

Politecnico di Milano
Facoltà di Ingegneria dei Sistemi
Corso di laurea in Ingegneria Biomedica



**ANALISI DELLE VARIABILI
BIOMECCANICHE DELLA MARCIA
ATTRAVERSO DST
(DYNAMIC SYSTEMS THEORY)**

Relatore: Prof. Renato Rodano

Correlatore: Ing. Ezio Preatoni

Tesi di Laurea Magistrale di:

Emanuele Vaini

Matricola 734790

Anno Accademico 2009-2010

INDICE

INDICE	2
INDICE DELLE FIGURE	3
INDICE DELLE TABELLE	5
SOMMARIO	6
ABSTRACT	14
INTRODUZIONE	21
RACE WALKING: CARATTERISTICHE	31
MATERIALI E METODI	37
RISULTATI E DISCUSSIONE	53
ANALISI “TRADIZIONALE”: VALUTAZIONE DELL’INTERA POPOLAZIONE	54
ANALISI DST: VALUTAZIONE DELL’INTERA POPOLAZIONE.....	68
ANALISI DST: VALUTAZIONE SPECIFICA DELLE DIFFERENZE BRAVI E MENO BRAVI.....	83
ANALISI DST: VALUTAZIONE SPECIFICA DEGLI EFFETTI DELL’ALLENAMENTO.....	93
ANALISI DST: VALUTAZIONE SPECIFICA DEGLI EFFETTI DELL’INFORTUNIO.....	102
ANALISI DST: UNA POSSIBILE VERIFICA.....	114
CONCLUSIONI	122
BIBLIOGRAFIA	128

Indice delle figure

Figura 1: ciclo della marcia (per l'arto destro)	32
Figura 2: Heel Strike, Upright Position, Unlock, Toe Off	32
Figura 3: obliquità pelvica	33
Figura 4: posizione dei marker secondo il protocollo SAFLo (a sinistra)	39
Figura 5: atleta markerizzato. A sinistra una ripresa video, visione da parte del sistema optoelettronico	39
Figura 6: un'atleta marcia all'interno del laboratorio (elaborazione da parte del sistema optoelettronico)	41
Figura 7: vista dall'alto del laboratorio in cui sono state effettuate le acquisizioni	41
Figura 8: interfaccia grafica per un controllo visivo delle acquisizioni effettuate.	45
Figura 9: interfaccia grafica che mostra diagrammi di fase e angoli di fase per anca e ginocchio	47
Figura 10: pelvic rotation	57
Figura 11: pelvic obliquity	58
Figura 12: pelvic tilt	58
Figura 13: angolo alla caviglia nel piano sagittale	63
Figura 14: potenza articolare alla caviglia	63
Figura 15: angolo al ginocchio nel piano sagittale	64
Figura 16: potenza articolare al ginocchio	64
Figura 17: angolo all'anca nel piano sagittale	65
Figura 18: potenza articolare all'anca	65
Figura 19: CRP per l'accoppiamento anca-ginocchio	69
Figura 20: CRP per l'accoppiamento ginocchio caviglia	69
Figura 21: MARP e DP medi per tutta la popolazione esaminata.	70
Figura 22: MARP e DP medi per tutta la popolazione esaminata.	70
Figura 23: CRP per l'accoppiamento pelvic rotation - anca	72
Figura 24: MARP e DP medi per tutta la popolazione esaminata.	72
Figura 25: CRP per l'accoppiamento pelvic rotation - ginocchio	73
Figura 26: MARP e DP medi per tutta la popolazione esaminata.	73
Figura 27: CRP per l'accoppiamento pelvic rotation - caviglia	74
Figura 28: MARP e DP medi per tutta la popolazione esaminata.	75
Figura 29: confronto andamento temporale del DP degli atleti MS ed LS per accoppiamento anca-ginocchio	77
Figura 30: confronto andamento temporale del DP degli atleti MS ed LS per accoppiamento ginocchio-caviglia	77
Figura 31: confronto andamento temporale del DP degli atleti MS ed LS per accoppiamento p.rotation-anca	80
Figura 32: confronto andamento temporale del DP degli atleti MS ed LS per accoppiamento p.rotation-ginocchio	81
Figura 33: confronto andamento temporale del DP degli atleti MS ed LS per accoppiamento p.rotation - anca	81
Figura 35: confronto valori assunti dalla DP per accoppiamento anca-ginocchio per i tre soggetti	85
Figura 34: andamento di Continuous Relative Phase e Deviation Phase per l'accoppiamento anca - ginocchio	85
Figura 36: diagrammi di fase relativi ad anca e ginocchio per il soggetto LS(s1)	85
Figura 37: andamento di Continuous Relative Phase e Deviation Phase per l'accoppiamento ginocchio-caviglia	86
Figura 38: valori assunti dalla Deviation Phase per l'accoppiamento ginocchio-caviglia per i tre soggetti	87
Figura 39: andamento di Continuous Relative Phase e Deviation Phase per l'accoppiamento p.rotation - anca	88
Figura 40: andamento di Continuous Relative Phase e Deviation Phase per l'accoppiamento p.rotation-caviglia	88
Figura 41: valori assunti dalla Deviation Phase per l'accoppiamento pelvi rotation-anca per i tre soggetti	89
Figura 42: valori assunti dalla Deviation Phase per l'accoppiamento pelvic rotation-caviglia per i tre soggetti	89



Figura 43: andamento nel tempo (da HS a TO2) della potenza all'anca nel piano sagittale per i tre soggetti	91
Figura 44: andamento nel tempo (da HS a TO2) della potenza alla caviglia nel piano sagittale per i tre soggetti	91
Figura 45: confronto tra i delta di potenza ($P_{massima}$ meno P_{minima}) espressi dai tre atleti	92
Figura 46: potenza all'anca nel piano sagittale per la prima e la seconda sessione	95
Figura 47: angolo all'anca nel piano sagittale per la prima e la seconda sessione	95
Figura 48: potenza al ginocchio nel piano sagittale per la prima e la seconda sessione	95
Figura 49: angolo al ginocchio nel piano sagittale per la prima e la seconda sessione	95
Figura 50: potenza alla caviglia nel piano sagittale per la prima e la seconda sessione	95
Figura 51: angolo alla caviglia nel piano sagittale per la prima e la seconda sessione	95
Figura 52: andamento medio del CRP e del DP per l'accoppiamento anca-ginocchio	96
Figura 53: MARP relativo all'accoppiamento anca-ginocchio per la prima e la seconda sessione	97
Figura 54: DP relativo all'accoppiamento anca-ginocchio per la prima e la seconda sessione	97
Figura 55: andamento medio del CRP e del DP per l'accoppiamento anca-ginocchio	98
Figura 56: MARP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia per la prima e la seconda sessione	99
Figura 57: DP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia per la prima e la seconda sessione	99
Figura 58: andamento medio del CRP e del DP per l'accoppiamento pelvic rotation-anca	100
Figura 59: MARP relativo all'accoppiamento pelvic rotation-anca per la prima e la seconda sessione	101
Figura 60: DP relativo all'accoppiamento pelvic rotation-anca per la prima e la seconda sessione	101
Figura 61: andamento medio del CRP e del DP per l'accoppiamento anca-ginocchio	103
Figura 62: andamento medio del CRP e del DP per l'accoppiamento anca-ginocchio	104
Figura 63: andamento medio del CRP e del DP per l'accoppiamento ginocchio-caviglia	105
Figura 64: MARP relativo all'accoppiamento anca- ginocchio	106
Figura 65: MARP relativo all'accoppiamento rotazione pelvica - anca	106
Figura 66: MARP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia	106
Figura 67: DP relativo all'accoppiamento anca-ginocchio	107
Figura 68: DP relativo all'accoppiamento anca-ginocchio	107
Figura 69: DP relativo all'accoppiamento rotazione pelvica - anca	108
Figura 70: DP relativo all'accoppiamento rotazione pelvica - anca	108
Figura 71: DP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia per l'arto destro	108
Figura 72: DP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia per l'arto sinistro	109
Figura 73: andamento medio e nelle singole prove della potenza all'anca destra nel piano sagittale (1° s)	110
Figura 74: andamento medio e nelle singole prove della potenza all'anca destra nel piano sagittale (2° s)	110
Figura 75: andamento medio e nelle singole prove della potenza al ginocchio destro nel piano sagittale (1° s)	111
Figura 76: andamento medio e nelle singole prove della potenza al ginocchio destro nel piano sagittale (2° s)	111
Figura 77: andamento medio e nelle singole prove della potenza alla caviglia destra nel piano sagittale (1° s)	112
Figura 78: andamento medio e nelle singole prove della potenza alla caviglia destra nel piano sagittale (2° s)	112
Figura 79: interfaccia grafica con i diagrammi di fase e i corrispettivi angoli di fase per coscia e gamba	115
Figura 80; andamento del CRP (MARP e DP) per l'accoppiamento coscia-gamba	116
Figura 81: andamento del CRP (MARP e DP) per l'accoppiamento gamba-piede	117
Figura 82: MARP e DP medi (relativi all'accoppiamento coscia-gamba) per tutta la popolazione esaminata	117
Figura 83: MARP e DP medi (relativi all'accoppiamento gamba-piede) per tutta la popolazione esaminata	118
Figura 84: confronto tra atleti MS e LS dell'andamento medio della DP per l'accoppiamento coscia-gamba	120
Figura 85: confronto tra atleti MS e LS dell'andamento medio della DP per l'accoppiamento gamba-piede	120

Indice delle tabelle

Tabella 1: Caratteristiche antropometriche della popolazione in esame	37
Tabella 2: durata media delle fasi di stance e swing (in % sul ciclo del passo) e confronto tra MS e LS	54
Tabella 3: istanti (in % sul ciclo del passo) del passaggio sulla verticale e dello sblocco del ginocchio (unlk)	55
Tabella 4: velocità media e lunghezza del passo per tutta la popolazione; valori relativi a MS e LS	55
Tabella 5: pelvic obliquity all'heel strike (hs), toe off (to) e range of motion (ROM).	56
Tabella 6: pelvic rotation all'heel strike (hs), toe off (to) e range of motion (ROM).	56
Tabella 7: pelvic tilt all'heel strike (hs), toe off (to) e range of motion (ROM) per gli atleti MS ed LS	56
Tabella 8: istante (in % rispetto al ciclo del passo) a cui si manifestano max Pas e max Fap.	66
Tabella 9: Angoli di bacino, anca, ginocchio e caviglia all'heel strike (hs), toe off (to) e range of motion	67
Tabella 10: confronto tra i MARP degli atleti MS e dei LS per l'accoppiamento anca - ginocchio	75
Tabella 13: confronto tra i MARP degli atleti MS e dei LS per l'accoppiamento ginocchio - caviglia	75
Tabella 12: confronto tra i DP degli atleti MS e dei LS per l'accoppiamento anca - ginocchio	76
Tabella 13: confronto tra i DP degli atleti MS e dei LS per l'accoppiamento ginocchio - caviglia	76
Tabella 14: confronto tra i MARP degli atleti MS e dei LS per l'accoppiamento p.rotation - anca	78
Tabella 15: confronto tra i MARP degli atleti MS e dei LS per l'accoppiamento p.rotation - ginocchio	78
Tabella 16: confronto tra i MARP degli atleti MS e dei LS per l'accoppiamento p.rotation - caviglia	79
Tabella 17: confronto tra i DP degli atleti MS e dei LS per l'accoppiamento p.rotation - anca	79
Tabella 18: confronto tra i DP degli atleti MS e dei LS per l'accoppiamento p.rotation - ginocchio	79
Tabella 19: confronto tra i DP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento p.rotation - caviglia	80
Tabella 20: confronto tra le velocità medie dei tre soggetti analizzati	90
Tabella 21: principali parametri spazio-temporali relativi alle due sessioni di acquisizione per LS(s7)	94
Tabella 22: alcuni parametri spazio-temporali per il soggetto analizzato (la 2° sessione dopo l'infortunio)	102
Tabella 23: range of motion nel piano sagittale per le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia	102
Tabella 24: confronto tra MARP degli atleti più MS e LS per l'accoppiamento coscia-gamba	118
Tabella 25: confronto tra MARP degli atleti MS e LS per l'accoppiamento gamba-piede	118
Tabella 26: confronto tra DP degli atleti MS e LS per l'accoppiamento coscia-gamba	119
Tabella 27: confronto tra DP degli atleti MS e LS per l'accoppiamento gamba-piede	119

Sommarior/>

In ambito sportivo, un atleta è sempre alla ricerca di nuove tecniche di allenamento che gli permettano di migliorare le prestazioni, di prevenire gli infortuni ed, eventualmente, di ridurre i tempi di riabilitazione post infortunio.

Lo sviluppo di tecnologie innovative ha permesso la creazione di nuovi strumenti e metodologie che mirano a monitorare lo stato fisico degli atleti e valutarne quantitativamente le prestazioni motorie attraverso la misura di variabili specifiche. Questi sviluppi hanno in sé le potenzialità per favorire il lavoro degli allenatori, le cui considerazioni e risoluzioni pratiche sono determinanti per lo sviluppo fisico ed agonistico degli atleti, ma anche quello di medici e fisioterapisti perché potrebbero dare la possibilità di poter quantificare le limitazioni prodotte da un infortunio o addirittura identificare i fattori predisponenti allo stesso.

La ricerca scientifica applicata allo sport è stata caratterizzata da un'area fortemente interessata all'analisi del movimento. La maggior parte degli studi ha avuto un approccio di tipo descrittivo effettuato attraverso lo studio dell'andamento temporale delle principali grandezze cinematiche e dinamiche segmentarie e articolari. Pur essendo quantitativa, questa modalità di analisi del movimento rappresenta un primo passo verso la conoscenza dei sofisticati meccanismi che portano alla realizzazione delle performance.

La maggior parte dei movimenti (e quindi anche i gesti sportivi) prevede l'interazione di diversi componenti del sistema muscolo scheletrico; le metodiche tradizionali studiano il movimento valutando l'andamento temporale di singole variabili e/o parametri (angoli e potenze articolari, reazione al terreno etc.), ma non consentono di valutare e quantificare le complesse interazioni che portano alla realizzazione di un task motorio.

Lo sviluppo tecnologico ha dato la possibilità di realizzare strumenti in grado di acquisire una mole di dati relativi al movimento sufficientemente accurati al punto che è stato possibile realizzare nuove tecniche e strumenti per approfondire lo studio del movimento in quella che è la complessità organizzativa ad esso relativa

E' stato possibile verificare l'esistenza di una certa variabilità all'interno di qualunque movimento quantificandone l'entità. Si è quindi cercato di capire come mai, pur ripetendo tante volte uno stesso gesto, condizione tipica di gesti connaturati come il cammino o altamente

tecnici come nello sport, l'essere umano non applichi mai esattamente la stessa strategia motoria. In altre parole: pur ripetendo uno stesso gesto, anche se fortemente automatizzato, i segmenti corporei non si muovono mai allo stesso modo.

Sono stati studiati metodi e strumenti per capire in che modo articolazioni e segmenti si organizzino ogni volta che si deve eseguire un determinato movimento e analizzare dove e quando si riscontrano variabilità nei gradi di libertà articolare.

Attraverso la quantificazione della variabilità e la correlazione con altri parametri si è anche cercato di comprendere se la variabilità stessa sia un fattore positivo o negativo.

Oltre a studiare il grado di variabilità insito nelle interazioni tra gli elementi del sistema muscolo-scheletrico, diversi studi [4, 5, 15, 23] hanno cercato di individuare l'origine di tale variabilità allo scopo di capire in che modo si manifesti e quali conseguenze può avere a lungo termine sul sistema muscolo-scheletrico. Tali studi hanno riguardato inizialmente l'ambito clinico, dove ci si è concentrati principalmente sull'analisi del cammino [11, 17, 18, 22, 27] e di altri movimenti connaturati (soprattutto di mano e braccio) [5, 16, 21, 30]

Nella pratica sportiva i movimenti che vengono eseguiti sono altamente tecnici; gli atleti, specie se d'élite, cercano attraverso l'allenamento di migliorare l'esecuzione del movimento per renderlo automatico e, soprattutto, per migliorare la performance complessiva. Analizzare il grado di variabilità insito nel gesto motorio potrebbe dimostrarsi un valido aiuto per programmare l'esecuzione di esercizi miranti, ad esempio, a modificare quei movimenti che per necessità tecniche devono essere il più possibile uguali ogni volta che vengono ripetuti.

Questo processo è alquanto complesso e giustifica la ricerca di nuovi strumenti di analisi dei dati da affiancare alle classiche metodologie tradizionali, che analizzano singole variabili/parametri in funzione del tempo e cercano di individuare correlazioni tra gli stessi.

Uno tra questi strumenti, la Dynamic Systems Theory (o **DST**), studia le variabili biomeccaniche associate al movimento partendo dal principio che le diverse parti che compongono un arto possono essere considerate come elementi che si comportano come pendoli: in questo modo è possibile valutare l'azione collettiva di coppie di elementi (articolazioni o segmenti) che lavorano sinergicamente per ottenere il risultato finale desiderato, cioè l'esecuzione di un determinato movimento.

L'analisi DST permette anche di studiare il grado di coordinazione presente tra le articolazioni e/o i segmenti coinvolti nell'esecuzione di un movimento attraverso alcuni parametri specifici

che possono essere calcolati (Continuous Relative Phase o **CRP**, Mean Absolute Relative Phase o **MARP**, Deviation Phase o **DP**). Il calcolo di CRP e MARP può essere utilizzato per stabilire se le articolazioni/segmenti considerati si muovono in fase o fuori fase durante l'esecuzione del movimento, mentre il DP rappresenta la variabilità del CRP, quantifica cioè di quanto -in ogni ripetizione dello stesso task-si discosti il CRP rispetto al suo andamento medio (MARP) considerando tutte le ripetizioni. In questo modo è possibile indagare anche gli aspetti coordinativi necessari per l'esecuzione del gesto motorio ed il grado di variabilità insito in esso.

Questo studio riporta i risultati relativi all'analisi e alla valutazione delle abilità coordinative di un gruppo di atleti praticanti la marcia sportiva tramite Dynamic Systems Theory.

Durante indagini precedenti [14] si è proceduto all'acquisizione del movimento di sette atleti (3 donne e 4 uomini di età compresa tra 18 e 23 anni) praticanti la marcia a livello agonistico (inter)nazionale): il record personale per la gara di 10 km degli atleti selezionati varia tra 40'56" e 48'34", con una velocità media complessiva di $3,77 \pm 0.24$ m/s. I soggetti, hanno eseguito le prove di marcia all'interno del laboratorio di analisi del movimento "Luigi Divieti" del Dipartimento di Bioingegneria. Sulla base di tali informazioni si è deciso di classificare gli atleti in due gruppi: atleti bravi (more skilled, MS) e atleti meno bravi (less skilled, LS).

Per le acquisizioni si è utilizzato il sistema optoelettronico di motion analysis (Elite, Bts SpA) integrato con una pedana dinamometrica. Il modello biomeccanico corrispondente al protocollo SAFLo, ha permesso di ottenere le variabili biomeccaniche (cinematica e dinamica) segmentarie e articolari relative agli arti inferiori.

I dati così ottenuti sono stati sottoposti a una serie di successive elaborazioni rese possibili dallo sviluppo e l'implementazione di un apposito programma in codice MATLAB®. Il programma (implementato per studi precedenti [14] per analizzare la sola fase di appoggio del piede a terra, ma rivisto, ampliato e modificato per analizzare l'intero ciclo del passo) è stato progettato per il calcolo e la rappresentazione grafica dell'andamento temporale di angoli articolari, della DST e dei relativi parametri.

I dati relativi alla forza di reazione al terreno (e momenti e potenze articolari da essa calcolati), durante le sessioni di acquisizione sono stati, purtroppo, registrati per la sola fase di stance. L'assenza di tali informazioni non ha permesso di ampliare l'analisi degli aspetti di dinamica relativi all'intero movimento (come è, invece stato possibile fare per la cinematica): tale analisi è risultata dunque circoscritta alla sola fase di stance.

L'analisi dei dati studio ha previsto:

- una fase di valutazione inter-individuale condotta sulla popolazione per evidenziare differenze tra atleti più bravi ed atleti meno bravi alla luce dei parametri cinematici, dinamici e della DST (CRP, MARP, DP) durante il gesto motorio;
- una fase di valutazione intra-individuale per individuare variabilità nell'esecuzione del test da parte dello stesso soggetto dopo alcuni mesi di allenamento;
- una fase di valutazione specifica per evidenziare le conseguenze di un infortunio subito da un atleta.

Un fattore qualificante questo lavoro riguarda il fatto che si sia scelto di analizzare gli aspetti cinematici relativi all'intero ciclo del passo (fase di volo e fase di appoggio), a differenza di quanto presentato in altri studi sulla marcia in cui è stata indagata solamente la fase di stance [14]. Lo scopo dichiarato di questa scelta è di ottenere maggiori informazioni sull'organizzazione motoria complessiva dell'atleta e sulle sinergie muscolari messe in atto nella completezza del gesto tecnico.

In particolare ci si è concentrati sugli istanti di transizione tra le diverse fasi del ciclo in cui è stata rilevata da alcuni autori [19, 21, 25] la variabilità più accentuata.

Un'analisi DST è stata anche condotta considerando gli accoppiamenti tra segmenti corporei (coscia-gamba e gamba-piede) anziché tra le articolazioni (anca, ginocchio e caviglia). Questa metodologia di indagine, non presente negli studi precedentemente citati, ha avuto lo scopo di valutare se i risultati ottenuti con un'analisi così condotta contraddicessero o meno quanto riscontrato con l'applicazione della DST alle articolazioni. L'obiettivo è non solo quello di ottenere informazioni complementari a quelle ottenibili studiando le sinergie articolari, ma anche quello di verificare l'applicabilità del metodo in tutti quei casi in cui la DST "articolare" non possa essere applicata.

Dall'analisi DST eseguita su tutta la popolazione esaminata emerge che l'azione degli atleti ritenuti più bravi è caratterizzata da una maggiore ripetibilità rispetto agli altri atleti. In particolare, grazie ai valori di Deviation Phase riscontrati, si è rilevato che tale differenza è più marcata durante la fase di appoggio, soprattutto al suo inizio. Questo potrebbe essere giustificato dal fatto che gli atleti meno bravi controllino la muscolatura coinvolta principalmente durante la fase di stance, con lo scopo di appoggiare correttamente il piede a terra e mantenere il ginocchio esteso dall'heel strike (contatto tallone-terreno) al passaggio sulla verticale. La motivazione della strategia potrebbe essere quella di un controllo spinto per ridurre il rischio di penalità durante le

gare (si faccia riferimento alle regole della disciplina successivamente riportate). Questa scelta si traduce poi in una minore attenzione ai movimenti eseguiti durante la fase di push-off (propulsione in avanti) e quella di swing (volo), movimenti che determinano la velocità di progressione e la lunghezza del passo.

Per i soli atleti meno bravi, l'andamento temporale di MARP (Mean Absolute Relative Phase) e DP (Deviation Phase) ha mostrato, per gli accoppiamenti articolari considerati, la presenza di picchi immediatamente dopo gli istanti di heel-strike, passaggio sulla verticale e sblocco del ginocchio. Poiché questi picchi corrispondono a valori elevati del MARP (che rappresenta in valore assoluto l'andamento medio del CRP, che descrive quanto siano in fase due movimenti) e del DP (che è un indice della variabilità del CRP) calcolati considerando i dati acquisiti di tutti gli atleti, potrebbe significare che questi sportivi non abbiano una preparazione tecnica sufficiente ad evitar loro di subire le conseguenze della transizione di fase, cosa che invece riescono a fare gli atleti più bravi, i cui parametri DST non presentano picchi in corrispondenza di tali istanti.

L'indagine DST è stata utilizzata per valutare anche gli effetti dell'allenamento, cioè per cercare di individuare possibili legami tra causa –il livello di allenamento- ed effetto, cioè le variazioni nei valori assunti da parametri spazio-temporali (come velocità media e lunghezza del passo), ma anche nell'andamento temporale di angoli articolari e di parametri DST (CRP, MARP e DP).

Analizzando i dati di uno stesso atleta relative a due sessioni di acquisizione svoltesi a distanza di sei mesi circa l'una dall'altra, si è riscontrato una riduzione della mobilità articolare e un miglioramento nella coordinazione tra i movimenti degli accoppiamenti considerati. Si è anche evidenziata, attraverso il confronto tra le Deviation Phase delle due sessioni, una sostanziale riduzione della variabilità per tali accoppiamenti. Nel complesso, quindi, si potrebbe affermare che l'allenamento svolto ha portato l'atleta ad avere un'azione caratterizzata da maggior ripetibilità soprattutto nella seconda metà della fase di stance, determinante per il successivo push off.

Bisogna, però, tener presente che l'analisi è stata svolta sui dati ottenuti in due sole sessioni di acquisizione: non è possibile, perciò, affermare con certezza che quanto osservato corrisponda alle performance che l'atleta esaminato è in grado di ottenere durante il corso della stagione.

Considerando, inoltre, che per questa indagine è stato analizzato il movimento di un solo atleta, i risultati ottenuti e le informazioni da essi ricavate hanno necessariamente carattere individuale.

L'analisi DST è stata utilizzata anche per verificare le conseguenze di una patologia comune a molti marciatori, la pubalgia, sull'organizzazione motoria e sui meccanismi coordinativi. Dopo una prima sessione di analisi del proprio movimento, uno degli atleti esaminati è stato colpito da pubalgia all'arto destro che influenzato la sua stagione sportiva, condizionato i programmi di allenamento e i risultati ottenuti in gara. L'atleta, dopo il necessario recupero clinico, ha ricominciato ad allenarsi e si è sottoposto ad una seconda valutazione biomeccanica della propria marcia.

I risultati dell'indagine hanno evidenziato come l'infortunio abbia condizionato le sinergie muscolari e le strategie coordinative dell'arto infortunato. I range of motion articolari si sono ridotti, soprattutto quelli di anca e ginocchio su cui agisce la muscolatura colpita dallo stato infiammatorio dettato dalla pubalgia.

I valori calcolati di Mean Absolute Relative Phase non hanno mostrato significative variazioni dell'andamento medio del CRP prima e dopo l'infortunio, ma i dati relativi alle Deviation Phase han presentato invece non solo un'alterazione complessiva dell'andamento temporale del DP per gli accoppiamenti dell'arto destro rispetto a quelli del sinistro, ma anche una sostanziale riduzione del ΔDP per l'arto destro tra la prima e la seconda sessione.

La riduzione –che ha portato a valori del DP per gli accoppiamenti considerati ben al di sotto dei valori medi della popolazione esaminata– si è notata soprattutto in corrispondenza delle zone di transizione di fase, in cui è coinvolta la muscolatura della parte alta della gamba (relativa a gluteo, inguine e coscia) e potrebbe indicare che sia stato l'eccessivo stress muscolare –legato alla accentuata variabilità rilevata nella prima sessione, nella media ma comunque superiore a quella evidenziata nel movimento degli atleti più bravi– a causare la pubalgia, oppure (o forse, anche) può suggerire che l'atleta abbia attuato dei meccanismi muscolari per prevenire ulteriori infortuni e compensare la variabilità presente nella parte bassa dell'arto inferiore (i cui muscoli non sono stati colpiti da pubalgia).

Un confronto delle potenze delle articolazioni dell'arto destro prima e dopo la pubalgia mostra i possibili effetti sul movimento dell'atleta nei meccanismi coordinativi precedentemente descritti. La minore escursione articolare rilevata dopo l'infortunio potrebbe essere dovuta al controllo rigido della contrazione muscolare: ciò ha portato come risultato finale una minore potenza articolare (sia in fase di assorbimento che di generazione), particolarmente importante nelle fasi di accettazione del carico e di push off durante la stance. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che l'atleta, per controllare la sua azione, utilizzi la co-contrazione muscolare al fine di limitare i gradi di libertà delle articolazioni riducendo la variabilità.

Analizzando i risultati dell'applicazione dell'analisi DST ai segmenti che costituiscono l'arto inferiore (coscia, gamba, piede) si è visto che questa metodologia ha permesso di descrivere le strategie coordinative tra gli elementi considerati e la variabilità nel loro movimento in maniera completa e senza contraddire i risultati ottenuti analizzando gli accoppiamenti articolari. Questo risultato potrebbe incentivare l'utilizzo della DST anche per tutti quei casi in cui non sia possibile valutare il comportamento articolare (ad esempio perché il soggetto soffre di obesità – patologia che può rendere molto difficoltoso applicare marcatori al bacino causando così la perdita di informazioni relative al movimento dell'anca- oppure è amputato e quindi utilizza una protesi) o sia difficoltoso farlo (soprattutto in applicazioni in ambito sportivo): indagare la coordinazione dei segmenti corporei consentirebbe, quindi, di aumentare i movimenti –sportivi o non sportivi- studiabili attraverso l'analisi quantitativa del movimento.

L'analisi descritta in questo studio ha evidenziato come strategie motorie anche molto diverse tra loro possano dar luogo a performance molto simili.

I risultati hanno mostrato come livello atletico, patologie e metodi di allenamento possano influire sull'organizzazione del sistema muscolo-scheletrica portando alla modifica dei meccanismi coordinativi adottati dal singolo sportivo.

L'indagine basata sulla Dynamic System Theory, sembra permettere di quantificare la coordinazione e l'organizzazione motoria di un soggetto misurando il grado di variabilità insito nelle sinergie che si instaurano tra i diversi segmenti corporei, rivelare anomalie ed evidenziarne la pericolosità con implicazioni per la prevenzione di infortuni.

Nonostante si tratti di risultati preliminari, appare corretto sottolinearne le potenzialità a livello di supporto nella valutazione delle prestazioni motorie e dello stato fisico le peculiarità del suo gesto. Inoltre si può pensare al loro utilizzo per sviluppare ed applicare appropriate tecniche di correzione del movimento in un particolare distretto corporeo riuscendo a migliorare la gestualità globale, senza alterare l'azione degli altri distretti.

La possibilità di confrontare l'azione di un individuo con quella di altri atleti anche negli aspetti coordinativi potrebbe aiutare nella comprensione degli aspetti generali del movimento analizzato -aumentando il grado di conoscenza del gesto oggetto di indagine- e di poter meglio differenziare le performance di atleti più preparati da quelle di atleti che, ad esempio, sono principianti.

Per dare il giusto peso alle conclusioni riportate è necessario evidenziare una serie di limiti dello studio. Il protocollo di acquisizione dei dati si è basato su una o due sessioni per ciascun atleta eseguite in laboratorio e non sul campo di allenamento. Pertanto non ci sono dati sufficienti per avere la certezza che quanto rilevato per ciascun atleta corrisponda effettivamente alle performance che lo stesso è in grado di ottenere in gara. Per quanto concerne gli aspetti relativi al monitoraggio nel tempo, sarebbe opportuno potersi basare su dati acquisiti su un periodo più lungo (come minimo un intero anno di attività) per poter effettivamente supportare l'atleta, i propri allenatori e tecnici con rilievi che dovrebbero coprire un ciclo completo della periodizzazione dell'allenamento.

In generale, una base di conoscenza fondata sulla Dynamic System Theory in ambito sportivo è ancora in divenire: non sono ancora state definite in maniera certa le relazioni tra quanto riscontrabile con l'analisi e possibili cause e/o conseguenze; si è scelto quindi di approcciare l'ambito sportivo (dove sono numerose le difficoltà e le complicazioni legate alla specificità e al luogo di svolgimento del movimento da esaminare) appoggiandosi alle conoscenze e agli strumenti sviluppati inizialmente per l'analisi del cammino (soprattutto in ambito clinico) e successivamente perfezionati per lo studio di altri movimenti. Si è ancora lontani, inoltre, dalla possibilità di tradurre le diverse informazioni ottenute con l'analisi del movimento tramite DST in qualcosa di immediatamente comprensibile da tecnici ed allenatori e, quindi, di facilmente applicabile in ambito sportivo. Creare riferimenti di normalità specifici potrebbe essere utile per lo sviluppo e l'affinamento delle qualità tecniche degli atleti più giovani, oltre che per monitorare ed eventualmente modificare l'evoluzione tecnica e i processi di recupero post infortunio degli atleti più esperti.

Abstract

In sports, athletes are always looking for new training techniques that could allow them to improve their performances, to prevent injuries and –in case of accident- to reduce rehabilitation time .

New technologic tools and methodologies could help trainers to check physical condition of athletes and quantitatively evaluate their motor performances measuring specific variables. These developments have the potential to support the coaches' job, whose comments and resolutions are important for physical development and competitive athletes. These developments could also help doctors and physiotherapist because allows to quantify physical limitations produced by an accident or even identify the factors predisposing to it.

Scientific sports researcher has a strong interest to analyze technical gestures.

Recent studies consider movement as the result of the interaction between musculoskeletal system and nervous system. Most studies had a descriptive approach to sport: they studies the time course of the main kinematics variables. Although it is quantitative, this movement analysis method is just a first step in order to understand sophisticated mechanisms that allow athletes to the obtain better performances.

