalla riabilitazione fisioterapica, nelle sinergie muscolari dovute ad attivazioni dell'apparato locomotore per la camminata a velocità normale fisiologica. Si analizzeranno dapprima le variazioni nella ripetibilità delle ricostruzioni dei comandi neurali intra-soggetto, intesa come valori di cross-correlazione a zero ritardo (calcolata per i coefficienti di attivazione) e cosine similarity (applicata ai pesi muscolari), mediati per i sottogruppi di passi e per le sinergie dei vari soggetti, in modo da ottenere un indicatore globale della ripetibilità della ricostruzione neurale.

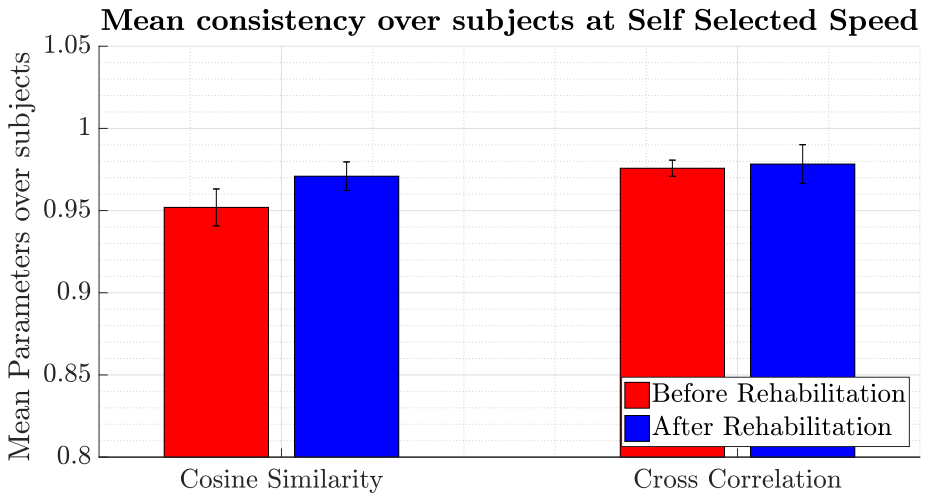


Figura 3.3. Andamento globale della ripetibilità (Cosine Similarity a sinistra e Cross Correlazione a destra) per tutti i soggetti durante la camminata a velocità normale, confrontata tra il momento prima della fisioterapia (rosso) e dopo (blu). Gli istogrammi sono stati ottenuti mediando i valori di ripetibilità delle varie sinergie di ogni soggetto.

Dalla Figura 3.3 si intuisce il miglioramento in termini di ripetibilità delle sinergie muscolari portato dalla fase di riabilitazione: sia i valori medi di cosine similarity che di cross correlazione aumentano - anche se lievemente - dopo la fisioterapia, in accordo a quanto riportato in [16], dove viene illustrato uno studio su pazienti parkinsoniani [3], dal quale si evince come la ripetibilità dei risultati della ricostruzione dei comandi neurali sia più sensibile ai miglioramenti nella camminata. A velocità normale *SSS* sembra quindi che l'effetto della fisioterapia, oltre ad apportare un miglioramento nella percezione del dolore (si veda a tal proposito la diminuzione dei valori NPRS in Tabella 3.2), interessi anche la modalità di generazione e trasmissione dei potenziali d'azione di unità motoria.

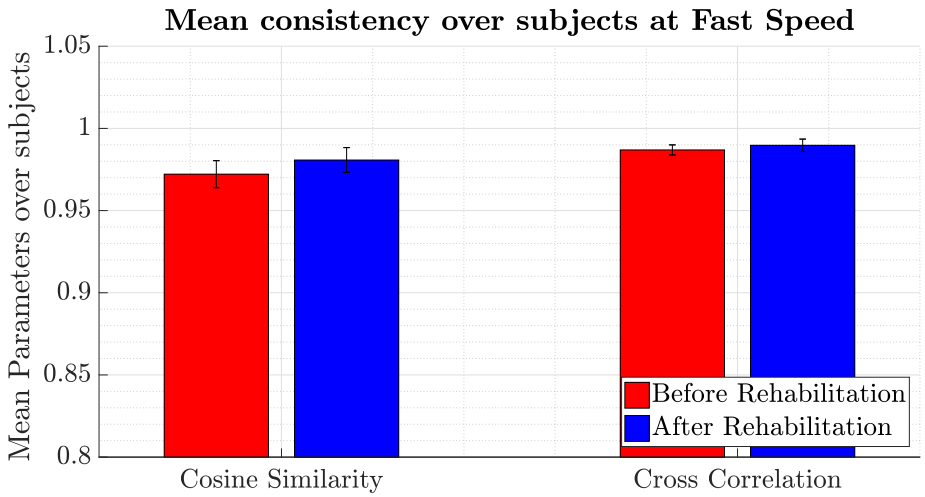


Figura 3.4. Andamento globale della ripetibilità (Cosine Similarity a sinistra e Cross Correlazione a destra) per tutti i soggetti durante la camminata a velocità aumentata, confrontata tra il momento prima della fisioterapia (rosso) e dopo (blu). Gli istogrammi sono stati ottenuti mediando i valori di ripetibilità delle varie sinergie intra-soggetto.

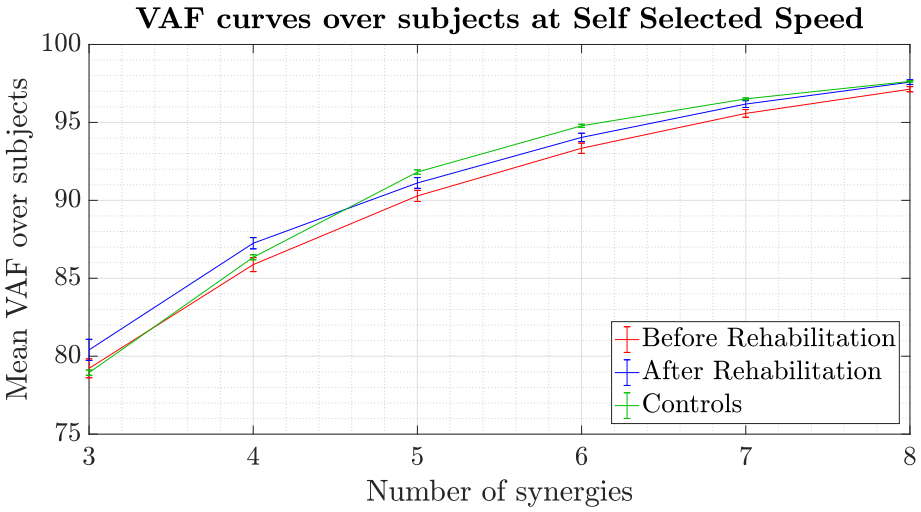
La Figura 3.4 illustra invece l'effetto della fisioterapia sulla ripetibilità media delle sinergie muscolari estratte a velocità aumentata. Come nel caso a velocità normale, sono i vettori dei pesi muscolari ad avere una ripetibilità maggiore dopo il trattamento fisioterapico (anche se l'aumento è meno marcato rispetto a quello a velocità normale), mentre i coefficienti di attivazione mantengono in pratica la medesima ripetibilità; in nessuno dei casi, né a velocità normale né a velocità aumentata, le variazioni sono statisticamente significative.

L'errore di ricostruzione dei segnali sEMG di partenza è fortemente influenzato dal rapporto segnale-rumore (SNR) dei segnali stessi (mostrato in Figura 3.3); tuttavia, dopo averlo calcolato, si è riscontrato come esso non vari significativamente tra le due condizioni. La variazione nella ricostruzione dei comandi neurali, registrata dal parametro VAF in Figura 3.5 è ascrivibile probabilmente a modificazioni proprie dei soggetti nel reclutamento delle unità motorie. Analizzando le curve VAF mediate sui 7 soggetti a velocità normale in Figura 3.5a

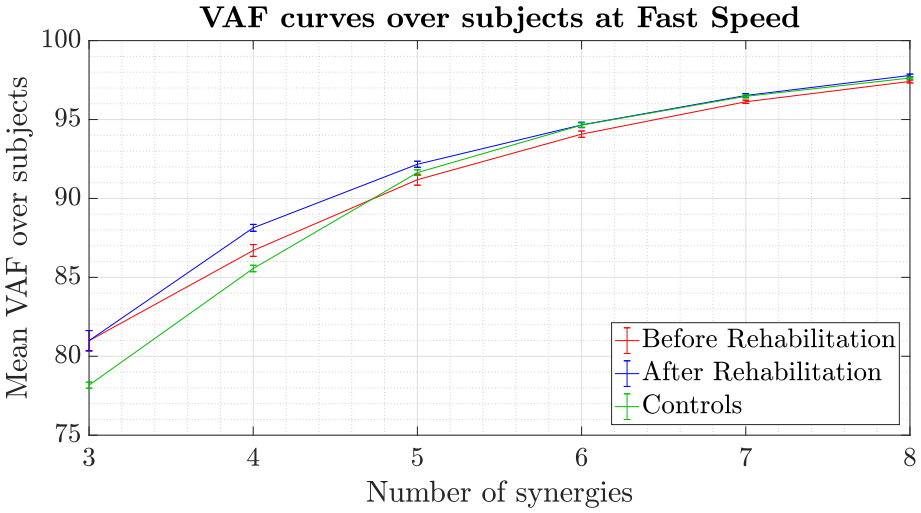
Paziente	**SNR** (dB) **Pre *SSS***	**SNR** (dB) **Post *SSS***	**SNR** (dB) **Pre *FS***	**SNR** (dB) **Post *FS***
ID102	17.6	18.7	20.2	17.8
ID103	22.7	19.2	-	-
ID106	19.2	22.1	19.0	22.4
ID116	19.7	17.6	24.3	20.6
ID117	15.4	12.6	21.1	12.1
ID118*	15.6	12.7	17.1	12.0
ID119	15.3	14.7	15.2	13.5

Tabella 3.3. Valori (mediati sui 12 muscoli osservati) del rapporto segnale-rumore SNR dei pazienti partecipanti allo studio nelle condizioni pre e post trattamento, per entrambe le velocità di percorrenza. Valori in dB.

si nota un generale miglioramento degli errori di ricostruzione dei segnali sEMG di partenza legate alle sinergie muscolari estratte: i valori VAF, infatti, più sono tendenti al 100% più indicano un minor errore di ricostruzione del segnale sEMG originale. La stessa tendenza è presente a velocità aumentata Figura 3.5b, dove l'effetto della fisioterapia si manifesta in valori VAF maggiori, per ogni combinazione di numerosità, rispetto al caso a velocità normale: da un punto di visto di ricostruzione nel segnale sEMG la riabilitazione incide positivamente sull'estrazione delle sinergie muscolari a velocità aumentata, cioè l'effetto positivo del trattamento medico è più visibile, in termini di valori VAF, a velocità aumentata. Sia a velocità normale che aumentata, per numerosità di sinergie muscolari maggiore o uguale a 5, nel post riabilitazione si registra un avvicinamento della curva VAF post (blu) ai valori VAF medi dei controlli (curva verde).
Il numero di sinergie medio per tutti i pazienti rimane 5, sia prima della fisioterapia che dopo, a cui ci si riconduce controllando qual è la prima numerosità che supera il 90% di valore VAF; tale numero medio di sinergie muscolari è visibile anche negli istogrammi delle occorrenza in Figura 3.1.
Secondo quindi l'indicatore VAF, la fisioterapia incide positivamente sull'errore di ricostruzione dell'sEMG di partenza, sia a velocità normale di percorrenza che a velocità aumentata.



(a)

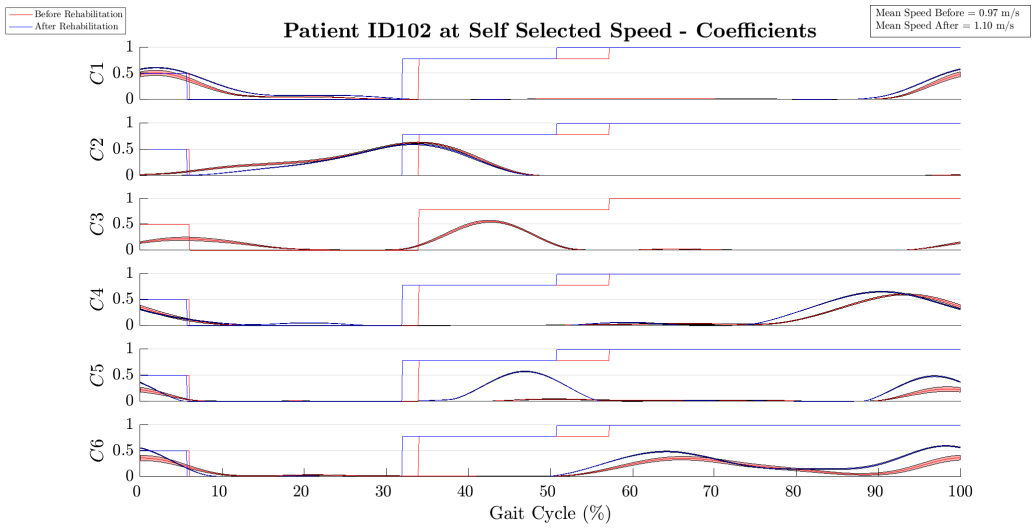


(b)

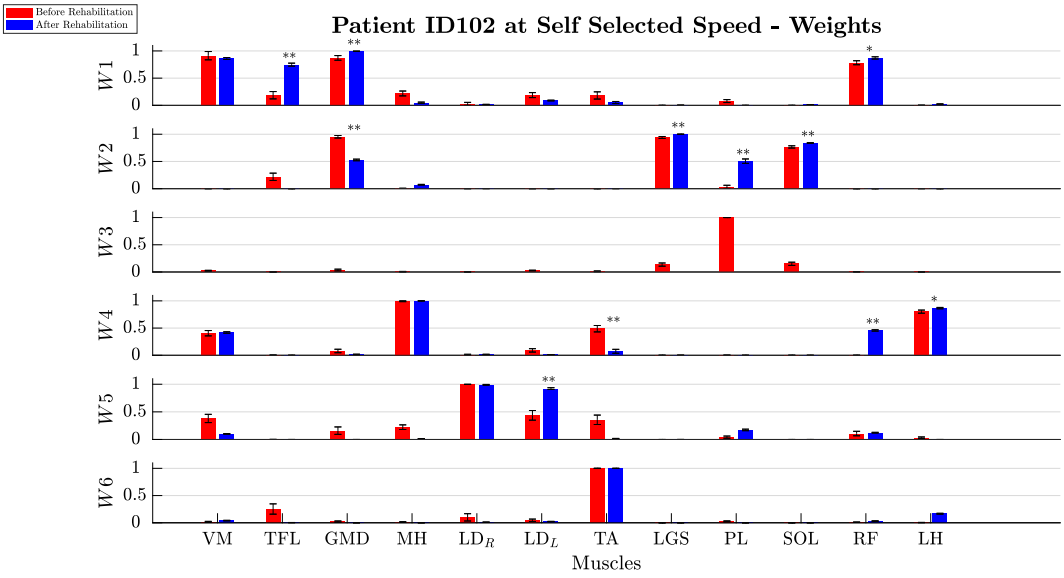
Figura 3.5. Andamento globale dei valori VAF per tutti i soggetti durante la camminata a velocità normale (a) e a velocità aumentata (b), confrontata tra il momento prima della fisioterapia (rosso) e dopo (blu). Le curve sono state ottenute mediando i rispettivi valori VAF dei soggetti, mediati a loro volta sui vari sottogruppi da 10 passi. In verde è presente la curva VAF riferita ad una popolazione di 11 controlli sani.

3.2.1 Il paziente ID102

Dei 7 pazienti analizzati se ne mostra uno, il quale presenta miglioramenti nel post riabilitazione in termini di ripetibilità e di errore di ricostruzione delle sinergie muscolari.



(a)



(b)

Figura 3.6. Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 dovute alla camminata a velocità normale (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, pre (rosso) e post (blu) trattamento.

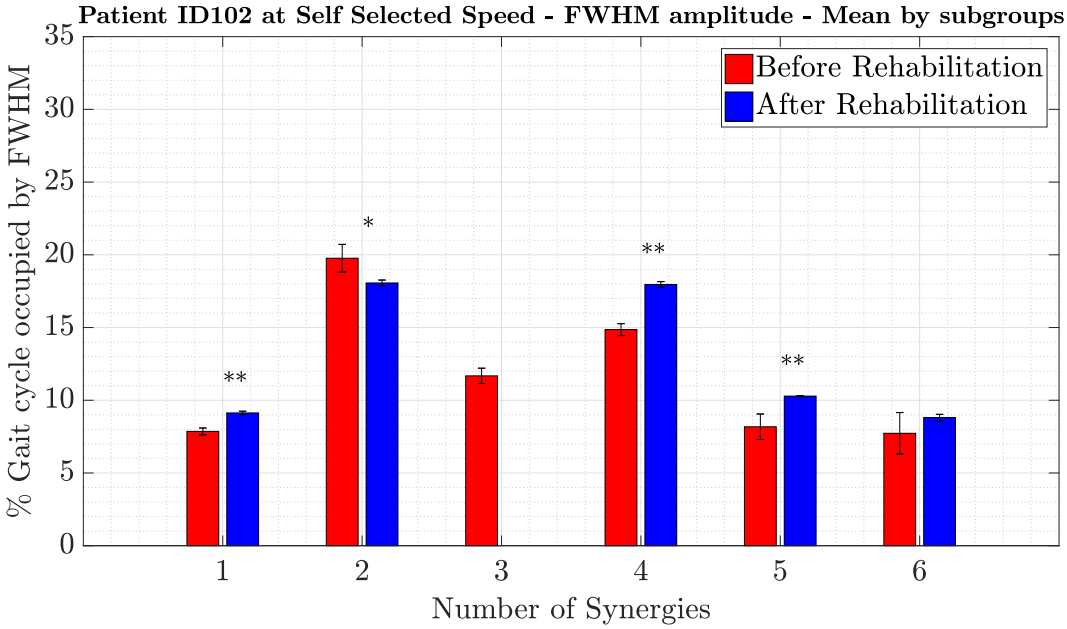
Si noti come il numero delle sinergie muscolari passi dalle 6 nel pre riabilitazione (rappresentate in rosso) alle 5 del post (in blu). La differenza maggiore tra le due condizioni è data dalla sinergia C5, la quale presenta un'attivazione molto pronunciata a metà del ciclo del passo (Figura 3.6a) legata al reclutamento più marcato del *longissimus dorsii* destro (Figura 3.6b). Tale reclutamento si accompagna a quello del *longissimus dorsii* sinistro, che si contrae insieme per stabilizzare il tronco al momento del passaggio tra la fase di *push-off* a quella di *swing*.

Altra differenza, osservabile dai pesi muscolari, è il reclutamento significativamente maggiore di tensore della fascia lata e gluteo medio in W1: si crea una tripletta - simile a quella osservata nei soggetti di controllo in Figura 1.3 - adibita al controllo della stabilità dell'anca.

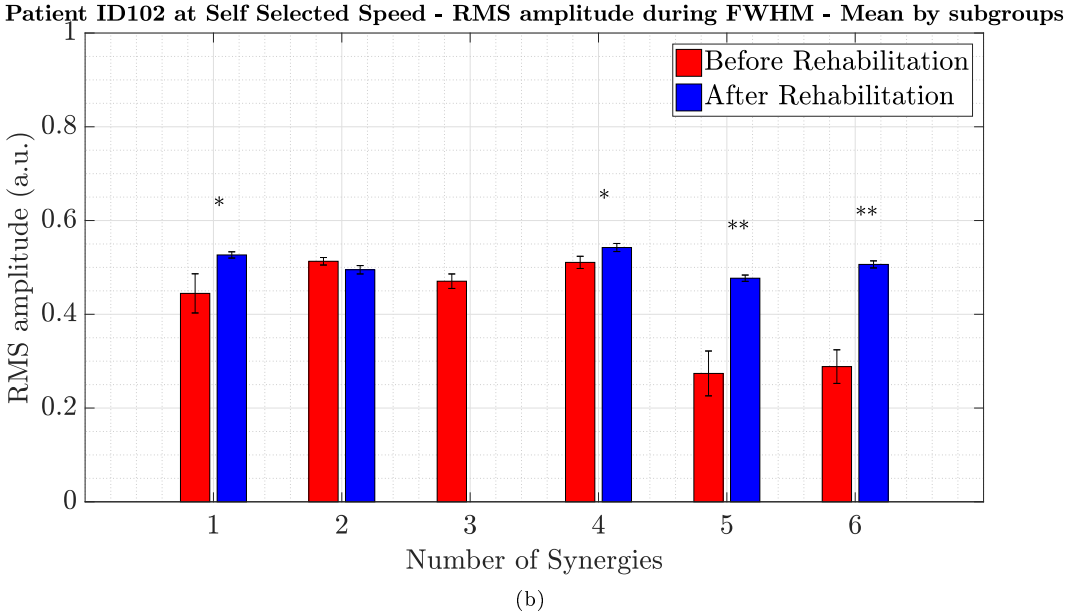
Statisticamente significativo è anche il maggior reclutamento del muscolo peroneo lungo (W2) nel post riabilitazione, che assieme a gastrocnemio laterale e soleo concorre alla propulsione utile per l'inizio della fase di *push-off*.

Dal momento che le velocità medie di percorrenza del percorso di registrazione della camminata sono simili, si può ipotizzare che la variazione nel reclutamento muscolare sia dovuta all'effetto del trattamento fisioterapico.

Considerando ora i parametri relativi all'ampiezza efficace del picco di attivazione e della sua durata in percentuale del ciclo del passo, riportati in Figura 3.7, si evince come - tranne che per la sinergia 2 - tutte i moduli neurali presentino aumenti di durata e ampiezza dei picchi di attivazione dei gruppi muscolari deputati allo svolgimento di compiti motori simili. Tali aumenti in molte coppie di sinergie sono anche statisticamente significativi, come per la sinergia 5: in essa la presenza del picco di attivazione a metà ciclo nella condizione post trattamento (in Figura 3.6a) si traduce in una porzione del ciclo della camminata maggiormente occupato dall'attivazione del gruppo muscolare correlato (Figura 3.7a) e in un significativo aumento del suo valore efficace (Figura 3.7b) rispetto a quanto relativo alla camminata pre fisioterapia. Durate maggiori del picco di attivazione e ampiezze più elevate sono indice di una maggiore intensità di reclutamento delle fibre muscolari per l'espletamento della camminata: una volta correlate con la diminuzione del dolore percepito (da 4 a 2 in Tabella 3.2) è ragionevole ipotizzare come il soggetto ID102 ottimizzi il cammino da un punto di vista di attivazione neuromuscolare in relazione ad un quadro clinico migliorato.

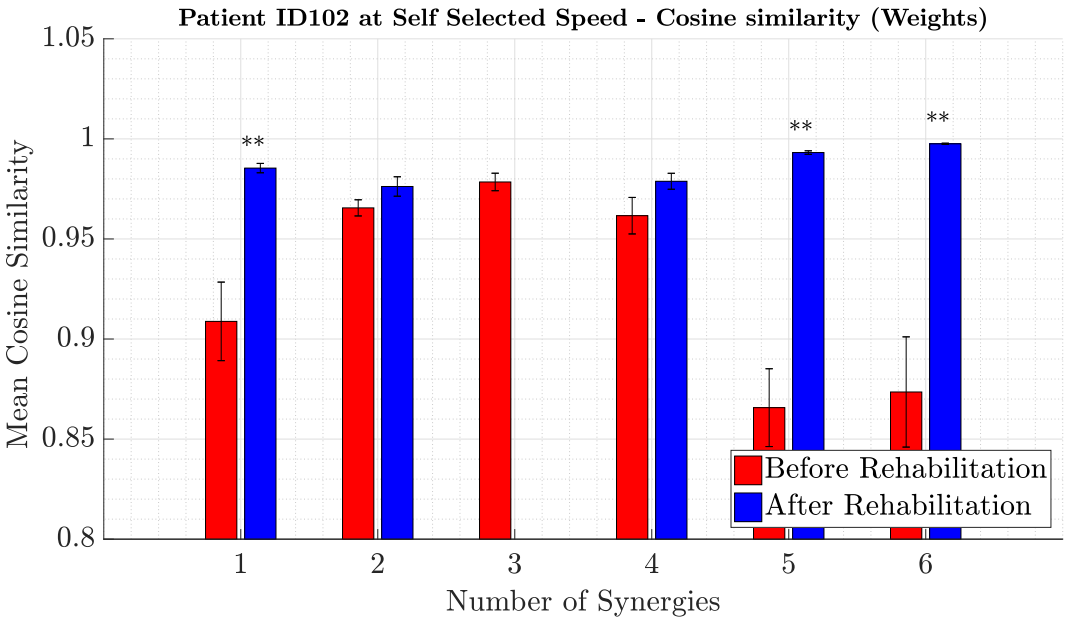


(a)

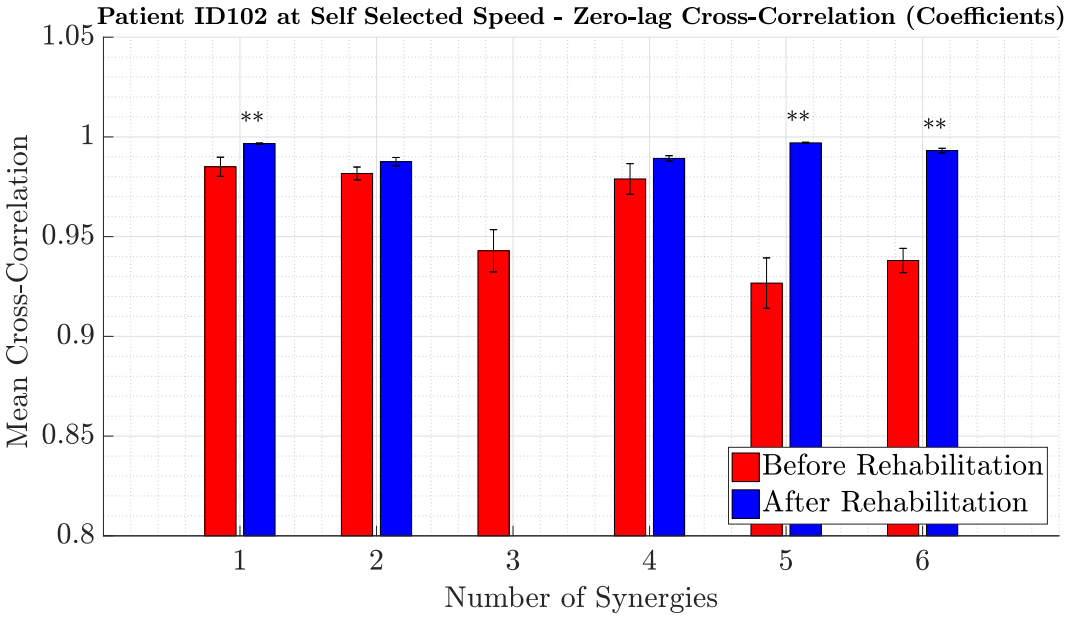


(b)

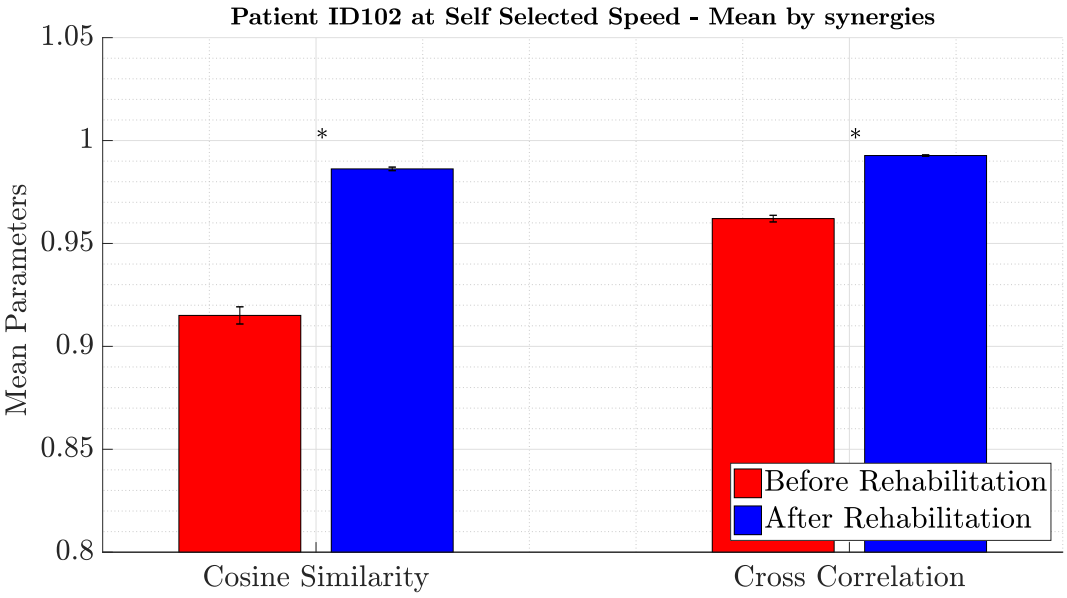
Figura 3.7. (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.6a e (b) sua ampiezza efficace.


Patient ID102 at Self Selected Speed - Cosine similarity (Weights)
Mean Cosine Similarity
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
**
**
**
Before Rehabilitation
After Rehabilitation
1
2
3
4
5
6
Number of Synergies

(a)


Patient ID102 at Self Selected Speed - Zero-lag Cross-Correlation (Coefficients)
Mean Cross-Correlation
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
**
**
**
Before Rehabilitation
After Rehabilitation
1
2
3
4
5
6
Number of Synergies

(b)



(c)

Figura 3.8. Cosine similarity (a) e cross-correlazione a ritardo nullo (b) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID102, a velocità normale. In (c) è riportata la ripetibilità media delle sinergie.

Tutte le sinergie muscolari estratte nella condizione di camminata normale dopo la riabilitazione presentano delle similarità più alte di quelle relative al prelievo dei biopenziali prima della fisioterapia (Figura 3.8): la migliore ripetibilità dei comandi neurali è riscontrabile anche nelle più sottili fasce d'errore nelle curve di attivazione muscolare (in Figura 3.6a) e nelle minori barre di errore dei pesi muscolari (in Figura 3.6b).
Il generale miglioramento della ripetibilità, dovuto all'effetto della fisioterapia, delle sinergie muscolari estratte a velocità normale è documentato in Figura 3.8c, dove si nota come sia la cosine similarity (a sinistra), sia la cross-correlazione (a destra) hanno valori più alti della condizione pre trattamento e molto vicini a 1: il miglioramento della ripetibilità è statisticamente significativo ($p<0.05$).

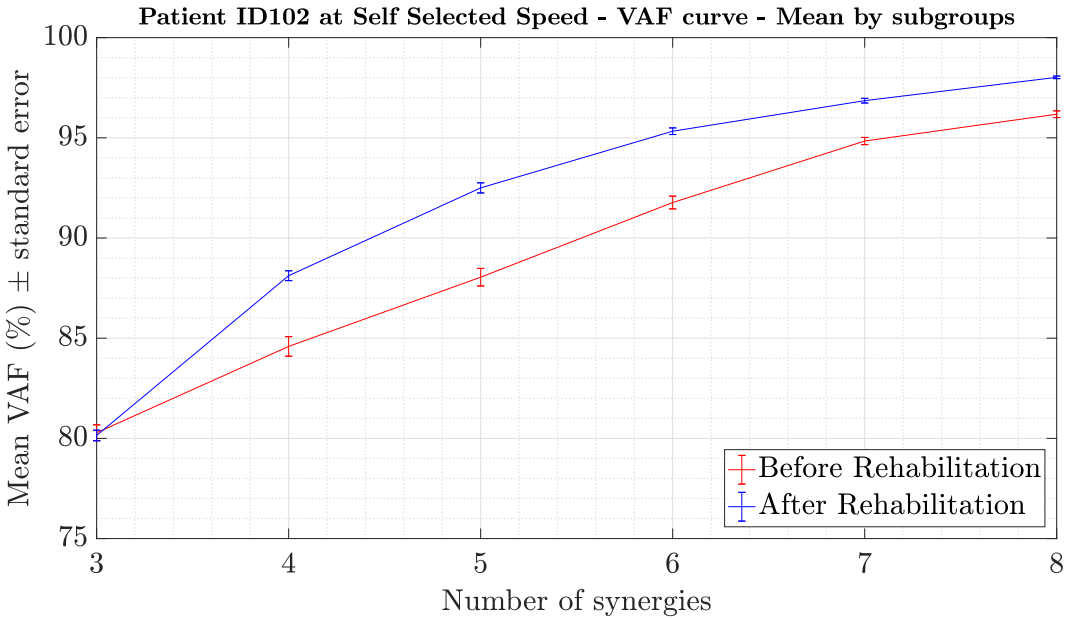


Figura 3.9. Valori VAF per il paziente ID102 a velocità normale. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard.

I valori VAF calcolati per le sinergie muscolari estratte dopo la riabilitazione sono più elevati di quelli relativi alle sinergie della condizione post, per ogni combinazione di numerosità: a tal riguardo, si nota in (in Figura 3.9) come la curva VAF della condizione post (in blu) sia posta più in alto - e quindi tendente a valori percentuali maggiori di somiglianza tra prodotto matriciale
$W \times C$ e sEMG rispetto all'omologa della condizione pre trattamento (in rosso).

Nella camminata a velocità aumentata *FS* rappresentata dalle sinergie muscolari in Figura 3.10, passando dalla condizione pre fisioterapia al post trattamento, si ha una diminuzione del numero di sinergie muscolari, da 6 a 5, analogamente a quanto si è riscontrato a velocità normale *SSS*. Una differenza macroscopica nei coefficienti di attivazione delle due condizioni si registra per la sinergia 6, la quale nel post fisioterapia vede un reclutamento del peroneo lungo (significativo) e del bicipite femorale (*LH*, anche se meno significativo del *PL*) unito alla contrazione del tibiale anteriore, il quale era l'unico attivo prima del trattamento: il soggetto ID102 per controllare il piede nella fase di swing e per la sua successiva decelerazione impiega due ulteriori muscoli (il *PL* e il *LH*) rispetto a quanto faceva a velocità normale (Figura 3.6b).
La dorsi-flessione è accompagnata da una extra-rotazione del piede nel post riabilitazione: la fisioterapia incide quindi sulla biomeccanica del controllo dell'articolazione della caviglia in modo significativo.

Nel post trattamento si evince anche come la tripletta propulsiva data da *LGS*, *PL* e *SOL* non venga mantenuta (sinergia 3) e i suoi contributi muscolari vengono ripartiti nella sinergia 2 e nella 5. Da un punto di vista del reclutamento muscolare è evidente quindi che il paziente dopo la fisioterapia non ha recuperato l'efficacia di modulazione dei comandi neurali - data ad esempio dalla tripletta propulsiva maggiormente attiva, con pesi tendenti a 1, visibile nei soggetti di controllo in Figura 1.3 - anzi, questa sembra peggiorata in luogo, ad esempio, alla secessione della tripletta stessa.

Le durate dei picchi a metà massimo di attivazione sono maggiori per la maggioranza delle sinergie nel post, mentre le ampiezza efficaci sono ovunque minori rispetto al pre riabilitazione. Questa tendenza è accentuata nella sinergia 6, la cui energia correlata di attivazione è diminuita in modo significativo. L'attivazione dei gruppi muscolari è, tendenzialmente, più duratura e meno intensa.
La fisioterapia ha quindi influenzato il reclutamento muscolare, diminuendone globalmente l'energia di attivazione.

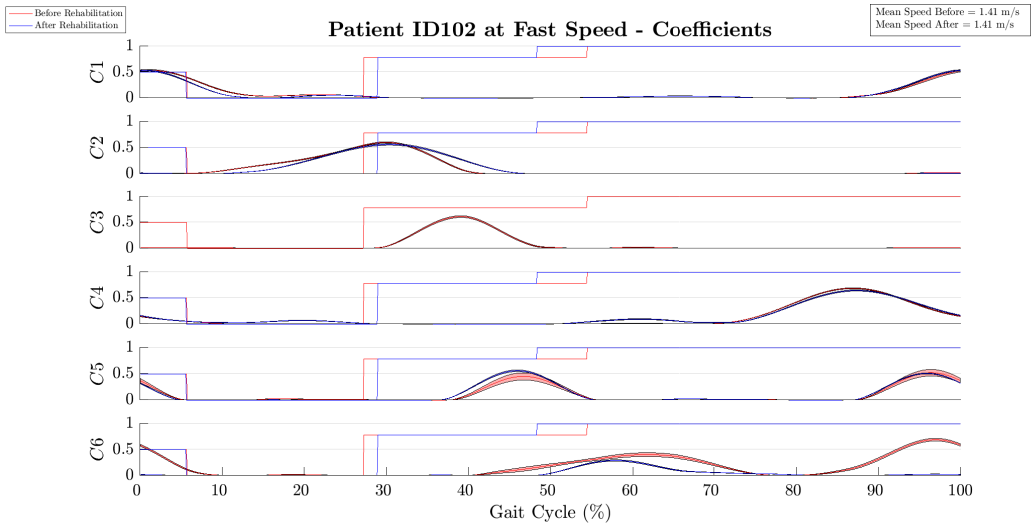
Osservando invece la ripetibilità dei comandi neurali dettagliata per ogni modulo in Figura 3.12, per la maggioranza delle sinergie confrontabili si nota un miglioramento della ripetibilità tra i vari sottogruppi di 10 passi, sia per la cosine similarity (Figura 3.12a) che per la cross correlazione (Figura 3.12b).
Degno di nota è ancora il caso della già discussa sinergia 6: cambia la tipologia di reclutamento delle fibre muscolari, però in modo assolutamente ripetibile e più consistente rispetto a quanto avveniva antecedentemente al trattamento fisioterapico. Il soggetto a velocità aumentata FS non raggruppa più insieme i muscoli deputati alla propulsione per l'avanzamento nel passo, li separa in due diverse sinergie ma in modo molto più ripetibile di quanto faceva prima della riabilitazione - e in quel caso più correttamente da un punto di vista neuromuscolare, in accordo al comportamento dell'omologa sinergia dei soggetti di controllo (Figura 1.3).
La ripetibilità globale (maggiore nel post rispetto al pre riabilitazione in maniera non significativa) è riassunta dalla media delle similarità tra i sottogruppi delle varie sinergie muscolari in Figura 3.12c.

Il comportamento delle curve VAF (in Figura 3.13) è quello atteso: nel post riabilitazione gli errori di ricostruzione collegati alle numerosità delle sinergie muscolari sono inferiori a quanto calcolato prima della fisioterapia. A livello di ricostruzione del segnale sEMG anche

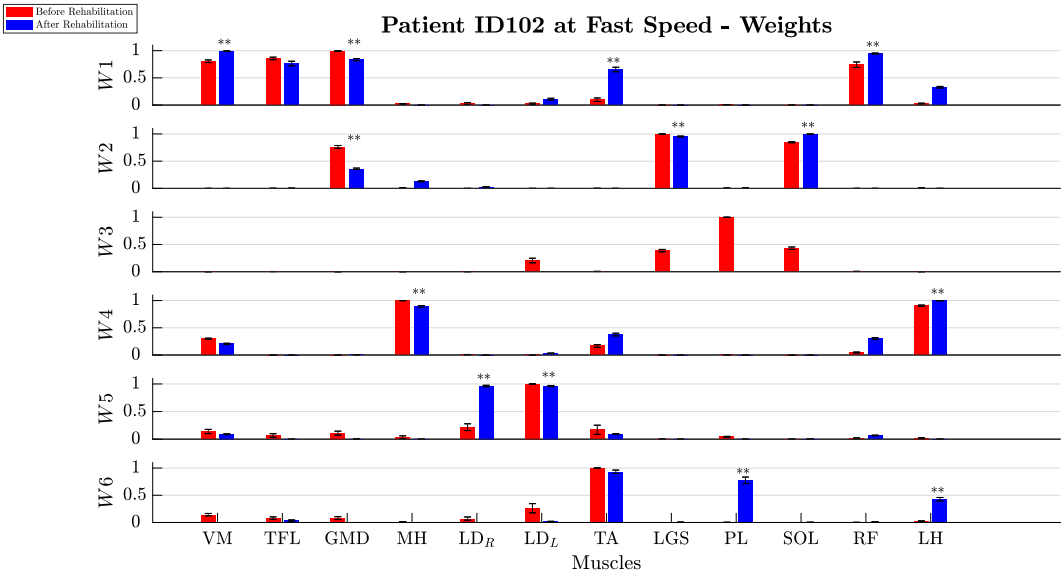
a velocità aumentata si ha un miglioramento per quanto riguarda la qualità delle sinergie estratte.

Il paziente ID102 giova quindi della fisioterapia sia in termini di diminuzione del dolore (NPRS da 4 a 2) sia in termini di miglioramenti espressi dalla ricostruzione sinergica, sia a velocità normale che aumentata.
Aumento della ripetibilità dei comandi neurali sia tra singole sinergie che globalmente, minor errore di ricostruzione del segnale sEMG e reclutamenti muscolari più ottimizzati per la camminata giustificano, almeno per questo caso, l'uso dell'analisi statistica del cammino, unita all'estrazione di sinergie muscolari, come strumento di affiancamento al personale medico nella quantificazione dell'effetto del trattamento.