Most of movements (and therefore also athletic movements) need the interaction of different components of the musculoskeletal system; traditional movement studies consider the time course of a variable and / or a parameter (joint angles and power, reaction the ground etc..) one at a time, but they don't permit to evaluate and quantify the complex interactions that lead to the realization of a specific motor task. Technological development gave the possibility to create tools which can acquire accurate body movement data; these data help to develop new techniques and tools for further movement studies.

Researches verified the existence of variability within any movement and tried to quantify it. They tried to understand why people do not use the same motor strategy during repetitions of same gesture. In other words they found that, while repeating the same gesture, although a highly automated or highly technical one, body segments never move in the same way.



They studied methods and tools to understand how joints and segments be organized every time you need to perform a specific movement and analyze where and when it is found variability in joints' degrees of freedom. Through the process of quantification, researchers tried to find correlations with other body parameters in order to understand whether the variability is a positive or negative factor.

In addition to the variability in interactions between elements of the musculoskeletal system, other studies [4, 5, 15, 23] have tried to identify the source of this variability in order to understand how it occurs and what long-term consequences could have on musculo-skeletal system. These studies focused initially on clinical settings, where the focus were primarily walking dynamics [11, 17, 18, 22, 27] and other inherent movements (of hand and arm, for example).

In sports, movements are highly technical and athletes, especially elite ones, attend training sessions trying to improve their movement in order to make it automatic and to improve overall performance. The study of variability inherent in the motor gesture could help to schedule training in order, for example, to keep movement variability as equal as possible every time they have to repeat sport's task.

This approach to movement study is quite complex and justifies development of new tools for data analysis, which could help traditional methods.

One of these tools is Dynamic Systems Theory (or DST). It studies biomechanical variables related to movement on considering different parts of a as elements that behave like pendulums; doing this, it ,may be possible to evaluate the collective action of pairs of elements (joints or segments) that work synergistically to achieve the desired performance.

DST analysis also allows to study the coordination between joints and / or segments involved in the execution of a movement by calculating specific parameters (Continuous Relative Phase or CRP, Mean Absolute Relative Phase or MARP, Deviation Phase or DP). The calculation of MARP and CRP can be used to determine whether joints / segments considered are moving in phase or out of phase during the execution of the movement, DP, which represents the variability of CRP, quantifies what is-in every repetition of the same task- the difference between each CRP and the average performance (MARP, which is calculate using all repetitions of the same task). Doing this it could be possible to investigate coordination needed in motor task execution the degree of variability inherent in it.

This study reports the results of the analysis and assessment through the Dynamic Systems Theory of coordinative skill of a group of athletes practicing race walking.

During previous investigations [14] the acquisition of movement of seven athletes (3 women and 4 men aged between 18 and 23 years) practicing the march at a competitive level (international) was performed; the personal record for the 10 km competition of selected athletes varies between 40'56 "and 48'34"(with an overall average speed of $3.77 \pm .0.24$ m / s). Subjects performed race walking trials in the movement analysis laboratory "Luigi Divieti", in the Department of Biomedical Engineering (Politecnico university of Milan). Based on this information it was decided to classify athletes into two groups: more skilled athletes (MS) and less skilled athletes (LS).

Athlete's movements have been traced through an optoelectronic motion analysis system (Elite, BTS SpA) integrated with a force platform. The biomechanical model created using SAFLO protocol has resulted in biomechanical variables (kinematic and dynamic) and segmental joints on the legs.

Obtained data were subjected to a series of a semi-automatic procedure in MATLAB ® language. This procedure (implemented in previous studies [14] in order to analyze the stance phase of one foot on the ground, but modified in this study in order to analyze the entire gait cycle) was implemented to calculate and to graph joint angles, moment and angular power and DST parameters.

Ground reaction force data (and joint moments and powers calculated from it) were recorded in previous sessions [14] only for the stance phase. The absence of dynamic information for swing phase did not permitted to extend the analysis of dynamics relating to the whole movement. Therefore, dynamic analysis was made just for the stance. The kinematic analysis, on the contrary, was performed on both phases (stance and swing).

The data analysis performed in this study included:

- an inter-individual analysis (using data of all athletes) in order to highlight differences between less skilled athletes and more skilled athletes. In this analysis kinematic, dynamic and DST parameters has been analyzed.
- an intra-individual analysis in order to identify changes in intra-individual movement variability due to training;
- an intra-individual analysis in order to highlight consequences of an injury.



A qualifying factor for this study is the choice to analyze kinematic aspects for the whole race walking cycle (swing phase and stance phase), unlike other studies [14]. This choice was done in order to obtain further information on the overall athletes' mobility and muscle synergies implemented in technical movements.

In particular this study have focused on transition times between different phases of race walking cycle in which some authors [19, 21, 25] found that the variability is greater.

DST analysis was also carried out considering connections between body segments (thigh-shank and shank-foot) instead of the joints (hip, knee and ankle). This innovative method, which is not present in studies mentioned above, was performed to assess whether the results of this analysis contradict or not results obtained studying the joint synergies. The goal was also to verify the applicability of the method in all cases in which the traditional DST cannot be applied.

The DST analysis performed on all seven athletes shows that the action of the more skilled athletes (MS) is characterized by a higher repeatability than other athletes (LS). In particular, due to the values of Deviation Phase measured, it was found that this difference is more marked during the stance phase, especially at its beginning. This could be justified by the fact that less skilled athletes mainly control muscles during stance, in order to properly support the foot on the ground and keep the knee extended from the heel-strike (when heel touch the ground) to upright position. This strategy probably could have done in order to reduce the risk of penalties during competitions (due to the rules of this sport). This movement choice, unfortunately often results in less attention to the action performed during the push-off (forward propulsion) and swing phases, two moments that determine the speed and stride length.

Analyzing the less skilled athlete's movement, it has been found in graphs of MARP (Mean Absolute Relative Phase) and DP (Deviation Phase) the presence of peaks immediately after the moments of heel-strike, upright and unlock positions of the knee. Since these peaks correspond to high values of MARP (which represents the average change in absolute value of CRP, which describes what will be in phase two movements) and DP (which is an index of variability of CRP) calculated considering the data acquired all athletes, the obtained result could mean that less skilled athletes don't have sufficient technical knowledge to avoid consequences of phase transitions. DST analysis was used to assess effects of training, to try to identify possible causal links between the training level and effect, for example changes in values of space-time parameters (such as average speed and stride length) but also in patterns of joint angles or DST parameters trend.

Analyzing data of the same athlete on two acquisition sessions conducted at a distance of six months, there was a decrease in joint mobility and improvement in coordination between the movements of each couple of analyzed elements. It was also highlighted, comparing the Deviation Phase of two sessions, a substantial reduction in variability for these pairs. It could be possible that the training done made athletes able to do race walking in a greater repeatable way, especially in the second half of the stance phase (which is important for the next push off).

It's important, however, to note that the analysis described above was conducted on data obtained during just two sessions of acquisition: therefore we cannot say that the observations done match perfectly the performance that the athlete tested obtains during the entire sport season.

Furthermore, considering that in this survey was analyzed the movement of a single athlete, results and information showed in this study have necessarily individual

DST analysis was also used to check the consequences of a disease common to many walkers, the groin, on motor organization and coordination mechanisms. After a first session of movement analysis, one of the athletes tested were suffering from limb right groin that affected his season, altered her training programs and her competition results. The athlete, after the necessary clinical recovery, started to train again and was tested in a second biomechanical evaluation of its race-walking.

Results showed that the accident has affected muscle synergies and coordination strategies which involved the injured limb. The joint range of motion decreased, especially for hip and knee joint which are controlled by muscles affected by the inflammation dictated by the groin.

Calculated values of Mean Absolute Relative Phase has showed no significant changes in the mean CRP before and after the injury, but the Deviation Phase data have presented not only the overall alteration of the temporal pattern of right limb's DP pairs compared to left ones, but also a substantial reduction of ΔDP of the right limb between the first and second session.

The reduction-which caused DP values much lower the average value of the population studied-involved especially phase transition moment (where muscles of the upper leg are involved) and may indicate that excessive muscular stress could have caused the groin. It may also suggest that the athlete has created muscular mechanisms to prevent further injuries and has compensated this variability in the lower part of the lower limb (whose muscles were not affected by groin).

A comparison of right joint power before and after groin has showed possible effects on the athlete's movement, particularly on coordinative mechanisms described above. The low range of motion measured after injury could have been caused by a tight control of muscle contraction: this control has resulted in a low joint power (during both absorption and generation phases), particularly important in the first part of stance and in push-off. This low joint power could be related to an athlete's action control, which has been done using muscular co-contraction in order to limit the degrees of freedom of the joints by reducing variability.

Analyzing the results of the DST analysis on segments of the lower limb (thigh, shank, foot) it has result that this methodology describe not only motor coordination strategies between limb's segments but also the variability inherent in athletes' movement without contradicting results obtained by analyzing pairs of joints. These results could encourage the use of DST for all those cases in which it is not possible to assess the joint behavior (for example, because the person is obese, disease which could make very difficult applying markers to the pelvis, or is amputee and uses a prosthesis) or is it difficult to assess (especially in sport applications).

The analysis described in this study showed that different motor strategies might lead to very similar overall performances. Results obtained showed that the athletic level and training methods may affect the organization of the musculoskeletal system leading to the modification of coordinative mechanisms adopted by athletes.

The investigation based on Dynamic Systems Theory allows to quantify motor coordination and organization of a subject by measuring the degree of variability inherent in movement synergies that develop between different body segments, to reveal anomalies and to highlight the danger to prevent injuries.

Although these are just preliminary results, it is correct to emphasize the potential of methods in the evaluation of motor performance and physical state of the athlete and peculiarities of his gesture. It could be possible to use them to develop and apply appropriate techniques to correct movement in a particular limb to improve the overall gesture without affecting the action of other districts.

The possibility to compare the action of an individual with that of other athletes even in coordinative aspects could help to understand general aspects of the movement-analyzed by increasing the knowledge of the motor act under investigation. It could also be useful to



differentiate better the performance of athletes more skilled from the action of athletes who, for example, are newcomers.

To give the right consideration to results showed in this paper , it is necessary to highlight a few limitations of the study. First, acquisition data protocol was based on one or two sessions for each athlete, and these sessions were performed in laboratory and not on the training ground. Therefore there is insufficient data set to ensure that the action analyzed for each athlete actually corresponds to the performance that he/she is able to do in competition race. Secondly, to improve the know-how, movement data should be acquired over a longer period (at least a full year of analysis) in order to effectively support athletes, their coaches and technicians.

In conclusion, a knowledge based on Dynamic Systems Theory in sports is still a work in progress; the relationship between those found with the analysis and possible causes and / or consequences has not yet been defined with certainty, then researchers have chosen to approach the sport (where there are many difficulties and complications related to the specific movement to examine) relying on knowledge and tools originally developed for gait analysis (especially in a clinical setting) and then improved to study other movements. Nowadays, researchers are far away from the possibility to translate different information obtained from motion analysis using DST into something which is easy to understand by technicians and coaches and, therefore, easy to apply in sports. Creating specific normality references could be useful for the development of technical qualities of younger athletes, as well as to monitor and to adjust technical improvements and recovery processes (after an injury) of more skilled athletes.

Introduzione

L'evoluzione delle attrezzature, dei materiali e delle tecniche di allenamento ha portato ad un progressivo e continuo incremento dei risultati e delle performance ottenute dagli sportivi. Pur rimanendo ineluttabili le limitazioni derivanti dalle caratteristiche fisiche, tecnici ed allenatori si sforzano per migliorare la condizione fisica e mentale dei propri atleti giorno dopo giorno.

In tutte le discipline sportive la tecnica delle gestualità specifiche rappresenta un fattore determinante della prestazione, e il suo apprendimento e perfezionamento costituisce uno degli obiettivi primari dell'allenamento.

L'allenatore deve essere in grado di fornire agli atleti informazioni che consentano di comprendere il movimento che devono svolgere, di programmare adeguatamente le sedute di allenamento finalizzate all'acquisizione delle tecniche, di individuare adeguate strategie di correzione degli errori. Per riuscire in tutto questo, gli specialisti si sono affidati inizialmente a metodiche di valutazione tradizionali, basate principalmente sull'osservazione (visiva o attraverso l'analisi di immagini), del movimento dell'atleta e sul monitoraggio di alcuni parametri descrittivi della performance (tempi, lunghezze) o dello stato fisiologico (frequenza cardiaca, lattato ematico). Da queste tecniche derivano valutazioni sostanzialmente globali che, pur essendo utili, non permettono di discriminare in modo quantitativo ed accurato, le specificità del movimento tecnico di un atleta da quelle degli altri. Negli anni lo sviluppo tecnologico ha permesso lo sviluppo di strumenti in grado di documentare la cinematica e la dinamica segmentaria e articolare del corpo umano in modo accurato e con un ragionevole "costo" temporale. In questo modo è stato possibile indagare i movimenti in maniera più dettagliata, facilitando la caratterizzazione quantitativa del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un gesto motorio sia in ambito clinico, sia in ambito sportivo.

Limitandosi al settore dello sport, è necessario annotare che queste metodiche, non forniscono informazioni immediatamente comprensibili e, conseguentemente, applicabili da atleti ed allenatori. La difficoltà di tradurre l'analisi del movimento in criteri di correzione attraverso la ripetizione di esercizi miranti a ottimizzare gli elementi positivi e modificare gli elementi

negativi del gesto, è complicata dalle difficoltà sopra elencate. In conclusione i diretti interessati preferiscono basarsi sui classici metodi globali.

Si manifesta, quindi, in modo evidente la necessità di avere strumenti che non solo siano in grado di descrivere in maniera sempre più precisa, quantitativa e particolareggiata il movimento umano, ma che anche facilitino l'estrazione e l'interpretazione dei risultati anche da parte di atleti e allenatori.

In questo processo di affinamento delle modalità di estrazione di informazioni utili dall'ampio "bacino dati" potenzialmente disponibile, si parte con la modifica dell'idea tradizionale di "gesto perfetto", in base alla quale si ritiene che per eseguire un gesto tecnico in maniera ottimale ci sia un unico pattern motorio e che qualunque deviazione da quella modalità porti inevitabilmente ad una performance di minor livello.

E' stato dimostrato che in qualunque movimento è insito un certo grado di variabilità interindividuale: essa permette a ciascun individuo di mettere a punto una personale organizzazione motoria, un modo proprio di muoversi, delle sinergie motorie finalizzate ad eseguire lo specifico task assegnato. In particolare, pur essendoci degli obiettivi, dei gesti e dei movimenti caratteristici di una disciplina sportiva, ogni atleta tende a specializzare il proprio movimento, adottando una propria strategia, diversa da quella di altri atleti. Generalmente, più è specifico l'allenamento svolto, più la tecnica personale è affinata e ben definita [20, 39].

Alcuni autori hanno verificato l'esistenza di variabilità anche a livello individuale, ovvero il fatto che anche nel ripetere tante volte uno stesso gesto (connaturato, come il cammino, o tecnico, come i gesti sportivi) ogni individuo non applichi mai esattamente la stessa strategia motoria. In altre parole: pur ripetendo uno stesso gesto, anche se fortemente automatizzato, i segmenti corporei non si muovono mai allo stesso modo [3, 8, 14, 20, 30].

Studi presenti in letteratura [9,13,18,30,33,37] hanno inoltre evidenziato come il movimento umano abbia natura multifattoriale, che cioè l'organizzazione del sistema muscolo-scheletrico si basi sulle informazioni provenienti dal sistema nervoso (propriocettive o esteroceettive), su fattori biomeccanici (come forze e momenti), sulle condizioni ambientali ed eventuali vincoli (esterni o imposti dal task motorio). L'entità della variabilità nelle sinergie articolari tra ripetizioni dello stesso gesto motorio è stata utilizzata da molti autori per capire come perturbazioni esterne, stati patologici o comportamenti motori dannosi potessero influire sulla scelta di una particolare soluzione motoria, rivelare funzionalità anomale e indagare i meccanismi alla base di eventuali infortuni con lo scopo, soprattutto, di prevenirli [25, 36, 37, 38, 49].

Una considerazione di questo tipo tende a portare verso una concezione diversa dell'allenamento individuale e dei risultati che tramite esso si possono ottenere. Il livello di coordinazione è generalmente determinato dal livello di preparazione dell'atleta e, pertanto, può essere influenzato da programmi di allenamento specifici che permettano a ciascuno di individuare la strategia dinamica che gli consenta di raggiungere la performance desiderata nella maniera migliore [25, 49].

Attraverso l'allenamento, inoltre, potrebbe essere possibile modificare l'organizzazione muscolo-scheletrica associata al movimento, perfezionarlo ed esercitarsi il più possibile, qualora necessario, per assicurare il giusto grado di variabilità intra-individuale (che garantisce migliore flessibilità al sistema muscolo-scheletrico nel superare perturbazioni o sopportare carichi)[18, 20, 23, 30, 32, 39]: I metodi "tradizionali" di analisi del movimento, purtroppo, valutano il comportamento spazio-temporale di una sola variabile alla volta (ad esempio, l'angolo alla caviglia nel piano sagittale). Una valutazione di questo tipo risulta poco molto poco efficace nel descrivere il movimento di segmenti ed articolazioni. La maggior parte dei movimenti, infatti, prevede l'azione simultanea di due o più segmenti e/o articolazioni che devono agire sinergicamente, in maniera coordinata, allo scopo di raggiungere l'obiettivo desiderato, cioè l'esecuzione di uno specifico task motorio. Uno studio approfondito del movimento non può quindi prescindere dallo studio dei meccanismi coordinativi e di come questi vengono ripetuti tutte le volte che si vuole eseguire uno stesso movimento.

In quest'ottica lo studio della variabilità insita negli accoppiamenti (articolari o segmentari che siano) assume fondamentale importanza non solo in ambito sportivo ma anche in ambito clinico, in particolare per la riabilitazione di coloro che, per patologie o traumi, devono educare il proprio corpo per riuscire ad eseguire uno o più movimenti dopo un periodo di inattività [9, 16, 20, 21, 24, 25, 26].

Si è perciò cominciato a studiare la variabilità motoria partendo da movimenti comuni e quotidiani [5, 11, 16, 17, 18, 19, 21, 27], come, ad esempio, lo stare in piedi, l'alzata dalla sedia, il movimento degli arti superiori e –primo fra tutti- il cammino, per il quale sono state sviluppate metodiche, protocolli e strumenti ormai standardizzati, a tal punto che la "gait analysis" è uno strumento di indagine utilizzato anche in molte strutture sanitarie.

Successivamente lo studio della variabilità motoria ha avuto anche applicazioni in ambito sportivo [3, 6, 8, 10, 13, 14, 28, 31, 39, 43]. In particolare, per lo sport sono stati fatti diversi studi per valutare le caratteristiche ed il grado di variabilità motoria insito in alcune discipline e, conseguentemente, le differenze in termini di coordinazione motoria e variabilità tra sportivi esercitanti la stessa disciplina [3, 28, 30, 31, 39]. Queste metodiche valutative utilizzano

strumenti di analisi in grado di fornire dati quantitativi e oggettivi di questa particolare caratteristica del movimento, informazioni utili ad atleti ed allenatori per migliorare le prestazioni e prevenire gli infortuni [6, 8, 9, 15, 32].

I diversi studi eseguiti in ambito sportivo [3, 22, 24, 28] inizialmente hanno preso in esame una o più grandezze (angoli, velocità, forze) relative al gesto sportivo analizzandole singolarmente e/o in relazione tra di loro, evidenziando la flessibilità del corpo degli atleti ad adattarsi ai cambiamenti coordinativi legati alle diverse fasi di uno stesso gesto in maniera funzionale, ovvero atta a favorire l'esecuzione migliore possibile del movimento.

Un'analisi multifattoriale di questo tipo ha richiesto necessariamente tecnologie specifiche e protocolli ad hoc che permettessero di riprodurre in laboratorio condizioni di test il più simili possibile a quelle in cui l'atleta normalmente si allena, per ridurre condizionamenti esterni che potrebbero modificare il pattern motorio.

I diversi esperimenti hanno avuto in comune l'esecuzione di un particolare gesto sportivo da parte di piccoli gruppi di atleti di diverso livello (cosa che implica solitamente differenti tempi e metodologie di allenamento) ed hanno tutti evidenziato differenze intra-individuali ed inter-individuali, sottolineando ancora di più l'importanza dello studio della variabilità motoria [3, 28].

Una delle principali metodologie di analisi della variabilità è la “**Dynamic System Theory (DST)**” che considera la variabilità motoria come necessaria per tutti quei cambiamenti che avvengono nella coordinazione dei movimenti (intesa come l'organizzazione del movimento dei segmenti corporei al fine di garantire l'esecuzione del task motorio). Secondo la teoria DST, gli arti del corpo umano devono essere considerati come un sistema di elementi che si comportano come pendoli oscillanti attorno alle articolazioni e che agiscono in maniera coordinata per eseguire ogni movimento.

L'applicazione della DST ha evidenziato che il passaggio da uno schema motorio ad un altro (ad esempio dal cammino alla corsa) è discontinuo ed avviene quando una delle variabili (ad esempio un angolo articolare), o la relazione tra più variabili (ad esempio il moto del piede e quello della gamba ipsilaterale durante la corsa), supera una certa soglia: si può quindi considerare la variabile o la relazione tra variabili come un parametro di controllo. Il cambiamento (o instabilità) del parametro di controllo porta a differenti ‘comportamenti’ e, quindi, a diverse strategie motorie, ad esempio il passaggio da trotto al galoppo nel cavallo. L'analisi della variabilità attraverso l'uso della DST presenta potenzialità per il raggiungimento

di numerosi obiettivi: comprendere i principi alla base dell'organizzazione del sistema motorio; studiare, quantificare e giustificare le sinergie motorie esistenti tra i diversi segmenti in movimento; valutare in che misura le perturbazioni. Le conclusioni così raggiunte potrebbero essere utili sia in ambito clinico che in quello sportivo, dove tali risultati potrebbero essere utilizzati allo scopo di migliorare le performance ottenibili, per il recupero fisico di un atleta infortunato [49, 28].

Studi presenti in letteratura, mostrano l'esistenza di un crescente interesse in ambito clinico per l'approccio DST, con particolare interesse per l'analisi di movimenti noti e standardizzati come il cammino [17, 26] per i quali risulta più facile riconoscere negli adattamenti che avvengono a livello neuro-muscolare l'effetto di cause note di natura fisiologica (ad esempio l'età avanzata) o patologica (ad esempio, Paralisi Cerebrale Infantile) [13, 25, 30]. In tal senso l'analisi della variabilità assume un'importante ruolo di supporto alle tradizionali metodologie diagnostiche e riabilitative, oltre che alle tecniche già utilizzate per l'analisi quantitativa del movimento [7, 16].

In ambito sportivo l'analisi è più complessa. Performance simili sono spesso il risultato di differenti strategie motorie, sia a livello inter-individuale che intra-individuale.

Queste differenze, inoltre, risultano spesso difficili da individuare rispetto a quelle che emergono in ambito clinico [9, 23, 24, 27] in primo luogo perché si stanno confrontando azioni di soggetti sani meno palesemente differenziate di quanto non accada per i soggetti patologici; inoltre sono più influenzabili da fattori soggettivi (individualità delle strategie motorie e coordinative, stato di salute fisica e mentale) ed oggettivi (condizioni ambientali legate al luogo in cui viene svolto l'esercizio).

Da sottolineare, inoltre, vi è il fatto che per le applicazioni in ambito clinico si dispone generalmente di una fascia di normalità con cui confrontare i dati acquisiti e verso i quali il clinico mira –attraverso cure appropriate- a far avvicinare il paziente. Al contrario, nello sport e in particolare a livello agonistico, il riferimento di normalità è generalmente assente e due sono le cause di questa mancanza: in primo luogo perché l'obiettivo di chi compete non è la normalità ma l'eccellenza, in secondo luogo perché la molteplicità delle azioni tecniche, non ha permesso sino ad oggi di creare una serie di banche dati affidabili o condivisibili. Quindi si apre un complesso scenario di "analisi sportiva" che potrebbe prevedere due campi di azione: creazione di riferimenti di normalità specifici per lo sviluppo e l'affinamento delle qualità tecniche dei giovani, monitoraggio individuale per seguire/modificare l'evoluzione tecnica ed eventualmente i processi di recupero post infortunio.

Proponendosi di studiare la variabilità, inoltre, è necessario poter disporre di un numero ripetizioni del gesto adeguato, evitando che ciò che si misura sia alterato da artefatti dovuti ad una raccolta dati fatta con pochi controlli. All'interno di un laboratorio di analisi del movimento acquisire dati è più problematico che sul campo perché in uno spazio ristretto è più difficile che il soggetto esaminato riesca ad eseguire l'atto motorio mantenendo costante la velocità di esecuzione durante tutte le acquisizioni.

Le applicazioni dell'analisi DST, a causa dei problemi sopra descritti, sono state poche e hanno in gran parte riguardato due movimenti a lungo studiati con le metodiche tradizionali e di cui si ha un'ampia conoscenza dei fenomeni biomeccanici coinvolti: cammino e corsa. Questi due gesti, essendo periodici, sono caratterizzati da grande ripetitività e si prestano ad essere studiati in laboratorio, dove è abbastanza facile raccogliere molti dati in quantità elevata.

Sulla base delle considerazioni sopra esposte si comprende perché questo studio abbia preso in considerazione la marcia atletica (race walking), una disciplina molto tecnica in cui:

- l'atleta esegue un movimento che è ciclico per il quale sfrutta una strategia motoria fortemente condizionata dalle regole ufficiali: il marciatore, muovendosi a velocità a cui fisiologicamente il nostro corpo tenderebbe a correre e non a marciare (per risparmiare energie), deve coordinare il movimento di diversi segmenti corporei per poter avanzare in maniera corretta ed efficace.
- il movimento è assimilabile al cammino; ciò consente di poter applicare protocolli standardizzati della gait analysis ed, eventualmente, di fare dei confronti con questo gesto [1, 2, 12, 14, 17, 22, 24, 25, 29]

La "race walking" è, quindi, un movimento che ben si presta ad una valutazione della variabilità.

Il presente studio, si propone come un approfondimento di indagini precedenti [14, 31, 48] attraverso le seguenti fasi:

- analisi dei parametri spazio-temporali (velocità media, durata delle fasi di appoggio/volo...) caratteristici del movimento della marcia
- analisi seguendo l'approccio standard di grandezze cinematiche (angoli di anca, ginocchio, caviglia e del bacino) e dinamiche (forza di reazione al terreno, momenti e potenze) articolari
- valutazione tramite DST della strategia motoria degli arti inferiori:

- ◇ sinergia tra coppie di articolazioni (anca-ginocchio, ginocchio-caviglia) e tra segmenti corporei (coscia-gamba, gamba-piede) coinvolti
- ◇ sinergia tra rotazioni del bacino e rotazioni articolari
- analisi della variabilità nell'esecuzione attraverso valutazioni:
 - ◇ intra-individuali (per individuare variabilità nell'esecuzione del test in diverse sessioni di acquisizione da parte dello stesso soggetto)
 - ◇ inter-individuale (per valutare l'andamento dei parametri DST durante il gesto motorio all'interno della popolazione considerata)

A livello metodologico e operativo, è stato appositamente sviluppato per questo studio un algoritmo per l'automatizzazione del processo di estrazione, calcolo e rappresentazione grafica delle grandezze di interesse a partire dai dati cinematici e dinamici acquisiti in laboratorio per studi precedenti [14]. Successivamente, utilizzando algoritmi in linguaggio MATLAB® sempre implementati per questo studio, sono stati determinati e calcolati alcuni parametri spaziali, temporali, cinetici e dinamici caratterizzanti il movimento della marcia, oltre che parametri specifici dell'analisi DST [7, 23].

Utilizzando tutti questi dati sono state effettuate:

- un'analisi inter-individuale sulla popolazione per valutare l'andamento dei parametri DST durante il gesto motorio e per evidenziare eventuali differenze tra atleti bravi ed atleti meno bravi.
- un'analisi intra-individuale per individuare variabilità nell'esecuzione del test in diverse sessioni di acquisizione da parte dello stesso soggetto

A differenza di studi precedenti [14], si è deciso di eseguire l'analisi cinematica e DST su tutto il ciclo del passo di marcia (fase di volo -swing- e fase di appoggio -stance- di un singolo arto inferiore) per poter avere maggiori informazioni relative all'organizzazione motoria complessiva dell'atleta e sulle sinergie muscolari messe in atto nella completezza del ciclo che caratterizza il gesto atletico. L'analisi è stata focalizzata sugli istanti di transizione tra le diverse fasi del ciclo del passo, cioè momenti in cui si passa da una fase del movimento ad un'altra con caratteristiche biomeccaniche differenti: durante queste transizioni il sistema muscolo-scheletrico si riorganizza per proseguire l'esecuzione del task motorio (può verificarsi, ad esempio, l'attivazione di un muscolo per flettere un arto prima esteso). Studi precedenti [15, 19, 20, 21, 22] hanno

evidenziato che in tali istanti la variabilità è accentuata ed è possibile evidenziare le differenze tra atleti con diverso grado di allenamento e abilità [3, 8, 13, 14, 28, 48].

Le fasi individuate sono state quattro:

- fase 1 - dall'appoggio del piede a terra fino alla posizione verticale;
- fase 2 - dalla posizione verticale all'istante di sblocco del ginocchio;
- fase 3 - dallo sblocco del ginocchio allo stacco del piede a terra;
- fase 4 - dallo stacco del piede fino al suo successivo appoggio.

Entrando nel dettaglio dell'organizzazione della tesi, si è proceduto innanzitutto ad un'analisi del movimento attraverso l'approccio "tradizionale": si è descritto il gesto sportivo attraverso il calcolo di alcuni parametri spazio-temporali (tra cui velocità media, lunghezza del passo, durata di ciascuna fase del movimento) e la valutazione dell'andamento nel tempo degli angoli di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale, nonché delle potenze ad essi associate (i cui dati, ereditati da studi precedenti [14] erano, però, riferiti alla sola fase di stance), e degli angoli del bacino (obliquità, tilt e rotazione pelvica). In questa fase sono stati calcolati gli andamenti medi delle grandezze considerate ed il range di variabilità (definito come $\text{media} \pm \text{deviazione standard}$ di tutte le prove analizzate) utilizzando i dati provenienti dalle acquisizioni di tutti e sette gli atleti.

I dati raccolti in questa analisi longitudinale della popolazione sono stati anche organizzati in modo tale da evidenziare ed interpretare eventuali differenze tra i valori relativi all'azione degli atleti più bravi e quelli dei meno bravi.

Successivamente si è eseguita un'analisi descrittiva del movimento di tutti i marciatori attraverso la Dynamic Systems Theory. In particolare, volendo seguire un metodo di indagine già presente in letteratura [14, 31, 48] sono stati calcolati alcuni parametri specifici:

- fase (diagramma di fase) ed angoli di fase, per ogni sessione di ciascun soggetto, arto destro ed arto sinistro
- CRP (Continuous Relative Phase), ricavata per ogni sessione di ciascun soggetto, arto destro ed arto sinistro, calcolandone l'andamento medio e le relative bande di confidenza ($\text{media} \pm \text{deviazione standard}$). L'analisi è stata condotta distintamente per gli accoppiamenti
 - anca-ginocchio e ginocchio-caviglia



- bacino-anca, bacino-ginocchio, bacino-caviglia (considerando per il bacino gli angoli nel piano medio laterale, pelvic obliquity,, nel piano sagittale, pelvic tilt, e nel piano trasversale, pelvic rotation, per le articolazioni gli angoli nel piano sagittale)

Si è proceduto in maniera analoga per il calcolo di MARP (Mean Absolute Relative Phase) e DP (Deviation Phase).

La scelta di considerare per questo studio anche alcuni accoppiamenti tra bacino ed articolazioni degli arti inferiori è motivata dal fatto che nella marcia il bacino riveste un ruolo fondamentale (per sopperire all'azione del ginocchio, in estensione durante la stance, e per aumentare l'ampiezza del passo). Capire come esso si coordina con i movimenti delle articolazioni sottostanti può essere, perciò, di grande importanza per caratterizzare in maniera più completa la strategia motoria adottata da ciascun atleta

In questa fase (analisi DST inter-individuale) si è osservato come fosse possibile, attraverso l'interpretazione dei parametri DST, eseguire una descrizione complessiva del movimento della marcia, valutare il grado di coordinazione negli accoppiamenti considerati (tramite il CRP e il MARP), quantificare e provare a interpretare la variabilità riscontrata nel movimento (tramite l'analisi della DP).

Si è anche scelto di valutare separatamente il movimento di atleti bravi ed atleti meno bravi allo scopo di individuare e commentare elementi comuni e non comuni riscontrati nell'esecuzione del gesto atletico da parte dei due gruppi

Per approfondire il raffronto tra l'esecuzione del gesto atletico degli atleti più bravi e quello dei meno bravi, è stato innanzitutto eseguito un confronto tra alcuni atleti appartenenti ai due gruppi attraverso la valutazione dei parametri DST (CRP, MARP e DP) calcolati per alcuni accoppiamenti, evidenziando peculiarità caratterizzanti i due gruppi.

Successivamente sono stati analizzati i dati relativi ad uno stesso atleta che si è sottoposto a due sessioni di acquisizione a distanza di circa sei mesi l'una dall'altra. Obiettivo di questa analisi intra-individuale è stato quello di valutare le possibili modifiche conseguenti all'allenamento svolto. Per questa specifica indagine si è scelto di utilizzare sia le metodiche tradizionali (per valutare range di movimento e potenze articolari) sia la DST, per confrontare il grado di coordinazione motoria e la variabilità insita nel movimento del soggetto in entrambe le sessioni



Si è anche valutato il caso di un atleta, che, poco tempo dopo la sessione di acquisizione, è stato colpito da pubalgia. Per analizzare le conseguenze che una tale patologia può aver avuto sulle strategie motorie adottate dal soggetto, sul grado di coordinazione e sulla variabilità insita nel gesto atletico, si è deciso di sottoporre l'atleta ad una seconda sessione di acquisizione (a distanza di circa sei mesi dalla precedente): i dati raccolti sono stati sottoposti ad analisi (effettuate sia con metodiche tradizionali che con la DST) ed è stato effettuato un confronto tra i parametri relativi alla prima sessione e quelli relativi alla seconda.

In fine, è stata eseguita un'indagine DST considerando gli accoppiamenti tra i segmenti costituenti l'arto inferiore (coscia-gamba e gamba-piede) anziché tra le relative articolazioni, allo scopo di valutare se una tale applicazione porti a considerazioni sul movimento analizzato differenti da quelle ottenibili studiando le sinergie articolari. Alla base di quest'ultimo approccio all'analisi DST vi è l'idea di trovare possibili protocolli attraverso i quali poter eseguire un'analisi quantitativa del movimento in alternativa ai protocolli "tradizionali" in tutti quei casi in cui non sia possibile valutare il comportamento articolare (perché, ad esempio, il soggetto analizzato è amputato e quindi utilizza una protesi, oppure perché soffre di obesità grave), oppure sia difficile applicare le metodiche standard, come in ambito sportivo, in cui generalmente i movimenti sono complessi e/o necessitano di spazi ed attrezzature difficilmente compatibili con le attuali tecniche di indagine (ad esempio per l'incompatibilità tra siti in cui collocare i marcatori e libertà dello sportivo nell'eseguire i propri movimenti).

L'approccio "ai segmenti" consentirebbe, quindi, di aumentare i movimenti - sportivi o non sportivi - studiabili attraverso l'analisi quantitativa del movimento basata sulla DST.

Race Walking: caratteristiche

Il regolamento della Associazione Internazionale delle Federazioni di Atletica Leggera (IAAF) stabilisce:

Race walking is a progression of steps so taken that the walker makes contact with the ground so that no visible (to the human eye) loss of contact occurs. The advancing leg must be straightened (i.e., not bent at the knee) from the moment of first contact with the ground until in the vertical upright position.

In altre parole, la marcia è una progressione di passi eseguiti in modo tale che sia mantenuto un contatto ininterrotto con il terreno, ovvero *il piede avanzante del marciatore deve venire a contatto con il terreno prima che il piede posteriore lo lasci*. Deve essere inoltre sempre rispettata la seguente regola: *la gamba di appoggio deve rimanere tesa (ovvero il ginocchio non deve essere in flessione) dal momento dell'impatto con il suolo del piede della gamba avanzante fino a quando non si viene a trovare in posizione verticale*.

Nel caso in cui un atleta non appoggi a terra il piede avanzante prima che il controlaterale si stacchi da terra viene commessa l'infrazione di "sospensione" (o "loss of contact"), mentre se non si rispettano le condizioni imposte al movimento del ginocchio si commette l'infrazione di "sbloccaggio" (o "unlock"). Durante la gara i giudici disposti lungo il percorso controllano i movimenti degli atleti e segnalano loro le infrazioni eventualmente commesse e da loro rilevate; alla terza infrazione l'atleta viene squalificato.

Analizzando il movimento del marciatore, è possibile suddividere il "ciclo del passo" (dal contatto col terreno del tacco di un piede al successivo contatto dello stesso piede) in 4 fasi funzionali (fig. 1, 2):

Fase 1: dall'appoggio del piede a terra ("Heel strike", o HS) fino alla posizione verticale ("Upright position" o V), in cui avviene il passaggio del baricentro del corpo oltre al verticale passante per il piede in appoggio. Tendenzialmente gli atleti cercano di appoggiare i piedi lungo una ideale linea retta per avanzare senza sbandamenti.

In questa fase, come stabilito dal regolamento, il ginocchio non deve flettersi.

Fase 2: dalla posizione verticale al momento di "sblocco del ginocchio" ("Unlock" o U).

Flettere il ginocchio è essenziale per dare inizio all'azione di propulsione che porta allo stacco del piede da terra: la durata di questa fase può essere un indicatore del livello dell'atleta.

Fase 3: dallo “sblocco del ginocchio” allo stacco del piede da terra (“Toe Off” o TO).

In questa fase l'atleta prepara la gamba allo stacco da terra, che deve avvenire rapidamente ma allo stesso tempo deve garantire all'arto la giusta spinta propulsiva.

Fase 4: dallo stacco del piede al successivo appoggio dello stesso piede a terra.

E' la “fase di volo” (Swing Phase o SW) in cui l'atleta avanza nel suo movimento e l'arto pendola in avanti.

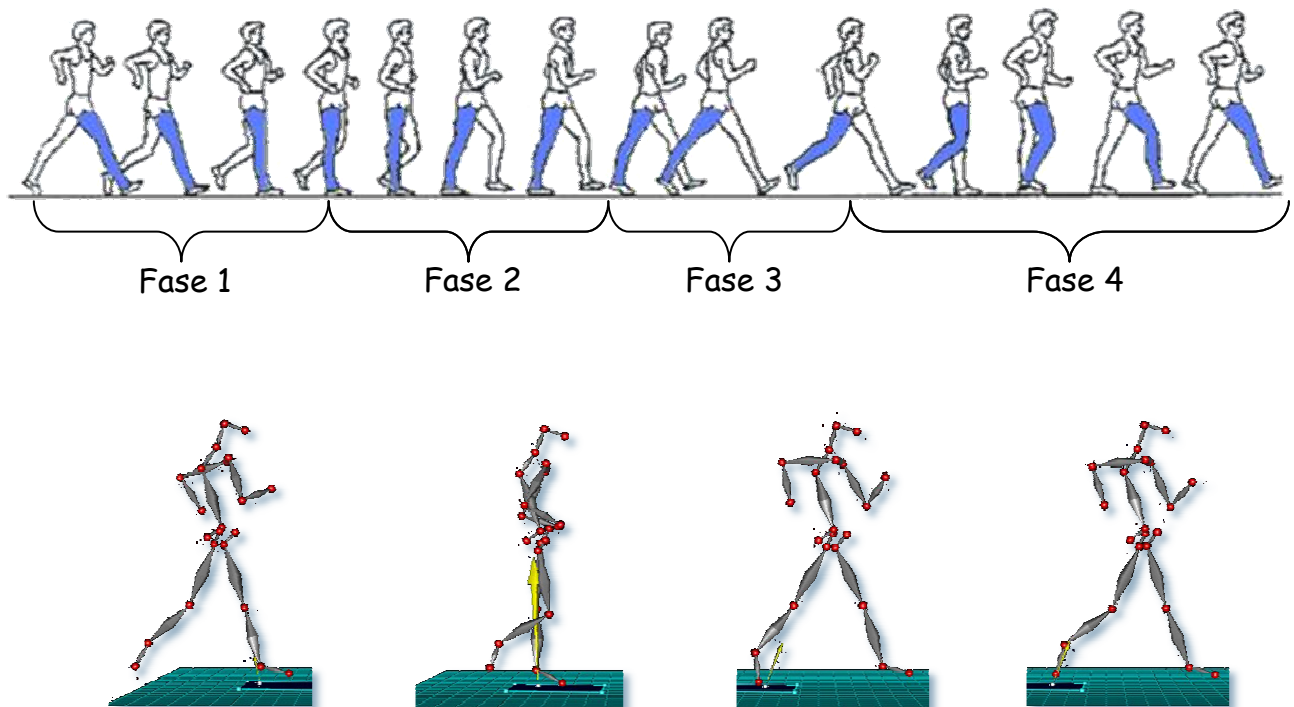
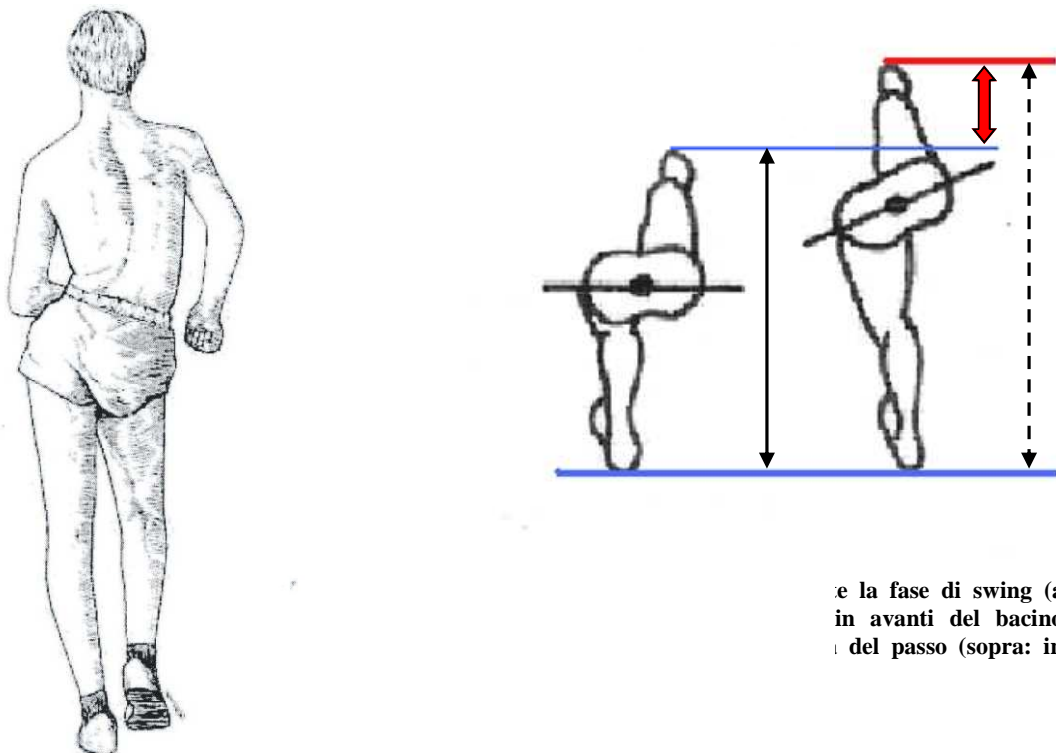


Figura 2: Heel Strike, Upright Position, Unlock, Toe Off

Per migliorare l'efficacia e l'efficienza del gesto gli atleti si esercitano in maniera mirata in ciascuna delle fasi prima descritte facendo attenzione a:

- mantenere il ginocchio il più vicino possibile al terreno durante la fase di volo: in questo modo il piede in “volo” si stacca da terra di pochissimi centimetri, permettendo di ridurre la forza d'inerzia che si oppone al movimento dell'arto sollevato da terra.
- mantenere il piede a contatto con il terreno il più a lungo possibile: così facendo si aumenta la componente antero-posteriore della forza di reazione al terreno, contribuendo alla spinta in avanti del corpo.

In questa strategia, è fondamentale il movimento del bacino. Le caratteristiche biomeccaniche del movimento rendono la marcia assimilabile al cammino; nel muovere il bacino gli atleti accentuano i movimenti tipici del cammino: abbassandosi (cioè variando l'obliquità pelvica sul piano frontale durante la prima fase, quella dell'heel strike all'upright position) permette di mantenere basso il baricentro corporeo durante la progressione verso la posizione verticale: questo movimento non sarebbe possibile altrimenti, perché ostacolato dalla gamba in appoggio, che deve rimanere stesa. Ruotando attorno ad un asse verticale, il bacino permette di portare più dinamicamente la gamba in avanti, aumentando la lunghezza del passo e la velocità di avanzamento (fig.3), e consentendo l'appoggio del piede nella posizione più corretta.



e la fase di swing (a
in avanti del bacino
del passo (sopra: in

Coordinando il movimento di bacino, anca e caviglia, l'atleta determina la lunghezza del passo, condizionando l'efficacia della spinta propulsiva. Nel periodo in cui entrambi i piedi sono a contatto con il terreno, nel piano sagittale le gambe formano con la verticale due triangoli rettangoli asimmetrici, aventi per convenzione vertice nel punto centrale del bacino; per una corretta azione propulsiva la gamba posteriore deve essere più lontana dalla verticale di quanto non lo sia quella contro laterale, cioè l'area del triangolo anteriore deve essere minore di quella del triangolo posteriore. In caso contrario preverrebbe la componente antero-posteriore della reazione al terreno relativa al piede anteriore rispetto a quella del piede posteriore, frenando la



gamba anteriore, ostacolando il movimento complessivo e, perciò, rallentando la marcia dell'atleta.

Complessivamente, quindi, deve prevalere l'azione di spinta esercitata dalla gamba posteriore piuttosto che l'azione di trazione, o -in gergo sportivo- "tiraggio", da parte dell'arto più avanzato.

Confrontare la lunghezza del passo sinistro e del passo destro, o corrispondentemente misurare l'ampiezza dei due triangoli che le gambe formano con la verticale nel piano sagittale nel periodo di "doppio appoggio" o la distanza tra le caviglie dell'atleta e la verticale passante per il centro di massa dell'atleta è un buon indicatore dell'efficacia della tecnica di un atleta.

I parametri, quindi, ritenuti più significativi per descrivere nel suo complesso il gesto sportivo di un marciatore sono:

- Velocità media
- Lunghezza del passo
- Durata della fase di appoggio e di volo dell'arto inferiore rispetto alla durata totale del ciclo del passo
- Durata di ciascuna delle 4 fasi che compongono il ciclo del passo
- Entità della spinta propulsiva
- Distanza verticale dal suolo del ginocchio dell'arto in "swing"

Mentre per i primi tre parametri l'occhio esperto dell'allenatore è in grado di fare una immediata valutazione che può essere più o meno accurata e sicuramente qualitativa, per misurare gli altri parametri è necessario l'utilizzo di strumentazione adeguata.

L'approccio strumentale permette non solo di quantificare parametri e grandezze caratteristiche di un movimento, ma anche di descriverlo in maniera più approfondita di quanto non sia possibile con l'approccio visivo

L'analisi quantitativa del movimento della marcia, quindi, può dare indicazioni precise per supportare il lavoro di atleti ed allenatori per correggere e/o migliorare l'esecuzione del movimento attraverso la quantificazione di parametri ottenibili in via qualitativa o inapprezzabili da un osservatore umano.

L'applicazione di questi concetti si è concretizzata attraverso una serie di studi biomeccanici.

Tradizionalmente le analisi sono state condotte utilizzando, oltre che le forze di interazione con il terreno (reazione al terreno [6]), variabili cinematiche e cinetiche riferite a singole articolazioni (o segmenti corporei) [2, 3, 16] per descrivere il movimento.



In questo importante processo conoscitivo è stato però trascurato l'aspetto legato alle interazioni reciproche tra gli elementi del sistema. La letteratura suggerisce che la descrizione "localizzata" non è sufficiente per investigare la coordinazione motoria dal momento che non si tiene in considerazione che il corpo umano è costituito da più articolazioni e segmenti corporei che devono operare correttamente all'unisono per produrre il movimento desiderato [8, 11, 17, 26, 32, 35, 37].

L'utilizzo della Dynamic Systems Theory permette di analizzare contemporaneamente numerose variabili biomeccaniche per valutare l'organizzazione sinergica del sistema neuromuscolare di ciascun atleta. La DST considera i segmenti corporei come elementi che si comportano come pendoli che oscillano a livello delle articolazioni. Informazioni quantitative su come la coordinazione articolare evolva nel tempo (ovvero su come cambiano le relazioni tra segmenti o articolazioni adiacenti) possono dare importanti indicazioni sugli aspetti coordinativi del sistema locomotorio.

A causa della ridondanza dei gradi di libertà ogni atleta può compiere uno stesso gesto attraverso diversi pattern motori. Questa variabilità consente all'atleta (e al suo allenatore) di ricercare quale sia la migliore strategia per il raggiungimento della performance desiderata, potendo quindi pianificare opportunamente le sessioni di allenamento per influenzare la coordinazione tra articolazioni e tra segmenti.

Test effettuati su atleti mostrano che all'aumentare dell'abilità nell'esecuzione di un task, i movimenti diventano più fluidi e coordinati [3, 10, 14, 26, 28, 46], il che consente inoltre all'atleta di produrre movimenti più efficienti e meno influenzabili da variabili esterne (come variazioni ambientali o di carico articolare).

E' stato già detto, per esempio, come movimenti a livello dell'articolazione dell'anca possono risultare più significativi se valutati insieme a movimenti a livello del bacino e dell'articolazione della caviglia, anziché in modo isolato.

Nell'ottica del miglioramento e dell'oggettivazione della ricerca della migliore "soluzione motoria" la DST sembra avere le potenzialità per una migliore interpretazione delle variabili biomeccaniche tradizionali in quanto fornisce informazioni su quanto le articolazioni o i segmenti lavorino "armonicamente". Si è quindi di fronte a uno strumento che per sua natura quantifica la coordinazione e l'organizzazione del sistema neuromuscolare di un singolo soggetto e, ovviamente, ne permette il confronto con altri soggetti [3, 13, 35, 36]



I parametri indagati caratteristici della DST possono perciò rappresentare un valido strumento di analisi per valutazione nel tempo dei progressi raggiunti e per affinare e/o correggere il movimento dell'atleta in distretti corporei precisi, mantenendo inalterata la strategia motoria complessiva.

Le potenzialità della DST di misurare la variabilità nelle relazioni di fase tra ripetizioni dello stesso gesto sono state dimostrate da molti autori e hanno permesso di capire come perturbazioni esterne, patologie o comportamenti motori dannosi potessero influire sulla scelta di una particolare soluzione motoria, rivelare funzionalità anomale e indagare i meccanismi alla base di eventuali infortuni con lo scopo, soprattutto, di prevenirli [6,9,16,25,45].

Materiali e Metodi

In questa tesi sono stati utilizzati i dati ottenuti durante acquisizioni del movimento di alcuni marciatori effettuate in diverse sessioni durante il 2006 all'interno del laboratorio "Luigi Divieti" del dipartimento di Bioingegneria del Politecnico di Milano[14].

I soggetti sono stati 7 atleti praticanti la marcia a livello agonistico nazionale e internazionale (3 donne e 4 uomini di età compresa tra 18 e 23 anni (tabella 1).

Per ciascun atleta sono state raccolte informazioni dagli allenatori relativamente al livello di allenamento, ai record personali, ad eventuali infortuni: il record personale per la gara di 10 Km degli atleti selezionati varia tra 40'56" e 48'34", con una velocità media complessiva di $3,77 \pm 0.24$ m/s. Sulla base di tali informazioni si è deciso di classificare gli atleti in due gruppi: atleti bravi (more skilled, MS) e atleti meno bravi (less skilled, LS).

Ogni atleta è stato correttamente informato circa le procedure di prova, il trattamento dei dati personali e le finalità della ricerca, e ciascuno ha poi firmato un consenso informato scritto prima della partecipazione al test.

	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	μ	σ
Sesso (M,F)	M	M	F	F	M	F	M	/	/
Età [anni]	23	18	18	18	22	20	19	19.71	2.06
Peso [Kg]	67	61	53	56	64	43	64	58.29	8.32
Altezza [m]	1.87	1.9	1.68	1.72	1.74	1.62	1.72	1.75	0.10

Tabella 1: Caratteristiche antropometriche della popolazione in esame (μ è il valor medio e σ è la deviazione standard)

La cinematica e cinetica della marcia sono stati studiati attraverso tecniche quantitative di analisi del movimento .

La strumentazione utilizzata era composta da:

- Sistema optoelettronico ad otto telecamere (ELITE2002, BTS, Milano,Italia) utilizzato per acquisire le coordinate tridimensionali di marcatori catarifrangenti collocati in punti di repere anatomici.

La frequenza di campionamento delle telecamere è stato fissato a 100Hz. Le telecamere sono state posizionate all'interno del laboratorio in maniera tale che inquadrare tutto il

volume di acquisizione e garantire la visibilità di ciascun marcatore da parte di almeno due telecamere (fig. 5).

Prima di ogni sessione di acquisizione è stata effettuata la calibrazione del sistema; il massimo errore medio tollerato è stato di 1.5 mm su una barra rigida di 600 mm di lunghezza

- Piattaforma di forza (AMTI OR6-7-1000, Watertown, USA) per acquisire la forza di reazione al terreno.

I dati della piattaforma sono stati acquisiti con una frequenza di campionamento pari a 500Hz.

Per poter utilizzare le informazioni provenienti dal sistema optoelettronico insieme a quelle della piattaforma di forza è stato necessario utilizzare una convenzione comune per la definizione del sistema di riferimento del laboratorio:

- l'asse X è stata orientato lungo la direzione di progressione (asse antero-posteriore)
- l'asse Z è stata orientato lungo la direzione verticale
- l'asse y è stato orientato lungo la direzione medio laterale

Per il posizionamento dei marcatori sui soggetti è stato utilizzato il protocollo SAFLo [11, 14], focalizzandosi sugli arti inferiori e sul bacino, in maniera tale da condizionare ed ostacolare il meno possibile gli atleti durante l'esecuzione dell'esercizio (fig. 4 e 5).

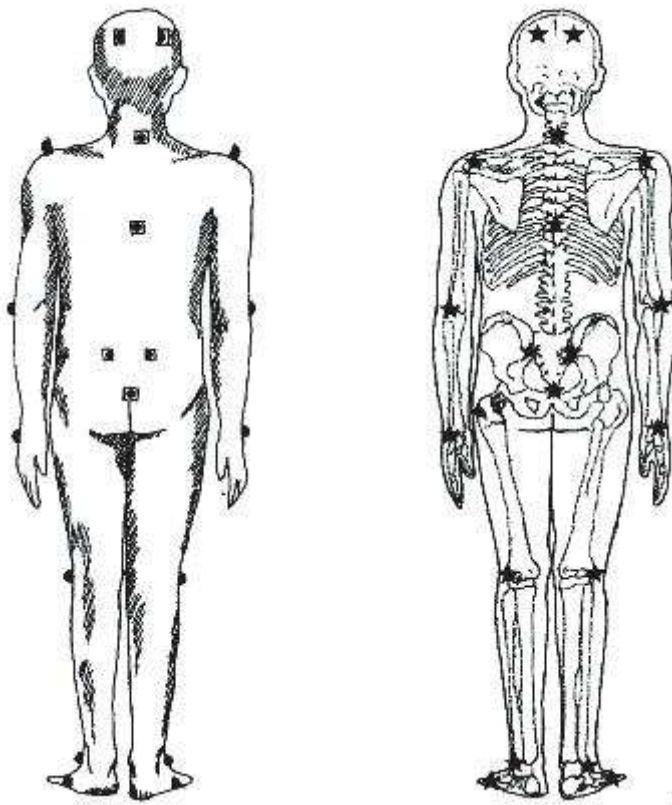
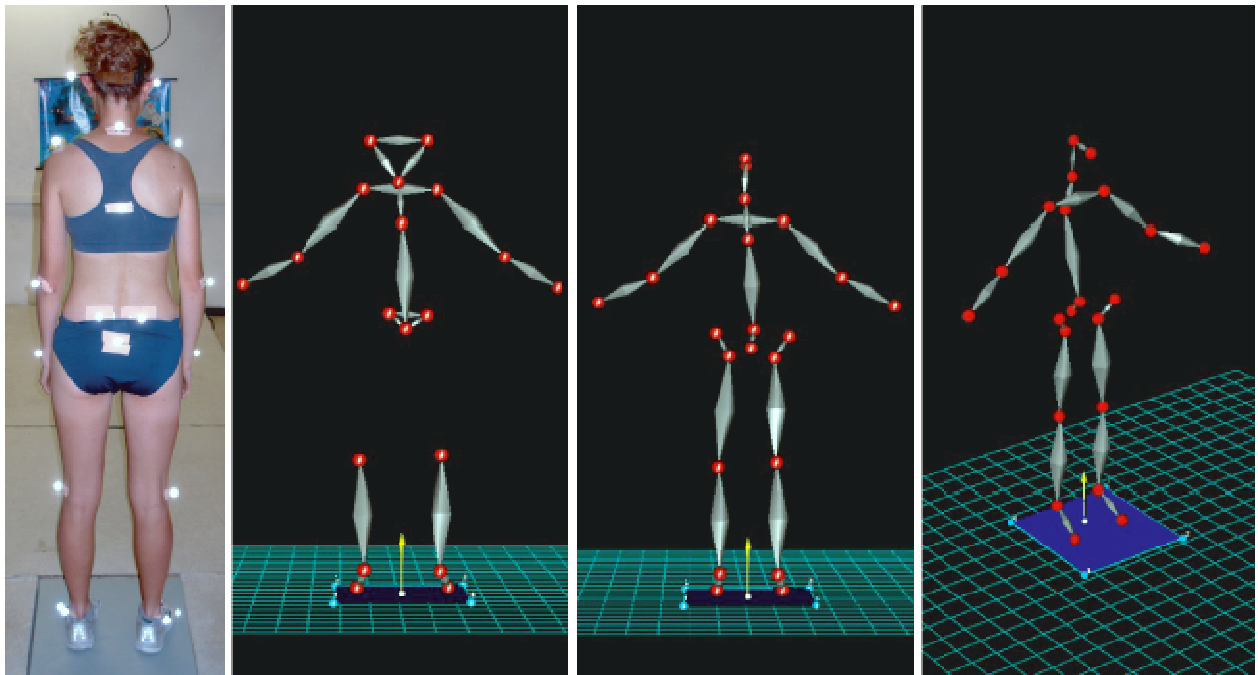


Figura 4: posizione dei marker secondo il protocollo SAFLo (a sinistra) e corrispondenti punti di repere anatomico (a destra)



rica. A sinistra una ripresa

Il protocollo ha previsto:

- ❖ la misurazione dei parametri antropometrici, necessaria per la stima, tramite il modello biomeccanico inserito nel sistema di acquisizione, dei centri di istantanea rotazione di anca, ginocchio e caviglia.

I parametri, secondo quanto previsto dal protocollo SAFLo, sono i seguenti [11]:

- peso
- larghezza del bacino
- altezza del bacino, ottenuta facendo sedere il soggetto su un piano rigido e misurando la distanza tra cresta iliaca superiore e il piano d'appoggio
- distanza verticale tra le spine iliache posteriori e la cresta iliaca superiore
- lunghezza della coscia data dalla distanza tra il grande trocantere e il condilo laterale del femore
- lunghezza della gamba (distanza tra i marcatori del condilo laterale femorale e del malleolo laterale)
- diametro del ginocchio data dalla distanza intercondilare
- diametro della caviglia (distanza intramalleolare)
- larghezza del piede (distanza tra la prima e la quinta testa metatarsale)
- lunghezza del piede (distanza tra il tallone e l'alluce)
- altezza del malleolo dal suolo
- distanza orizzontale tra il malleolo laterale e il tallone

Tali misurazioni sono state effettuate per entrambi gli altri, ad eccezione di quella relativa al bacino.

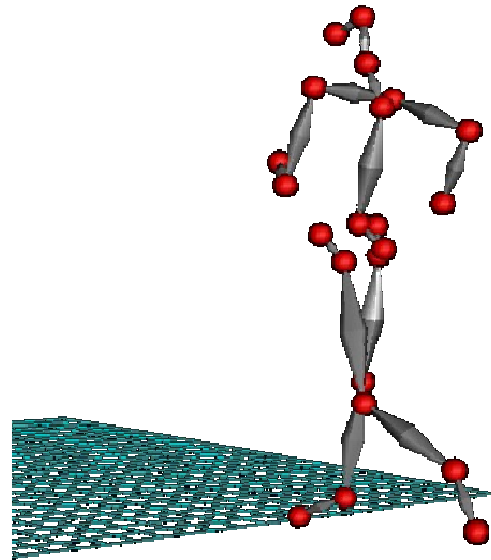
- ❖ la sistemazione di marcatori, di 15 mm di diametro, in corrispondenza di:

- estremità inferiore del sacro
- creste iliache superiori posteriori
- condili femorali laterali, malleolo laterale
- quinta testa metatarsale
- settima vertebra cervicale
- punto di massima cifosi
- acromion
- epicondili femorali laterali
- processo stiloideo
- area parieto-occipitale della testa

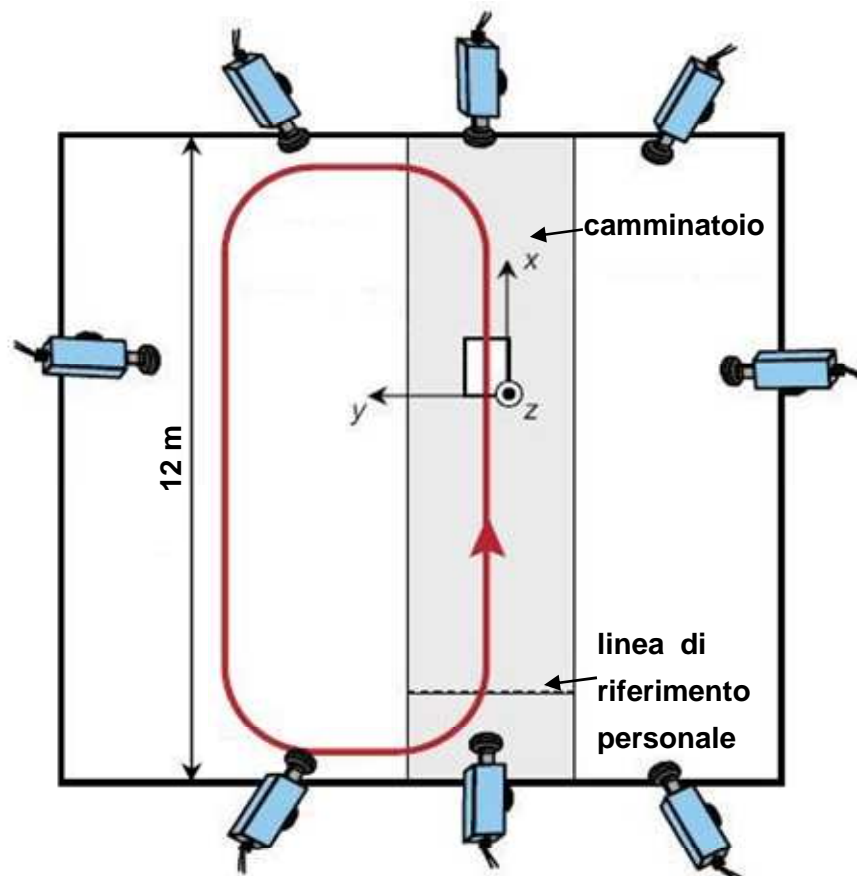
Per evitare che la sudorazione e i movimenti degli atleti causassero lo spostamento o il distacco dei marcatori dalla pelle si è provveduto a pretrattare adeguatamente la pelle degli atleti prima del posizionamento dei marcatori nelle specifiche zone anatomiche.

Dopo aver registrato le misure antropometriche e applicato i marcatori, ai soggetti è stato concesso un tempo di circa 20 minuti per riscaldarsi e prendere confidenza con l'ambiente del laboratorio.

Successivamente, ad ogni atleta è stato chiesto di marciare all'interno del laboratorio. Le dimensioni della stanza erano tali da permettere agli atleti di poter eseguire i propri movimenti in maniera fluida e di poter raggiungere una velocità per ciascuno adeguata e di mantenerla per tutta la durata della sessione di acquisizione.



marcia all'interno del laboratorio del sistema optoelettronico)



Durante la loro azione gli atleti hanno percorso una pedana lunga circa 12 metri lungo la quale è stata collocata, a livello del piano di appoggio, una piattaforma dinamometrica (fig. 7). Agli atleti è stato chiesto di non alterare il proprio passo ma di procedere all'andatura prescelta, indipendentemente dal fatto che avessero o meno appoggiato il piede sulla piattaforma dinamometrica. Per favorire le acquisizioni è stata posizionata, il più lontano possibile dalla piattaforma una linea personale di riferimento che servisse all'atleta per aggiustare il proprio movimento aumentando la probabilità di avere un'acquisizione positiva del gesto.

La sessione di acquisizione si è ritenuta conclusa quando per ciascun atleta, mentre marciava ad una velocità sostenuta ed autoimposta, sono state acquisiti circa 20 passaggi sulla piattaforma con il piede destro ed altrettanti con il sinistro.

Per quattro dei sette soggetti è stata eseguita una seconda sessione di acquisizione in un periodo diverso della stagione sportiva (a circa sei mesi dalla prima sessione). Ciò ha permesso di poter acquisire dati per eseguire un confronto intra-individuale per poter verificare i risultati dell'allenamento. Per uno di questi soggetti, inoltre, l'ulteriore acquisizione è servita per verificare le conseguenze di un infortunio subito.