Si passa ora ad analizzare la ricostruzione dei comandi neurali, per il paziente ID102, relativa alla camminata a velocità aumentata.

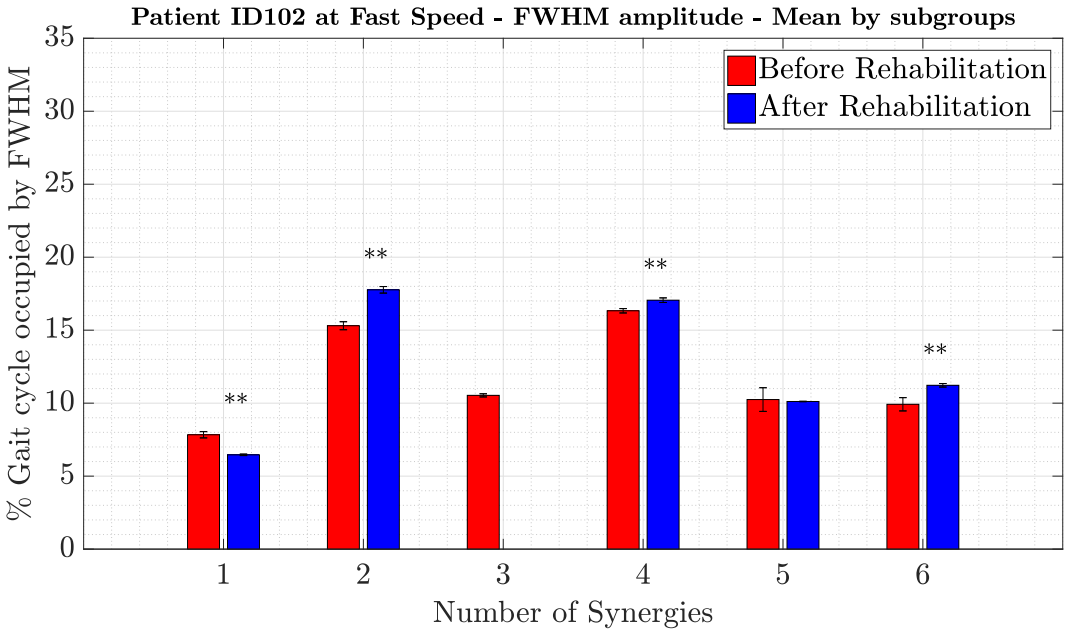


(a)

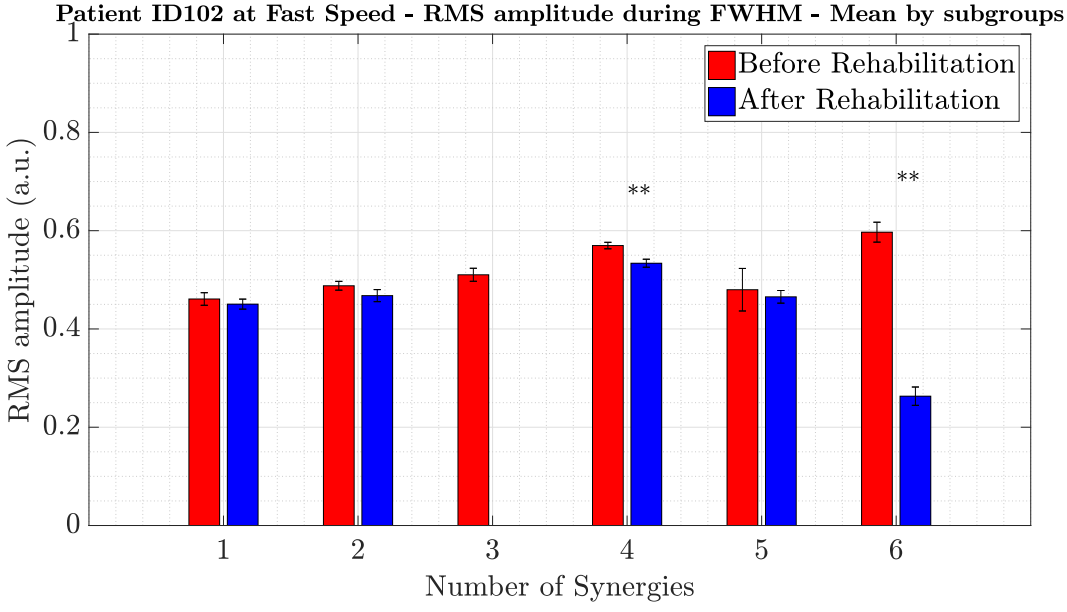


(b)

Figura 3.10. Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 dovute alla camminata a velocità aumentata (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, pre (rosso) e post (blu) trattamento.

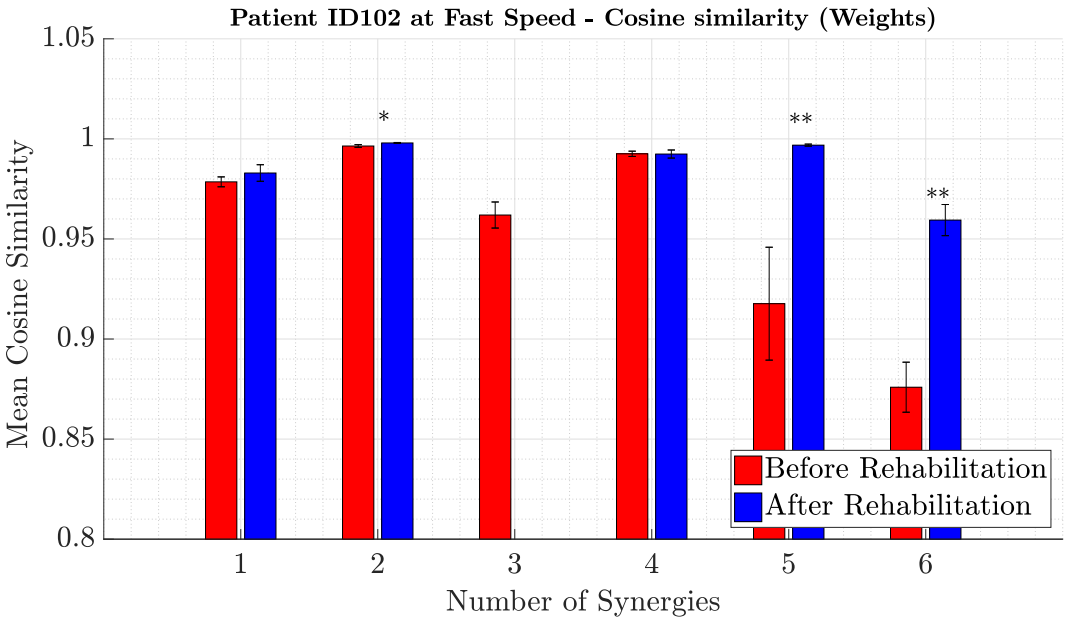


(a)

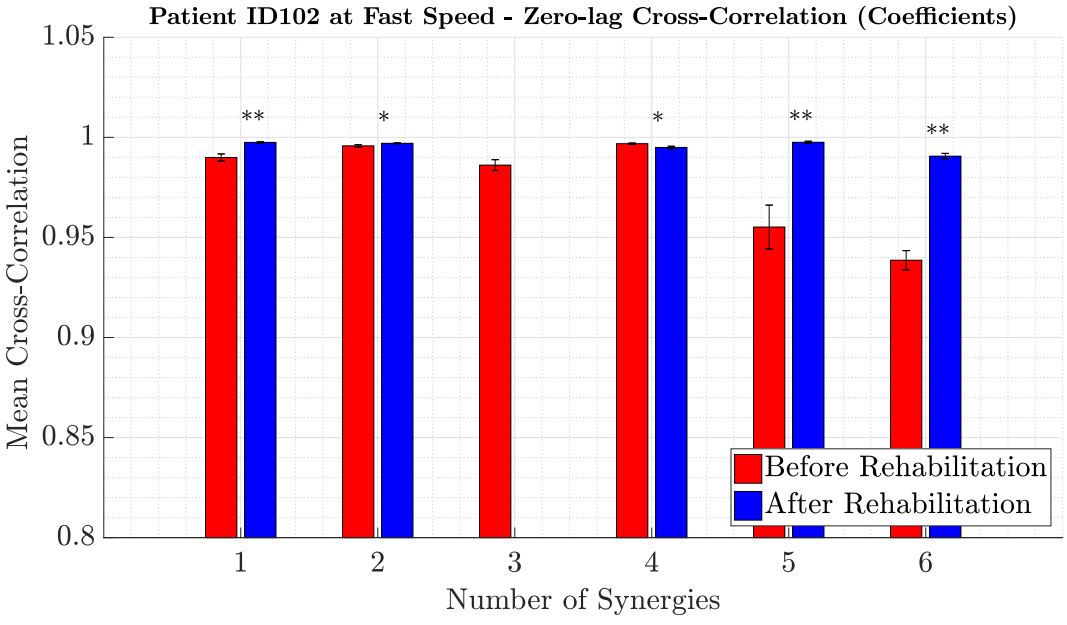


(b)

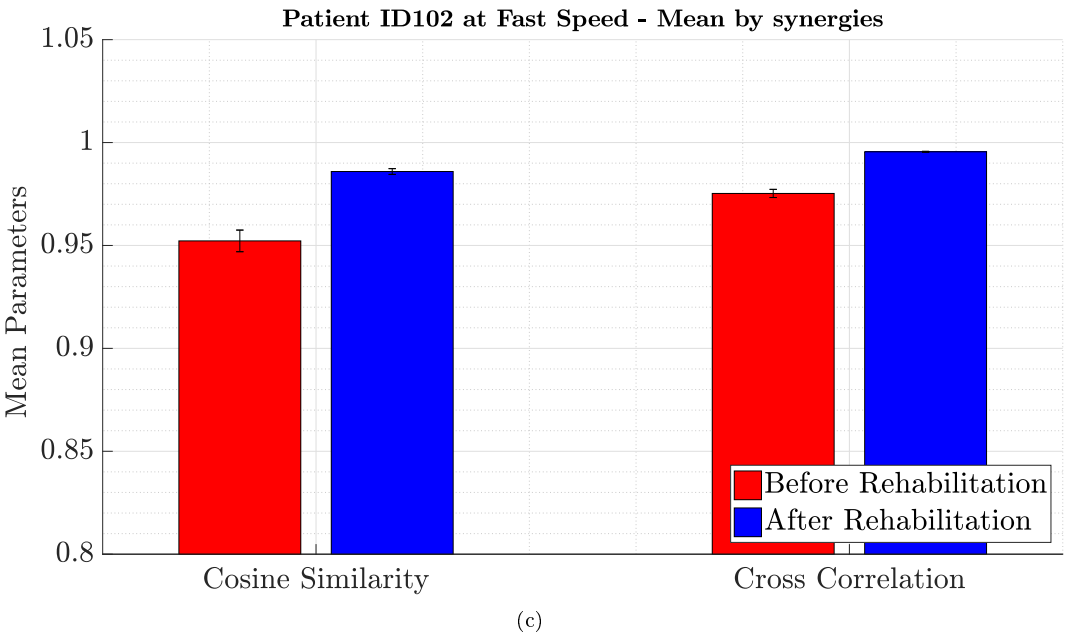
Figura 3.11. (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.6a e (b) sua ampiezza efficace.


Patient ID102 at Fast Speed - Cosine similarity (Weights)
Mean Cosine Similarity
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
*
**
**
Before Rehabilitation
After Rehabilitation
1
2
3
4
5
6
Number of Synergies

(a)


Patient ID102 at Fast Speed - Zero-lag Cross-Correlation (Coefficients)
Mean Cross-Correlation
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
**
*
*
**
**
Before Rehabilitation
After Rehabilitation
1
2
3
4
5
6
Number of Synergies

(b)



(c)

Figura 3.12. Cosine similarity (a) e cross-correlazione a ritardo nullo (b) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID102, a velocità aumentata. In (c) è riportata la ripetibilità media delle sinergie.

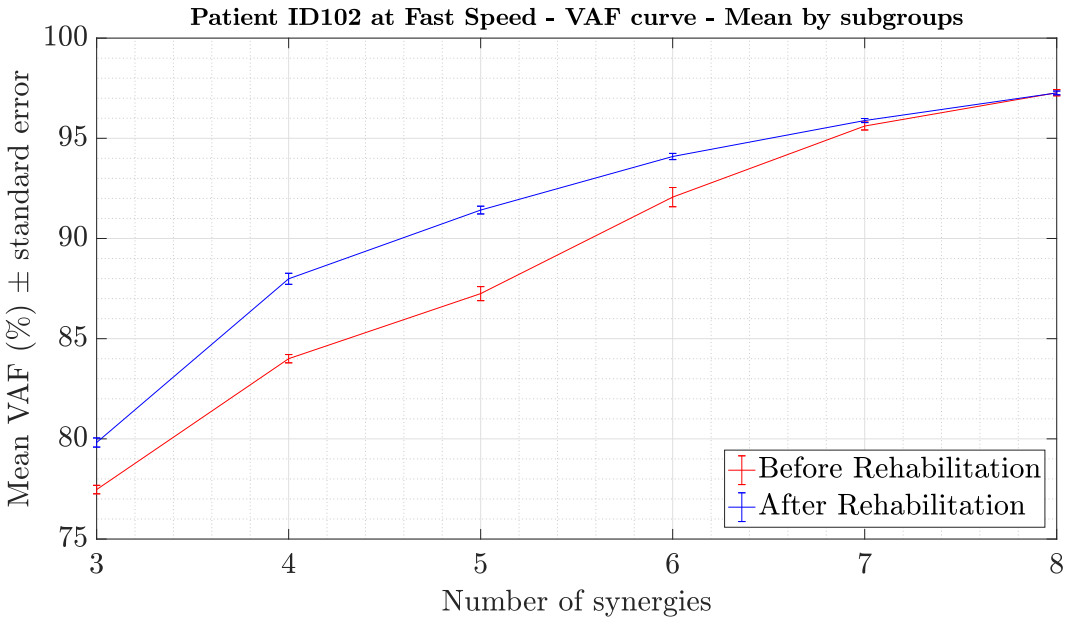


Figura 3.13. Valori VAF per il paziente ID102 a velocità aumentata. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard.

3.2.2 Il paziente ID117

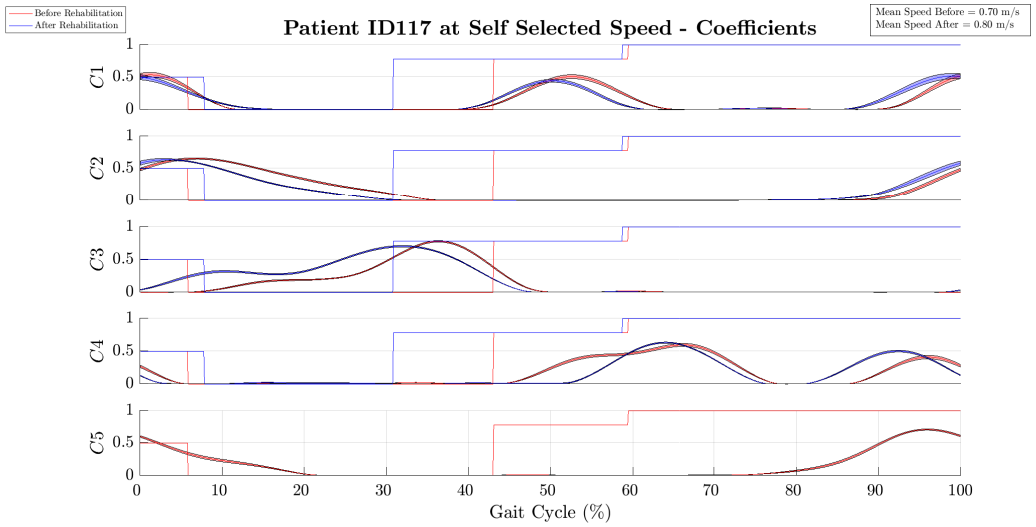
Si sceglie ora di rappresentare i risultati dell'estrazione del paziente ID117, il quale mostra una ricostruzione a 5 sinergie muscolari in tutte le condizioni, comportamento unico nel suo genere tra i soggetti della popolazione studiata.
In Figura 3.14 sono rappresentati i pesi muscolari e i coefficienti di attivazione delle sole sinergie confrontabili: delle 5, solo 4 hanno presentato un grado di similarità tra loro superiore al 60% (valore soglia impostato per l'accoppiamento di due sinergie di due condizioni differenti). Con valori di similarità inferiori non si sarebbe potuto effettuare un confronto poiché si sarebbero valutate due sinergie riferite a due ricostruzioni di comportamenti diversi.

Osservando infatti i pesi muscolari e i coefficienti di attivazione dovuti ai singoli casi - pre e post riabilitazione a velocità normale in Figura 3.15 e Figura 3.16 - si nota come la sinergia 5 della Figura 3.16a presenti un inviluppo molto diverso da quello proprio dell'omologa sinergia nel pre riabilitazione (Figura 3.15a) poiché i muscoli reclutati sono diversi: la sinergia 5 del pre riabilitazione riguarda i muscoli flessori della gamba (MH e LH), mentre la sinergia 5 del post recluta in maniera significativa solamente il peroneo lungo. Tale muscolo precedentemente era attivato contemporaneamente al tibiale anteriore: la fisioterapia sembra quindi avere inciso nella separazione delle attivazioni di TA e PL, annullando la extra-rotazione dell'articolazione di caviglia contemporanea alla flessione dorsale del piede.

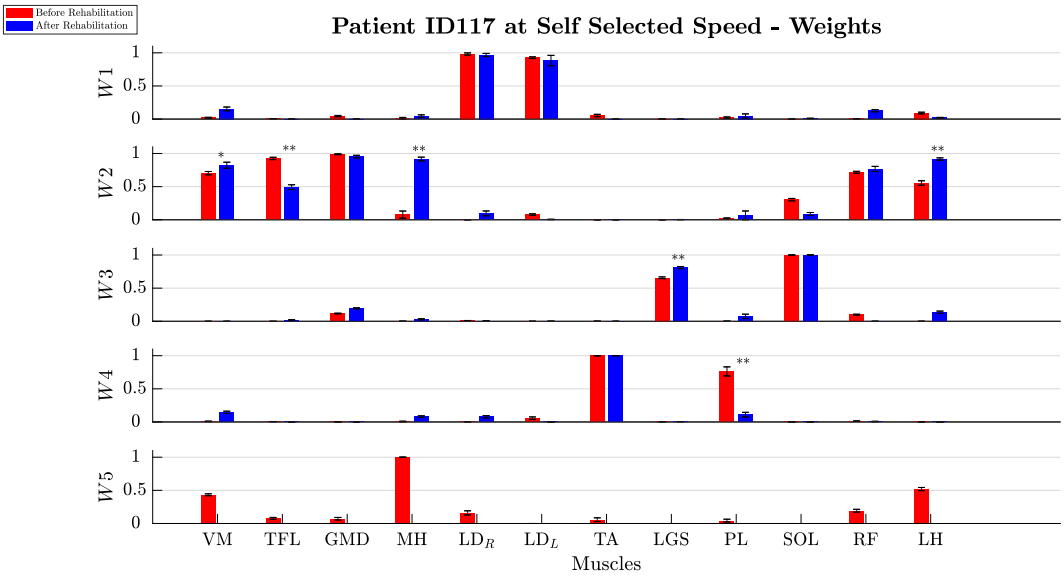
Il principale effetto sul reclutamento muscolare dato dalla fisioterapia riguarda la separazione delle attivazioni di tibiale anteriore e peroneo lungo W4, che porta anche ad una modificazione delle tempistiche di attivazione, ricreando (in Figura 3.14a, C4) il pattern tipico della sinergia del tibiale anteriore, con un picco meno allargato, come certificato in Figura 3.17a dalla minore durata del picco riferito alla sinergia 4 post trattamento.
Il controllo d'anca, che già prima della fisioterapia includeva il reclutamento di bicipite e retto femorale (LH e RF), dopo il trattamento si arricchisce del contributo significativo (valore del peso muscolare superiore a 0.5) del muscolo semimembranoso (MH), generando di fatto una contrazione generale dei muscoli della coscia; la fisioterapia non sembra aver inciso sulla capacità di selezione dei soli muscoli necessari al controllo dell'articolazione d'anca.
Manca una sinergia contenente la tripletta propulsiva (gastrocnemio laterale, peroneo lungo e soleo) anche dopo la fisioterapia, essendo i tre contributi muscolari separati in W3 e W4.

In Figura 3.18c non si notano globalmente i miglioramenti in ripetibilità dell'azione sinergica tipici del soggetto ID102; la stessa tendenza appare nei confronti tra le singole sinergie, eccetto la 4 nel post riabilitazione, sia secondo la cosine similarity (Figura 3.18a) che per la cross correlazione (Figura 3.18b) - dove la ripetibilità subisce un aumento statisticamente significativo ($p<0.01$). È comunque degno di commento il fatto che anche nel pre riabilitazione i valori di ripetibilità (sia per la cosine similarity che per la cross correlation) siano ampiamente maggiori di 0.95.