Le prove acquisite, prima di essere elaborate, sono state sottoposte ad alcuni controlli per garantire la validità e la ripetibilità delle acquisizioni. E' stato chiesto agli allenatori di supervisionare la bontà di ciascuna prova in termini di performance e di tecnica sportiva dell'atleta, eliminando le prove peggiori, caratterizzate da andamenti anomali delle grandezze considerate. In questo modo, sono state salvate per successiva elaborazione una quindicina di prove per ciascun arto inferiore di ciascun soggetto.

La stima delle coordinate tridimensionali dei centri articolari interni, degli angoli articolari e delle velocità angolari articolari sono stati effettuati a livello software utilizzando i parametri antropometrici misurati per ogni soggetto ed elaborando i dati attraverso specifici algoritmi. Sfruttando le informazioni ricavate dalla piattaforma di forza le equazioni di equilibrio dinamico di Eulero-Newton sono stati calcolati i momenti articolari delle tre articolazioni degli arti inferiori nel piano sagittale (anca: M_{hs} , ginocchio: M_{ks} , caviglia: M_{as}). Si sono assunti convenzionalmente positivi i momenti estensori di anca e ginocchio, e di plantar-flessione della caviglia.

Moltiplicando i momenti articolari con le corrispondenti velocità angolari sono stati calcolate le potenze articolari (Phs, Pks, Pas), definendo positive le potenze associate a contrazione concentrica dei muscoli (potenza generata) e negative quelle associate a contrazione eccentrica (potenza assorbita).

La massa dei segmenti corporei, i momenti d'inerzia e le posizioni relative dei baricentri di ciascun segmento, sono stati ottenuti utilizzando le equazioni di regressione proposte da Zatsiorskji e Seluyanov [51], attraverso uno specifico algoritmo implementato a livello software.

Altezza e peso di ciascun soggetto sono stati utilizzati per normalizzare alcune variabili cinematiche e dinamiche per consentire il confronto inter-individuale tra le prove di diversi soggetti.

Per il calcolo dei parametri spazio-temporali e delle variabili DST sono stati utilizzate le seguenti grandezze tempo varianti:

- angoli di bacino (tilt pelvico Apt, obliquità pelvica Apo, rotazione pelvica Apr) e relative velocità angolari (VApt,VApo,VApr)
- angoli di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale (Ahs, Aks, Aas), relative velocità angolari (VAhs, VAks, VAas)
- accelerazione antero-posteriore della 5° testa metatarsale
- angoli nel piano sagittale formati dai segmenti degli arti inferiori: coscia-gamba (Ats), gamba-piede (Asf) e relative velocità angolari (VAts, VAsf)
- componenti della forza di reazione al terreno (GRF): medio-laterale(Rml), antero-posteriore(Rap) verticale(Rv)
- momenti di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale (Mhs, Mks, Mas)
- potenze di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale (Phs, Pks, Pas), disponibili solo per la fase di stance, cioè quella in cui il piede è appoggiato al terreno.

Data l'importanza che assume all'interno di tutto il movimento (durante la stance per sopperire all'azione del ginocchio, in estensione per regolamento, durante la swing per aumentare l'ampiezza del passo), in questo studio si è scelto di analizzare anche il movimento del bacino. Studiare alcuni accoppiamenti tra bacino ed articolazioni degli arti inferiori potrebbe aiutare a capire come esso si coordina con i movimenti delle articolazioni sottostanti, riuscendo a caratterizzare in maniera più completa la strategia motoria adottata da ciascun atleta

Dopo aver creato i file contenenti i dati di cinematica e dinamica relativi a ciascuna prova effettuata dal soggetto (classificate in base alla sessione di acquisizione e all'arto poggiante sulla pedana dinamometrica), è stato necessario isolare in ogni parametro dei file l'intervallo utile ai fini dell'indagine.

Tramite un algoritmo implementato specificatamente per questo studio in linguaggio MATLAB (Matlab 7.0.4, The Math Works inc.) sono state create delle interfacce grafiche per l'individuazione semi-automatica degli istanti di inizio e di fine del ciclo del passo della marcia; questo è stato definito come l'intervallo di tempo che intercorre da quando un piede si stacca da terra (Toe Off iniziale, TO1) al successivo stacco da terra dello stesso piede (Toe Off finale, TO2). Mentre per l'individuazione del TO2 ci si è basati sulle informazioni derivanti dalla pedana dinamometrica (il TO2 è stato preso come l'ultimo istante in cui il piede poggia sulla pedana), per determinare il TO1 si è utilizzato un algoritmo proposto da A. Hreljac e R. N. Marshall e basato sui dati di cinematica [1, 2, 12, 29, 44] che identifica l'istante di toe off come il momento in cui l'accelerazione del marcatore relativo al quinto metatarso è massima.

Dopo aver eseguito l'estrazione del ciclo della marcia per tutte le prove relative ad ogni sessione, è stato effettuato un doppio controllo per discriminare ed eliminare le prove non rappresentative del comportamento motorio caratteristico di ciascun atleta. Il primo controllo è stato fatto sulla durata del movimento: definito un intervallo di accettabilità basato su tutte le prove della sessione del soggetto (intervallo dal 25° al 75° percentile, comprendente quindi anche la durata mediana) sono state scartate le prove la cui durata cadeva al di fuori di tale intervallo. Il secondo controllo è stato effettuato su base qualitativa osservando, attraverso un'apposita interfaccia grafica, l'andamento di alcune grandezze descrittive del moto, rispetto alla curva media e alla deviazione standard (le tre componenti della GRF (antero-posteriore, medio-laterale e verticale), rotazione e obliquità pelvica (gli angoli del bacino nei piani orizzontale e frontale), flessione-estensione di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale). L'obiettivo è stato quello di valutare esclusivamente i pattern motori caratteristici di ogni atleta, scartando le prove anomale, cioè quelle prove caratterizzate da un andamento molto diverso da quello della curva media e di tutte le altre prove, soprattutto nella parte iniziale e in quella conclusiva del ciclo della marcia (fig.8).

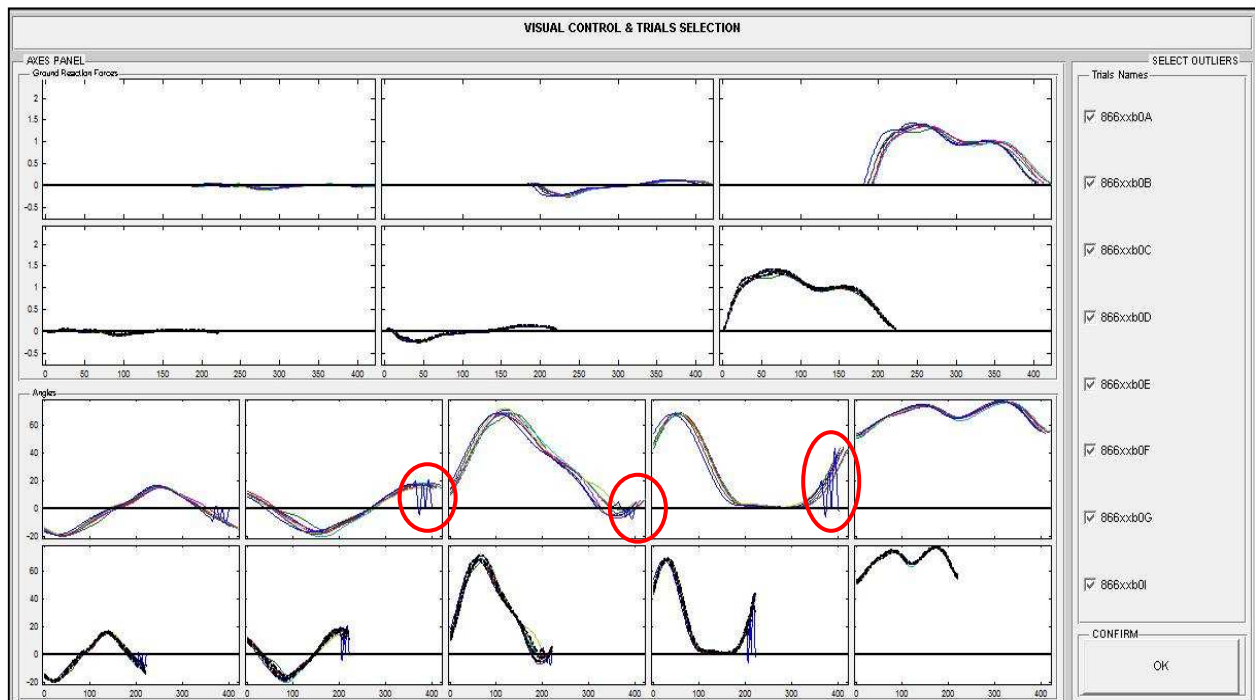


Figura 8: interfaccia grafica per un controllo visivo delle acquisizioni effettuate. Nei cerchi rossi sono evidenziati, a livello esemplificativo, gli andamenti anomali di alcune variabili (angoli di bacino e di ginocchio) rilevati nella prova caratterizzata dalla linea blu. Tale prova è stata quindi esclusa dal gruppo utilizzato per le elaborazioni successive

I dati delle prove “utili” sono stati salvati poi salvati in un file .mat, sia nella forma originale che normalizzata, per le successive indagini [5, 23]. La normalizzazione su base temporale è stata effettuata sia sui dati relativi al solo ciclo considerato, sia su quelli relativi all’intera acquisizione applicando un’interpolazione spline di tipo cubico; la normalizzazione si è attuata attraverso il ricampionamento dei dati, che è stato eseguito sia su 100 frame (a prescindere dalla durata temporale dell’evento) sia sulla base della mediana del numero di frame delle diverse prove effettuate dal soggetto analizzato.

La normalizzazione su 100 frame causa la perdita del riferimento temporale della prova, poiché il tempo viene rappresentato in percentuale rispetto alla durata dell’intero ciclo, ma risulta utile per compiere un’analisi inter-individuale confrontando l’andamento dei parametri indagati durante la marcia di diversi soggetti.

Normalizzando secondo la durata mediana delle prove, invece, si mantiene l’informazione temporale, utile per un’analisi intra-individuale di più parametri dello stesso soggetto.

Con la normalizzazione effettuata viene comunque mantenuto inalterato il contenuto informativo delle variabili analizzate, ovvero pur ricampionando rimane inalterata la distribuzione delle curve dei parametri al di sopra e al di sotto della linea dello zero). La normalizzazione è necessaria per una corretta valutazione della Continuous Relative Phase che sarà successivamente calcolata: Lo scopo è quello di evitare la possibile insorgenza di artefatti nel successivo calcolo della CRP, artefatti dovuti al segnale trattato, che non è di tipo sinusoidale.

[25, 34, 50, 36, 41, 42].

Anche i momenti e le potenze articolari sono stati normalizzati rispetto all'altezza e al peso di ciascun soggetto per consentire l'analisi inter-individuale.

I dati relativi allo spostamento angolare e alla velocità angolare (nel piano sagittale) di anca, ginocchio e caviglia sono stati utilizzati per creare i diagrammi di fase di ciascuna delle tre articolazioni dei soggetti analizzati, per la sessione di prova considerata. Ciascun punto del diagramma di fase rappresenta un istante temporale normalizzato (tramite normalizzazione a 100 frame) la cui posizione è individuata dal valore che assumono in quell'istante l'angolo articolare (asse delle ascisse) e la sua derivata prima, cioè la velocità angolare (asse delle ordinate).

Da ciascun diagramma di fase normalizzato (fig. 9) è stato ricavato il corrispondente angolo di fase $\varphi(t)$, definito come l'angolo tra 0° e 180° , compreso tra la direzione orizzontale e la retta tracciata dall'origine verso il punto di coordinate $(A(t), VA(t))$ sulla curva di fase. Si è scelto di definire l'angolo di fase tra 0° e 180° (e non tra 0° e 360°) per poter meglio studiare la variabilità della Continuous Relative Phase [50].

Per il calcolo è necessario normalizzare angolo e velocità angolare utilizzando le seguenti formule:

❖ per l'angolo articolare (asse delle ascisse del diagramma di fase):

$$A(t) = 2A(t) - \frac{\min(A(t)) + \max(A(t))}{\max(A(t)) - \min(A(t))}$$

dove $A(t)$ è l'angolo articolare

❖ per la velocità angolare (asse delle ordinate del diagramma di fase):

$$VA(t) = \frac{VA(t)}{\max(\max(VA(t)), \min(VA(t)))}$$

dove $VA(t)$ è la velocità angolare

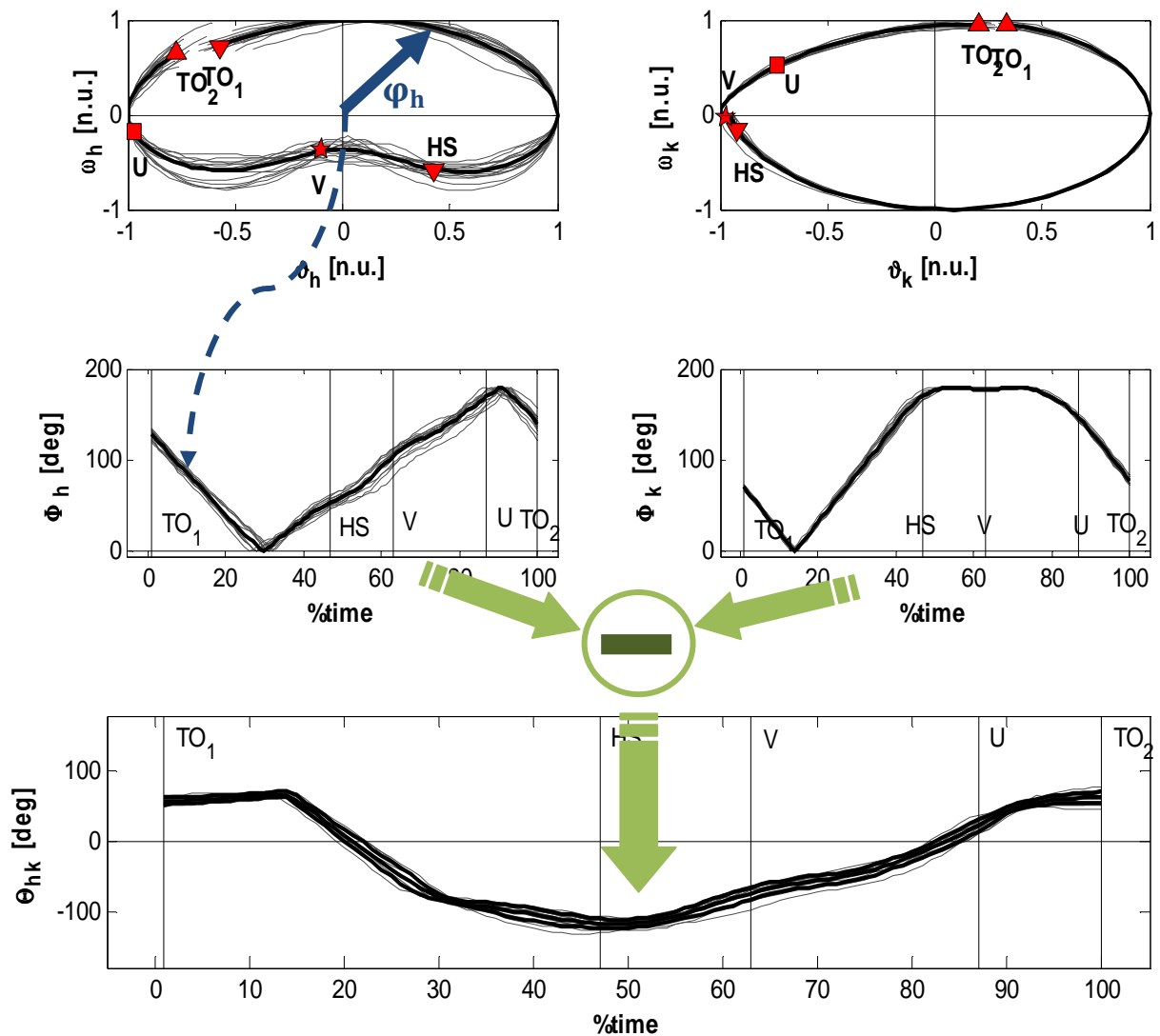


Figura 9: interfaccia grafica che mostra (in alto) i diagrammi di fase e i corrispettivi angoli di fase per anca (a sinistra) e ginocchio (a destra), necessari per il calcolo del CRP_{hk} (in basso). Nei diagrammi di fase sono indicati gli istanti di transizione del ciclo della marcia (in rosso). E' anche riportato graficamente (in blu) la metodologia utilizzata per il calcolo dell'angolo di fase e, in verde, il CRP

Come evidenziato da Hamill et al.[32] la normalizzazione permette di correggere le ampiezza nel range of motion (ROM) delle articolazioni in esame, centrando il diagramma di fase nell'origine.

Ciò permette di ridurre gli errori nei calcoli successivi.

A questo punto è possibile (fig. 9) calcolare l'angolo di fase $\varphi(t)$ come segue:

$$\varphi(t) = \begin{cases} \left[\arctan\left(\frac{VA(t)}{A(t)}\right) \right] * 57.3 & 1^\circ \text{ quadrante} \\ 180 + \left[\arctan\left(\frac{VA(t)}{A(t)}\right) \right] * 57.3 & 2^\circ \text{ quadrante} \\ 180 - \left[\arctan\left(\frac{VA(t)}{A(t)}\right) \right] * 57.3 & 3^\circ \text{ quadrante} \\ \left| \left[\arctan\left(\frac{VA(t)}{A(t)}\right) \right] * 57.3 \right| & 4^\circ \text{ quadrante} \end{cases}$$

La procedura sopra descritta è stata applicata ai dati relativi ai movimenti di anca, ginocchio, caviglia (nonché di coscia, gamba e piede) nel piano sagittale e del bacino (in particolare nel piano orizzontale –pelvic rotation-).

E' stata quindi calcolata la Continuous Relative Phase (CRP) $\Theta(t)$, per ciascun accoppiamento articolare, come la differenza tra l'angolo di fase dell'articolazione prossimale meno quello dell'articolazione distale (fig. 9):

$$\Theta(t) = \varphi_{\text{art.prossimale}}(t) - \varphi_{\text{art.distale}}(t)$$

Valori del CRP pari a zero (o prossimi a zero) indicano che le due articolazioni stanno lavorando in fase, mentre valori prossimi a 180° indicano un'azione completamente fuori fase (controfase); valori positivi di CRP indicano che il segmento prossimale è in anticipo nello spazio della fase rispetto al segmento distale (ovvero ha un angolo di fase maggiore), mentre valori negativi indicano che è il segmento distale ad essere più in anticipo nella propria azione rispetto al prossimale [34].

La pendenza della curva del CRP permette di capire quale articolazione sta muovendosi a velocità più alta: per pendenze positive è la prossimale, per negative, quella distale.

Per ciascun accoppiamento sono stati anche calcolati l'andamento medio e la banda di confidenza (media \pm deviazione standard).

Le relazioni di fase tra coppie di articolazioni sono state riassunte estraendo da ogni curva media di Continuous Relative Phase la Mean Absolute Relative Phase (MARP) complessivo. Il MARP viene calcolato tramite la seguente equazione:

$$MARP_{pd} = \left(\sum_{t=1}^{100} \frac{|\overline{\theta(t)}_{pd}|}{100} \right)$$

Dove $\overline{\theta(t)}_{pd}$ è il valore medio della CRP considerata (al variare di t).

Il MARP può essere usato, per stabilire se le coppie di articolazioni considerate mostrano un pattern in fase o fuori fase durante il task motorio: Un basso valore di MARP indica che le articolazioni hanno un andamento in fase, mentre valori alti sono associati ad una relazione fuori fase.

Per un'analisi più approfondita è stato calcolato anche il MARP relativo a ciascun tratto in cui può essere suddiviso il movimento della marcia, come è stato precedentemente descritto.

E' stata anche calcolata la Deviation Phase (DP), indice della variabilità del CRP nell'intervallo di tempo considerato rispetto alle ripetizioni dello stesso task motorio. La DP è definita attraverso la seguente equazione:

$$DP_{pd} = \left(\sum_{t=1}^{100} \frac{|\sigma(t)_{pd}|}{100} \right)$$

Dove $\sigma(t)_{pd}$ è il valore della deviazione standard calcolata nelle diverse prove effettuate dal soggetto (al variare del tempo t).

Un basso valore di Deviation Phase indica minore variabilità, cioè stabilità maggiore, nel movimento: l'organizzazione del sistema motorio è quindi molto simile anche durante diverse ripetizioni dello stesso gesto. Valori più alti di DP, però, potrebbero non necessariamente essere sintomo di incertezza ma potrebbero testimoniare migliore flessibilità del sistema nel superare perturbazioni o sopportare carichi..

Anche per questo indice sono stati calcolati i valori relativi a ciascun intervallo rappresentativo di un evento chiave in cui può essere suddiviso il movimento della marcia; variabilità maggiore



si ha in corrispondenza di questi eventi, quindi bassi valori di DP in questi tratti possono rappresentare una buona preparazione da parte dell'atleta, capace di organizzare il proprio corpo in maniera dinamica.

In questo studio sono stati effettuati anche test statistici (in particolare il Lilliefors test) per valutare la normalità delle popolazioni di variabili esaminate, riscontrando che non sempre questa condizione era verificata. Si è quindi scelto di usare test statistici non parametrici (con soglia pari a 0.05) per valutare i parametri calcolati tramite DST.

In particolare, per MARP e DP per tutti gli accoppiamenti considerati si è utilizzato il test Wilcoxon con l'obiettivo di confrontarne i valori complessivi (cioè riferiti all'intero ciclo del passo), mentre per gli aspetti legati alle diverse fasi si è utilizzato il test Friedman.

Per confrontare anche dal punto di vista statistico il movimento di atleti di diverso livello tecnico (bravi, MS, e meno bravi, LS), si è utilizzato il test Mann-Whitney, applicato prima al movimento complessivo e poi alle singole fasi, per tutti gli accoppiamenti considerati. L'obiettivo è stato quello di verificare se le differenze riscontrate nelle strategie motorie e nei meccanismi coordinativi messi in atto dai due gruppi di atleti fossero o meno statisticamente significative.

Dalle definizioni delle grandezze della DST descritte in questo capitolo è possibile dedurre uno dei vantaggi immediati dell'analisi del movimento tramite Dynamic Systems Theory: angolo di fase e CRP sono due grandezze che mostrano quello che è l'andamento di più variabili contemporaneamente (in questo caso angolo articolare e velocità angolare), proponendosi, quindi, come strumenti validi e di significato meglio comprensibile per atleti ed allenatori; le grandezze MARP e DP, invece, permettono in maniera analoga di capire l'entità della variabilità motoria insita nell'esecuzione di uno specifico task motorio da parte dell'atleta.

GLOSSARIO DELLE VARIABILI

VARIABILE	DESCRIZIONE
Tempo impiegato per percorrere un tracciato di 10 km	Variabile utilizzata per suddividere i soggetti analizzati in due gruppi, bravi e meno bravi. Si misura in [s]
Velocità media mantenuta lungo il tracciato di 10 km	Variabile utilizzata per suddividere i soggetti analizzati in due gruppi, bravi e meno bravi. Si misura in [m/s]
Ciclo della marcia	Insieme dei movimenti che il marciatore compie dal momento in cui stacca un piede da terra (Toe Off 1) al successivo stacco del medesimo piede da terra (Toe Off 2)
Durata del ciclo di marcia	Tempo impiegato per eseguire un ciclo della marcia. Si misura in [s] o in frame. La durata di ciascuna prova è stata utilizzata per normalizzare le grandezze in essa misurate, allo scopo di eseguire un'analisi intra-individuale tra parametri relativi ad uno stesso soggetto.
Lunghezza del passo (step length)	Distanza tra due Toe Off consecutivi dello stesso piede. Si misura in millimetri [mm]
Forza di reazione al terreno (GRF)	Forza esercitata dal terreno su un corpo in reazione alla forza che il corpo esercita sul terreno stesso. Si può dividere in tre componenti: verticale (F_v), anteroposteriore (F_{ap}), e mediolaterale (F_{ml}). Si misura in [N], ma per gli scopi di questo studio è stata normalizzata rispetto al peso del soggetto.
Apo	Obliquità pelvica: rotazione del bacino attorno all'asse antero-posteriore. Si misura in [deg].
Apt	Pelvic tilt: rotazione del bacino attorno all'asse mediolaterale. Si misura in [deg].
Apr	Rotazione pelvica: rotazione del bacino attorno all'asse longitudinale. Si misura in [deg].
Ahs	Angolo dell'anca nel piano sagittale. Valori positivi indicano flessione, negativi l'estensione. Si misura in [deg]; per il calcolo dei parametri DST verrà normalizzata secondo le equazioni di Hamill [25]

Aks	Angolo del ginocchio nel piano sagittale. Valori positivi indicano flessione, negativi l'estensione. Si misura in [deg]; per il calcolo dei parametri DST verrà normalizzata secondo le equazioni di Hamill [25]
Aas	Angolo della caviglia nel piano sagittale. Valori positivi indicano flessione dorsale, negativi flessione plantare. Si misura in [deg]; per il calcolo dei parametri DST verrà normalizzata secondo le equazioni di Hamill [25]
Mhs	Momento relativo all'anca nel piano sagittale. Si misura in [Nm]. E' normalizzato rispetto al peso del soggetto.
Mks	Momento relativo al ginocchio nel piano sagittale. Si misura in [Nm]. E' normalizzato rispetto al peso del soggetto.
Mas	Momento relativo alla caviglia nel piano sagittale. Si misura in [Nm]. E' normalizzato rispetto al peso del soggetto.
Phs	Potenza relativa all'anca nel piano sagittale. Si misura in [W]. E' normalizzata rispetto al peso del soggetto.
Pks	Potenza relativa al ginocchio nel piano sagittale. Si misura in [W]. E' normalizzata rispetto al peso del soggetto.
Pas	Potenza relativa alla caviglia nel piano sagittale. Si misura in [W]. E' normalizzata rispetto al peso del soggetto.
CRP	Continuos Relative Phase. E' definita come la differenza tra l'angolo di fase di due articolazioni/segmenti adiacenti durante tutto il ciclo di movimento. E' un indice di quanto i due elementi stiano lavorando in fase (CRP pari a 0° o fuori fase (CRP diversa da 0°))
MARP	Mean Absolute Relative Phase. E' calcolato attraverso il comporamento medio (al variare del tempo) del CRP. Viene usato per stabilire se le coppie di articolazioni considerate abbiano un pattern in fase (basso valore di MARP) o fuori fase durante il task motorio eseguito
DP	Deviation Phase. E' calcolata attraverso la deviazione standard del CRP (al variare del tempo) . Viene usata per come indicatore della variabilità del CRP.

Risultati e discussione

Dopo aver organizzato ed elaborato i dati (seguendo le modalità descritte nel capitolo precedente), in questo studio si è deciso di analizzare il movimento della marcia indagandolo sotto diversi aspetti.

Sono state perciò eseguite:

- una valutazione inter-individuale utilizzando l'approccio "tradizionale" (cinematica e dinamica), allo scopo sia di caratterizzare nel suo complesso il movimento della marcia, sia per evidenziare differenze nell'esecuzione tra atleti più bravi (MS) ed atleti meno bravi (LS)
- una valutazione inter-individuale utilizzando l'approccio DST; anche in questo caso sono state valutate le eventuali differenze tra gli atleti di diverso livello
- una valutazione inter-individuale utilizzando l'approccio DST finalizzato ad evidenziare differenze nel movimento compiuto da tre atleti di diverso livello;
- una valutazione intra-individuale per rilevare l'influenza dell'allenamento sull'esecuzione del gesto atletico (dal punto di vista cinematico, dinamico e DST) da parte di un singolo atleta
- una valutazione intra-individuale specifica per evidenziare le conseguenze di un infortunio sulle strategie motorie adottate da un atleta
- un'ulteriore valutazione inter-individuale tramite DST del movimento della marcia eseguito da tutti i sette soggetti esaminati analizzando, però, due accoppiamenti tra segmenti (e non articolazioni): coscia-gamba e gamba-piede.

Nell'analizzare i dati si è scelto di considerare i movimenti compiuti da uno stesso soggetto come gesti ben distinti (cioè non considerando il fatto che fossero relativi ad arto destro e arto sinistro dello stesso atleta). Alla base di questa scelta vi è l'ipotesi dell'esistenza di simmetria nel movimento eseguito dagli atleti, ovvero si è ipotizzato che ciascun atleta eseguisse con un arto inferiore un'azione del tutto simile a quella che esegue con l'altro e che, quindi, il movimento dei due arti fosse caratterizzato da un analogo grado di variabilità. Questa ipotesi, avanzata anche considerando l'esperienza agonistica e la buona salute dei soggetti esaminati, ha permesso di considerare tutte le prove acquisite come indipendenti l'una dall'altra (aumentando, di fatto, il

numero di movimenti confrontabili); solamente in un caso è stata fatta distinzione tra arto inferiore destro e sinistro, ma si è trattato di un unico caso di pubalgia in cui effetti saranno descritti più avanti in questo studio.

A conferma della validità dell'ipotesi sopra descritta, inoltre, è stato verificato le acquisizioni relative all'arto destro e all'arto sinistro di ciascun atleta non hanno evidenziato differenze significative nei parametri utilizzati come discriminanti per la scelta delle prove (durata del ciclo del passo, lunghezza del passo, velocità media...) da utilizzare per le analisi successive.

ANALISI "TRADIZIONALE": VALUTAZIONE DELL'INTERA POPOLAZIONE

Una prima indagine del movimento dei sette marciatori è stata fatta attraverso alcuni parametri spazio-temporali descrittivi del movimento della marcia.

Innanzitutto, una prima conseguenza della regola principale della marcia (*il piede avanzante del marciatore deve venire a contatto con il terreno prima che il piede posteriore lo lasci*) è che la durata della fase di stance è all'incirca uguale a quella della fase di swing (tabella 2). I dati raccolti testimoniano che tutti gli atleti, sia i più bravi (MS) che i meno bravi (LS), hanno un movimento in cui le due fasi durano all'incirca lo stesso tempo (tabella 2), come confermato dal test di Mann-Whitney che non ha rilevato differenze significative ($p\text{-value}=0.63$, maggiore della soglia standard di 0.05).

	dt_stance %	dt_swing %
media	50.48	49.52
dev. standard	2.83	2.83
media MS	50.44	49.56
media LS	50.29	49.71

Tabella 2: durata media delle fasi di stance e swing su tutta la popolazione (in % sul ciclo del passo) e confronto tra atleti bravi (MS) e meno bravi (LS)

	vert upr t[%]	unlk t[%]
media pop	63.12	93.01
dev. standard	1.75	3.07
media MS	63.41	91.53
media LS	62.78	94.77

Tabella 3: istanti (in % sul ciclo del passo, in cui mediamente si è verificato il passaggio sulla verticale (vert upr) e lo sblocco del ginocchio (unlk); è riportato anche il valore relativo a ciascun gruppo, MS e LS

I dati relativi alla velocità media (V_m) e alla lunghezza complessiva del passo (step L) dimostrano come gli atleti MS riescano ad avere un passo mediamente più lungo (tabella 4). L'analisi statistica non ha rilevato differenze significative tra le rilevazioni dei due gruppi (p-value=0.24)

	V_m	step L [mm]
media	2.68	2040.18
dev. standard	0.23	132.39
media MS	2.80	2101.43
media LS	2.56	1978.92

Tabella 4: velocità media e lunghezza del passo per tutta la popolazione; sono riportati anche i valori relativi ai due gruppi, MS e LS

Non è, però solo la velocità a determinare la lunghezza del passo. Il bacino, ruotando nel piano frontale (aumentando l'obliquità pelvica), permette l'avanzamento del corpo verso la posizione verticale, mentre ruotando nel piano orizzontale (rotazione pelvica) permette l'avanzamento del corpo verso la posizione verticale e spinge la gamba in swing in avanti; un'adeguata dorsiflessione della caviglia aumenta la distanza percorsa dalla gamba in volo prima dell'heel strike.

In particolare, si è notato che il range of motion (ROM) del bacino degli atleti MS sia maggiore di quello degli atleti LS sia per la pelvic obliquity (tabella 5), ma soprattutto per la pelvic rotation (tabella 6), cosa che contribuisce alla differente velocità media di avanzamento precedentemente illustrata. Applicando il test di Mann-Whitney, però, non sono state rilevate differenze significative tra i due gruppi di atleti nei valori di range of motion del bacino nei tre piani ($p\text{-value}_{\text{ApoROM}} = 0.08$, $p\text{-value}_{\text{AprROM}} = 0.14$, $p\text{-value}_{\text{AptROM}} = 0.14$).