L'errore di ricostruzione VAF delle sinergie muscolari estratte successivamente alla terapia rimane pressoché costante con quello relativo alla fase precedente il trattamento, confermando la scelta della numerosità sinergica a 5 sinergie (primo numero intero a superare il 90%).

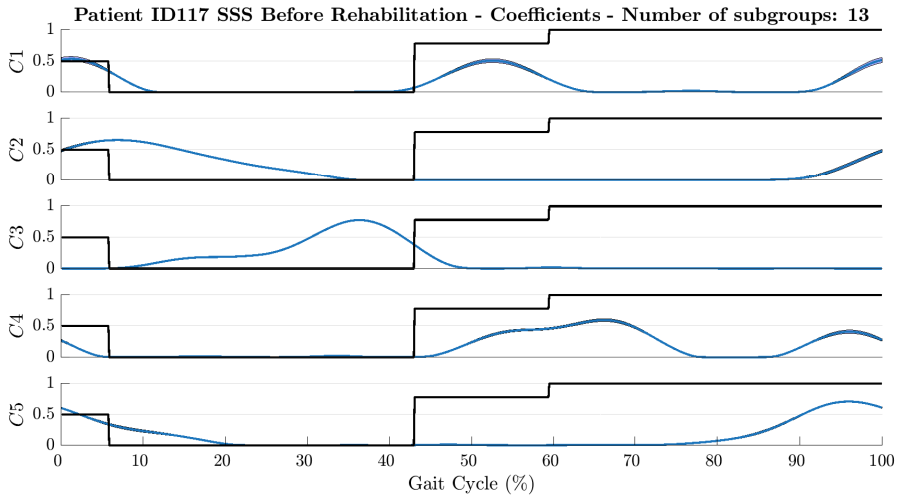


(a)

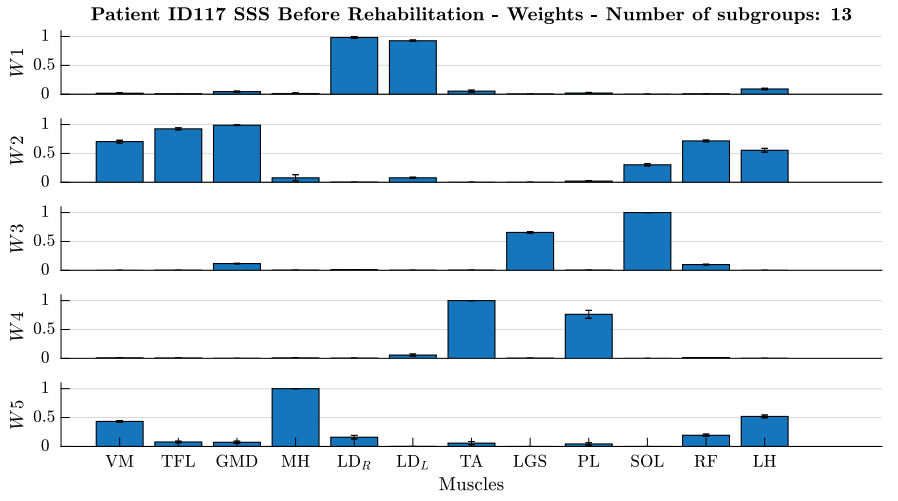


(b)

Figura 3.14. Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID117 dovute alla camminata a velocità normale (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, pre (rosso) e post (blu) trattamento.

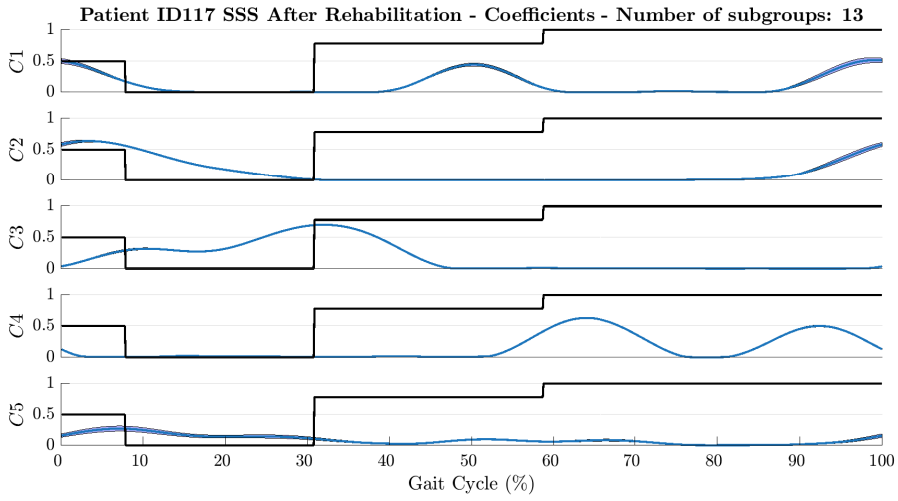


(a)

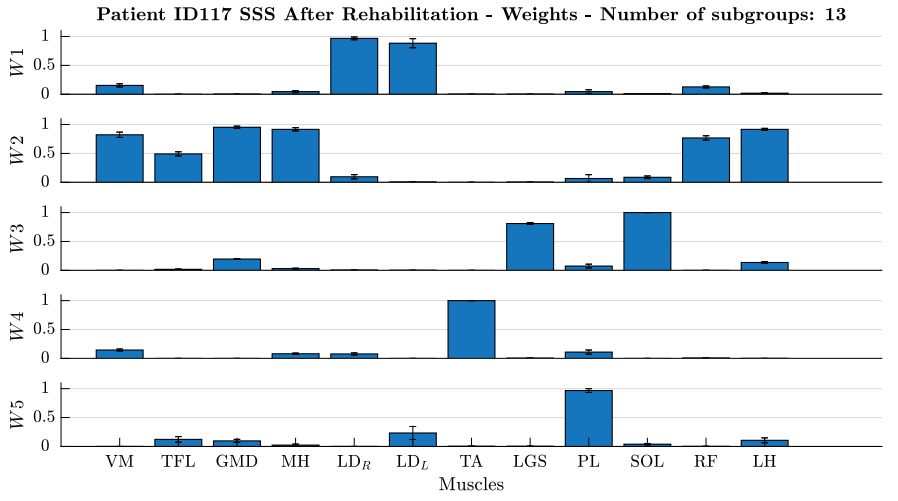


(b)

Figura 3.15. Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID117 dovute alla camminata a velocità normale (medie ± errore standard) prima della fisioterapia.

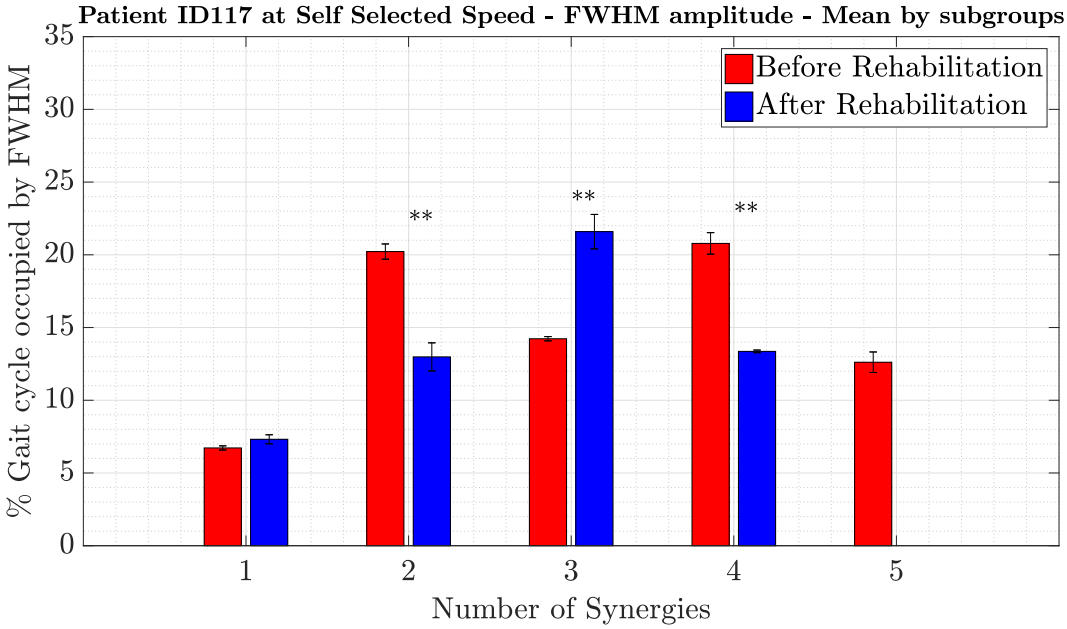


(a)

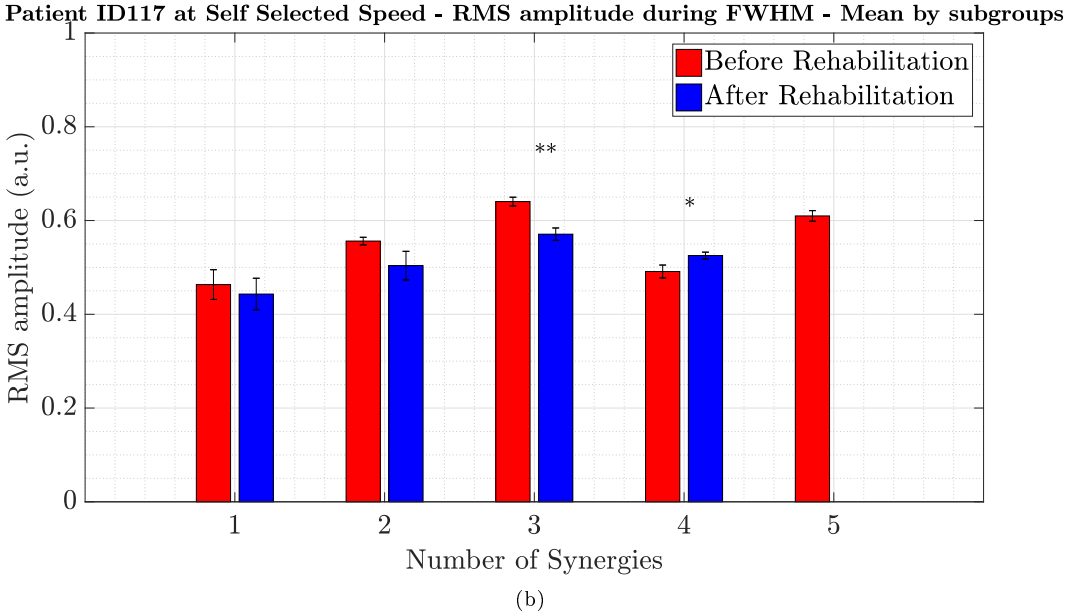


(b)

Figura 3.16. Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID117 dovute alla camminata a velocità normale (medie ± errore standard) dopo della fisioterapia.

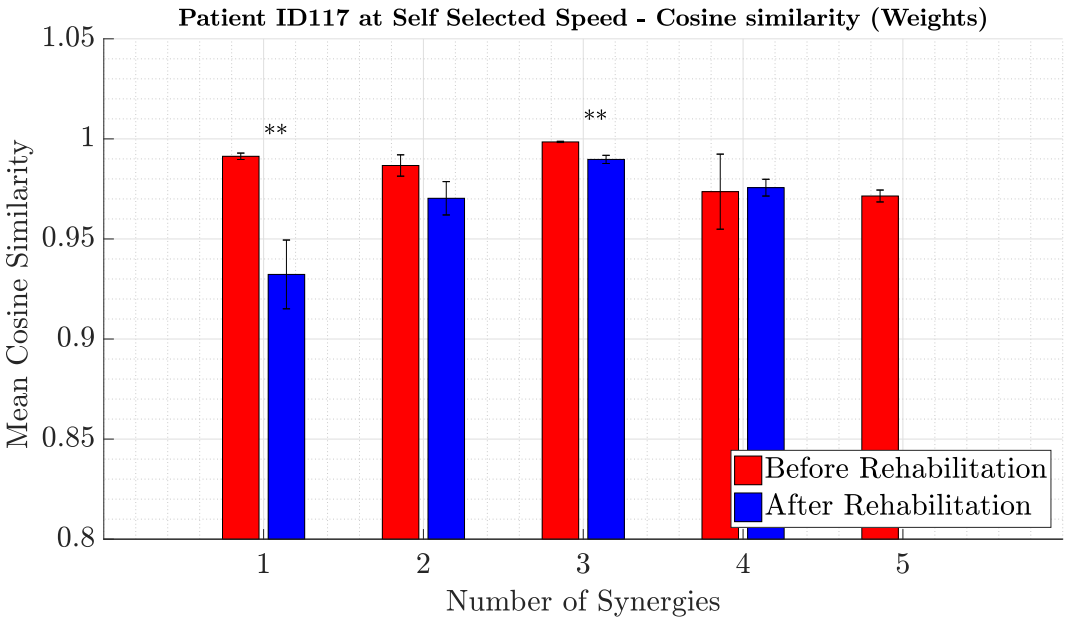


(a)

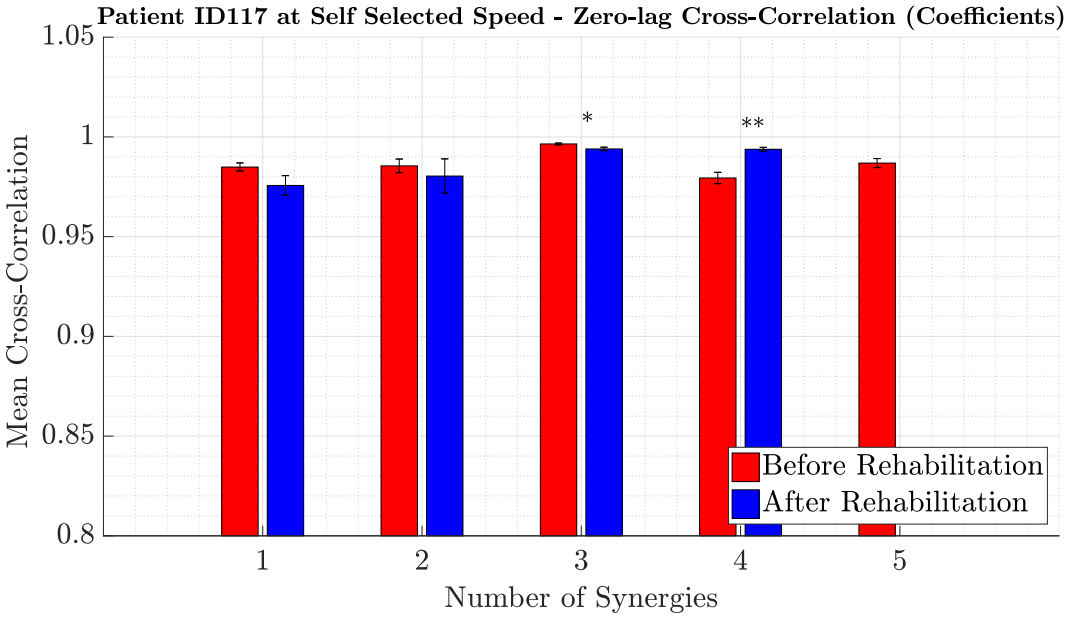


(b)

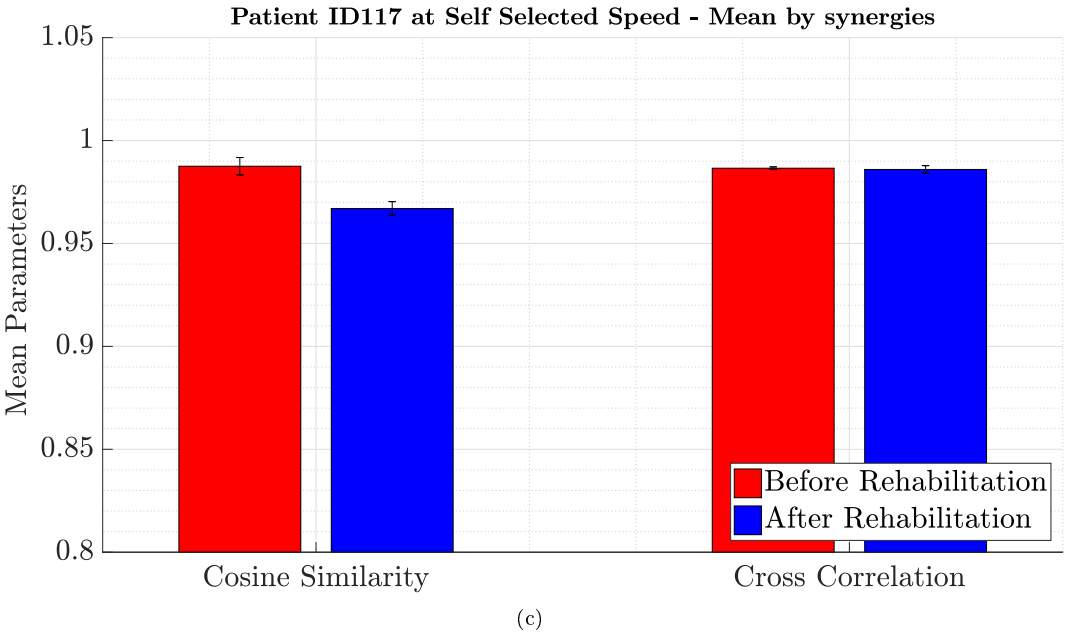
Figura 3.17. (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.6a e (b) sua ampiezza efficace.


Patient ID117 at Self Selected Speed - Cosine similarity (Weights)
Mean Cosine Similarity
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
**
**
Before Rehabilitation
After Rehabilitation
1
2
3
4
5
Number of Synergies

(a)


Patient ID117 at Self Selected Speed - Zero-lag Cross-Correlation (Coefficients)
Mean Cross-Correlation
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
*
**
Before Rehabilitation
After Rehabilitation
1
2
3
4
5
Number of Synergies

(b)



(c)

Figura 3.18. Cosine similarity (a) e cross-correlazione a ritardo nullo (b) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID117, a velocità normale. In (c) è riportata la ripetibilità media delle sinergie.