	Apo @hs	Apo @to	Apo ROM
media pop.	9.58	-7.95	36.33
dev.standard	2.44	2.75	5.77
media MS	10.81	-8.73	36.37
media LS	8.34	-7.17	36.30

Tabella 5: pelvic obliquity all'heel strike (hs), toe off (to) e range of motion (ROM). Sono indicati anche i dati rilevati per gli atleti più bravi (MS) e meno bravi (LS)

	Apr @hs	Apr @to	Apr ROM
media pop.	-14.48	14.05	34.66
dev. standard	4.62	4.21	7.56
media MS	-15.60	14.63	36.34
media LS	-13.36	13.46	32.97

Tabella 6: pelvic rotation all'heel strike (hs), toe off (to) e range of motion (ROM). Sono indicati anche i dati rilevati per gli atleti più bravi (MS) e meno bravi (LS)

	Apt @hs	Apt @to	Apt ROM
media pop.	34.85	33.16	18.61
dev standard	5.59	5.17	4.62
media MS	32.37	32.47	13.09
media LS	31.49	30.84	13.33

Tabella 7: pelvic tilt all'heel strike (hs), toe off (to) e range of motion (ROM) per gli atleti bravi ed i meno bravi. Sono indicati anche i dati rilevati per gli atleti più bravi (MS) e meno bravi (LS)

Di seguito è riportato l'andamento caratteristico (media \pm deviazione standard) degli angoli del bacino (pelvic rotation nel piano orizzontale (figura 10), pelvic obliquity nel piano frontale (figura 11), pelvi tilt nel piano sagittale (figura 12).

Per queste e per ogni altra grandezza è stato calcolato l'andamento medio e la banda di variabilità (massimi e minimi riscontrati nei diversi passaggi eseguiti dai soggetti); nelle figure riportate sono anche visualizzati i momenti "chiave" del ciclo della marcia descritti precedentemente: Toe Off iniziale (TO_1), Heel Strike (HS), Upright position (V), Unlock (U), Toe Off finale (TO_2).

La rotazione del bacino nel piano frontale (fig. 10) contribuisce ad aumentare la lunghezza del passo. Il forte aumento dell'obliquità pelvica durante la stance in prossimità del passaggio sulla verticale (fig. 11) è il risultato di uno spostamento laterale del bacino per allontanarsi dalla gamba in appoggio. Questo spostamento laterale ha anche lo scopo di diminuire l'escursione verso l'alto del baricentro corporeo per compensare l'effetto dovuto alla gamba in estensione (che fa innalzare il baricentro).

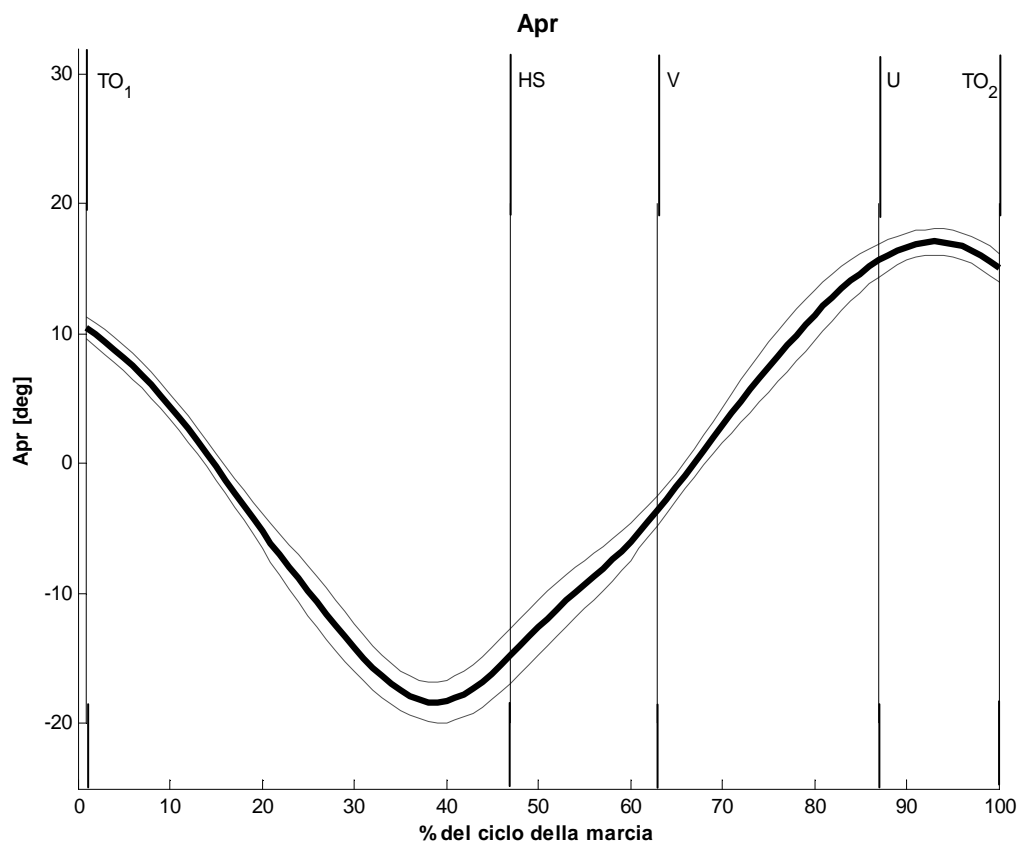


Figura 10: pelvic rotation, sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

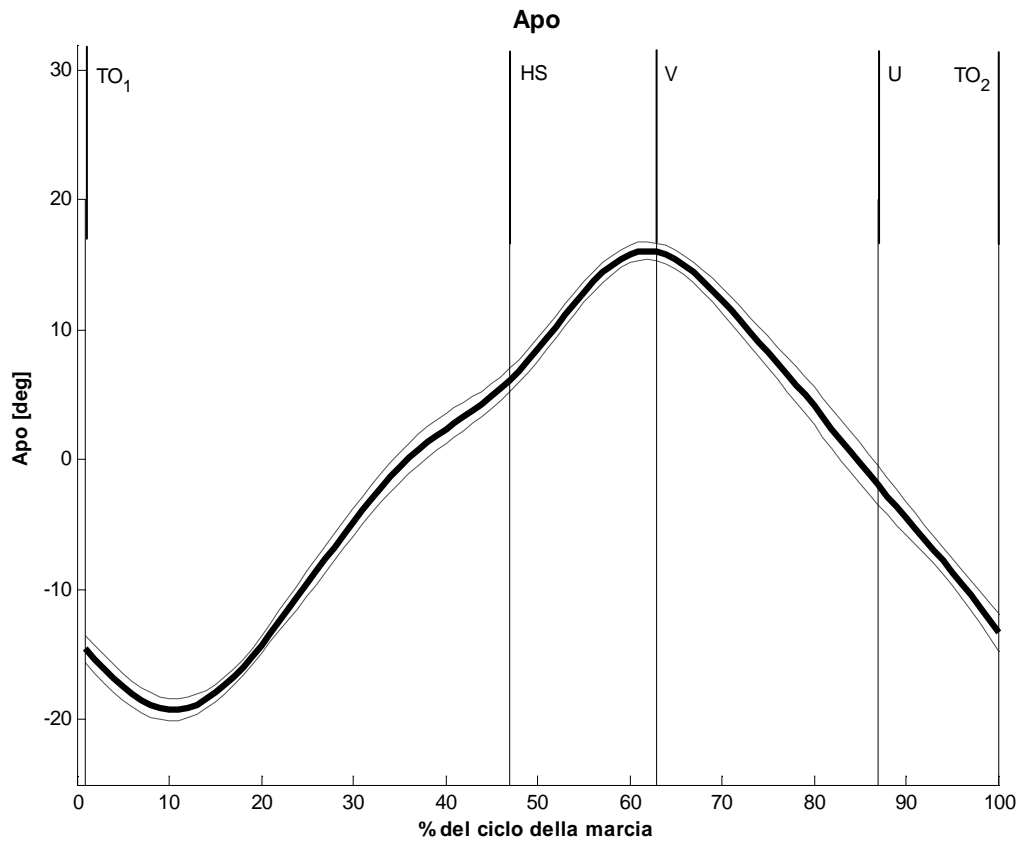


Figura 11: pelvic obliquity, sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

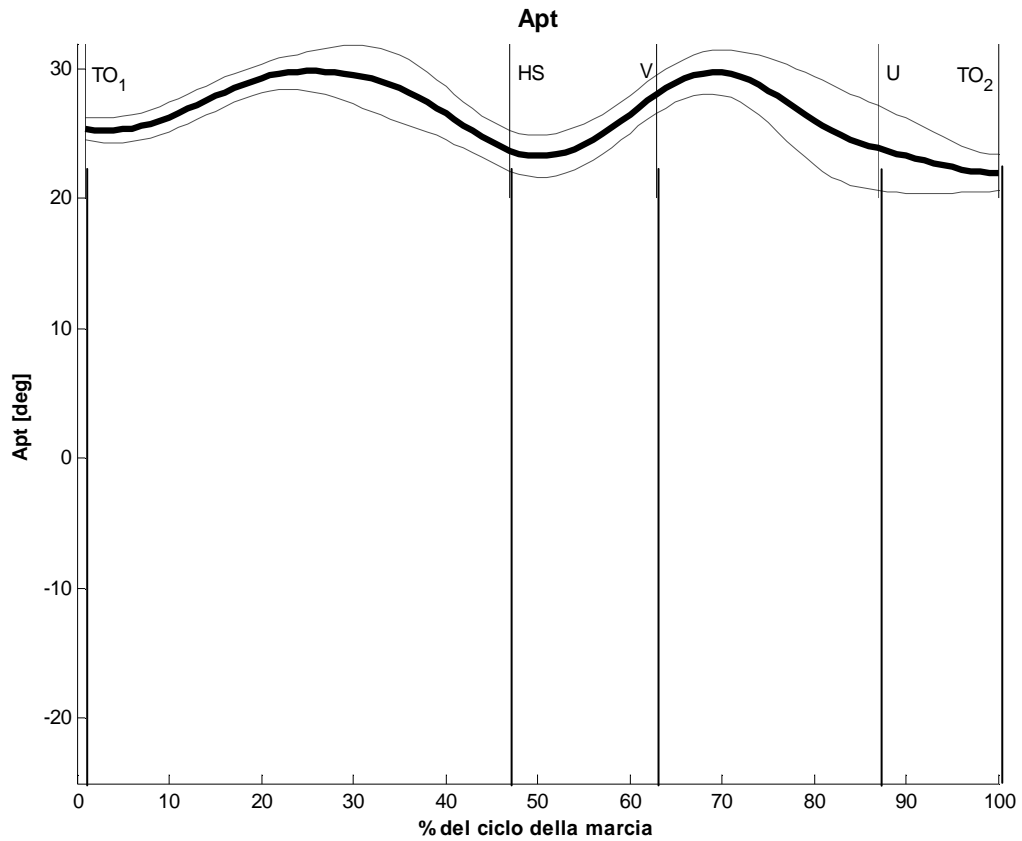


Figura 12: pelvic tilt, sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

Osservando i grafici relativi alla reazione al terreno (ground reaction force, GRF) è possibile fare ulteriori valutazioni del movimento della marcia.

La componente verticale della GRF (F_v) ha un andamento simile a quello riscontrabile nel cammino naturale (fig. 13). Sono presenti, infatti, due picchi separati da un avvallamento: il primo si verifica in risposta agli eventi di accettazione del carico (e raggiunge un massimo in corrispondenza del passaggio sulla verticale), il secondo picco si verifica nell'ultima parte della stance e la sua dinamica è alterata dallo sblocco del ginocchio.

La fase di doppio appoggio ha una durata minore rispetto a quella caratteristica della camminata. Questa differente durata è legata al fatto che, pur essendoci –in rispetto del regolamento- una fase in cui entrambi gli arti inferiori toccano il terreno, per garantire il rapido avanzamento questa fase è ridotta il più possibile, contribuendo all'elevata velocità di marcia.

La componente antero-posteriore della GRF (F_{ap}), invece, presenta al contatto iniziale valori fortemente negativi: al termine di un passo di per sé molto lungo (anche grazie alla velocità di avanzamento elevata) gli atleti, non potendo flettere il ginocchio, non riescono ad ammortizzare l'urto –derivante dal contatto con il terreno- con l'azione eccentrica del quadricipite; il minimo si raggiunge intorno al 60% del ciclo del passo complessivo, assumendo come inizio l'inizio dello swing dell'arto in esame); con l'evolversi della progressione, però, la F_{ap} assume rapidamente valori positivi, per garantire un'efficace propulsione che si conclude con la fase di push-off, cioè lo stacco del piede da terra (fig. 14).

Osservando la componente medio laterale del GRF (F_{ml}), si nota come, soprattutto nella parte centrale della fase di appoggio, la forza di reazione al terreno si sposti lateralmente (raggiungendo un massimo a circa il 70% del ciclo complessivo)(fig. 15). Questo andamento – differente rispetto a quanto accade nel cammino- è dovuto al movimento del bacino che si sposta:

- nel piano laterale per ridurre l'escursione del centro di massa (fig. 11)
- nel piano orizzontale (fig. 10) per permettere la progressione (in quanto il ginocchio deve rimanere in estensione, fig. 15); gli atleti devono esercitare una forza a terra che eviti loro di scivolare verso l'esterno, ossia la grf_{ml} deve essere orientata in senso latero-mediale, cioè verso la parte interna del piede in appoggio.

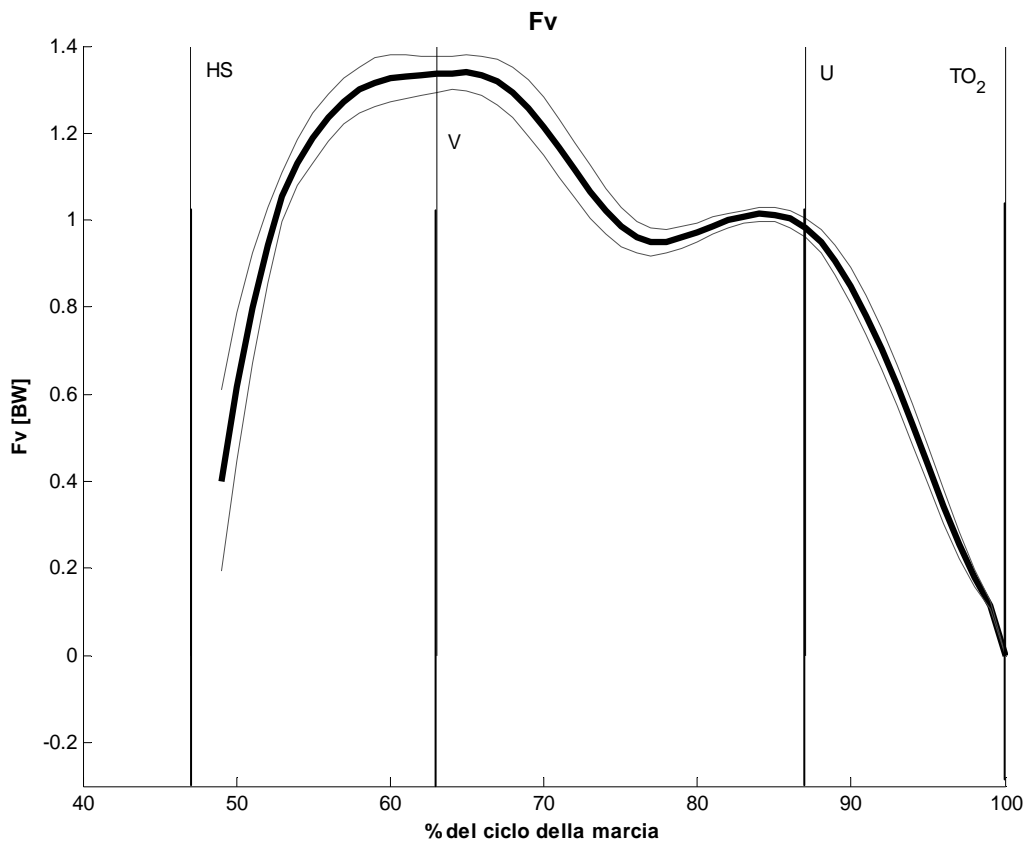


Figura 13: componente verticale della reazione al terreno (F_v), sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

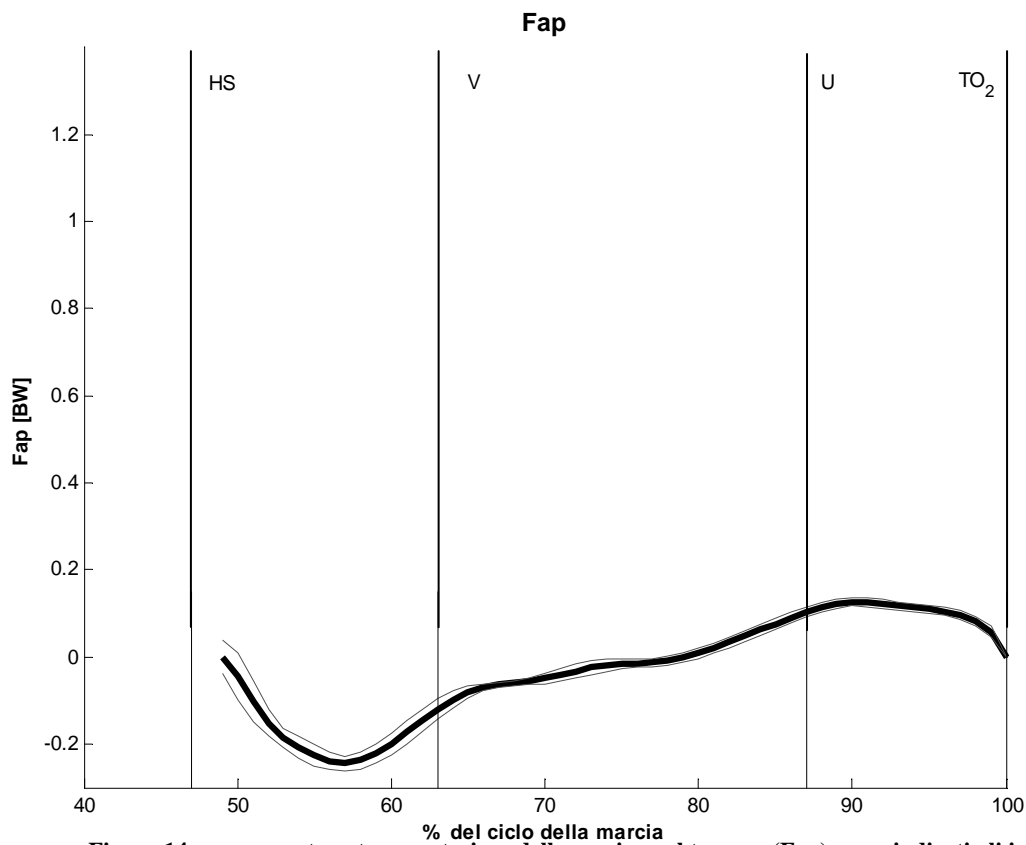


Figura 14: componente antero-posteriore della reazione al terreno (F_{ap}), sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

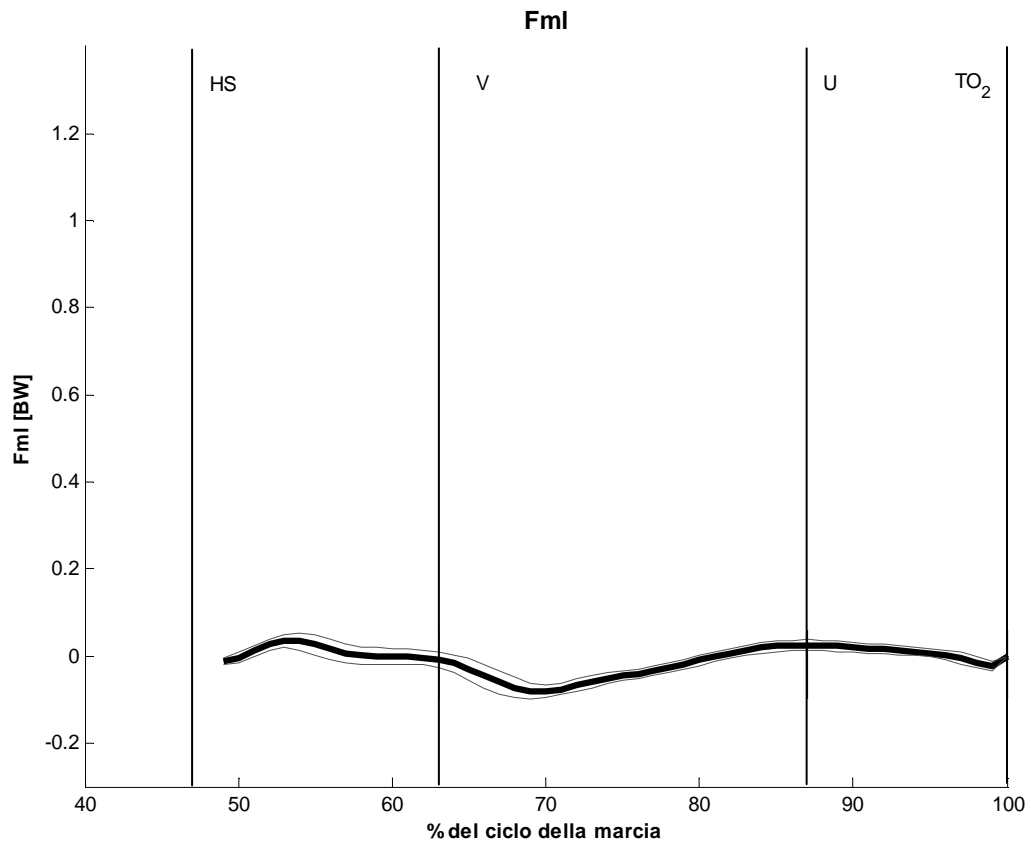


Figura 15: componente medio-laterale della reazione al terreno (Fml): valori positivi indicano che la forza si sviluppa in direzione medio-laterale, i negativi indicano una direzione latero-midiale. Sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

Al contatto iniziale (HS), per mantenere la punta del piede il più sollevata possibile, la caviglia – che in posizione di standing ha un angolo di 90° – è in dorsiflessione accentuata rispetto al cammino normale (si è misurato un angolo alla caviglia pari a $65,85 \pm 4$ contro i $63,4 \pm 4,7$ della gait degli stessi atleti, anche se con il test di Wilcoxon è stato verificato che tale differenza non è statisticamente significativa) (fig. 13); il grafico della potenza associata alla caviglia (Pas di fig. 14) mostra un assorbimento e poi una piccola generazione di potenza nella fase iniziale dell'appoggio legata ad una contrazione eccentrica del tibiale anteriore seguita dalla dorsiflessione della caviglia (per completare l'appoggio del piede a terra).

E' stato già detto come, in rispetto alle regole delle IAAF, la gamba in appoggio deve essere mantenuta tesa durante la fase di stance fino al passaggio sopra la verticale: per questo gli atleti estendono rapidamente il ginocchio durante la parte terminale dello swing (rif. 15, angolo al ginocchio nel piano sagittale). Si noti anche la rapida transizione da estensione a flessione del ginocchio (fig. 15) associata ad una altrettanto rapida plantiflessione di caviglia (fig. 13) per consentire alla caviglia di generare una spinta di push-off adeguata (fig. 14) grazie all'azione plantaflessoria di soleo e gastrocnemio. Questo implica i movimenti di bacino ed anca - caratteristici della marcia- necessari per consentire la propulsione (fig. 10, 11, 12, 17).

Per favorire la propulsione, i marciatori tendono a ritardare il più possibile la flessione del ginocchio (l'iperestensione –necessaria per sostenere il peso del corpo sull'unico arto in appoggio- viene mantenuta all'incirca per metà della fase di stance [15]), cosa che garantisce loro un movimento “a pendolo inverso” dell'arto in appoggio (che oscilla attorno alla caviglia); l'anca continua ad estendersi mentre la caviglia, dopo il passaggio sulla verticale va in flessione plantare velocemente (fig. 13); questo movimento di anca e caviglia favorisce il passaggio rapido dalla fase di assorbimento di potenza (legata alla fase di sostegno del carico) a quella di generazione di potenza, favorendo la propulsione dell'arto inferiore minimizzando la perdita di velocità (fig 14, 16, 18 in cui è riportato l'andamento temporale delle potenze articolari, tabella 8, che riporta l'istante –in percentuale rispetto al ciclo della marcia- in cui mediamente si è rilevata la massima forza in direzione antero-posteriore e la massima potenza alla caviglia.).

Alla propulsione contribuisce anche la rapida rotazione del bacino attorno all'asse verticale, aumentando la lunghezza del passo e la velocità di avanzamento. (fig. 10)

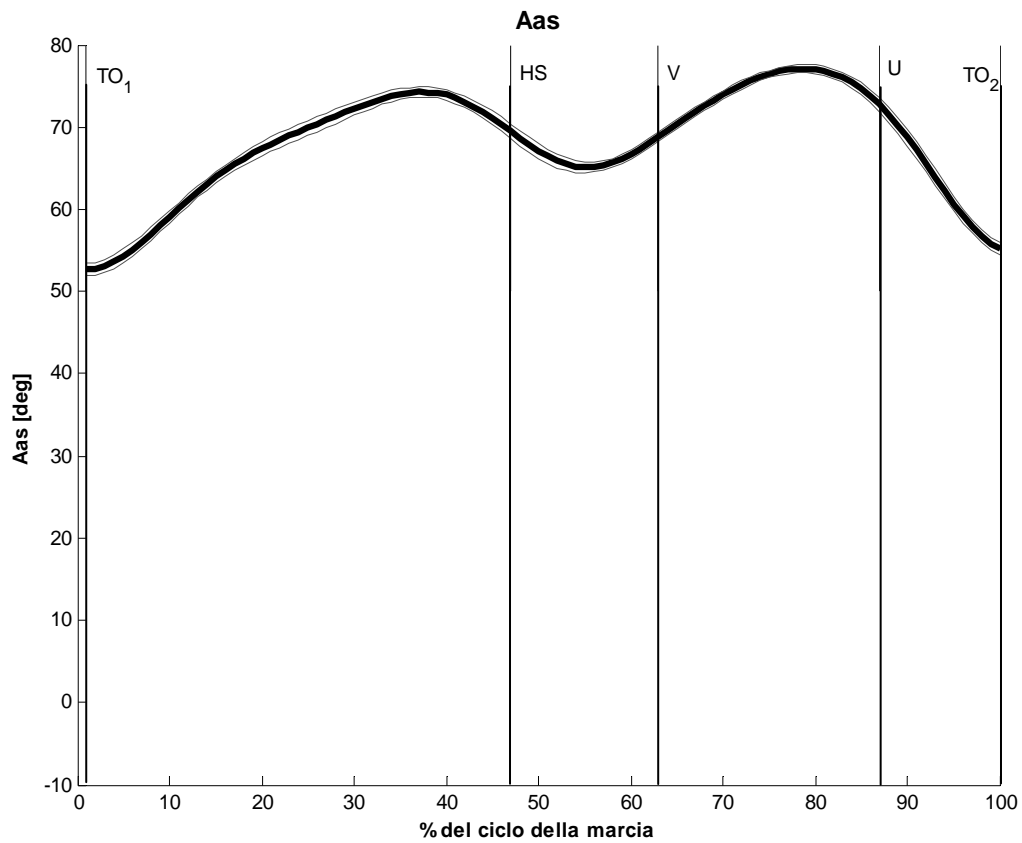


Figura 13: angolo alla caviglia nel piano sagittale (Aas) sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

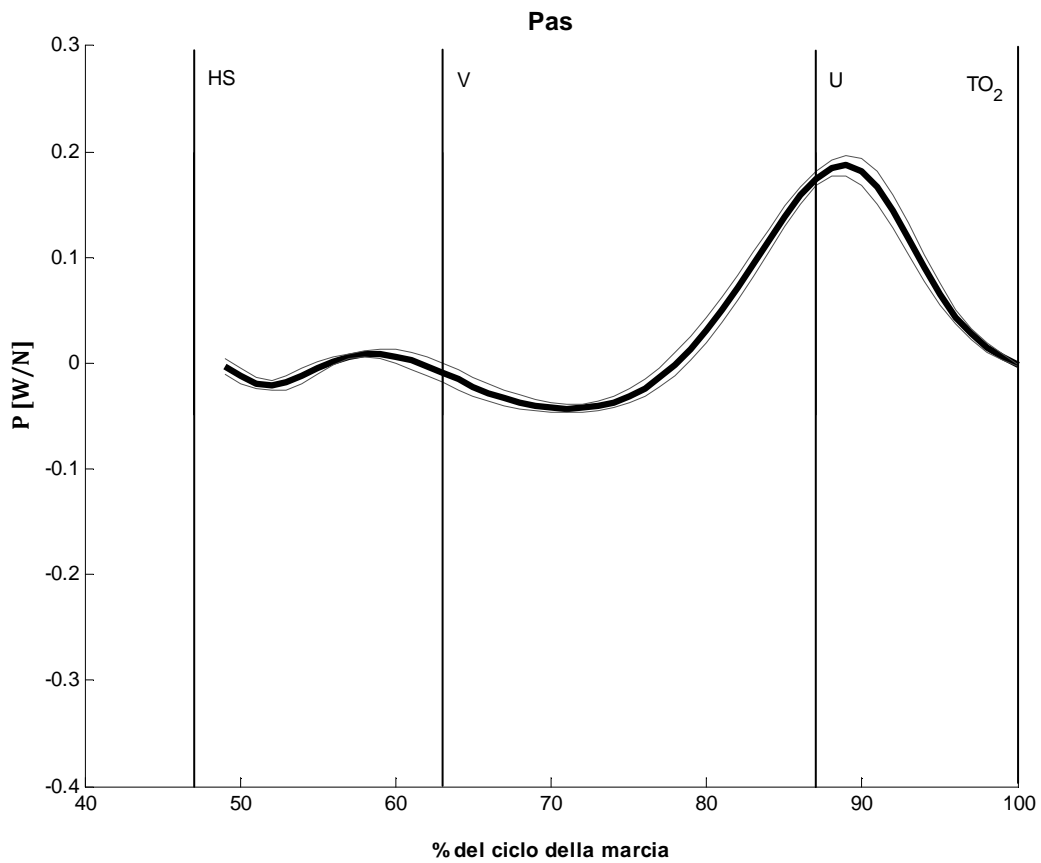


Figura 14: potenza articolare associata (Pas), sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

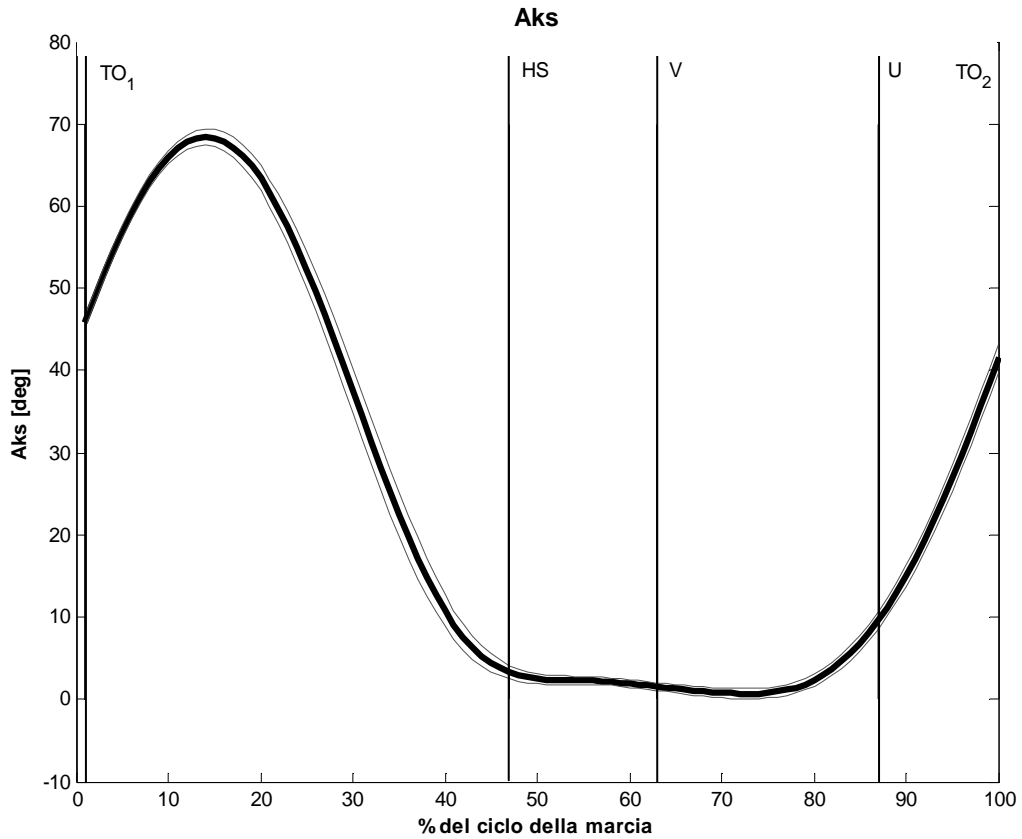


Figura 15: angolo al ginocchio nel piano sagittale (Aks), sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

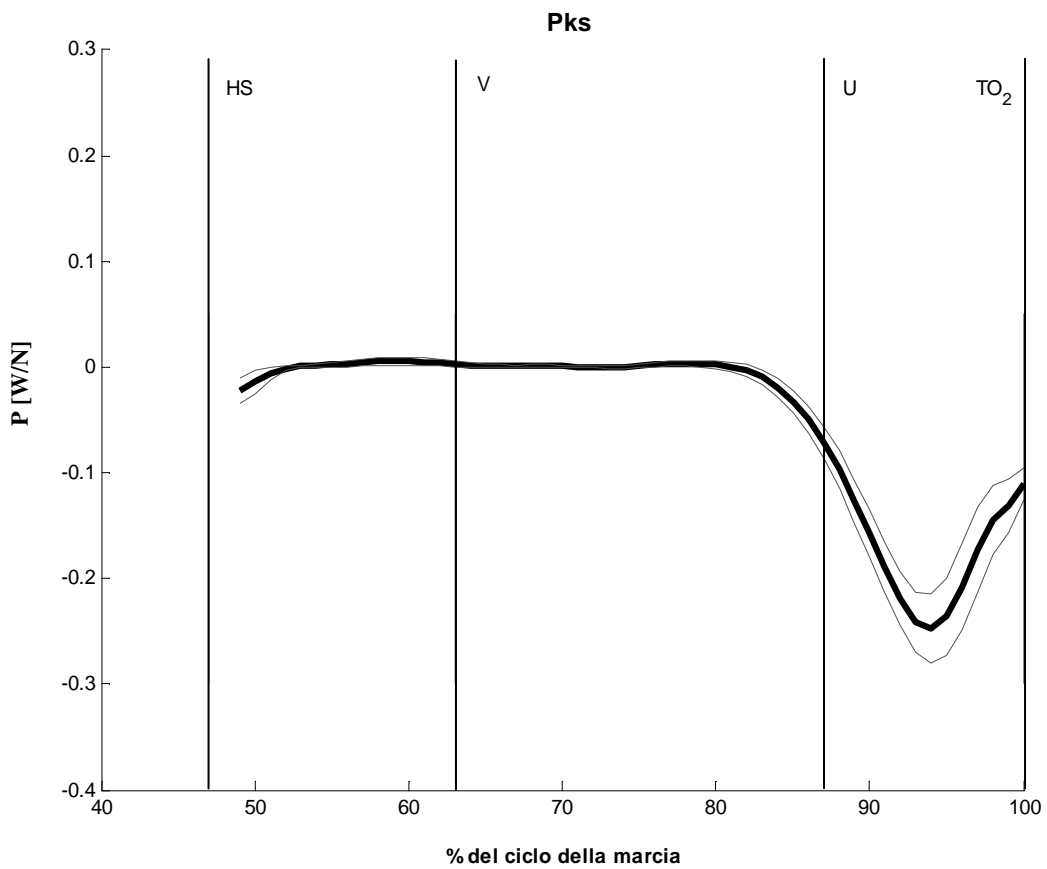


Figura 16: potenza articolare associata (Pks), sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

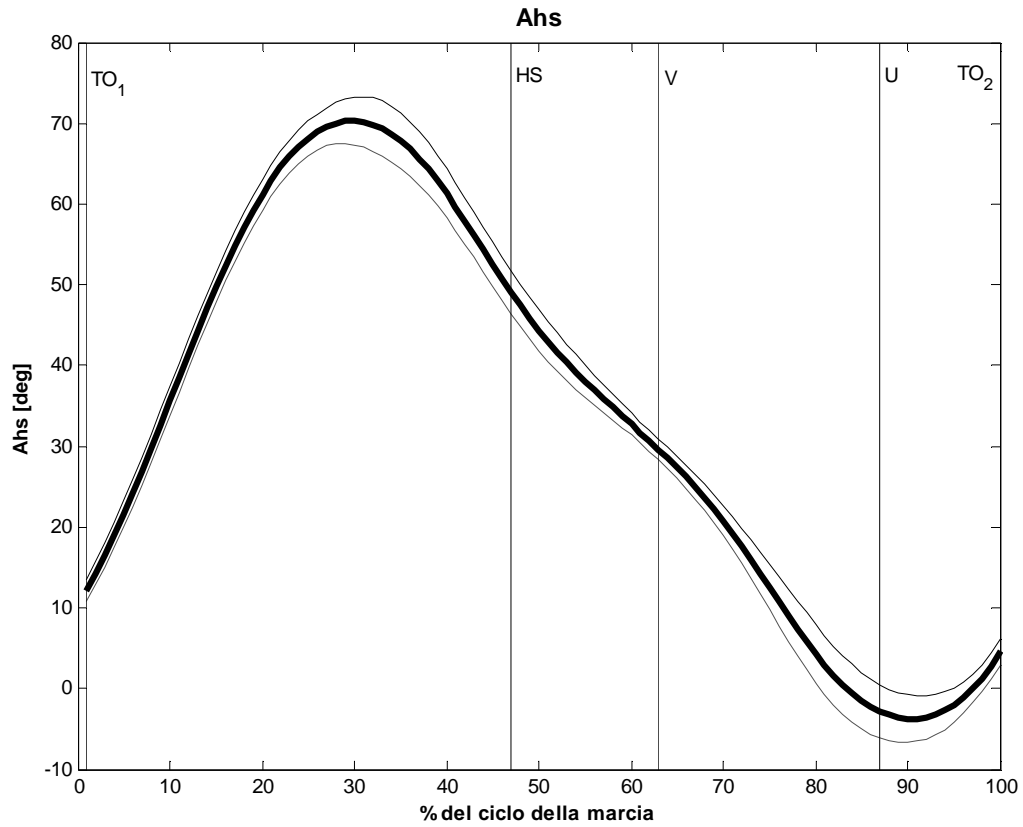


Figura 17: angolo all'anca nel piano sagittale (Ahs); sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

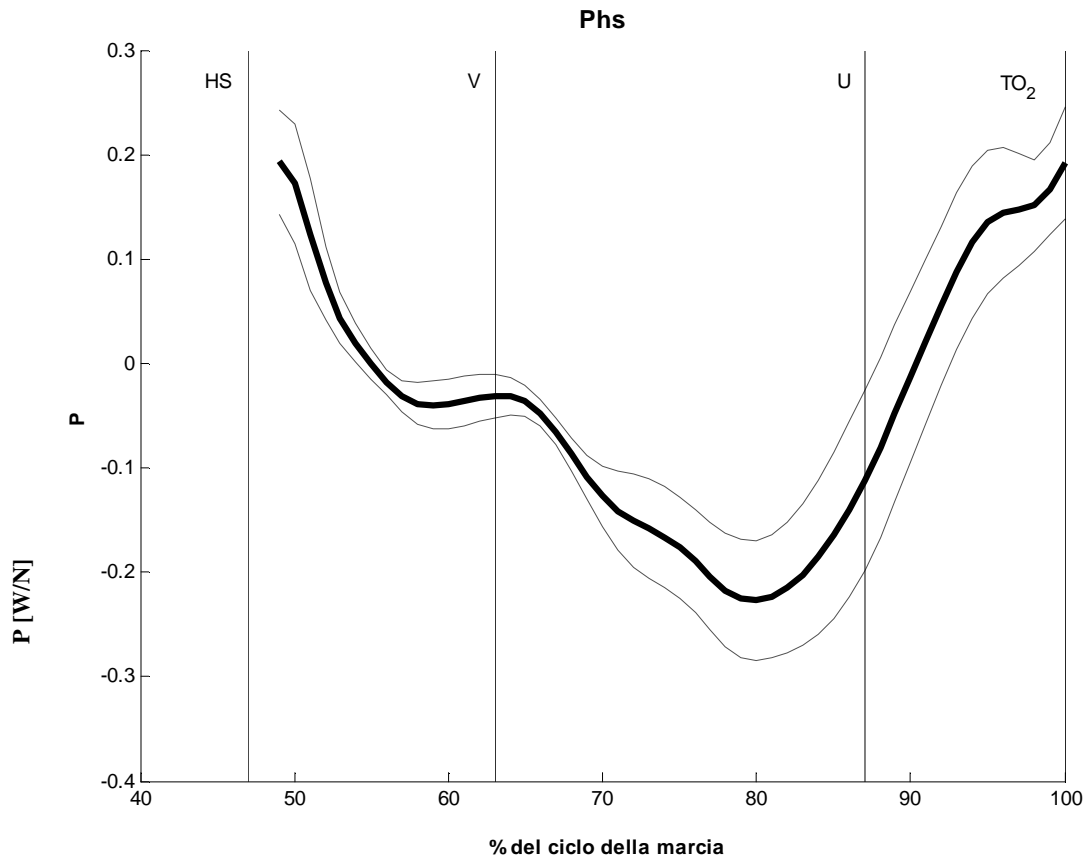


Figura 18: potenza articolare associata (Phs), sono indicati gli istanti di transizione caratteristici della marcia

	% max Pas	% max Fap
media pop.	88.21	90.27
dev. standard	1.82	1.38
media MS	14.63	36.34
media LS	13.45	32.96

Tabella 8: istante (in % rispetto al ciclo del passo) a cui si manifestano la massima potenza alla caviglia (Pas) e la massima forza antero-posteriore (Fap). E' indicato anche il valori di tali parametri per gli atleti bravi e per i meno bravi.

I risultati trovati confermano quanto evidenziato in altri studi [14, 31], ovvero il fatto che la marcia sia un gesto sportivo assimilabile al cammino ma con alcune caratteristiche biomeccaniche peculiari. I movimenti di bacino, anca, ginocchio e caviglia, molto più accentuati che nel cammino, sono necessari per avanzare ed acquisire velocità superando i vincoli imposti dalle regole di questa disciplina. L'andamento delle componenti verticale, medio-laterale ed antero-posteriore della forza di reazione al terreno evidenzia come gli atleti mettano in atto dei meccanismi finalizzati a mantenere una velocità di avanzamento il più costante possibile (decelerando lo spostamento del baricentro in direzione laterale fino a invertirne la direzione per il push off e aumentando la lunghezza del passo).

Il confronto tra i valori di alcune grandezze descrittive della marcia (spaziali, temporali e cinematiche) ha evidenziato alcune differenze tra i due gruppi di atleti esaminati (bravi, MS, e meno bravi, LS) che, però, non sono risultate statisticamente significative. Ciò può essere dovuto al fatto che i soggetti definiti meno bravi (LS) sono atleti praticanti la marcia a livello nazionale, non principianti (rispetto ai quali, invece, altri studi [31] han verificato che risultati analoghi a quelli presentati in questo capitolo hanno differenze significative).

Parametri	media pop.	dev. std.
Apt @ hs	33.65	9.25
Apt @ to	32.66	6.89
Apt ROM	14.92	10.49
Apo @ hs	11.51	7.44
Apo @ to	-10.14	4.64
Apo ROM	37.20	10.45
Apr @ hs	-14.95	5.08
Apr @ to	15.20	4.38
Apr ROM	36.53	6.96
Ahs @ hs	59.02	13.55
Ahs @ to	8.46	11.23
Ahs ROM	81.50	10.47
Aks @ hs	3.36	4.97
Aks @ to	30.20	7.33
Aks ROM	75.88	8.02
Aas @ hs	65.85	4.00
Aas @ to	44.25	7.67
Aas ROM	31.38	5.98

Tabella 9: Angoli di bacino, anca, ginocchio e caviglia all'heel strike (hs), toe off (to) e range of motion durante tutto il ciclo della marcia (ROM)

ANALISI DST: VALUTAZIONE DELL'INTERA POPOLAZIONE

I parametri calcolati con l'analisi tradizionale della marcia dei soggetti analizzati hanno evidenziato sì valori migliori per gli atleti più bravi, ma l'analisi descritta nel precedente capitolo non consente di verificare se le differenze riscontrate siano da attribuire ai singoli parametri o se, invece, alla base di tale diversità non vi siano dei meccanismi coordinativi. In questo secondo caso può essere utile applicare la Dynamic Systems Theory, che analizza il comportamento di coppie di elementi (articolazioni e/o segmenti corporei), allo scopo di verificare l'effettivo peso che le sinergie motorie hanno nell'esecuzione del movimento e le conseguenze che un cambiamento nel comportamento articolare può avere sulla variabilità motoria riscontrata.

L'analisi DST ha previsto innanzitutto una valutazione complessiva della popolazione per valutare i meccanismi coordinativi riferiti al movimento del bacino e degli arti inferiori.

Successivamente si è scelto di considerare separatamente atleti bravi (MS) ed atleti meno bravi (LS) nel complesso della loro azione per evidenziare sinergie comuni e non comuni [3] all'interno del movimento da essi compiuto.

Analizzando gli accoppiamenti articolari anca-ginocchio (hk) e ginocchio-caviglia (ka), rispettivamente in figura 19 e figura 20, si nota come i CRP calcolati (Θ_{hk} , Θ_{ka}) abbiano un andamento sostanzialmente diverso.

Il CRP_{hk} presenta (fig. 19) valori positivi all'inizio del ciclo e nella sua parte terminale, valori negativi nella parte centrale (tra il 25% e l'85% del ciclo). Questo può essere dovuto al fatto che l'articolazione ginocchio si estende più rapidamente dell'anca durante la fase di swing (in preparazione all'heel strike, dove la curva raggiunge un minimo), mentre in fase di stance l'anca si estende progressivamente (a differenza del ginocchio che rimane in estensione).

Il CRP_{ka} presenta, invece, valori positivi nella parte centrale del movimento, tra il 25% ed il 95% del movimento (fig.20). Durante la preparazione all'appoggio del piede a terra, infatti, il ginocchio si estende molto più rapidamente di quanto la caviglia non vada in flessione plantare; viceversa, in fase di push-off, la velocità elevata del movimento della caviglia garantisce la propulsione necessaria per l'avanzamento del piede. Da notare, però, la grande variabilità presente dal momento dell'appoggio fino al passaggio sulla verticale (50%-60% ca del ciclo della marcia), a testimonianza di come in questa fase ogni atleta abbia una propria organizzazione motoria.

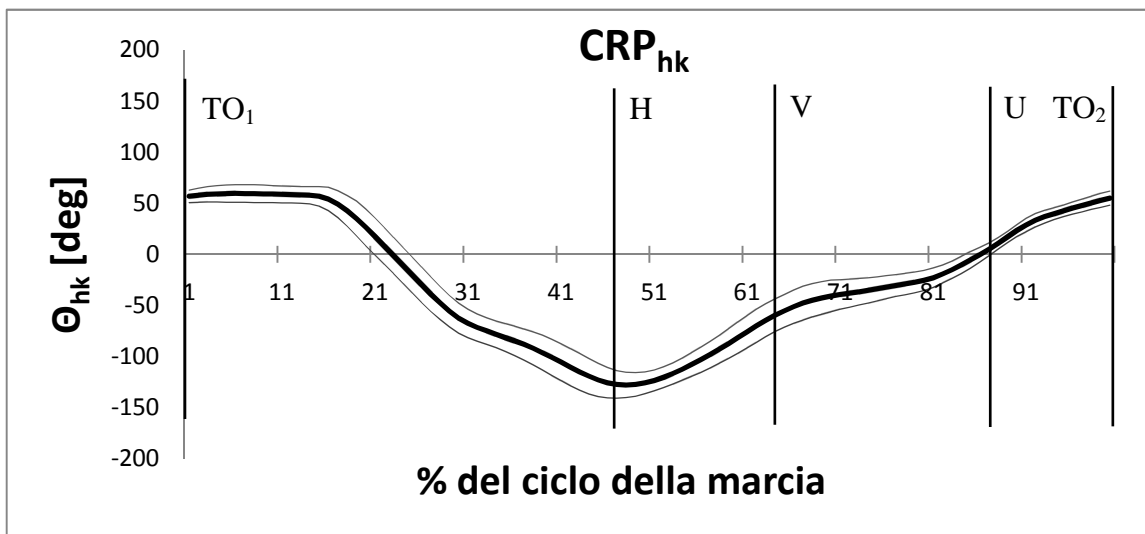


Figura 19: CRP per l'accoppiamento anca-ginocchio (MARP, in nero, e DP, in grigio)

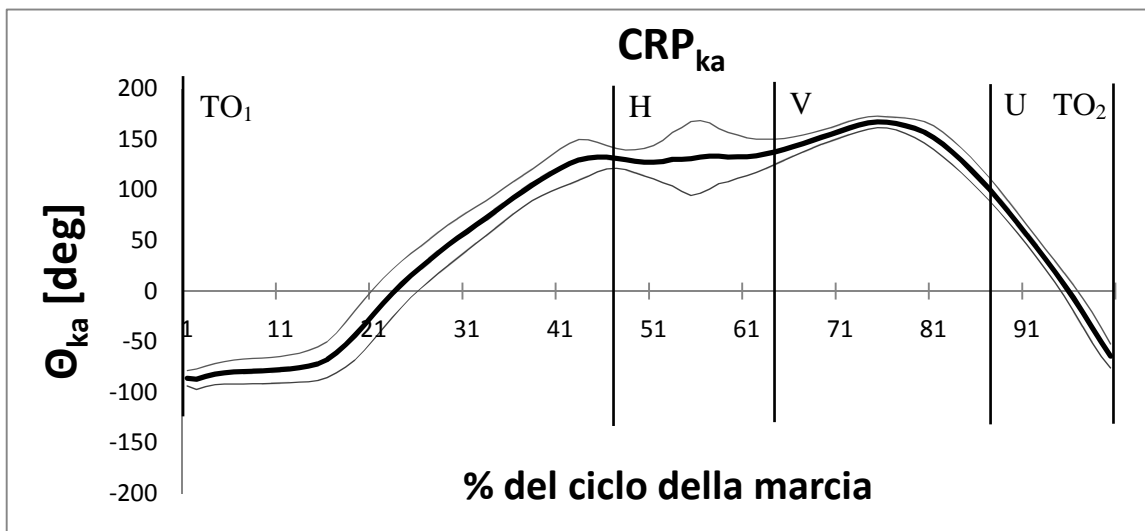


Figura 20: CRP per l'accoppiamento ginocchio caviglia (MARP, in nero, e DP, in grigio)

Il calcolo dei MARP per i due accoppiamenti ($MARP_{hk}$ di fig. 21 $MARP_{ka}$ di fig. 22) evidenzia come gli elementi accoppiati non si muovano in fase; lo sfasamento è maggiore durante la stance (fasi 1,2 e 3) ed è di entità più rilevante per l'accoppiamento ginocchio-caviglia (fig. 22). Quest'ultimo accoppiamento è inoltre caratterizzato da una maggiore variabilità del CRP corrispondente, come testimoniato dai valori di Deviation Phase calcolati: probabilmente ognuno degli atleti esaminati adotta una strategia di movimento di ginocchio e caviglia abbastanza diversa da quelle degli altri, in particolare nelle fasi 2 e 3 (relative ai movimenti compiuti tra il passaggio sulla verticale e lo stacco del piede da terra).

Per entrambi gli accoppiamenti, l'analisi statistica su MARP e DP effettuata utilizzando i test di Wilcoxon e di Friedman sui dati di tutta la popolazione ha evidenziato differenze significative sia a livello globale che nelle singole fasi del movimento considerato (i test han dato come risultato un $p < 0.001$, ben al di sotto della soglia standard di 0.05).

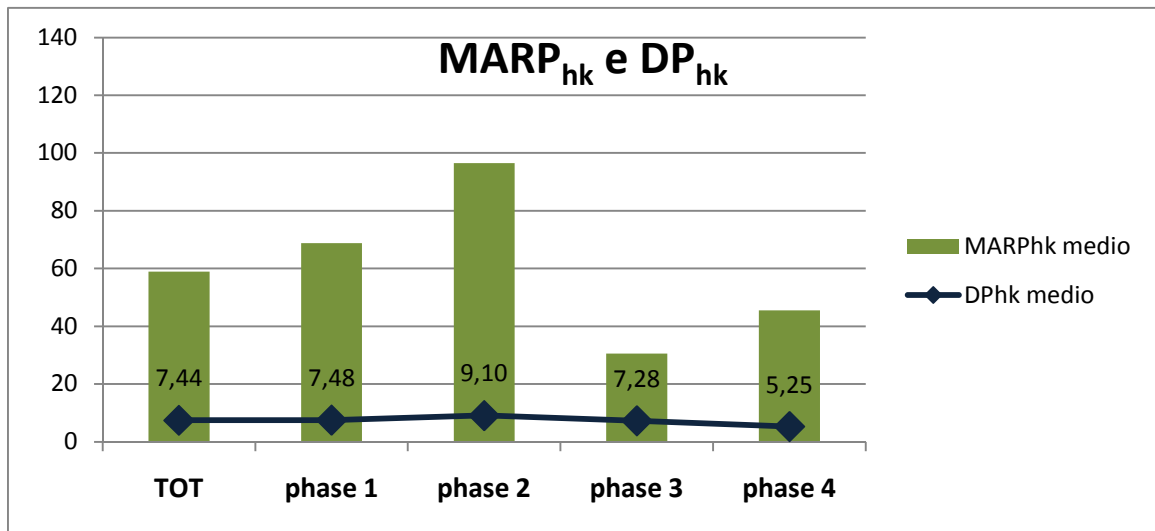


Figura 21: MARP e DP medi (relativi all'accoppiamento anca-ginocchio) per tutta la popolazione esaminata. I numeri riportati nell'istogramma indicano il valore della Deviation Phase media calcolata

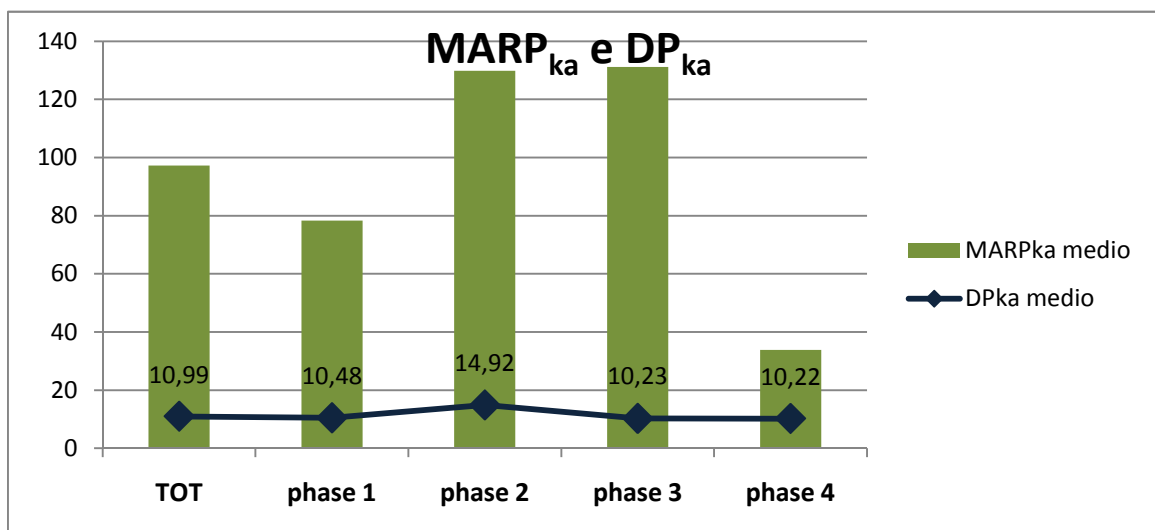


Figura 22: MARP e DP medi (relativi all'accoppiamento ginocchio-caviglia) per tutta la popolazione esaminata. I numeri riportati nell'istogramma indicano il valore della Deviation Phase media calcolata

Nella marcia il bacino riveste un ruolo fondamentale; esso innalzandosi deve sopperire all'azione del ginocchio, che per rimane in estensione durante buona parte della stance, mentre ruotando nel piano orizzontale permette di aumentare l'ampiezza del passo.

Per analizzare in maniera più completa le strategie motorie che ciascun atleta esegue mentre marcia può essere utile capire come i movimenti del bacino si coordinano con i movimenti delle articolazioni sottostanti.

Sono stati analizzati a tal scopo altri tre accoppiamenti: bacino-anca (in particolare, rotazione pelvica e angolo dell'anca nel piano sagittale), bacino-ginocchio (in particolare, rotazione pelvica e angolo del ginocchio nel piano sagittale) e bacino-caviglia (in particolare, rotazione pelvica e angolo della caviglia nel piano sagittale).

Il grafico di Continuous Relative Phase dell'accoppiamento bacino-anca (Θ_{prh}) evidenzia (fig. 23) come i due elementi si muovono spesso fuori fase, infatti esso assume valori positivi nella parte centrale della fase di volo fino a quando l'atleta arriva all'incirca sulla verticale (V); in questo intervallo temporale prevale inizialmente il movimento del bacino che ruotando trascina in avanti la gamba in swing, mentre in preparazione all'appoggio (35%-45% del ciclo) l'anca si flette velocemente per favorire la distensione della gamba. Nella parte terminale della stance, dopo lo sblocco del ginocchio (U) l'anca si flette ed il bacino torna a ruotare in avanti (in questa parte si ha addirittura un CRP minimo di -167°).

Il comportamento di bacino e anca qui descritto si differenzia da quello adottato per il cammino in due aspetti tecnici specifici di questa disciplina:

- la rotazione accentuata del bacino nel piano sagittale (cfr. tabella 14), necessaria per aumentare la lunghezza del passo e far avanzare con più rapidità la gamba in swing
- la rapida flessione dell'anca nei momenti precedenti l'heel strike, necessaria per consentire l'estensione del ginocchio prima dell'heel strike (come previsto dalle regole IAAF) senza per questo far inciampare l'atleta (cosa che accadrebbe durante il cammino)

L'analisi del $MARP_{prh}$ (fig. 24) mostra come il movimento non in fase di bacino e anca sia più accentuato durante la fase di volo (fase 4). I valori di DP_{prh} calcolati mostrano, però, che è la stance la fase in cui gli atleti utilizzano strategie coordinative molto diverse tra loro (fig. 24); questi dati confermano quanto precedentemente rilevato per gli accoppiamenti anca-ginocchio e ginocchio-caviglia (fig. 21e 22).

I risultati ottenuti con il test di Friedman mostrano l'esistenza - all'interno dell'accoppiamento considerato- di differenze significative nel $MARP_{prh}$ tra le quattro fasi del ciclo della marcia (il calcolo ha dato un $p\text{-value} > 0.001$).

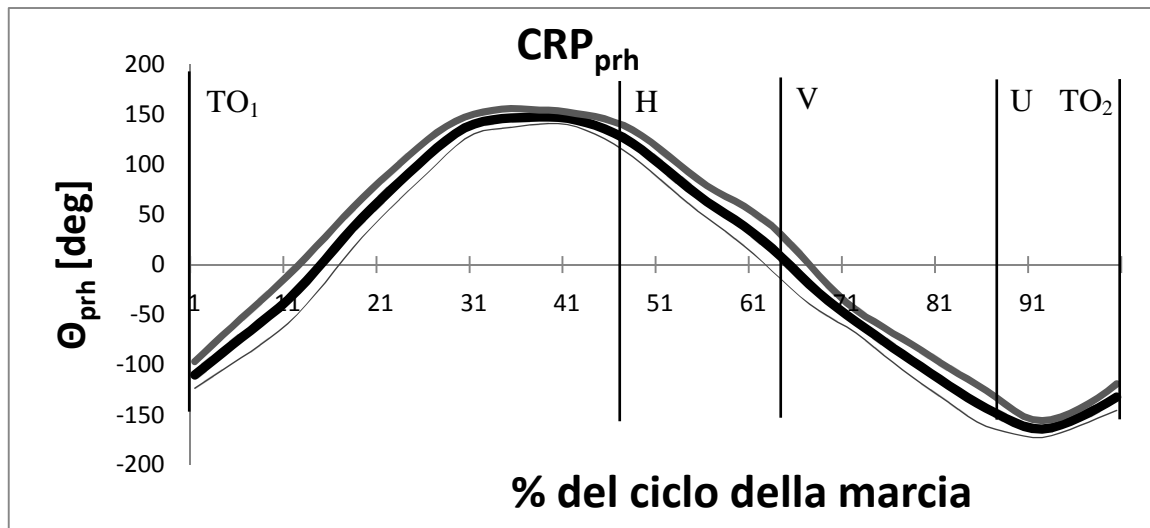


Figura 23: CRP per l'accoppiamento pelvic rotation - anca (nel piano sagittale) (MARP e DP)

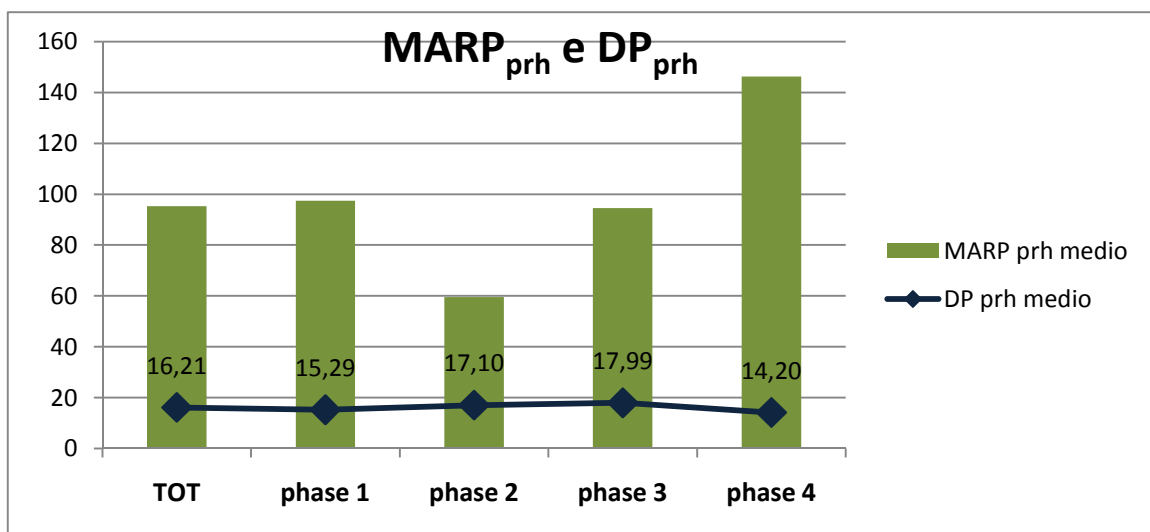


Figura 24: MARP e DP medi (relativi all'accoppiamento pelvic rotation-anca) per tutta la popolazione esaminata. I numeri riportati nell'istogramma indicano il valore della Deviation Phase media calcolata

L'andamento del CRP dell'accoppiamento bacino-ginocchio (Θ_{prk} di fig. 25) è molto simile a quello precedentemente analizzato (Θ_{prh} di fig. 23), anche se complessivamente il bacino è più in fase con il ginocchio di quanto non fosse con l'anca (Θ_{prk} raggiunge un massimo intorno ai 100° contro i 150° del Θ_{prh}). All'appoggio il ginocchio si estende e mantiene l'estensione, mentre il bacino inizia ad innalzarsi, riducendo la rotazione.

Il calcolo del $MARP_{prk}$ mostra (fig. 26) differenze statisticamente significative tra i valori relativi alle diverse fasi del movimento. In particolare i valori di $MARP$ delle fasi 3 e 4 del movimento (ovvero dallo sblocco del ginocchio alla fine della fase di volo) sono molto superiori rispetto a quelli delle altre due fasi; questa diversità è probabilmente dovuta al diverso comportamento del ginocchio, che rimane esteso dal contatto a terra fino al suo sblocco (fasi 1 e 2) per poi ricominciare a muoversi nelle fasi successive.

Test statistici effettuati non hanno mostrato differenze significative per l'accoppiamento bacino-ginocchio tra i $MARP_{prk}$ delle singole fasi in cui è possibile suddividere il movimento della marcia (p-value=0.49).