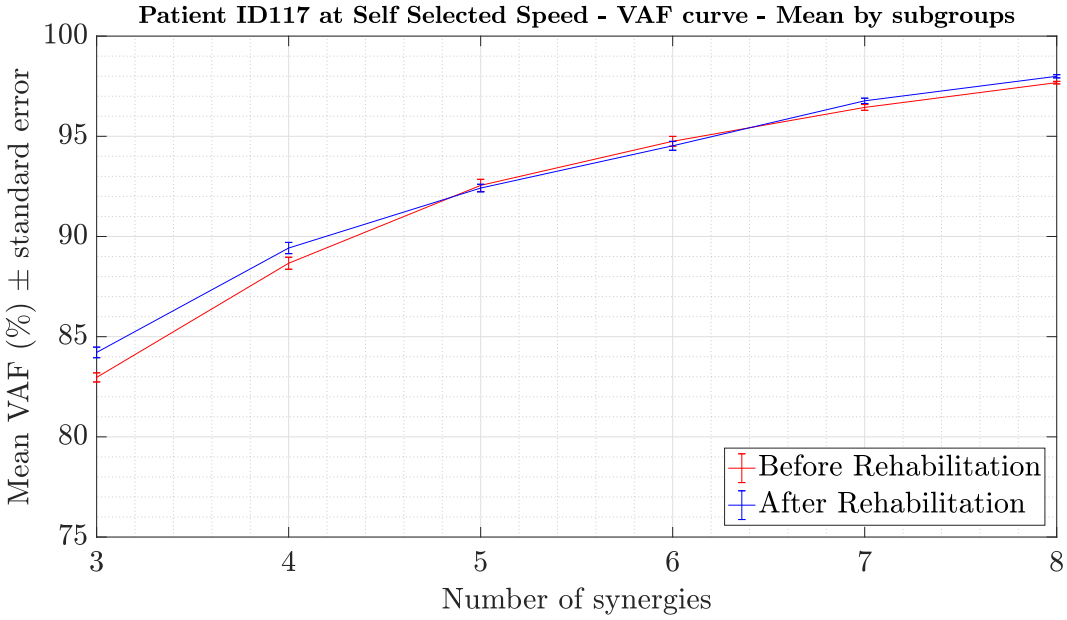
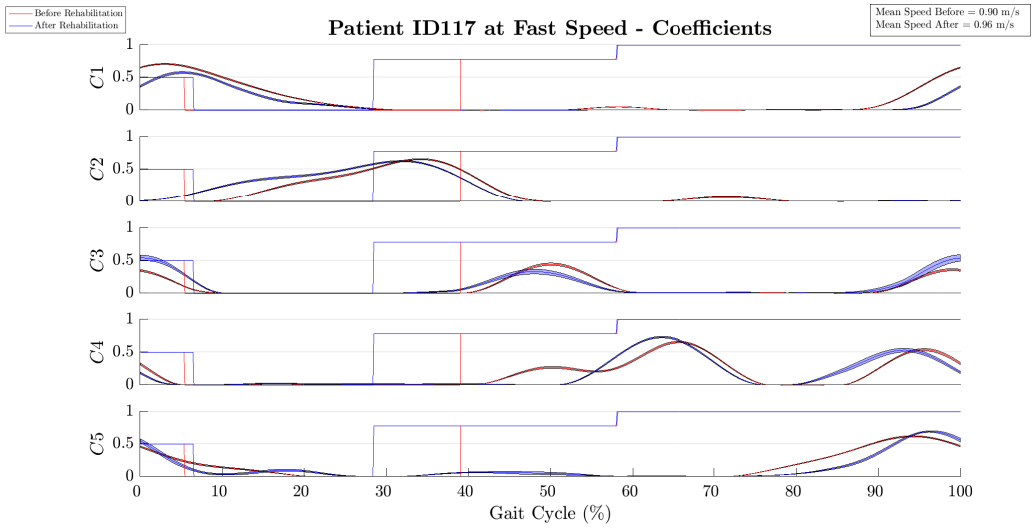
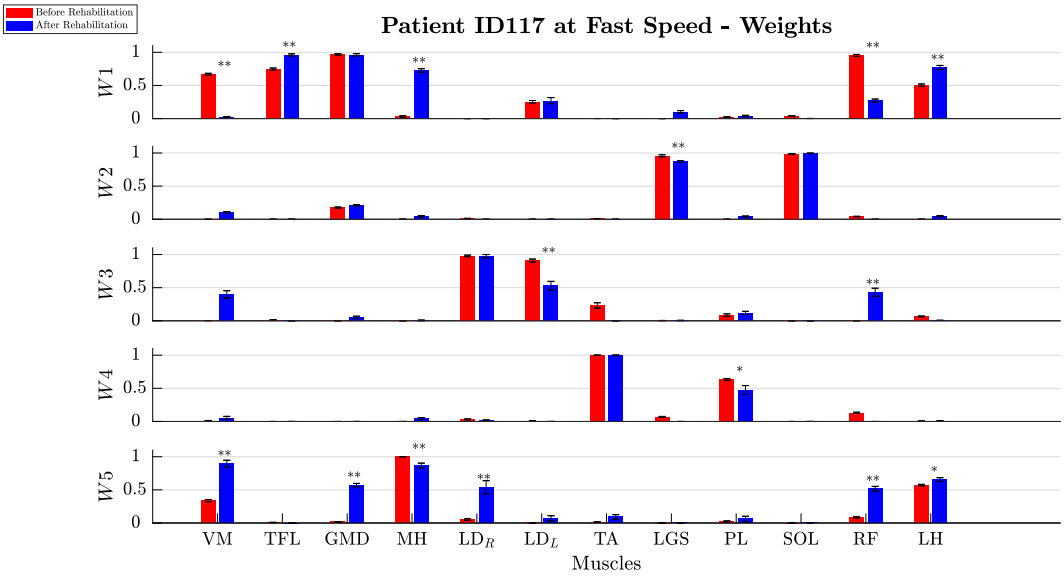


Figura 3.19. Valori VAF per il paziente ID117 a velocità normale. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard.

Si analizzano ora le sinergie muscolari estratte, sempre per il paziente ID117, in condizione di velocità aumentata *FS* confrontate prima e dopo il trattamento fisioterapico.

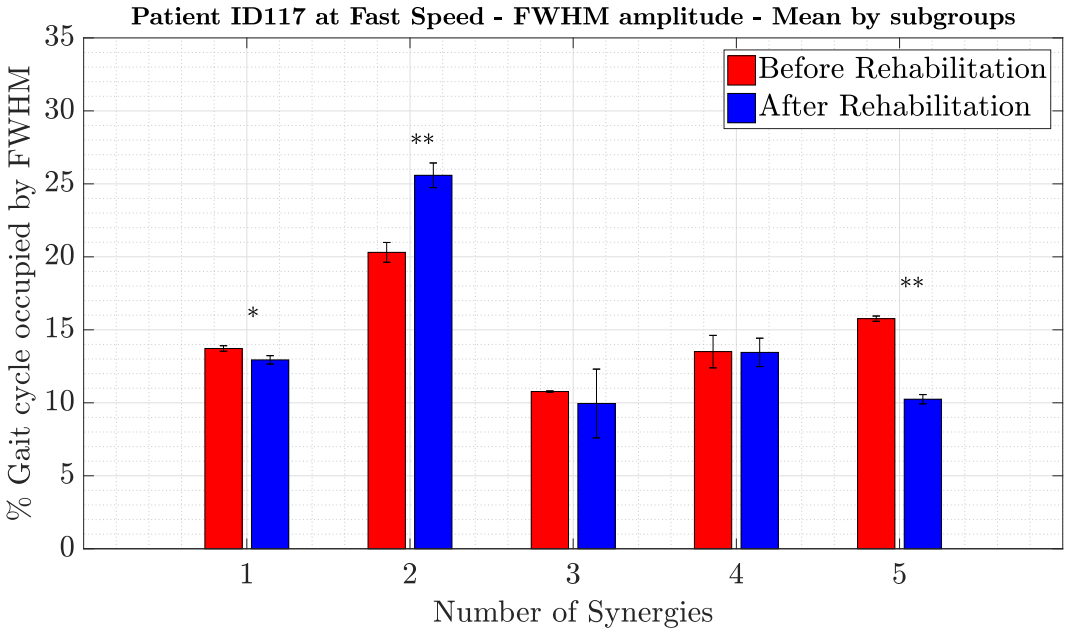


(a)

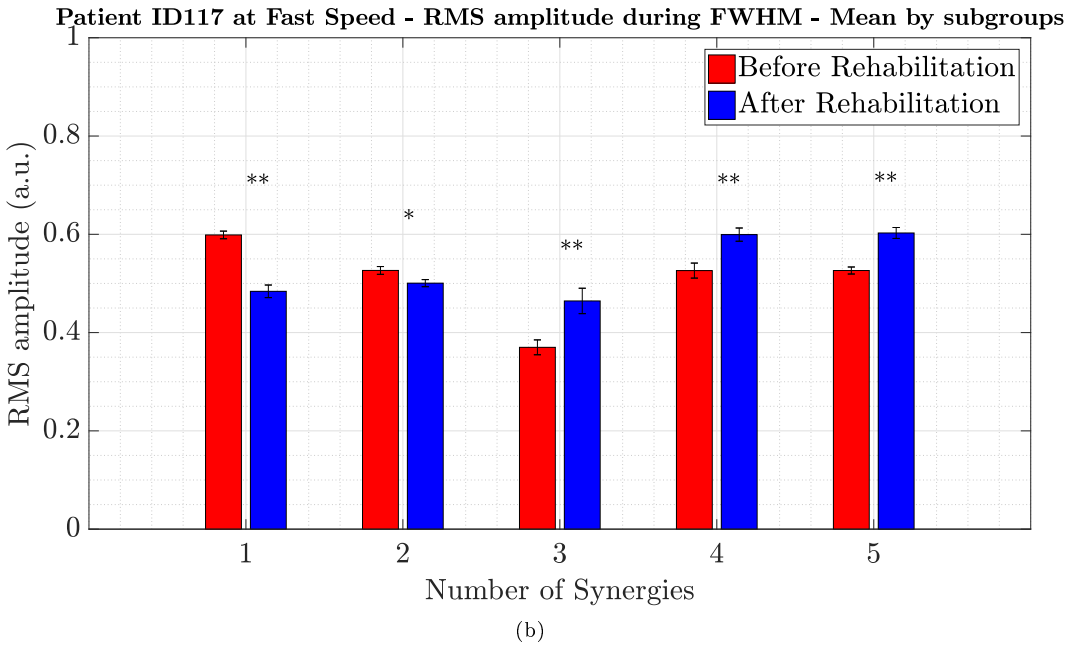


(b)

Figura 3.20. Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID117 dovute alla camminata a velocità aumentata (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, pre (rosso) e post (blu) trattamento.



(a)



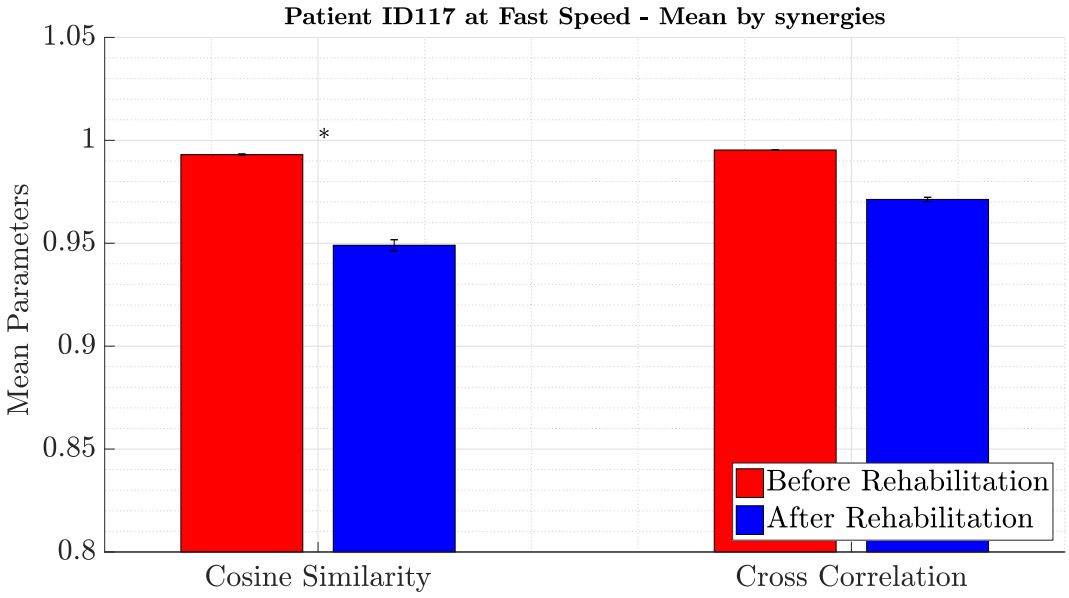
(b)

Figura 3.21. (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.20a e (b) sua ampiezza efficace.

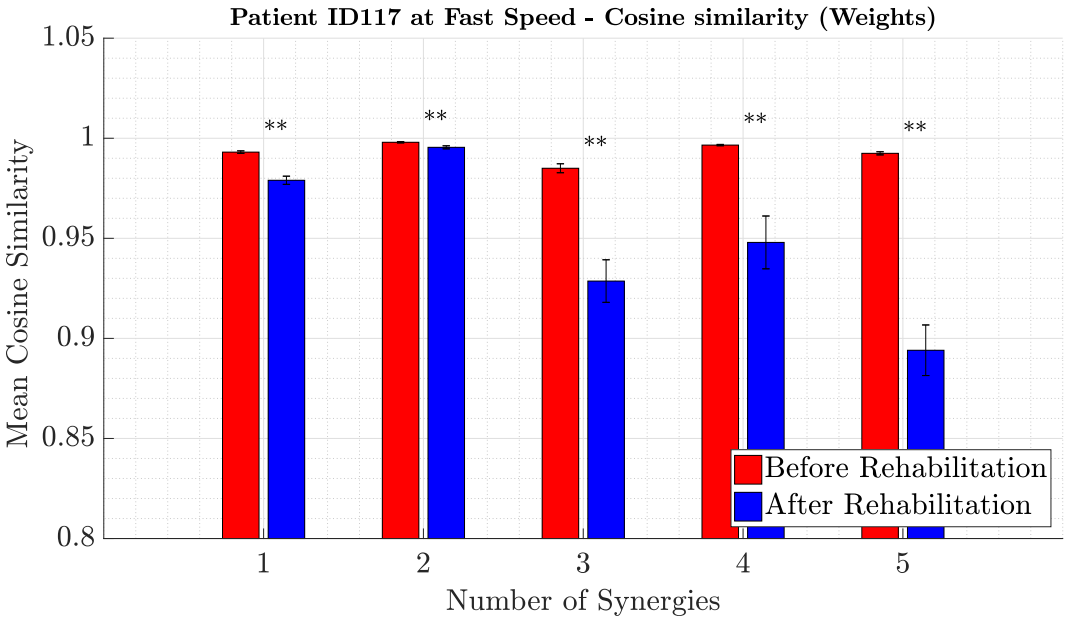
Nel passaggio alla velocità aumentata di cammino il numero delle sinergie muscolari rimane costante a 5 tra la registrazione pre e la post trattamento.
Due differenze sostanziali tra le condizioni pre e post sono:

- la separazione della tripletta di reclutamento (vasto mediale, tensore fascia lata e gluteo medio) per il controllo d'anca, che nel post viene ripartita in sinergia 1 e 5;
- la sinergia 5 contiene anche un contributo del dorsale destro, non presente nel pre riabilitazione, indice di una peggiorata capacità di separazione del comando neurale.

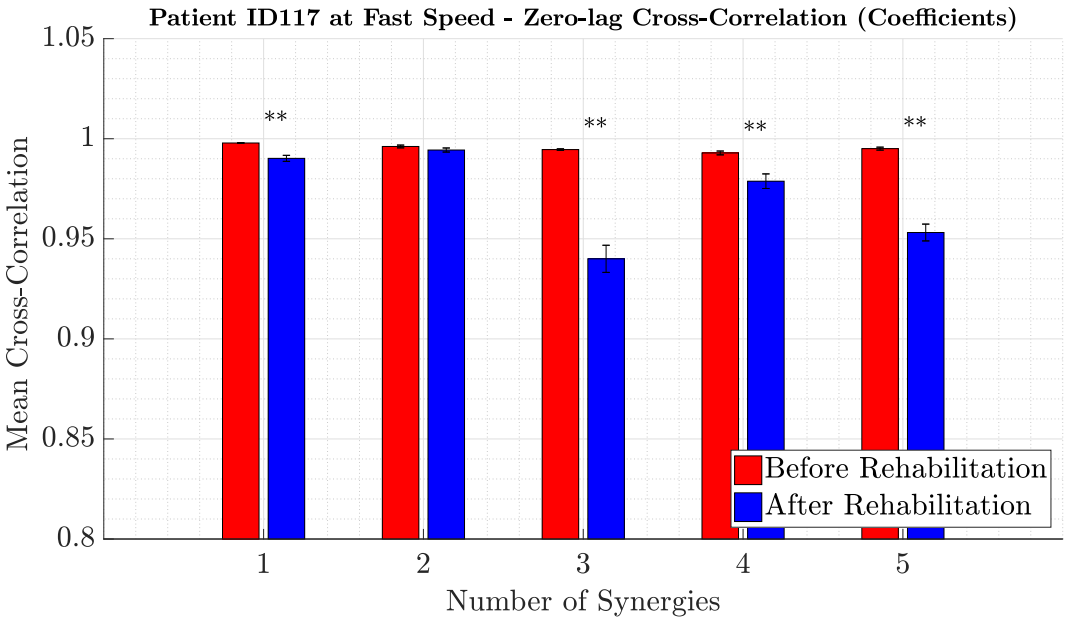
Rispetto all'estrazione a velocità normale, in Figura 3.14, la sinergia 4 del tibiale mostra un contributo di attivazione del peroneo lungo, indice di un comportamento tendente alla rotazione laterale dell'articolazione di caviglia portata dall'aumento della velocità. Questo comportamento si attenua nel post riabilitazione in maniera significativa, fornendo curve di attivazione meno allargate in prossimità del massimo e con più energia correlata (vedasi Figura 3.21a e Figura 3.21b.



(a)



(b)



(c)

Figura 3.22. Cosine similarity (b) e cross-correlazione a ritardo nullo (c) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID117, a velocità aumentata. In (a) è riportata la ripetibilità media delle sinergie.

La ripetibilità tende a diminuire tra le due condizioni pre e post Figura 3.22, sia globalmente che a livello delle singole sinergie muscolari, anche se in valore assoluto sia la cosine similarity che la cross correlazione presentano similarità tra i sottogruppi di passi superiori al 90%.

I valori VAF mostrano una controtendenza rispetto a quanto osservato per il caso a velocità normale (Figura 3.19): la curva interpolante gli errori di ricostruzione del pre riabilitazione (rossa) è più in alto rispetto a quella relativa agli errori di ricostruzione sinergica del post trattamento (blu), sinonimo di una peggiorata capacità del modello matematico delle sinergie muscolari di replicare il segnale sEMG di correlato alla camminata successiva alla fisioterapia (Figura 3.23). Questo risultato è in parte dovuto alla minore qualità del segnale elettromiografico superficiale nel post riabilitazione, certificato da un SNR minore nel post rispetto al pre fisioterapia (3.3).

Dopo aver analizzato i risultati relativi all'estrazione delle sinergie muscolari per il paziente ID117, si può concludere come l'effetto della fisioterapia sia conservativo in termini di ripetibilità a velocità normale di percorrenza - tranne per qualche isolata sinergia, che vede i valori di cosine similarity e cross-correlazione aumentare nel post riabilitazione - mentre non si hanno miglioramenti a velocità di cammino più sostenuta.
La capacità di reclutamento dei muscoli in maniera più ottimizzata in funzione del passo, se confrontata con l'attività dei soggetti di controllo (Figura 1.3), non viene recuperata e a velocità aumentata si ha addirittura un peggioramento nel controllo d'anca, con il vasto mediale separato da tensore della fascia lata e dal gluteo medio.

L'effetto della fisioterapia è quindi puramente antalgico, in quanto il dolore percepito e documentato dal valore NPRS passa da 6 nel pre riabilitazione a 2 nel post.

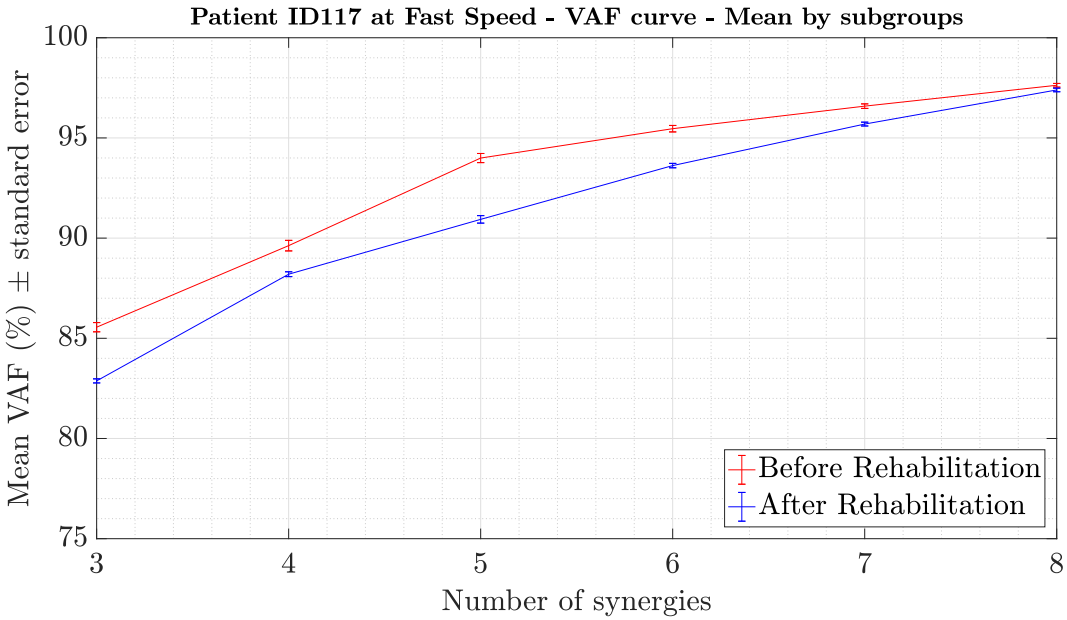


Figura 3.23. Valori VAF per il paziente ID117 a velocità aumentata. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard.