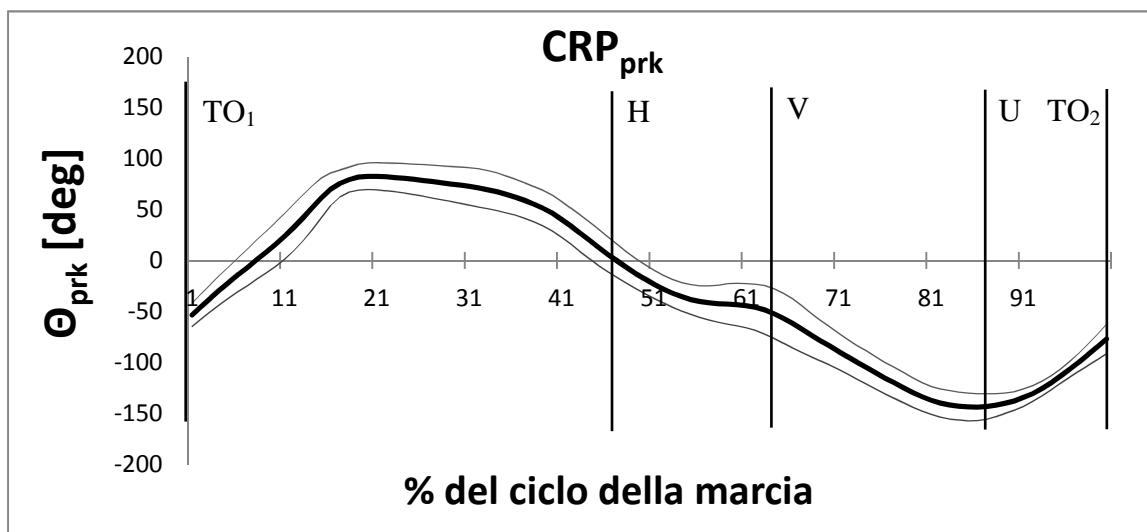


Figura 25: CRP per l'accoppiamento pelvic rotation - ginocchio (nel piano sagittale) ($MARP$ e DP)

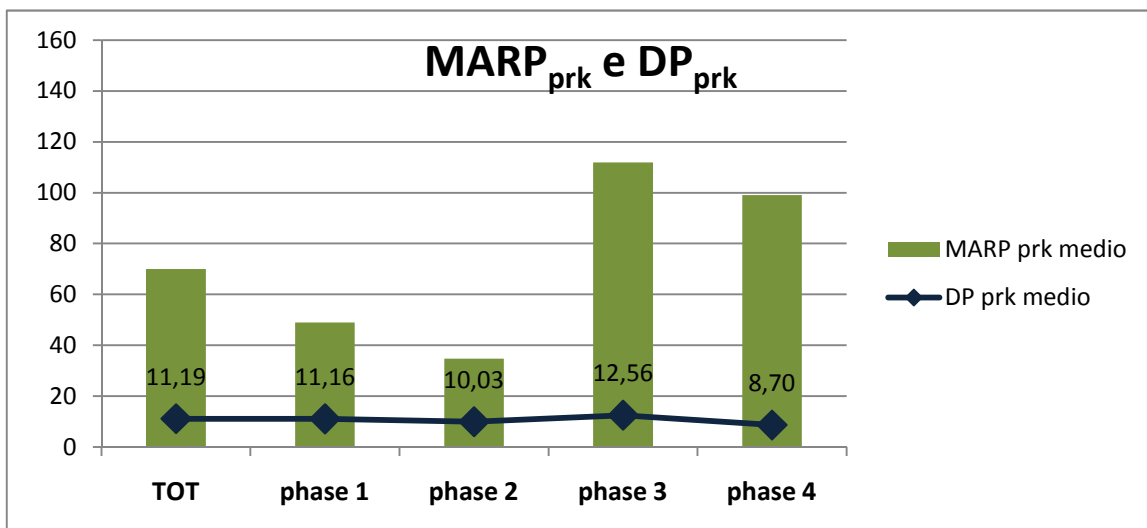


Figura 26: $MARP$ e DP medi (relativi all'accoppiamento pelvic rotation-ginocchio) per tutta la popolazione esaminata. I numeri riportati nell'istogramma indicano il valore della Deviation Phase media calcolata

Il grafico del CRP relativo a bacino e caviglia (Θ_{pra}) mostra (fig. 27) il movimento fuori fase dei due elementi (con un picco di CRP di circa 162°). In preparazione all'appoggio la caviglia inizia una dorsiflessione che sfocerà in plantiflessione per dare la spinta propulsiva nella fase terminale dello swing (dal 75% circa del ciclo). La rapida variazione del CRP all'inizio del ciclo (0%-15%) e nella sua fase terminale (86%-100%) testimonia la complessità dei meccanismi coordinativi riguardanti i due elementi: il bacino nel primo e la caviglia nel secondo intervallo agiscono per dare la propulsione necessaria all'arto inferiore. Da sottolineare, come già precedentemente fatto, la maggior variabilità del CRP nella parte iniziale della stance (50%-65%).

I valori di MARP misurati per questo accoppiamento (fig. 29) sottolineano il comportamento non in fase dei due elementi considerati (bacino e caviglia). Si nota in particolare la differenza tra il $MARP_{pra}$ relativo alla fase 3 e quello delle altre fasi; L'azione di caviglia è molto importante durante tutto il ciclo della marcia ma soprattutto in appoggio del piede a terra (fase 1) e in fase di spinta (fase 4), quella caratterizzata dal valore di MARP più alto.

I valori elevati (se confrontati a quelli degli altri accoppiamenti) di Deviation Phase (fig. 28) potrebbero significare che non esiste una strategia che coordini il movimento di bacino e caviglia.

Analisi statistiche effettuate con il test di Friedman hanno mostrato differenze significative tra i $MARP_{pra}$ delle singole fasi in cui è possibile suddividere il movimento della marcia (è stato calcolato un p-value=0.02).

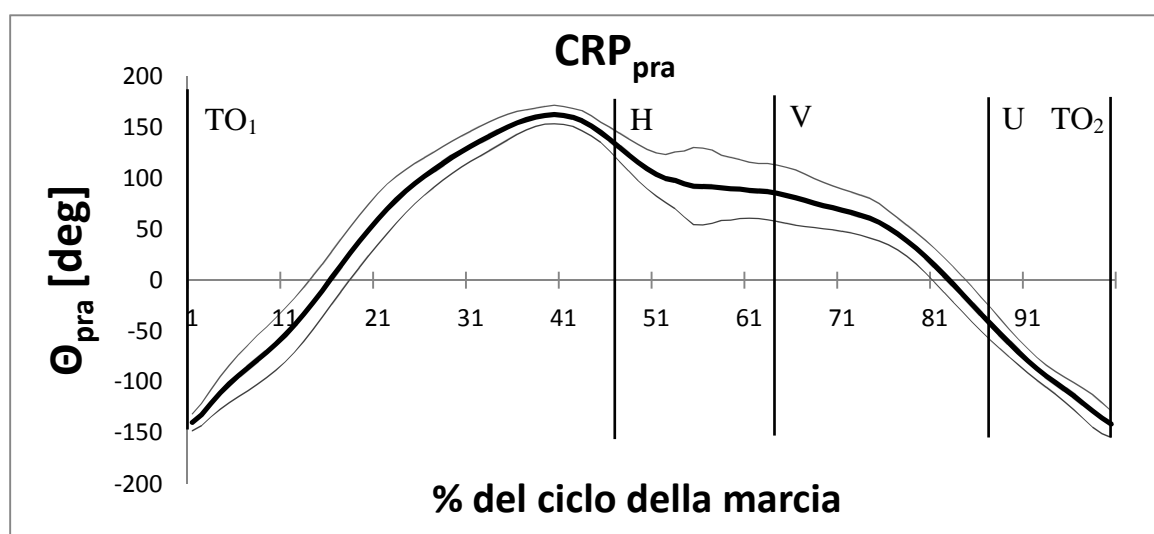


Figura 27: CRP per l'accoppiamento pelvic rotation - caviglia (nel piano sagittale) (MARP e DP)

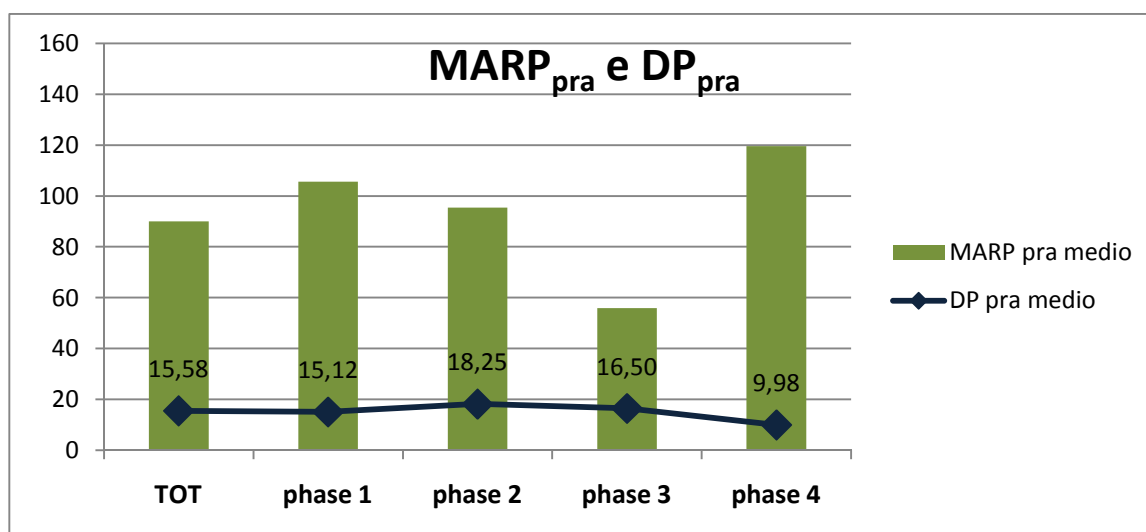


Figura 28: MARP e DP medi (relativi all'accoppiamento pelvico rotation-caviglia) per tutta la popolazione esaminata. I numeri indicano il valore della Deviation Phase media calcolata

Al fine di evidenziare l'incidenza che il diverso livello di allenamento può avere sulla prestazione complessiva è stato eseguito un confronto tra i parametri DST (CRP, MARP e DP) misurati per gli atleti più bravi (MS) e meno bravi (LS).

L'andamento non in fase di anca, ginocchio e caviglia mostrato precedentemente (nelle figure 19 e 20) è evidenziato anche dai MARP associati (tabelle 10 e 11), dove si rilevano valori leggermente minori per gli MS. I test statistici, tuttavia, non hanno rilevato l'esistenza di differenze significative tra i due gruppi di atleti, unica eccezione il valore di MARP_{hk} della prima fase (quella dall'heel strike al passaggio sulla verticale, dove si è riscontrato un p-value pari a 0.08, molto vicino al valore limite di 0.05)

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
MARP_{hk} medio MS	57.99	64.52	97.38	32.38	46.88
MARP_{hk} medio LS	59.16	70.98	95.32	27.60	48.49

Tabella 10: confronto tra i MARP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento anca-ginocchio

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
MARP_{ka} medio MS	96.36	78.73	124.71	129.86	34.24
MARP_{ka} medio LS	98.73	78.53	137.81	130.49	33.54

Tabella 11: confronto tra i MARP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento ginocchio-caviglia

L'indice di variabilità del CRP (Deviation Phase o DP) calcolato ha mostrato come mediamente gli atleti MS siano caratterizzati da una variabilità minore rispetto agli altri (tabelle 12 e 13). I test statistici non hanno però evidenziato differenze significative nei due gruppi esaminati (per ciascuna fase, il confronto tra i due gruppi di atleti ha dato $p\text{-value} > 0.1$).

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
DP_{hk} medio MS	7.01	7.043	8.48	6.77	5.58
DP_{hk} medio LS	7.76	7.81	9.56	7.65	5.01

Tabella 12: confronto tra i DP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento anca-ginocchio

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
DP_{ka} medio MS	9.26	9.54	12.80	6.92	10.28
DP_{ka} medio LS	8.38	7.93	12.21	7.14	9.49

Tabella 13: confronto tra i DP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento ginocchio-caviglia

Complessivamente si è visto che gli atleti LS presentano una variabilità maggiore all'interno di tutto il movimento nell'accoppiamento anca-ginocchio rispetto agli atleti MS (fig. 29), mentre nell'accoppiamento ginocchio-caviglia la situazione è ribaltata (fig. 30) durante la fase di volo e tra il passaggio sulla verticale e il toe off. È da notare, però, che la differenza –risultata statisticamente non significativa– maggiore tra le DP dei due gruppi riscontrata nella parte centrale fase di volo (circa al 20% del ciclo), avviene nel periodo in cui il CRP mostra come le due articolazioni (ginocchio e caviglia) si muovono mediamente quasi in fase (fig. 20). Nella parte terminale della stance, invece, i valori di DP_{ka} maggiori per gli atleti MS sono probabilmente legati alla necessità di favorire la propulsione e, allo stesso tempo, sostenere l'estensione di ginocchio e la flessione plantare il più a lungo possibile.

È importante, però, ricordare che valori più alti di DP potrebbero non necessariamente essere sintomo di incertezza ma, invece, testimoniare migliore flessibilità dell'accoppiamento considerato nel superare perturbazioni o sopportare carichi.

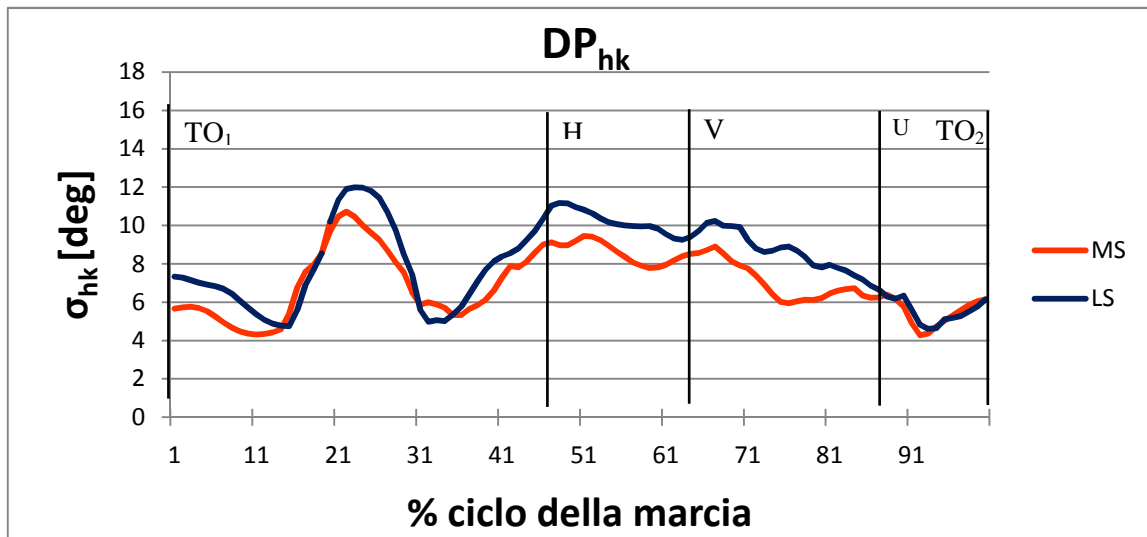


Figura 29: confronto tra l'andamento temporale del DP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento anca-ginocchio

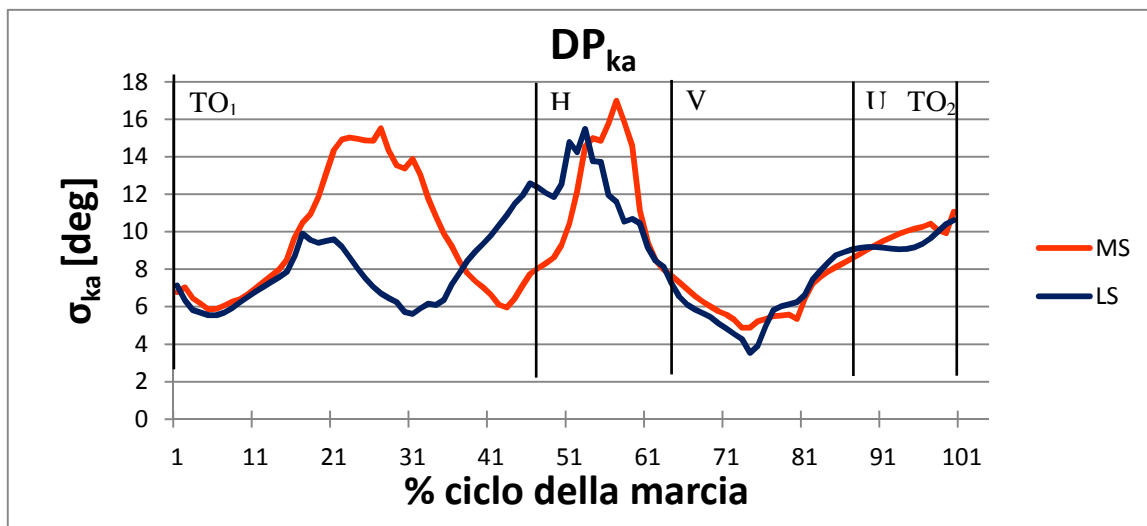


Figura 30: confronto tra l'andamento temporale del DP degli atleti MS e dei LS per l'accoppiamento ginocchio-caviglia

Dai risultati appena presentati in merito agli accoppiamenti articolari anca-ginocchio (hk) e ginocchio-caviglia (ka) è stato evidenziato come gli atleti MS abbiano un'azione caratterizzata da una maggiore ripetibilità rispetto agli altri atleti, come testimoniato dai minori valori di Deviation Phase (tabelle 12 e 13).

L'analisi del DP durante l'intero ciclo del movimento ha mostrato, però, che tale differenza è maggiormente marcata durante l'inizio della fase di stance per l'accoppiamento anca-ginocchio (figura 29) e durante la fase di swing per l'accoppiamento ginocchio caviglia (figura 30).

La differenza di variabilità riscontrata durante la fase di volo per l'accoppiamento ginocchio-caviglia potrebbe, essere dovuta al fatto che gli atleti LS e di minor esperienza, probabilmente per prepararsi all'heel strike, bloccano la posizione del piede prima con la caviglia in plantiflessione (a seguito della spinta) e poi in dorsiflessione per l'appoggio del piede a terra; questo giustificherebbe da un lato l'andamento del DP_{ka} simile a quello degli atleti più bravi in fase di stance, dall'altro anche la variabilità maggiore nel DP_{hk} nella stessa fase: gli atleti LS potrebbero aver concentrato la loro azione al movimento corretto del piede (per l'appoggio a terra), ripercuotendo, però, alla parte alta dell'arto inferiore (che dimostrerebbe così meno flessibilità nel sopportare i carichi) gli effetti della reazione al terreno.

I valori di MARP medi permettono di avere informazioni più dettagliate relativamente alla fase dei diversi accoppiamenti di bacino (bacino-anca, bacino-ginocchio, bacino-caviglia). In alcune fasi degli accoppiamenti analizzati, il MARP medio riferito all'azione degli atleti MS è maggiore di quello dei LS (tabella 14 per l'accoppiamento bacino-anca, tab. 15 per bacino-ginocchio e tab. 16 per bacino-caviglia). Tale differenza è maggiormente marcata per l'accoppiamento rotazione dell'anca – angolo sagittale del ginocchio (tabella 15), due variabili che sono fondamentali della marcia in quanto da esse dipende la lunghezza del passo e la posizione in cui il piede poggia a terra (che dovrebbe essere una retta ideale). E' logico supporre, quindi, che ciascun atleta adotti una propria strategia ed organizzazione motoria per eseguire la marcia sopportando al meglio il carico (cioè il peso corporeo che va a caricarsi sul solo arto in appoggio).

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
MARP_{prh} medio MS	94.64403	96.88902	60.26303	93.00112	145.5233
MARP_{prh} medio LS	95.82025	97.79296	59.02119	95.70563	146.7733

Tabella 14: confronto tra i MARP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento pelvic rotation - anca (nel piano sagittale)

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
MARP_{prk} medio MS	73.39232	52.18875	42.46982	115.6479	98.94027
MARP_{prk} medio LS	69.35589	48.25158	36.44573	110.0477	98.27961

Tabella 15: confronto tra i MARP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento pelvic rotation - ginocchio (nel piano sagittale)

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
MARP_{pra} medio MS	86.80045	103.503	83.0159	51.9039	122.3493
MARP_{pra} medio LS	91.1614	104.9119	101.4562	59.60355	120.255

Tabella 16: confronto tra i MARP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento pelvic rotation - caviglia (nel piano sagittale)

L'indice di variabilità del CRP (Deviation Phase o DP) calcolato ha mostrato come mediamente gli atleti MS siano caratterizzati da una variabilità minore rispetto agli altri (tabella 17 per DP_{prh}, tab. 18 per DP_{prk}, tab. 19 per DP_{pra}), con un'unica eccezione: nella seconda fase (dal passaggio sulla verticale allo sblocco del ginocchio, la fase in cui si manifestano i valori più alti), gli atleti MS presentano una variabilità maggiore. Questo può significare che ciascun atleta (bravo e non) adotta una strategia motoria personale che si differenzia da quella degli altri principalmente dopo l'appoggio del piede: in questa fase si verifica lo stacco del piede contro laterale da terra e si accentua la rotazione del bacino nel piano frontale, due movimenti su cui influiscono la velocità di avanzamento e il grado di allenamento dell'atleta.

Dai test statistici effettuati risultano differenze significative tra i due gruppi di atleti nella variabilità dell'esecuzione del movimento solo nella fase quattro (la fase di volo) e per il solo accoppiamento pelvic rotation – ginocchio (dove per il DP_{prk} è risultato un p-value pari a 0.03 – minore della soglia standard di riferimento, 0.05- contro i valori maggiori di 0.1 risultati per gli altri accoppiamenti).

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
DP_{prh} medio MS	10.62248	10.07438	11.83195	11.38402	9.179
DP_{prh} medio LS	13.2122	12.7636	13.2115	14.65621	11.41566

Tabella 17: confronto tra i DP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento pelvic rotation - anca (nel piano sagittale)

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
DP_{prk} medio MS	8.330783	8.293133	9.286467	8.358617	6.641
DP_{prk} medio LS	10.27723	10.22664	8.505463	11.17948	9.67785

Tabella 18: confronto tra i DP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento pelvic rotation - ginocchio (nel piano sagittale)

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
DP_{pra} medio MS	11.95928	11.86097	15.38403	10.74732	10.6259
DP_{pra} medio LS	12.65704	11.90731	14.96213	13.37385	9.4337

Tabella 19: confronto tra i DP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento pelvic rotation - caviglia (nel piano sagittale)

I grafici seguenti (fig. 31, 32 e 33) mostrano l'andamento nel tempo del DP medio per i tre accoppiamenti considerati per i due gruppi di atleti.

Confrontando i tre grafici si osserva che all'inizio della fase di volo (1%-15% ca del ciclo della marcia) gli atleti LS siano caratterizzati da una variabilità del CRP molto simile, tra i 15 e i 20 gradi. Poiché il DP per gli atleti MS è –con l'eccezione di DP_{pra}- molto più basso, si potrebbe ipotizzare che gli atleti meno esperti non abbiano sviluppato una precisa strategia coordinativa per la prima parte dello swing.

Si può notare, nei grafici relativi a DP_{prh} (fig. 31) e DP_{prk} (fig. 32) come la curva che descrive il comportamento degli atleti MS abbia un andamento nella fase 2 –a prescindere dai valori assunti – anticipato rispetto alla curva dei LS; questo può significare che la preparazione tecnica degli atleti MS consenta loro di organizzare il proprio sistema muscolo-scheletrico per anticipare (e quindi non subire) il passaggio sulla verticale.

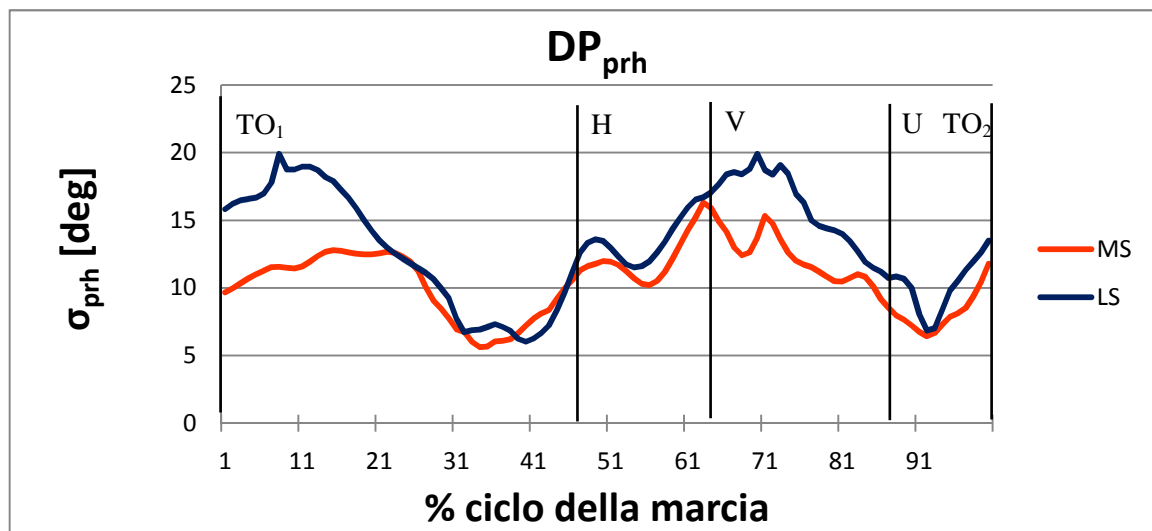


Figura 31: confronto tra l'andamento temporale del DP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento pelvic rotation – anca (nel piano sagittale)

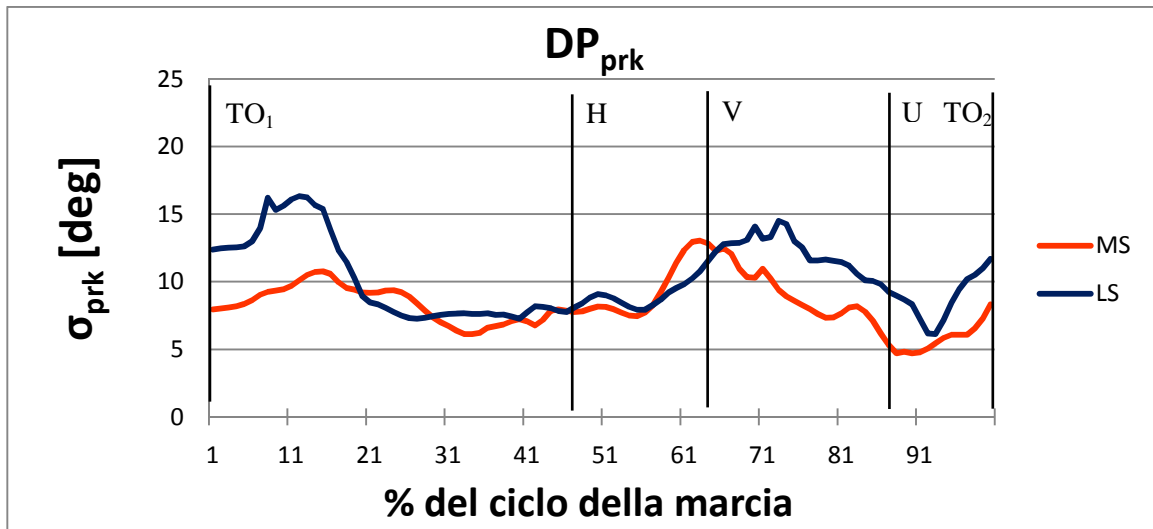


Figura 32: confronto tra l'andamento temporale del DP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento pelvic rotation – ginocchio (nel piano sagittale)

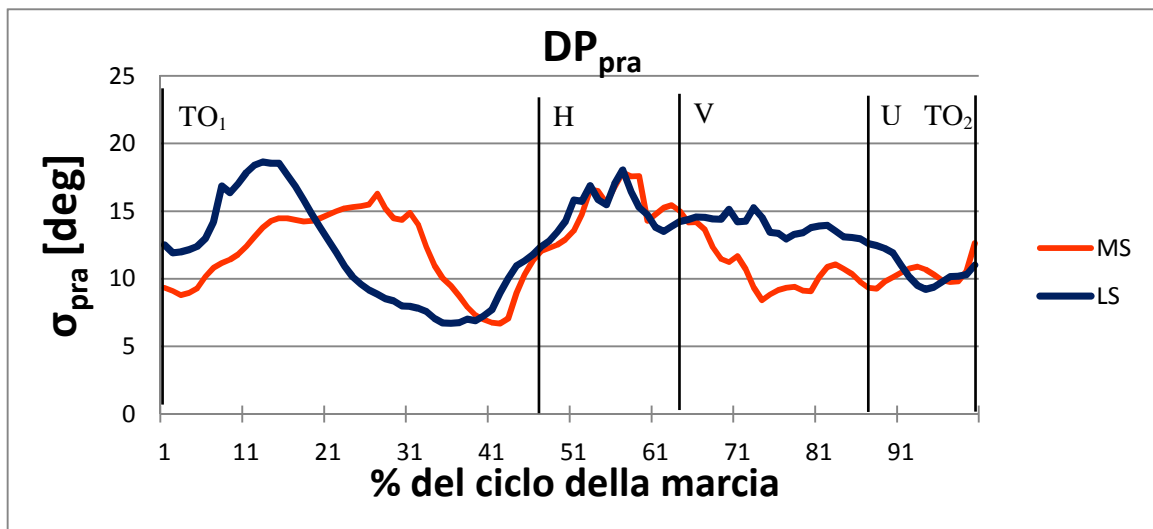


Figura 33: confronto tra l'andamento temporale del DP degli atleti bravi e dei meno bravi per l'accoppiamento pelvic rotation – anca (nel piano sagittale)

I risultati relativi all'analisi degli accoppiamenti tra rotazione pelvica e angoli articolari nel piano sagittale (di anca, ginocchio e caviglia) hanno mostrato nuovamente le differenze tra atleti MS e LS precedentemente evidenziate. Di particolare rilievo vi è il fatto che in tutti e tre i CRP calcolati (CRP_{prh} di fig. 23, CRP_{prk} di fig. 25, CRP_{pra} di fig. 27) la maggior variabilità si ha nella parte iniziale della stance (dal 50% ca del ciclo del passo). Osservando i grafici, inoltre, si nota che la banda di variabilità nel tratto appena citato aumenta man mano che si "scende" lungo la gamba; questo potrebbe essere un'ulteriore testimonianza del fatto che gli atleti con meno esperienza non siano ancora in grado di gestire perfettamente il movimento dei propri arti inferiori durante tutto il ciclo del passo della marcia: essi tendono a bloccare il ginocchio in estensione il prima possibile (come testimoniato dal fatto che il CRP_{prk} assume valori più bassi degli altri CRP calcolati), ma risentono molto su bacino, anca e caviglia degli effetti della reazione al terreno in fase di appoggio.

Queste considerazioni potrebbero aggiungere ulteriore contenuto a quanto detto precedentemente per gli accoppiamenti anca-ginocchio e ginocchio-caviglia (angoli nel piano sagittale). L'attenzione degli atleti LS è concentrata nell'appoggiare correttamente il piede a terra e nel mantenere il ginocchio esteso dall'heel strike al passaggio sulla verticale: questi elementi sono fondamentali per marciare in maniera corretta –in quanto diretta conseguenza delle regole ufficiali di questa disciplina- ma riguardano solamente una parte della stance e non tutto il movimento, soprattutto non la parte di stance in preparazione al push-off, uno degli elementi che determinano la velocità di progressione e la lunghezza del passo.

ANALISI DST: VALUTAZIONE SPECIFICA DELLE DIFFERENZE BRAVI e MENO BRAVI

Dopo aver utilizzato l'analisi DST per eseguire una valutazione complessiva dell'intera popolazione e delle differenze globali tra atleti bravi (MS) e meno bravi (LS), sono stati effettuati dei confronti all'interno del campione esaminato, allo scopo di evidenziare in che misura il grado di allenamento influisca sulla prestazione valutata attraverso la DST.

L'analisi dei risultati illustrati nel precedente capitolo ("Analisi DST: valutazione dell'intera popolazione") ha permesso di evidenziare alcune differenze riscontrate nell'azione dei soggetti MS rispetto a quella dei soggetti LS. In particolare, nel precedente capitolo è stata avanzata un'ipotesi per spiegare il perché delle diversità riscontrate durante il ciclo del passo, specialmente nella fase di stance.

Si è pertanto deciso di studiare in maniera più approfondita alcuni accoppiamenti che potrebbero permettere di analizzare con maggior cura le diverse strategie coordinative adottate da atleti di diverso livello ed il grado di variabilità insito nella loro azione.

Sono stati scelti 3 soggetti, uno bravo (il soggetto MS(s2)) e due meno bravi (i soggetti LS(s1) e LS(s7)). La scelta di confrontare l'azione di un atleta MS con quella di due LS è legata al fatto che questi ultimi due atleti, al momento in cui sono state eseguite le acquisizioni, venivano da due 'storie' di allenamento e prestazioni abbastanza diverse: in particolare, il soggetto LS(s7) nel periodo precedente aveva evidenziato notevoli miglioramenti nelle performance ottenute in allenamento e in gara più di quanto –nello stesso periodo- avesse ottenuto il soggetto LS(s1).

Verranno qui presentati i risultati ottenuti dall'elaborazione dei dati relativi al marcia di ciascun soggetto, in particolare quelli riguardanti il movimento dell'arto inferiore sinistro, ma per l'ipotesi iniziale di simmetria nell'azione (che implica analogo grado di variabilità) e per il fatto che è stata verificata l'assenza di differenze significative nei parametri analizzati, tale analisi può essere ritenuta valida descrittiva del comportamento dell'arto sinistro e, quindi, del movimento complessivo degli atleti qui considerati.