3.3 Effetto dell'aumento di velocità

Analogamente a quanto mostrato riguardo la valutazione dell'effetto del trattamento fisioterapico, si effettueranno ora i confronti tra la condizione a velocità normale e a velocità aumentata, considerando separatamente le registrazioni effettuate prima della riabilitazione e dopo. La Tabella 3.4 mostra le velocità medie di esecuzione dell'esercizio della camminata

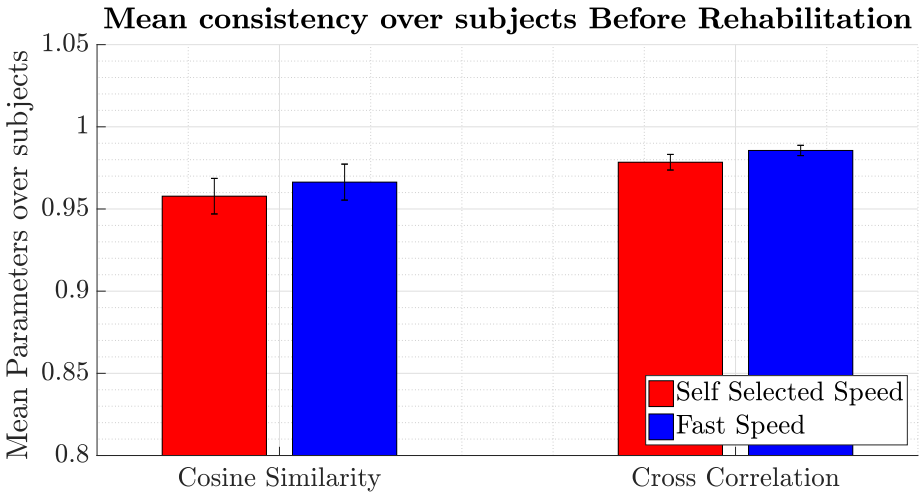
Paziente	**Velocità** (m/s) ***SSS* Pre riabilitazione**	**Velocità** (m/s) ***SSS* Post riabilitazione**	**Velocità** (m/s) ***FS* Pre riabilitazione**	**Velocità** (m/s) ***FS* Post riabilitazione**
ID102	0.97 ± 0.010	1.10 ± 0.010	1.41 ± 0.001	1.41 ± 0.010
ID103*	0.69 ± 0.006	0.84 ± 0.018	-	-
ID106	1.05 ± 0.007	1.00 ± 0.014	1.33 ± 0.008	1.25 ± 0.015
ID116	1.20 ± 0.010	1.21 ± 0.010	1.60 ± 0.008	1.43 ± 0.008
ID117	0.70 ± 0.001	0.80 ± 0.001	0.90 ± 0.009	0.96 ± 0.009
ID118	0.60 ± 0.007	0.56 ± 0.007	0.70 ± 0.009	0.67 ± 0.009
ID119	1.00 ± 0.007	0.93 ± 0.007	1.30 ± 0.007	1.11 ± 0.007

Tabella 3.4. Velocità di percorrenza dei pazienti nell'esercizio della camminata. Dati in m/s ± errore standard.

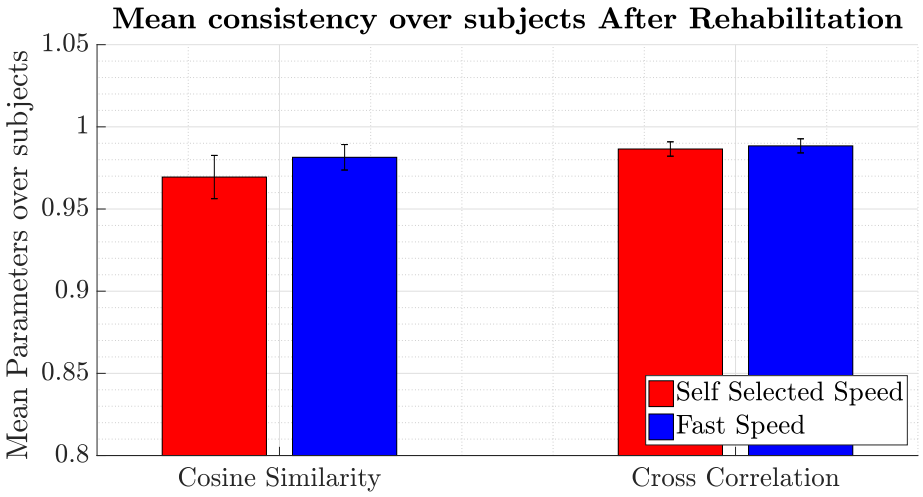
misurate in sede di registrazione dell'attività elettromiografica, per la fase pre riabilitazione e per la fase immediatamente successiva.

Registrando l'attività elettromiografica di superficie correlata alla camminata a velocità aumentata, oltre a quella relativa alla velocità fisiologica propria di ogni soggetto, è possibile effettuare un confronto della ripetibilità della ricostruzione neurale a due velocità diverse di esecuzione dell'esercizio. Analogamente a quanto esposto al paragrafo precedente (3.2), verranno rappresentate le variazioni di ripetibilità dei comandi neurali e VAF (Variance Accounted For) tra la camminata a velocità normale *SSS* e aumentata *FS* relative alla fase pre riabilitazione e post riabilitazione, mediate su tutti i soggetti dello studio. La Figura 3.24 mostra una ripetibilità media più alta nel passaggio tra la velocità normale di percorrenza a quella aumentata, sia per le sinergie muscolari estratte prima della riabilitazione (Figura 3.24a) che dopo di essa (Figura 3.24b).
L'effetto dell'aumento della velocità sembra dunque aver inciso sul miglioramento della ripetibilità del raggruppamento sinergico. Occorre comunque notare come la fisioterapia garantisca già a velocità normale valori di cosine similarity e cross-correlazione più vicini ad 1 rispetto al caso precedente il trattamento.

Riguardo i valori VAF, si può solamente concludere che l'aumento di velocità porta a errori di ricostruzione molto simili a quelli tipici della velocità normale di cammino, sia per le numerosità di sinergie muscolari pre riabilitazione (Figura 3.25a) che per le omologhe del post (Figura 3.25b).
Si conferma che il numero medio di sinergie muscolari sia 5, essendo il primo intero a superare la soglia del VAF = 90%.
Il comportamento è simile per i soggetti di controllo, tuttavia a basse numerosità l'errore di ricostruzione a velocità normale è più piccolo di quello a velocità aumentata.

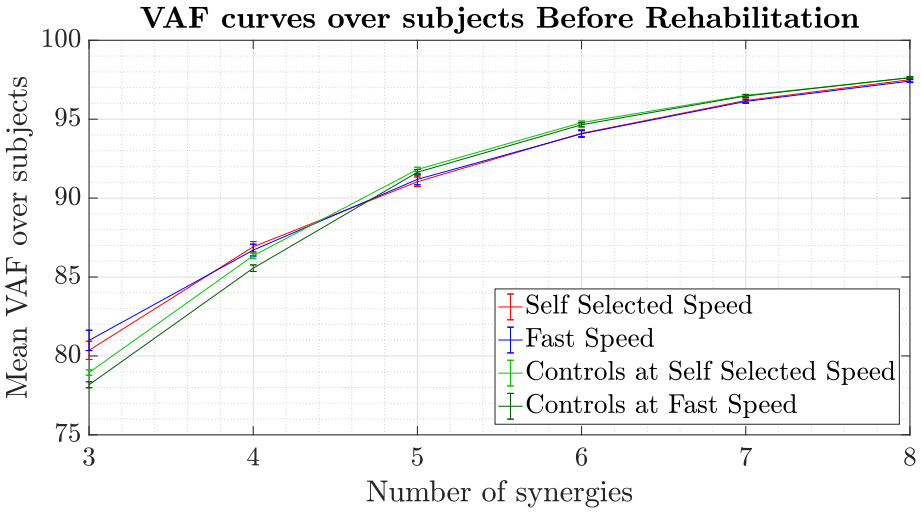


(a)

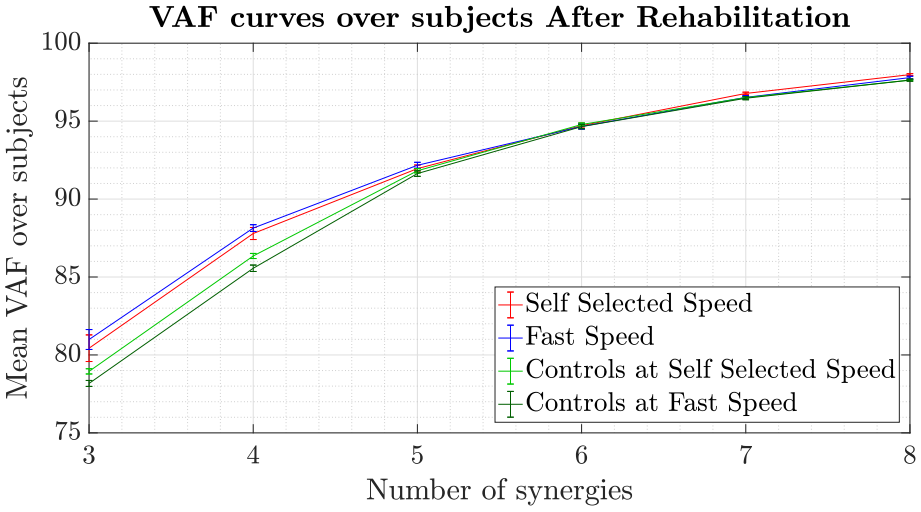


(b)

Figura 3.24. Andamento globale dei valori VAF per tutti i soggetti durante la camminata a velocità normale (rosso) e a velocità aumentata (blu), confrontata al momento prima della fisioterapia(a) e dopo (b). Gli istogrammi sono stati ottenuti mediando i rispettivi valori di ripetibilità dei soggetti, mediati a loro volta sui vari sottogruppi da 10 passi.



(a)



(b)

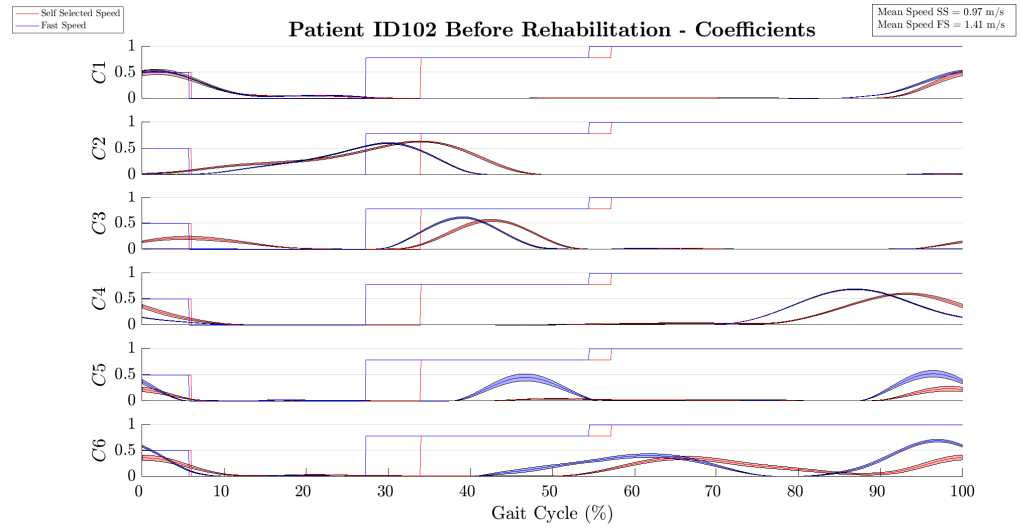
Figura 3.25. Andamento globale dei valori VAF per tutti i soggetti durante la camminata prima (a) e dopo la riabilitazione (b), confrontata tra la camminata a velocità normale *SSS* (rosso) e a velocità aumentata *FS* (blu). Le curve sono state ottenute mediando i rispettivi valori VAF dei soggetti, una volta mediati i valori VAF dei vari sottogruppi da 10 passi. In verde chiaro è presente la curva VAF riferita alla camminata a velocità normale di una popolazione di 11 controlli sani, in verde scuro la curva VAF relativa alla camminata a velocità aumentata degli 11 controlli sani.

3.3.1 Il paziente ID102

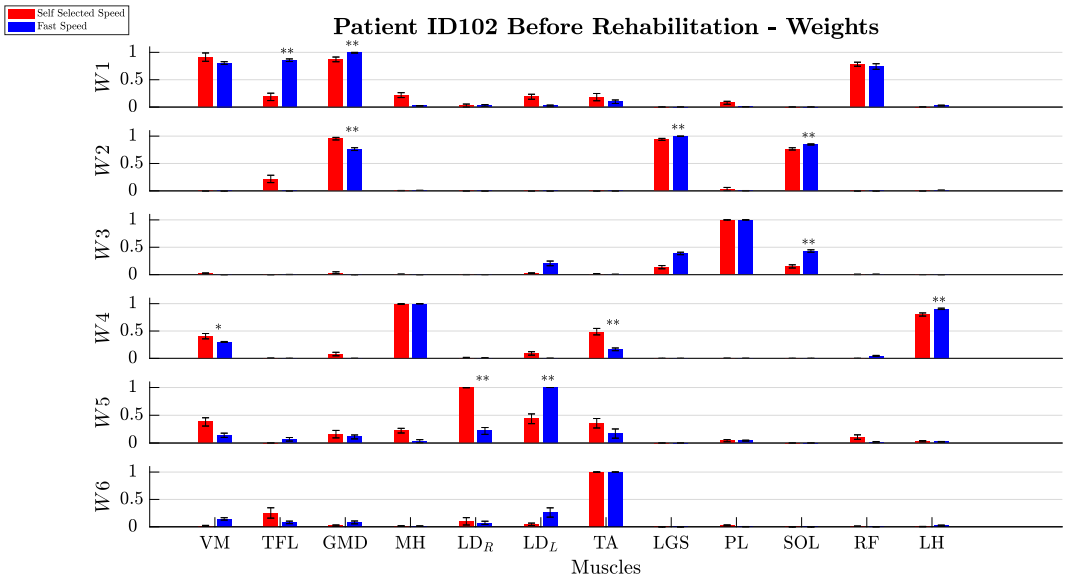
In appendice, poiché l'obiettivo della tesi è confrontare i risultati delle estrazioni delle sinergie muscolari tra il pre e il post trattamento, si rappresentano i risultati dell'estrazione delle sinergie muscolari e del calcolo dei parametri di confronto (illustrati al paragrafo 2.3) relativi ad un solo paziente (il soggetto ID102), che mantiene lo stesso numero di sinergie muscolari (6) nel cambio di velocità di camminata prima della riabilitazione fisioterapica e dopo il trattamento (5).
In Figura 3.26 si può inizialmente notare come, nel cambio di velocità tra camminata normale e a ritmo aumentato, non venga recuperata la sinergia muscolare contenente la tripletta propulsiva (gastrocnemio laterale, peroneo lungo e soleo): l'aumento di velocità non influenza la ricostruzione del comando neurale di questo particolare compito motorio.

I due dorsali si scambiano i pesi muscolari nel cambio di velocità, tuttavia viene recuperata l'attivazione temporale tipica della sinergia contenente essi: questo particolare è confermato sia dalla durata più prolungata del picco a metà ampiezza sia dal valore RMS maggiore nel caso a velocità aumentata, in Figura 3.27.

L'effetto della velocità si manifesta in modo significativo nel recupero pressoché totale della tripletta di controllo della stabilità dell'anca (vasto mediale, tensore della fascia lata e gluteo medio), che a velocità normale soffriva del deficitario reclutamento del TFL.
Altro effetto della velocità è l'anticipo temporale (di poche unità percentuali) dei coefficienti di attivazione, visibili soprattutto in sinergia 2, 3 e 4.



(a)



(b)

Figura 3.26. Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 estratte prima della riabilitazione (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, velocità normale (rosso) e velocità aumentata (blu) trattamento.

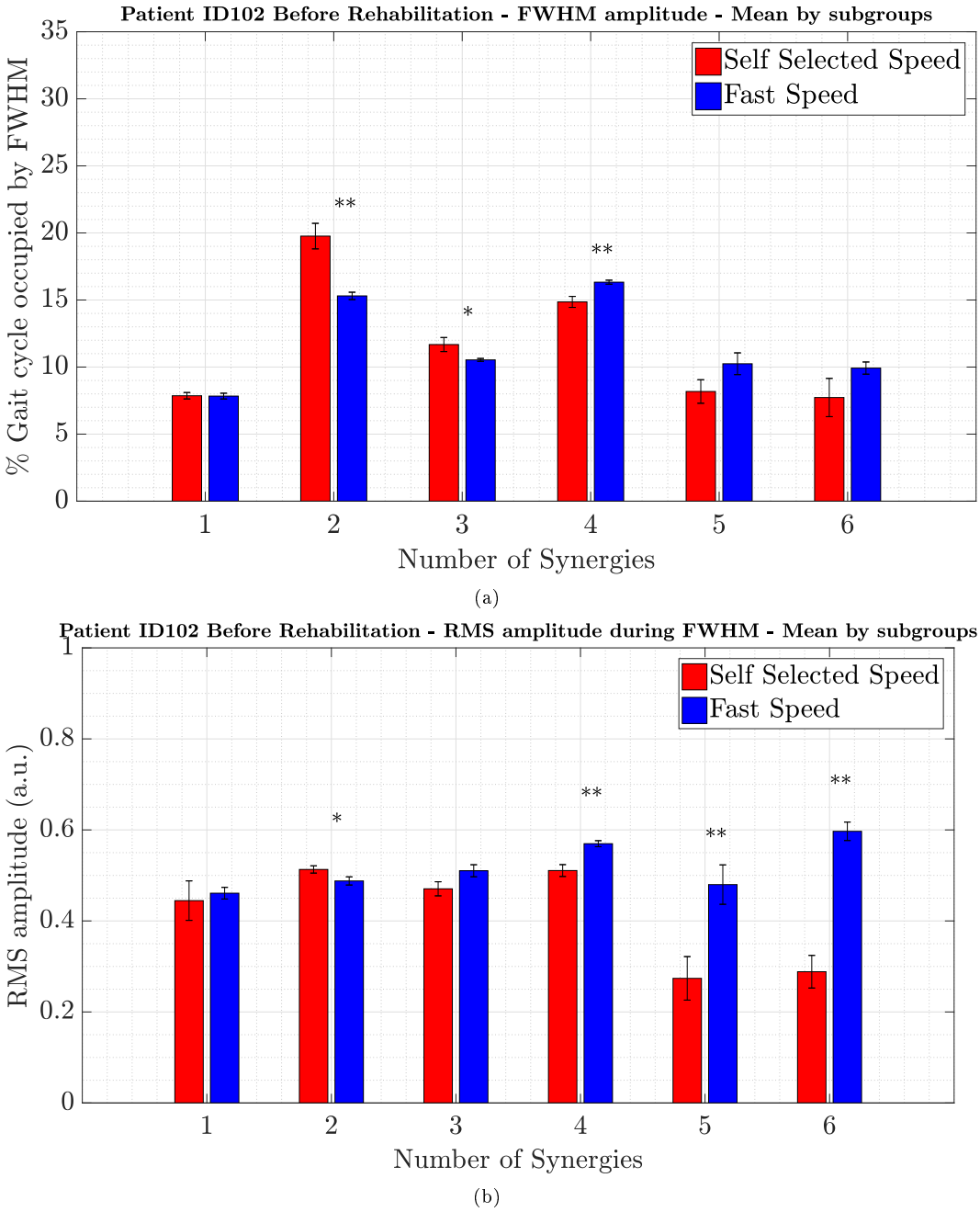
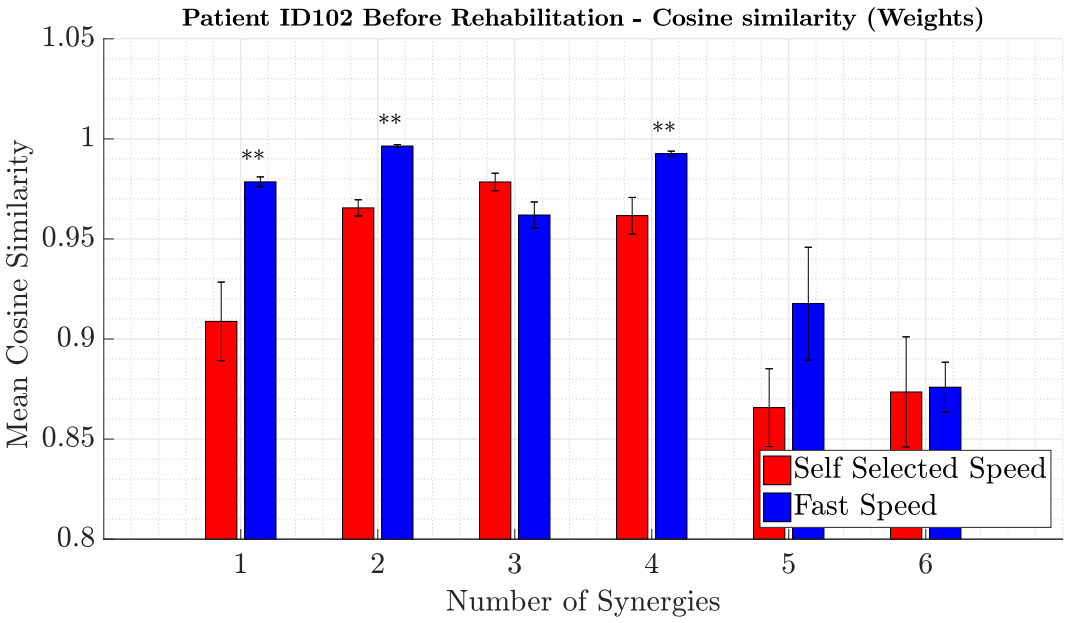
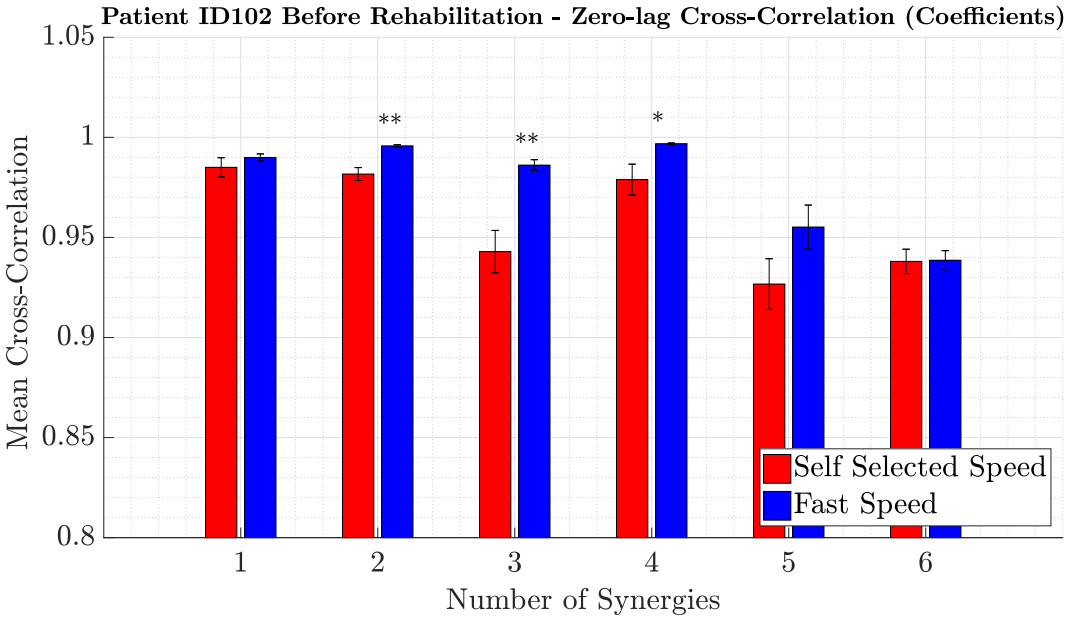


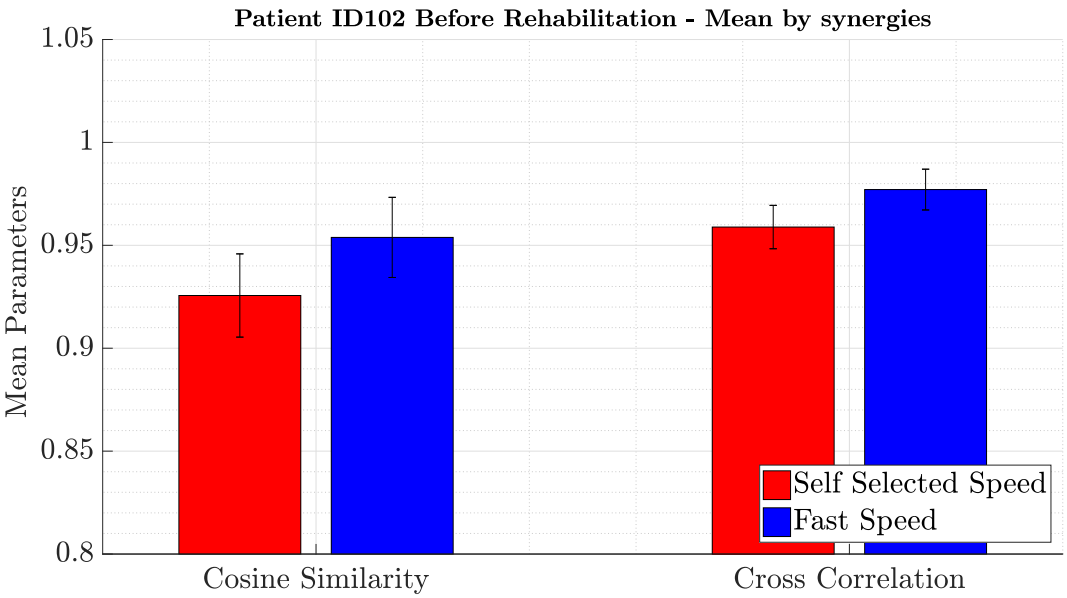
Figura 3.27. (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.26a e (b) sua ampiezza efficace.


Patient ID102 Before Rehabilitation - Cosine similarity (Weights)
Mean Cosine Similarity
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
**
**
**
Self Selected Speed
Fast Speed
1
2
3
4
5
6
Number of Synergies

(a)


Patient ID102 Before Rehabilitation - Zero-lag Cross-Correlation (Coefficients)
Mean Cross-Correlation
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
**
**
*
Self Selected Speed
Fast Speed
1
2
3
4
5
6
Number of Synergies

(b)



(c)

Figura 3.28. Cosine similarity (a) e cross-correlazione a ritardo nullo (b) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID102, prima della riabilitazione. In (c) è riportata la ripetibilità media delle sinergie.

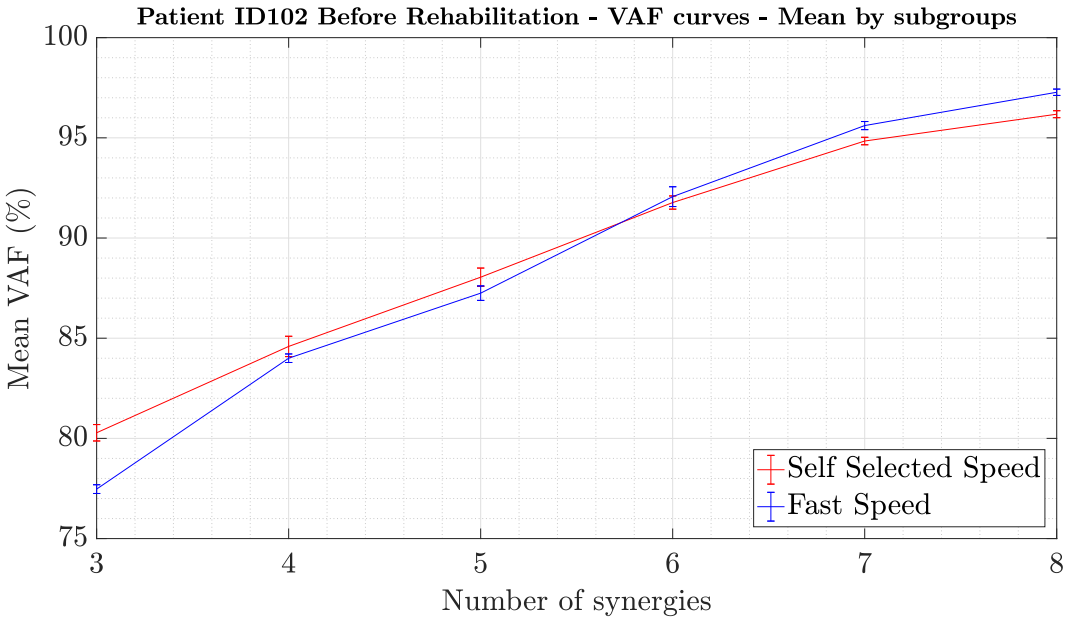
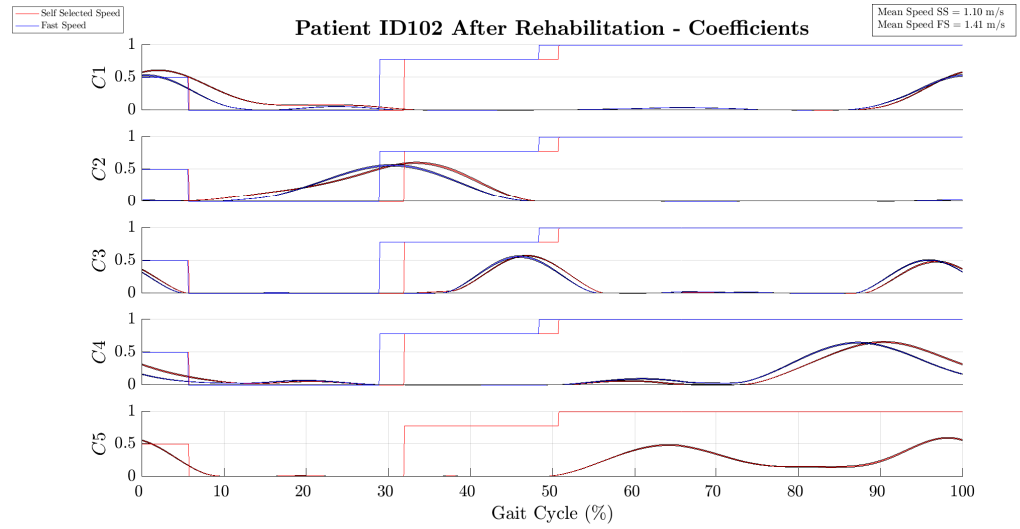


Figura 3.29. Valori VAF per il paziente ID102 prima della fisioterapia, confronto tra le due velocità di percorrenza. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard.

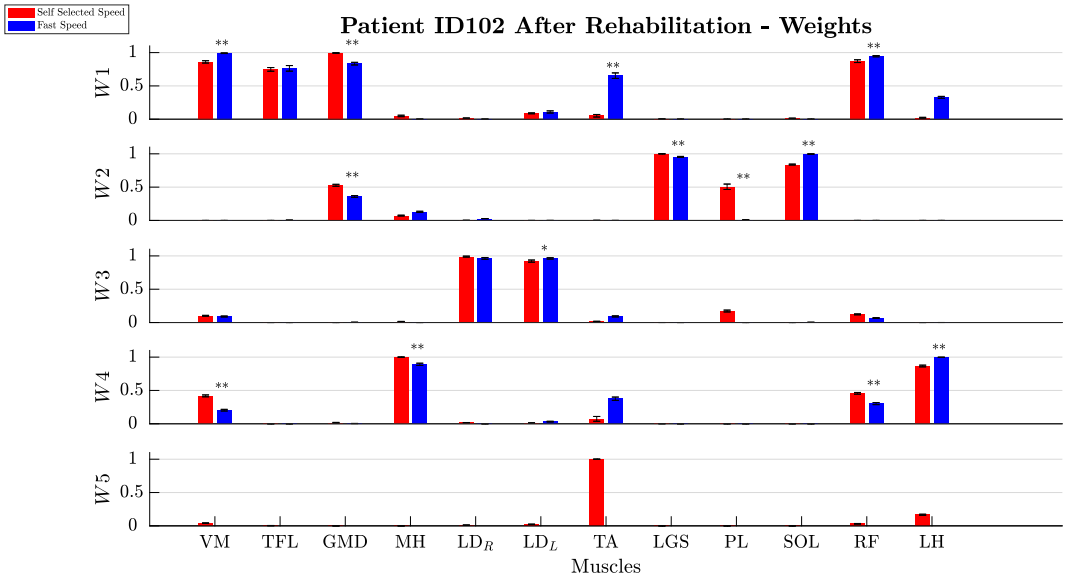
La ripetibilità dei moduli motori durante la camminata aumenta, globalmente (Figura 3.28c) e singolarmente (Figura 3.28a e Figura 3.28b) per tutte le sinergie, a causa dell'aumento di velocità.
Il soggetto ID102 riesce pertanto a percorrere il tracciato ad una velocità sensibilmente maggiore (vedasi la Tabella 3.4) rispetto al caso *SSS*, aumentando la ripetibilità dei comandi neurali nei cinque minuti circa dell'esercizio fisico.

L'errore di ricostruzione in Figura 3.29 a velocità aumentata (blu) è tuttavia maggiore di quello a velocità normale (rosso), confermando comunque la numerosità di ricostruzione in 6 sinergie muscolari nel pre riabilitazione, sia che si tratti di velocità normale che aumentata.

Si passa ora alla rappresentazione delle sinergie muscolari e dei relativi parametri di confronto, tra velocità *SSS* e *FS*, calcolati per il paziente ID102, dopo la riabilitazione.



(a)



(b)

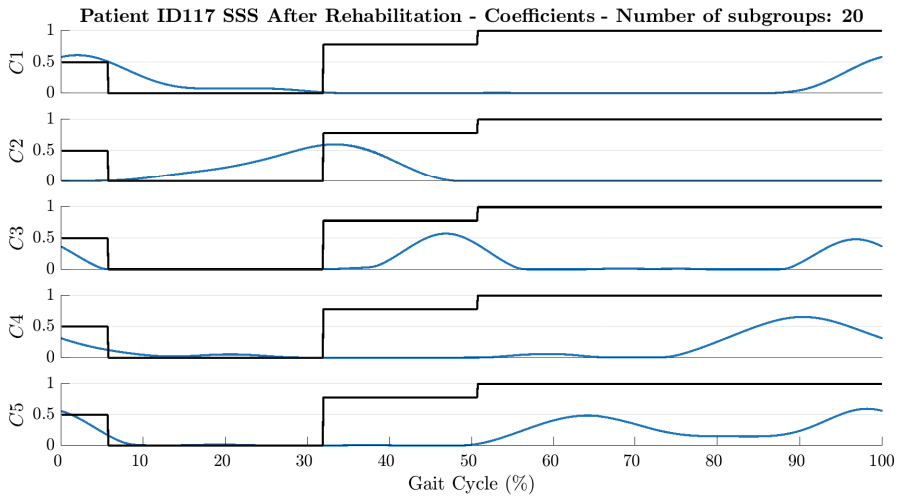
Figura 3.30. Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 estratte successivamente alla riabilitazione (medie ± errore standard). Sono rappresentate le sole sinergie confrontabili tra le due diverse condizioni di estrazione, velocità normale (rosso) e velocità aumentata (blu) trattamento.

Osservando in Figura 3.30, dove sono riportate le sole sinergie muscolari confrontabili (entro il 60% della similarità data dalla cross-correlazione), si nota come la velocità aumentata produca solo 4 sinergie confrontabili sulle 5 in realtà estratte: dalla Figura 3.35, infatti, si evince come anche in condizione di velocità aumentata la ricostruzione sinergica ottimale avviene con 5 sinergie.
La sinergia 1 - deputata al controllo d'anca - si arricchisce del contributo del tibiale anteriore una volta che la velocità aumenta: ciò è probabilmente dovuto alla contrazione di tutti i muscoli della coscia che, in fase di attacco a terra, portano ad una conseguente co-contrazione del tibiale anteriore per effettuare una flessione dorsale del piede. Questo comportamento emerge solo dopo la riabilitazione, in quanto nella camminata precedente il trattamento (Figura 3.26) la contrazione del tibiale anteriore simultanea alla tripletta di controllo d'anca non era presente.

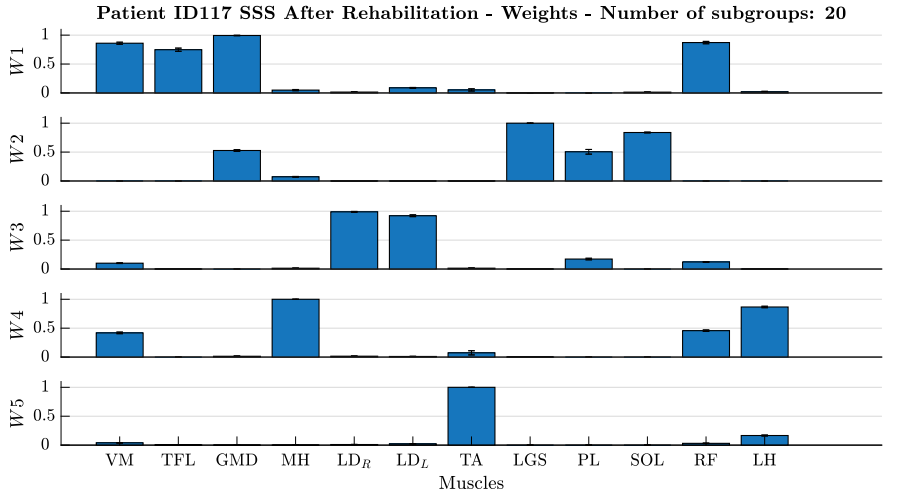
Per comprendere meglio l'effetto della velocità, si decide quindi di riportare, in due grafici diversi, le sinergie muscolari del soggetto ID102 a velocità normale e aumentata. La sinergia 5 a velocità aumentata (Figura 3.31) contiene un'attivazione significativa del peroneo lungo contemporanea al tibiale anteriore, sinonimo di una rotazione laterale della caviglia dovuta alla velocità maggiore di percorrenza. Il pattern di attivazione è molto diverso rispetto alla sinergia 6 del caso a velocità normale e per questo non è stata rappresentata nel confronto di cui a Figura 3.30.
Il soggetto ID102, aumentando la velocità, introduce una componente di extra-rotazione della caviglia dell'arto dominante durante la flessione dorsale.

La ripetibilità delle sole sinergie confrontabili a velocità *FS* aumenta rispetto a quelle estratte nella camminata a velocità normale (Figura 3.34). Tale tendenza è confermata anche dalla variazione globale di cosine similarity e cross-correlazione, che presentano valori molto prossimi a 1 nel caso della *fast speed*.

Le durate temporali e le ampiezze efficaci dei picchi di attivazione si mantengono costanti al cambio di velocità, ad eccezione di una porzione inferiore del ciclo del passo occupata dai coefficienti di attivazione della sinergia 1 *FS* e dal suo minor valore efficace rispetto al caso a velocità normale.

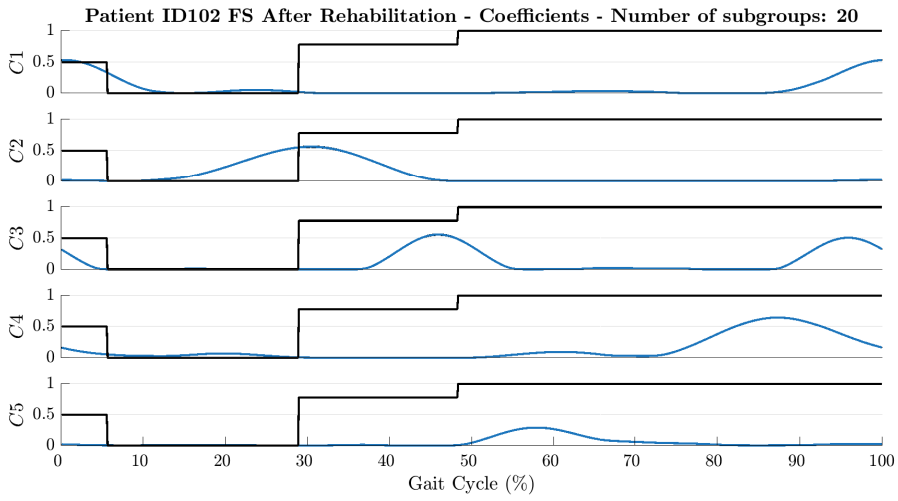


(a)

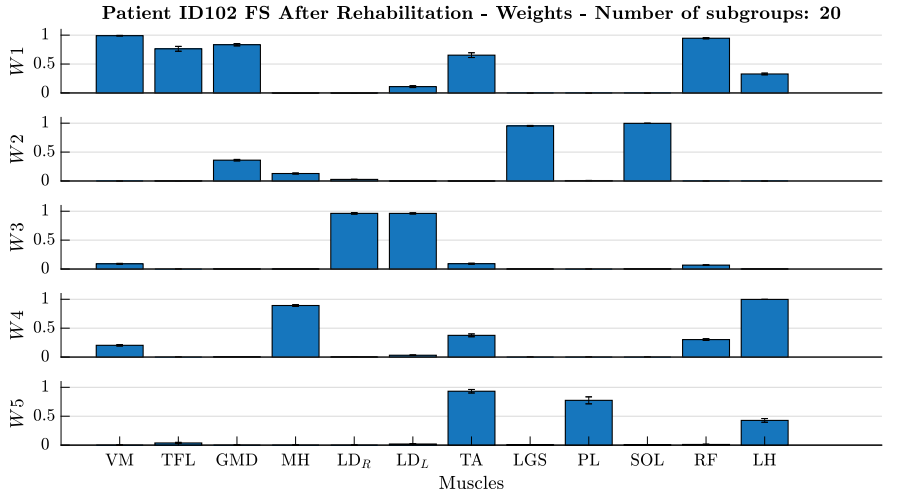


(b)

Figura 3.31. Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 relativi alla camminata a velocità normale, dopo la fisioterapia.

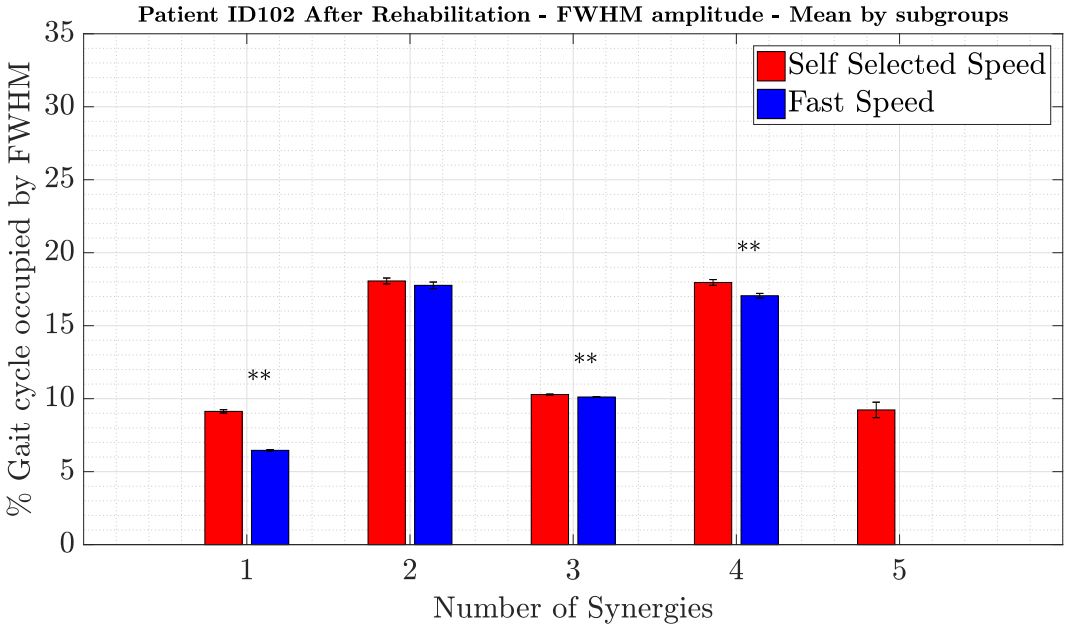


(a)

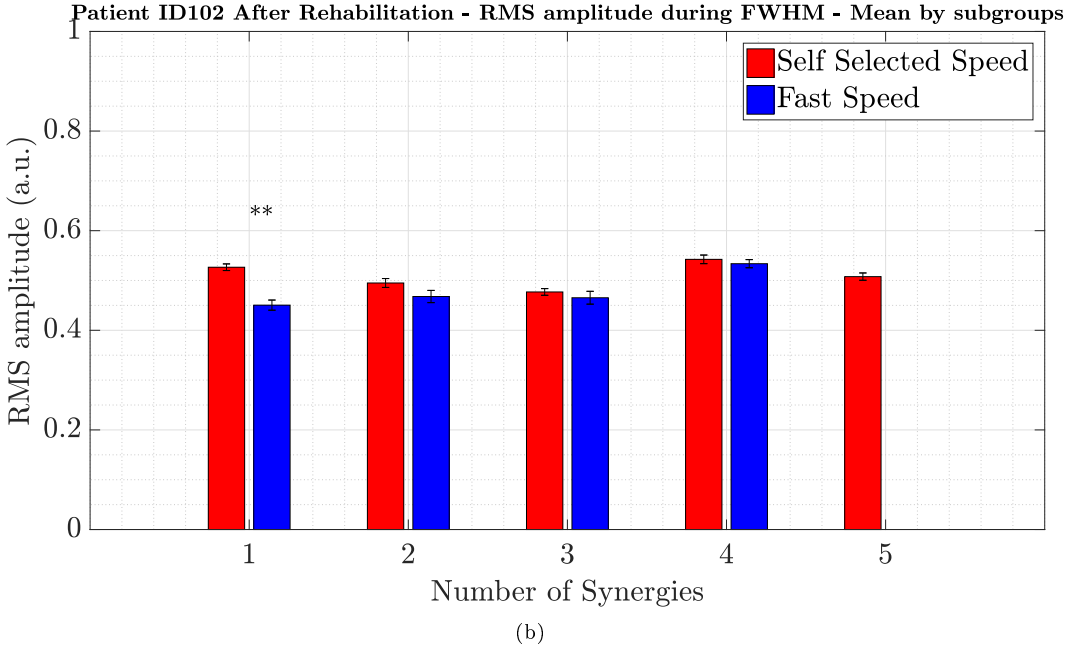


(b)

Figura 3.32. Coefficienti di attivazione (a) e pesi muscolari (b) del paziente ID102 relativi alla camminata a velocità aumentata, dopo la fisioterapia.



(a)

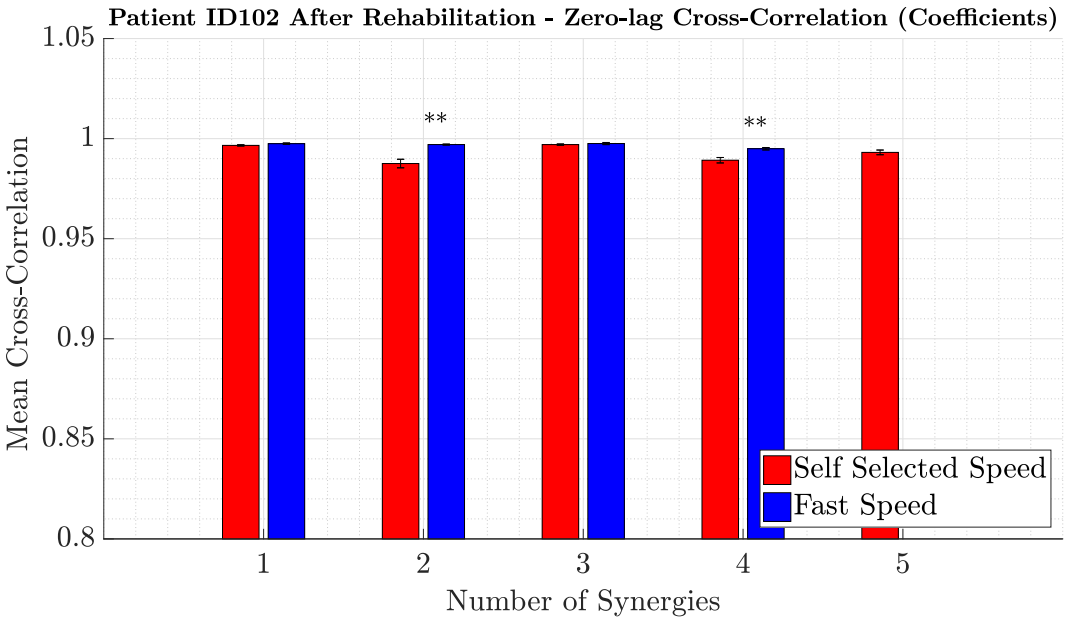


(b)

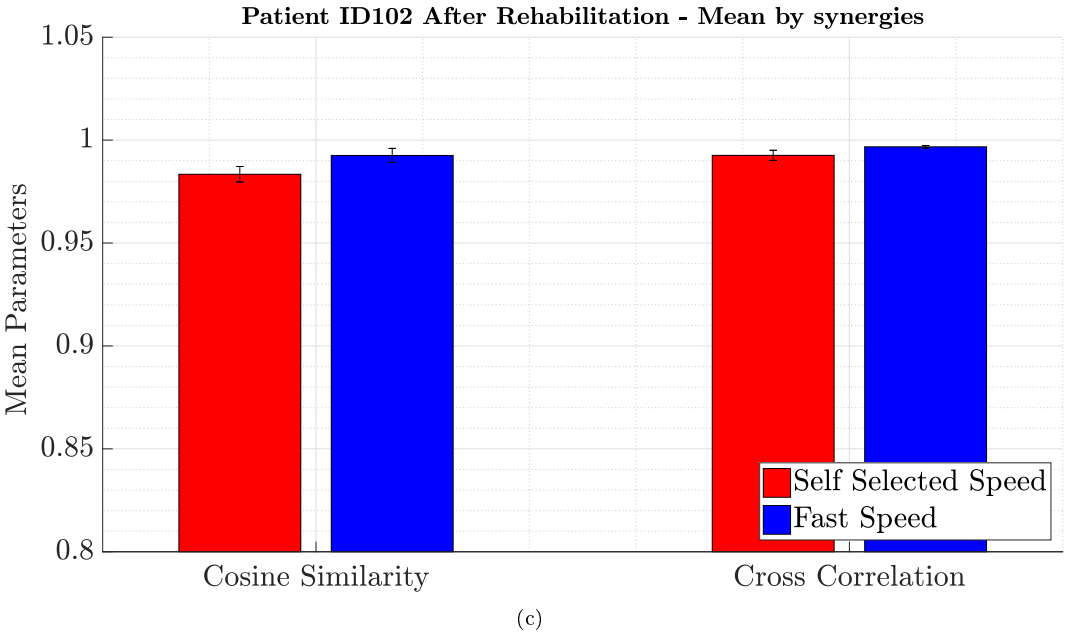
Figura 3.33. (a) Durata (in percentuale del ciclo del passo) del picco di attivazione dell'i-esima sinergia muscolare riferita ai coefficienti di attivazione in Figura 3.30a e (b) sua ampiezza efficace.

Patient ID102 After Rehabilitation - Cosine similarity (Weights)
Mean Cosine Similarity
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
**
**
**
Self Selected Speed
Fast Speed
1
2
3
4
5
Number of Synergies

(a)


Patient ID102 After Rehabilitation - Zero-lag Cross-Correlation (Coefficients)
Mean Cross-Correlation
1.05
1
0.95
0.9
0.85
0.8
**
**
Self Selected Speed
Fast Speed
1
2
3
4
5
Number of Synergies

(b)



(c)

Figura 3.34. Cosine similarity (a) e cross-correlazione a ritardo nullo (b) corrispondente a ogni sinergia del paziente ID102, dopo la riabilitazione. In (c) è riportata la ripetibilità media delle sinergie.

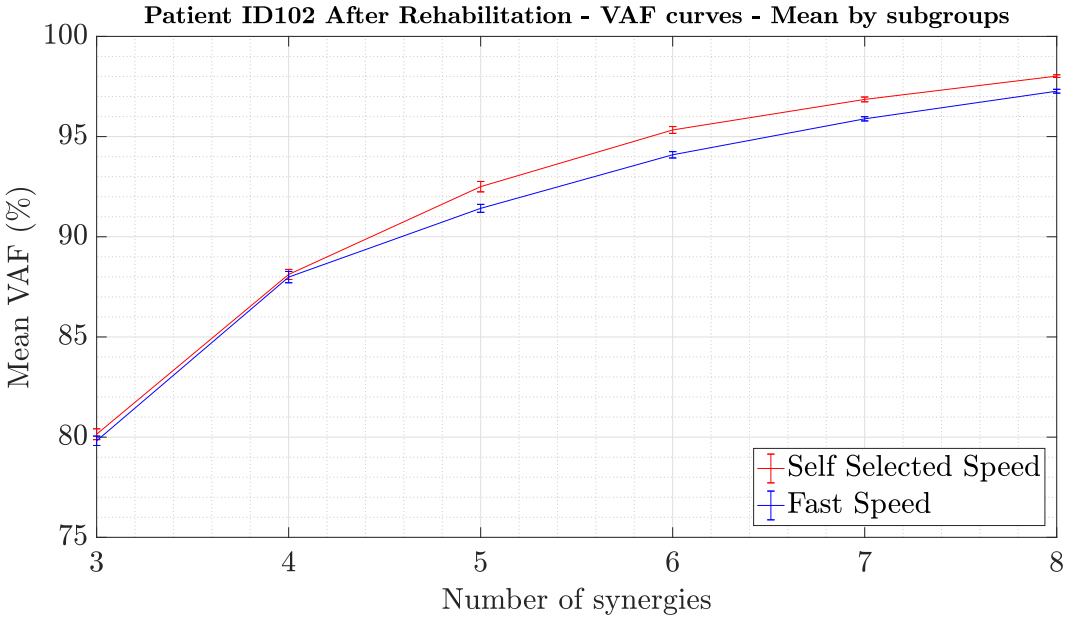


Figura 3.35. Valori VAF per il paziente ID102 dopo la fisioterapia, confronto tra le due velocità di percorrenza. Media dei valori VAF per ogni sottogruppo di passi ± errore standard.

Capitolo 4

Conclusioni

Il lavoro di tesi svolto ha avuto come oggetto l'estrazione delle sinergie muscolari, interpretabili come la ricostruzione matematica della modulazione che si ipotizza il sistema nervoso centrale adoperi nell'istruzione circa le contrazioni dei muscoli scheletrici necessarie per effettuare i movimenti volontari. Nello specifico, si è analizzato il caso della camminata in pazienti affetti da dolore cronico lombare per ricercare eventuali correlazioni tra il miglioramento della patologia - espresso in diminuzione del dolore percepito - e le eventuali differenze delle sinergie muscolari tra la condizione precedente il trattamento e quella immediatamente successiva.

Il confronto è avvenuto comparando i grafici dei coefficienti di attivazione e dei pesi muscolari, valutando l'errore di ricostruzione del segnale sEMG di partenza e si è avvalso di indicatori matematici che valutano la ripetibilità delle sinergie muscolari ricostruite nell'interezza della camminata svolta.

Avendo mantenute invariate, per quanto possibile, le condizioni di acquisizione e il posizionamento degli elettrodi di prelievo, l'unica variazione - conosciuta e per quanto possibile identica per tutti i soggetti - introdotta nella condizione post riabilitazione sul sistema "paziente" è stata il trattamento fisioterapico: la qualità dei segnali è paragonabile, in quanto il rapporto segnale-rumore relativo ai segnali sEMG è simile nelle due condizioni di acquisizione, pre e post.
Si presume quindi che il trattamento fisioterapico sia stato la causa principale delle variazioni osservate sulle sinergie muscolari estratte nelle due condizioni diverse.

I soggetti che hanno preso parte allo studio hanno mostrato mediamente un miglioramento della ripetibilità delle sinergie ottenute tra i sottogruppi di passi all'interno della camminata, confrontando le condizioni pre e post riabilitazione sia a velocità normale che aumentata. La tendenza del trattamento fisioterapico nel garantire comandi neurali più ripetibili è in accordo a quanto mostrato nella review [16], dalla quale si evince come la ripetibilità sia l'indicatore più suscettibile all'effetto della riabilitazione funzionale.
Delle variazioni si sono registrate anche nella diversa numerosità di sinergie muscolari estratte, paziente per paziente, che hanno maggiormente teso verso una numerosità pari a 5 sinergie muscolari, numerosità simile a quella registrata per i soggetti di controllo.
In alcuni pazienti l'effetto della fisioterapia sembra quindi essersi manifestato attraverso una rimodulazione dei comandi neurali, mentre osservando il parametro VAF si registrano minori

errori di ricostruzione del segnale sEMG nel post riabilitazione.
Tali tendenze si sono osservate sia alla velocità di cammino propria di ciascun paziente che a quella più sostenuta.

L'analisi statistica del cammino unita all'estrazione delle sinergie muscolari, in base ai risultati ottenuti da questo lavoro di tesi, non mostra differenze statisticamente significative tra i comportamenti medi di gruppo nelle due condizioni, pre e post riabilitazione.
Tuttavia, seppure i dati siano stati raccolti su un esiguo numero di pazienti, i risultati di questo primo studio pilota sono promettenti e offrono la possibilità di utilizzare questo strumento per trarre conclusioni "paziente specifiche" riguardo alla tendenza che il medico fisioterapista può attendersi circa gli effetti del trattamento riabilitativo.
Alla luce dei risultati ottenuti, è quindi auspicabile una continuazione dello studio sull'utilizzo delle sinergie muscolari applicato all'osservazione dell'efficacia del trattamento fisioterapico.

Ringraziamenti

Lo svolgimento di questo lavoro di tesi magistrale in Ingegneria Biomedica è stato reso possibile dalla disponibilità del relatore, la prof.ssa Valentina Agostini, e del correlatore, il prof. Marco Knaflitz.

Chiave di volta dello studio è stata la collaborazione tra il Politecnico di Torino e il Presidio Sanitario San Camillo di Torino, grazie alla quale si è resa possibile la selezione dei pazienti volontari per la registrazione dei potenziali elettromiografici.
Si ringraziano, pertanto, le maestranze mediche con cui si è entrati in contatto: il dott. Marco Trucco e il tirocinante del corso di Laurea in Fisioterapia dell'Università degli Studi di Torino Andrea Assenza.

Di fondamentale importanza, per la consulenza circa le scelte di programmazione MATLAB®e per la redazione della tesi, sono stati il supporto e i consigli della prof.ssa Valentina Agostini e del dott. Marco Ghislieri, uniti agli studenti dottorandi del Biolab (DET - Politecnico di Torino).

Il contributo, umanissimo, a me apportato dalle mie compagne e dai miei compagni di studi, diventati poi amici in questi anni e con alcuni dei quali ho tessuto profondi rapporti, è stato imprescindibile: è pertanto doveroso ringraziarli.

Una citazione particolare meritano gli amici di una vita di Villanova d'Asti, i quali mi permettono sempre di trascorrere spensierati e gioviali momenti: *"un paese vuol dire non essere soli, sapere che nella gente, nelle piante, nella terra c'è qualcosa di tuo, che anche quando non ci sei resta ad aspettarti"*.

La passione per lo sport mi unisce con i miei compagni di allenamento di atletica leggera: a loro devo la possibilità di ricaricarmi con l'attività sportiva in goliardica compagnia.

Il ringraziamento più grande è indirizzato alla mia famiglia, che, in questi cinque anni di studi al Politecnico di Torino, e in particolare durante la preparazione della tesi, mi ha fornito tutto il calore di cui avevo bisogno.

Bibliografia

[1] V. Agostini, G. Balestra, and M. Knaflitz. Segmentation and classification of gait cycles. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(5):946–952, 2014.

[2] V. Agostini, M. Knaflitz, L. Antenucci, G. Lisco, L. Gastaldi, and S. Tadano. Wereable sensors for gait analysis. *2015 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) Proceedings*, pages 146–150, 2015.

[3] J. L. Allen, J. L. McKay, A. Sawers, M. E. Hackney, and L. H. Ting. Increased neuromuscular consistency in gait and balance after partnered, dance-based rehabilitation in parkinson's disease. *Journal of Neurophysiology*, 118(1):363–373.

[4] F. Balagué, A. F. Mannion, F. Pellisé, and C. Cedraschi. Non-specific low back pain. *The Lancet*, 379(9814):482–491, Febbraio 2012.

[5] V. C. K. Cheung, A. d'Avella, M. C. Tresch, and E. Brizzi. Central and sensory contributions to the activation and organization of muscle synergies during natural motor behaviors. *The journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*, 25(27):6419–6434, 2005.

[6] S. A. Chvatal and L. H. Ting. Common muscle synergies for balance and walking. *Frontiers in computational neuroscience*, 7(May):48, 2013.

[7] F. Conti et al. Fisiologia medica. pages 619–622, 2005.

[8] P. Gallinaro, M. D'Arienzo, and M. Innocenti. Ortopedia e traumatologia. pages 160–162, 2011.

[9] C. J. C. Lamoth, A. Daffertshofer, O. G. Meijer, and P. J. Beek. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? *Gait and Posture*, 23(2):230–239, Febbraio 2006.

[10] C. J. C. Lamoth, O. G. Meijer, A. Daffertshofer, P. I. J. M. Wuisman, and P. J. Beek. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal*, 15(1):23–40, Febbraio 2006.

[11] D. D. Lee and H. S. Seung. Algorithms for non-negative matrix factorization. *Advances in Neural Information Processing Systems*, pages 556–562, 2001.

[12] Koji Nishida, Shota Hagio, Benio Kibushi, Toshio Moritani, and Motoki Kouzaki. Comparison of muscle synergies for running between different foot strike patterns. *PLOS one*, pages 1–19.

[13] D. Rimini, V. Agostini, and M. Knaflitz. Intra-subject consistency during locomotion: Similarity in shared and subject-specific muscle synergies. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 2017.

[14] D. Rimini, V. Agostini, S. Rosati, C. Castagneri, G. Balestra, and M. Knaflitz. Influence of pre-processing in the extraction of muscle synergies during human locomotion. *IEEE*, pages 2502–2505, 2017.

[15] C. L. Stanfield. Fisiologia. pages 316–318, 2012.

[16] J. Taborri, V. Agostini, P. K. Artemiadis, M. Ghislieri, D. A. Jacobs, J. Roh, and S. Rossi. Feasibility of muscle synergy outcomes in clinics, robotics and sports: A systematic review. *Hindawi - Applied Bionics and Biomechanics*, 2018:1–19, 2018.

[17] G. Waddell. The back pain revolution. *Edimburgh: Churchill Livingstone*, 1999.