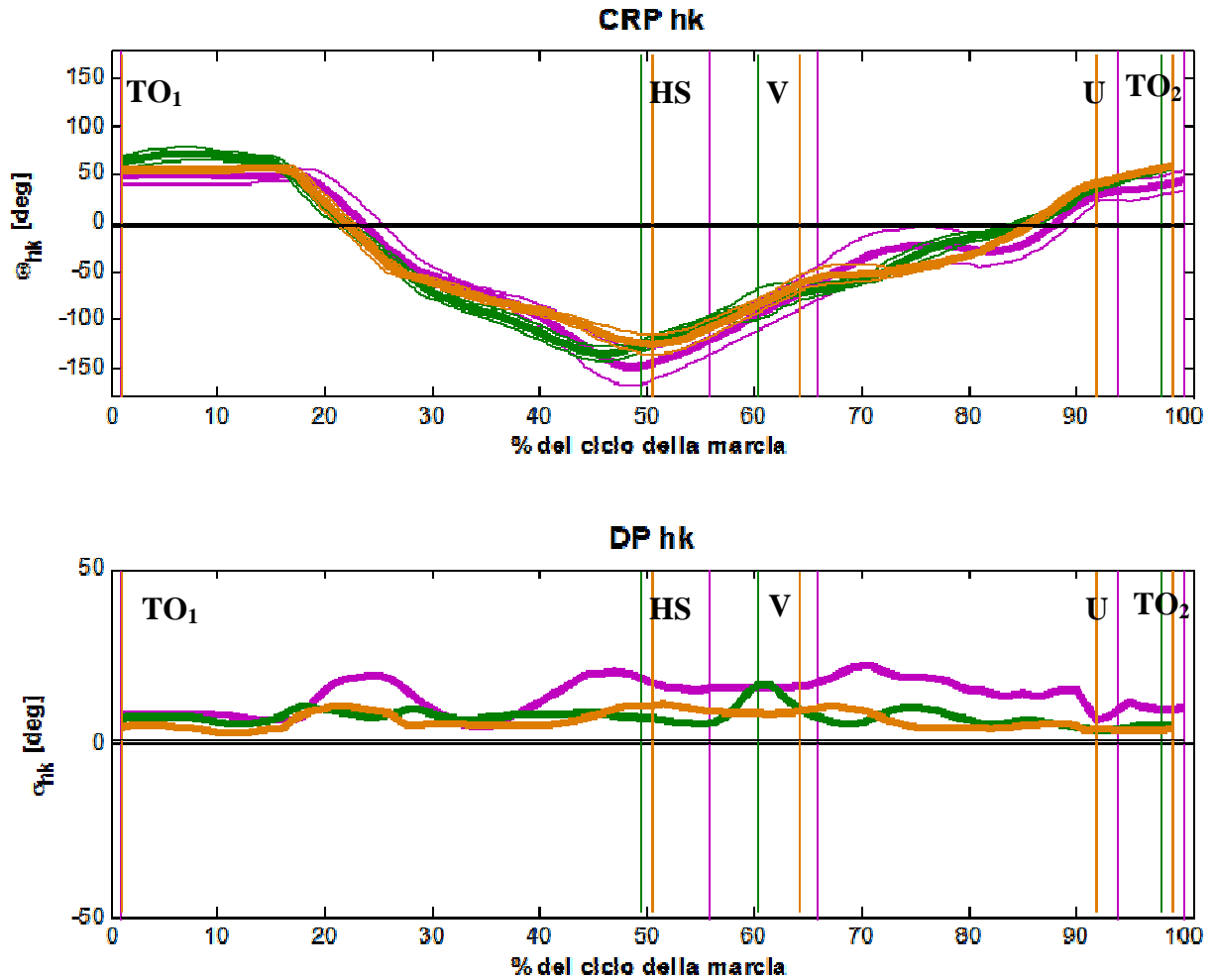
Si è scelto di confrontare Continuous Relative Phase (CRP) e Deviation Phase (DP) di quattro accoppiamenti che coinvolgono elementi che svolgono un ruolo importante durante la fase di stance: anca-ginocchio e ginocchio-caviglia (angoli valutati nel piano sagittale), rotazione pelvica e angolo all'anca (nel piano sagittale), rotazione pelvica e angolo alla caviglia (nel piano sagittale).

Osservando i diagrammi dei CRP_{hk} , (fig. 34) relativi all'accoppiamento anca-ginocchio (nel piano sagittale), è possibile notarne il diverso andamento per i tre soggetti. In particolare, le maggiori differenze tra gli andamenti dei tre CRP_{hk} sono visibili in prossimità dell'heel strike (HS) e dopo il passaggio sulla verticale (V); questo potrebbe significare che i tre soggetti adottino (in tali intervalli del ciclo della marcia) strategie diverse. In figura si nota anche che i DP_{hk} assumono i valori maggiori in corrispondenza delle fasi 1 e due del movimento (dall'heel strike allo sblocco del ginocchio: queste maggiori differenze tra le diverse ripetizioni effettuate da ciascun soggetto potrebbero essere una conferma del fatto che non esista una precisa strategia coordinativa adottata dai tre atleti in tali fasi.

Dall'analisi delle Deviation Phase (fig. 34) ci si accorge inoltre che i soggetti LS (s1 ed s7) sono caratterizzati da una maggiore variabilità rispetto al soggetto MS(s2); confrontando, però, i valori della DP calcolati per i tre soggetti con quelli medi di tutta la popolazione (sette atleti), ci si accorge che per il soggetto LS(s7) (fig. 35, in verde) l'accoppiamento anca-ginocchio è caratterizzato da una variabilità minore di quella media e abbastanza vicina a quella del soggetto MS(s2) (in arancione, fig. 35); questo potrebbe significare che LS(s7) sia ad un livello tecnico superiore rispetto a LS(s1).

L'assenza di picchi nella DP_{hk} dei soggetti MS(s2) e LS(s7) può essere dovuto al fatto che questi due atleti abbiano adottato una strategia motoria che consente loro di organizzare il proprio sistema muscolo-scheletrico, preparandosi alle transizioni di fase senza subirle (ad eccezione del passaggio sulla verticale per il soggetto LS). Dalla figura si nota anche che la DP_{hk} del soggetto LS(s1) assume valori più alti -rispetto a quello degli altri due atleti- durante l'intero ciclo: osservando i corrispondenti diagrammi di fase si può vedere come, dei due elementi considerati, sia l'articolazione dell'anca quella con variabilità maggiore, in particolare durante la fase di stance (fig. 36, da HS a TO_2); questo potrebbe essere sintomo di insicurezza o di diversa preparazione tecnica da parte di LS(s1).

I test statistici effettuati hanno evidenziato differenze significative in tutte le quattro fasi del movimento sia tra i $MARP_{hk}$ che per i DP_{hk} calcolati per i tre atleti (è stato calcolato $p\text{-value} < 0.01$, ben al di sotto della soglia standard di 0.05)



anca – ginocchio (LS(s1) in

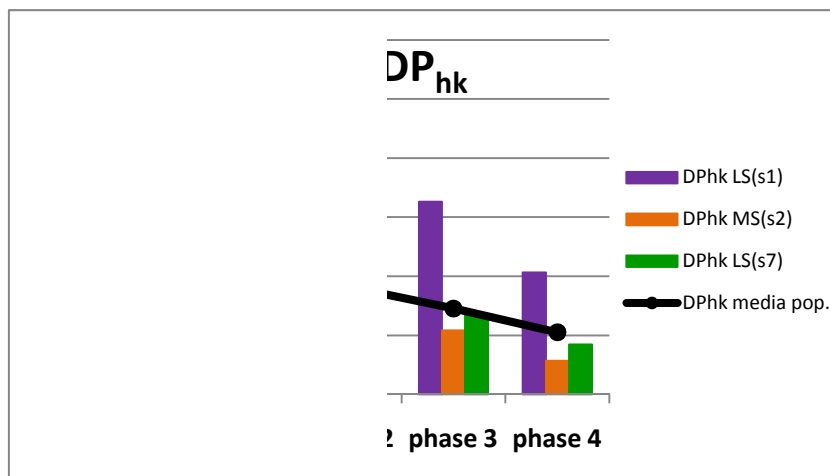
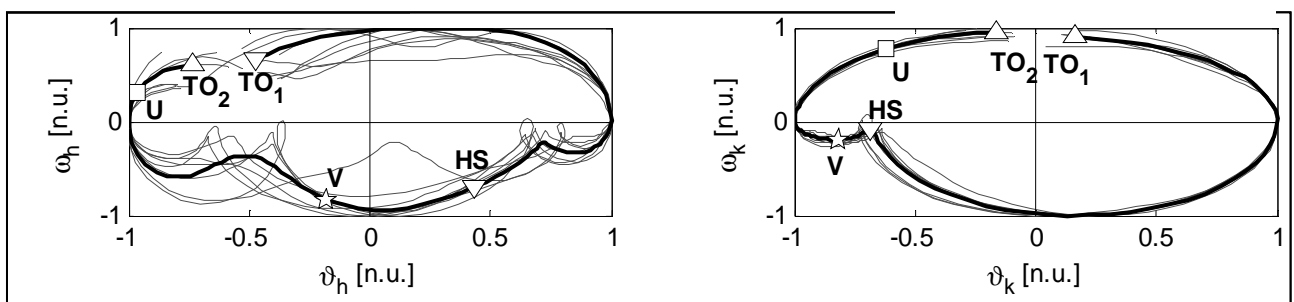
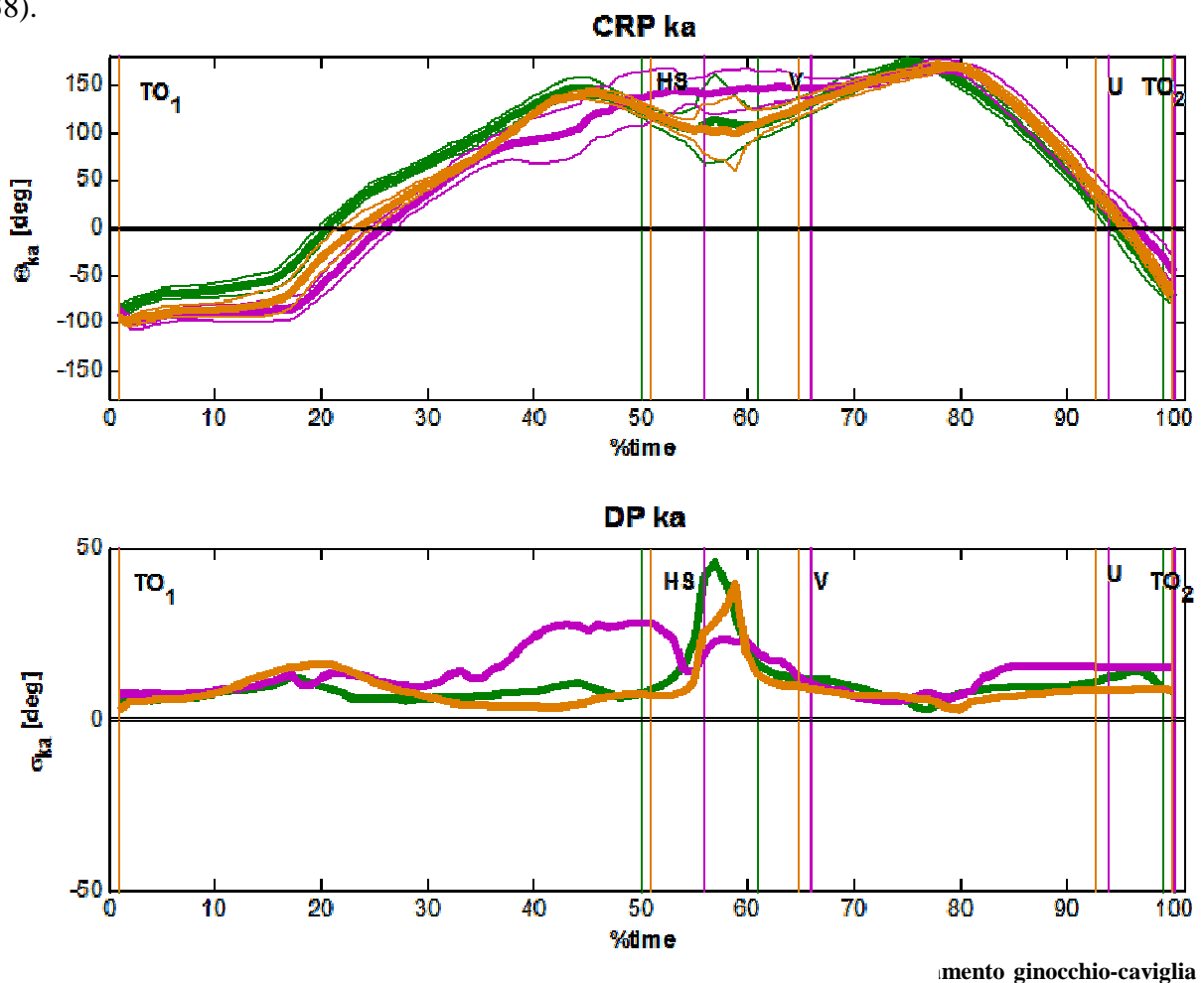


Figura 35: a sinistra, valori assunti dalla Deviation Phase per l'accoppiamento anca-ginocchio per i tre soggetti confrontato con l'andamento medio di tutta la popolazione esaminata

in basso i diagrammi di



Per quel che riguarda l'accoppiamento ginocchio-caviglia, è possibile osservare che i CRPka hanno un andamento (fig. 37) che si differenzia principalmente in prossimità dell'heel strike fino al passaggio sulla verticale, cioè la parte centrale della stance. In tale intervallo l'andamento del CRP per LS(s1) è molto diverso da quello degli altri due soggetti: presenta infatti uno sfasamento minore prima dell'heel strike e maggiore subito dopo; tale diversità potrebbe essere dovuta ad una diversa strategia adottata dal soggetto, oppure ad una minore preparazione tecnica. Il grafico delle Deviation Phase (fig. 37, in basso) evidenzia per tutti i tre soggetti una variabilità maggiore di quella riscontrata per l'accoppiamento anca-ginocchio (fig. 34) ed alcuni picchi. Il soggetto LS(s1) presenta, poco prima dell'heel strike (HS), una variabilità molto più accentuata rispetto a quella degli altri due soggetti (DP_{ka} di fig. 37), mentre dopo tale istante LS(s7) e MS(s2) presentano un picco di variabilità, forse legato alla riorganizzazione del sistema muscolo-scheletrico dopo il completamento dell'appoggio del piede a terra in preparazioni alle altre fasi del movimento: dopo il picco, infatti, la variabilità del CRP_{hk} per questi due soggetti si riduce e si ritorna al di sotto della Deviation Phase media calcolata su tutta la popolazione (fig. 38).



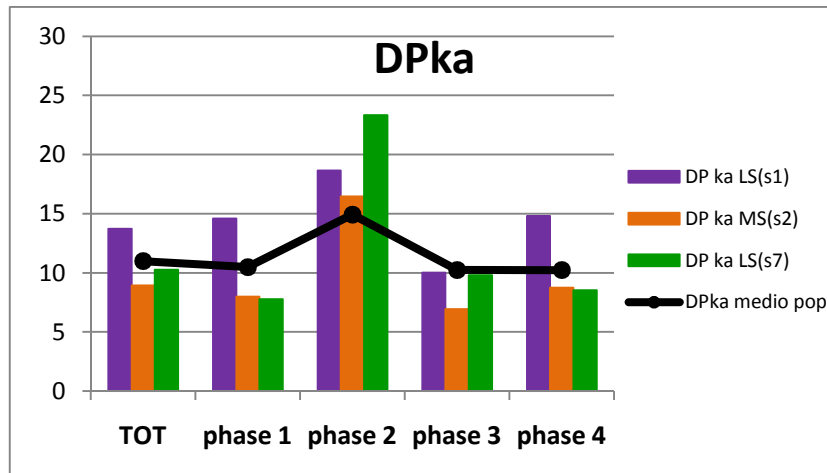


Figura 38: a sinistra, valori assunti dalla Deviation Phase per l'accoppiamento ginocchio-caviglia per i tre soggetti confrontato con l'andamento medio di tutta la popolazione esaminata

Dall'analisi del CRP_{prh} e CRP_{pra} , che associano la rotazione pelvica rispettivamente al movimento dell'anca e a quello della caviglia nel piano sagittale, si trovano diverse corrispondenze con quanto messo in luce indagando i precedenti accoppiamenti.

L'andamento di CRP_{prh} e CRP_{pra} per i soggetti LS(s7) e MS(s2) è molto simile durante tutto il ciclo della marcia, ma vi sono evidenti differenze con quanto accade per l'atleta LS(s1) nel periodo tra la preparazione all'heel strike (40% ca del ciclo) e il passaggio sulla verticale, forse frutto di diverse strategie motorie o differenze tecniche.

Il confronto tra le Deviation Phase (DP_{prh} fig. 41, DP_{pra} fig. 42) evidenzia quanto già discusso per gli accoppiamenti anca-ginocchio e ginocchio-caviglia: l'atleta LS(s1) è caratterizzato da una variabilità più alta di quella media (calcolata sui dati di tutti e sette gli atleti) in tutte le fasi della marcia, mentre gli atleti LS(7) e MS(2) hanno una variabilità del CRP ben al di sotto della media e superiore ad essa solo nella fase 2 (dall'heel strike al passaggio sulla verticale) per il solo DP_{pra} . Questo andamento potrebbe rappresentare una veloce riorganizzazione del sistema muscolo-scheletrico subito dopo l'appoggio del piede a terra, riconfigurazione che permette agli atleti di eseguire (con poca variabilità negli accoppiamenti) le contrazioni muscolari ed i movimenti articolari presenti in questa fase.

I test statistici effettuati hanno evidenziato differenze significative tra gli atleti in tutte e quattro le fasi del movimento della marcia: l'analisi è stata eseguita sia sui valori di $MARP_{prh}$ e $MARP_{pra}$ che su quelli di DP_{prh} e DP_{pra} (sono risultati p-value inferiori a 0.05, soglia standard presa come riferimento).

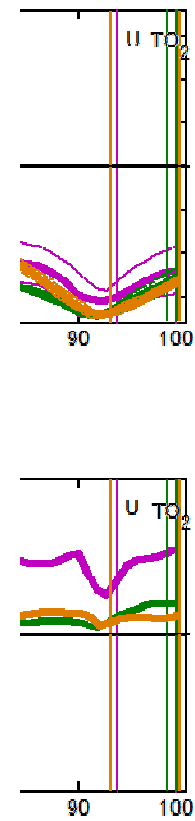
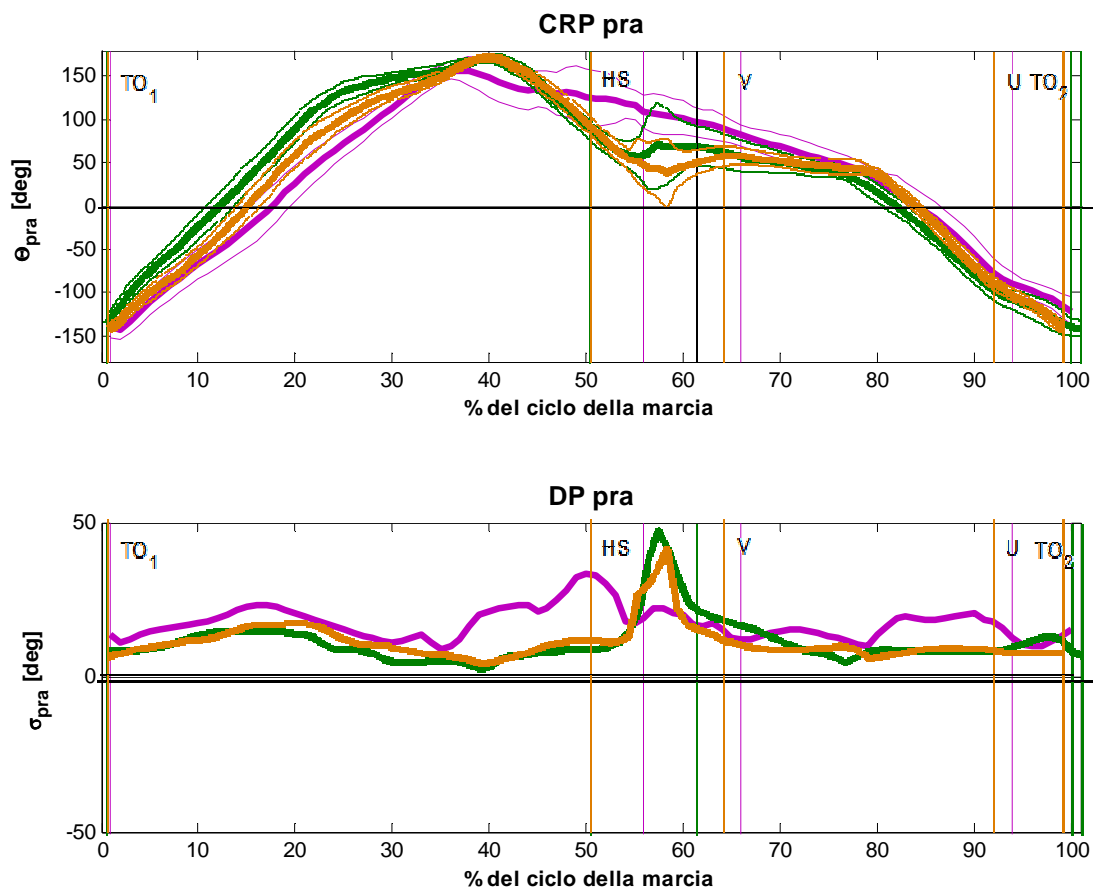


Figura 32: andamento di Continuous Relative Phase e Deviation Phase per i accoppiamento rotazione pelvica- angolo all'anca (LS(s1) in viola, LS(s7) in verde, MS(s2) in arancione)



rotazione pelvica- angolo alla

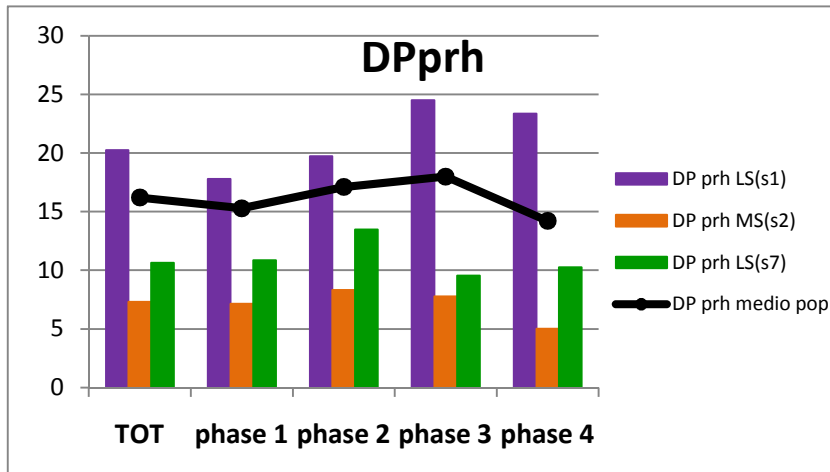


Figura 41: a sinistra, valori assunti dalla Deviation Phase per l'accoppiamento pelvi rotation-anca per i tre soggetti (LS(s1) in viola, LS(s7) in verde, MS(s2) in arancione) vconfrontato con l'andamento medio di tutta la popolazione esaminata

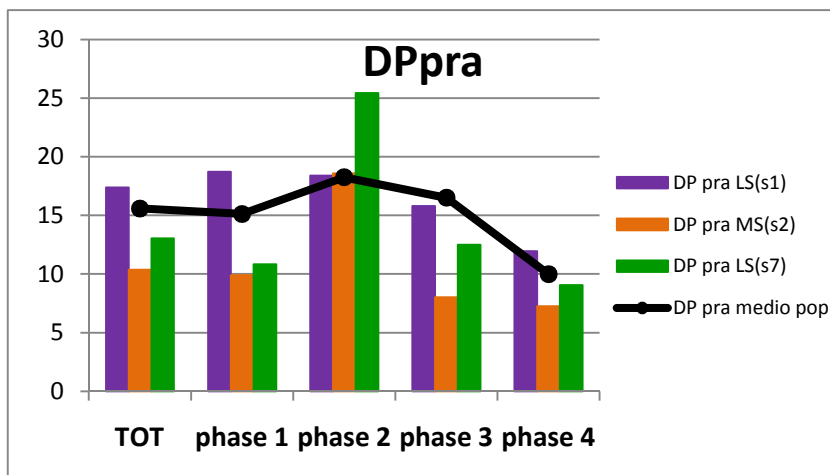


Figura 42: a sinistra, valori assunti dalla Deviation Phase per l'accoppiamento pelvic rotation-caviglia per i tre soggetti (LS(s1) in viola, LS(s7) in verde, MS(s2) in arancione) confrontato con l'andamento medio di tutta la popolazione esaminata

Un'ulteriore conferma delle differenze in variabilità insite nei tre soggetti si può ricavare analizzando le diverse strategie di spinta adottate da ciascun soggetto.

I tre atleti, nelle prove analizzate, hanno fatto registrare velocità di marcia medie diverse (tabella 20), frutto della differente organizzazione motoria.

	Vm
LS(s1)	3.007316826
MS(s2)	3.012510583
LS(s7)	2.56236348

Tabella 20: confront tra le velocità medie dei tre soggetti analizzati

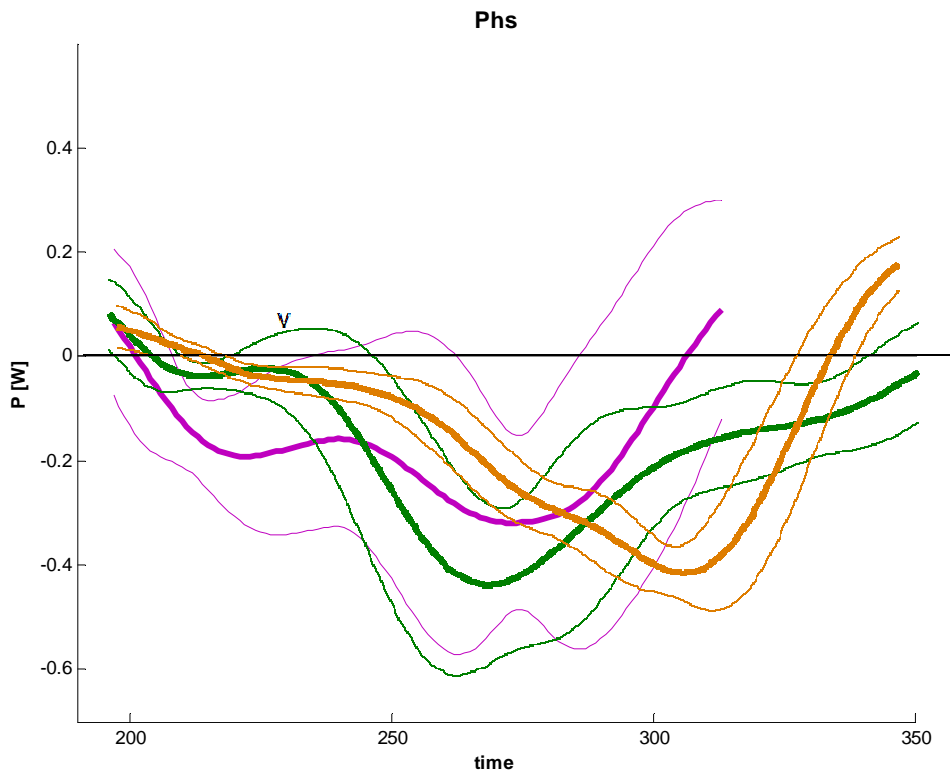
Dai grafici della potenza all'anca (P_{hs} in fig. 43) e alla caviglia (P_{as} in fig. 44) si nota il diverso andamento della potenza per i tre soggetti (confrontato in fig. 45 con il dato medio della popolazione).

LS(s1) e LS(s7) raggiungono il minimo di potenza all'anca (fase di assorbimento) prima di quanto faccia il soggetto MS(s2).

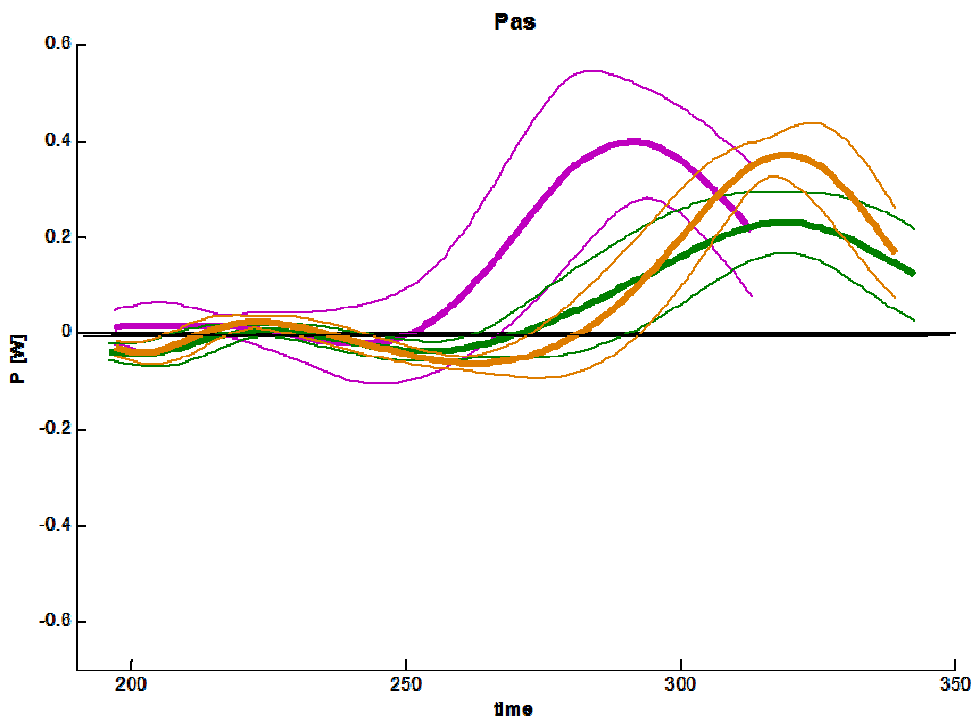
In fase di spinta (push-off) l'atleta LS(s1) sfrutta l'elevata potenza generata all'anca e alla caviglia (dato confermato dalla velocità di progressione), mentre l'atleta LS(s7) utilizza quasi esclusivamente la caviglia per generare potenza. Il soggetto MS(s2) sfrutta per la spinta sia la caviglia che l'anca, anche se, nel complesso, la potenza risultante è leggermente inferiore a quella di LS(s1) (così come la velocità).

La durata della fase di stance (nella quale i dati della potenza sono stati rilevati) è legata a velocità di progressione e alla potenza generata: tanto più elevata è la potenza di spinta e la velocità, tanto più corta la fase di stance.

Da ultimo, l'atleta LS(s1) è quello caratterizzato da maggiore variabilità nella potenza espressa (sia all'anca, fig. 43, che alla caviglia, fig. 44), l'atleta MS(s2) è quello con la minore variabilità.



ittale per i tre soggetti



ittale per i tre soggetti

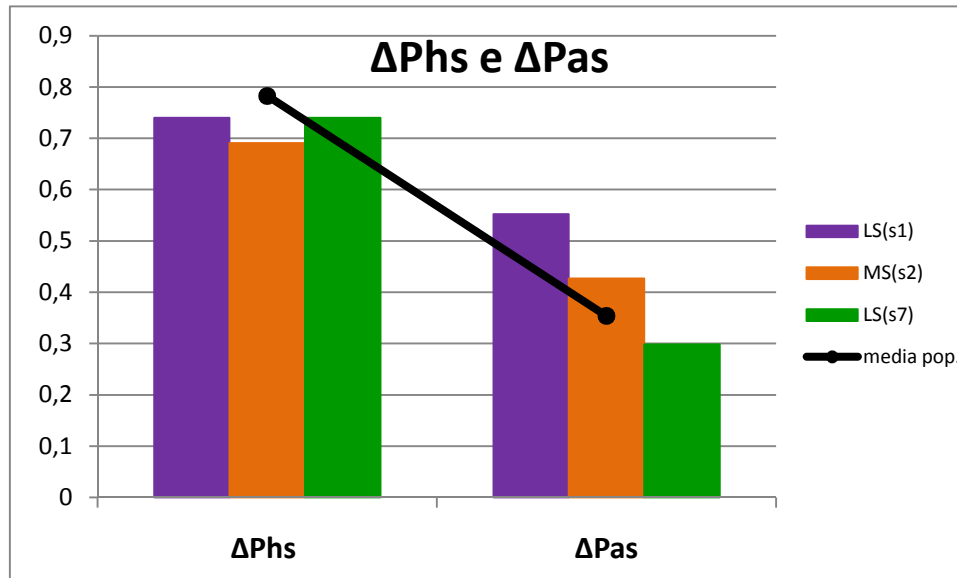


Figura 45: confronto tra i delta di potenza ($P_{massima}$ meno P_{minima}) espressi dai tre atleti

Dai risultati descritti in questo capitolo si evince che l'azione dell'atleta più bravo MS(s2) è caratterizzata da una variabilità minore rispetto agli altri due atleti sia negli accoppiamenti considerati che per la potenza espressa (in particolare, per la parte iniziale della stance e per la sua fine, cioè il push off)

Tra i due atleti meno esperti, però, l'atleta LS(s7) risulta avere un'azione che si avvicina a quella dell'atleta più bravo (come confermato dai parametri DST calcolati e dal confronto tra le potenze), probabilmente perché –grazie all'allenamento- ha raggiunto un livello tecnico superiore rispetto ad LS(s1).

ANALISI DST: VALUTAZIONE SPECIFICA DEGLI EFFETTI DELL'ALLENAMENTO

I risultati mostrati fino a questo punto hanno permesso di comprendere meglio il movimento della marcia non solo dal punto di vista biomeccanico, ma anche per quel che riguarda i meccanismi coordinativi messi in atto da ciascun atleta ed il grado di ripetibilità del movimento stesso. Le indagini svolte fino a questo punto hanno coinvolto un gruppo di atleti le cui caratteristiche anagrafiche e antropometriche, anche se molto simili, non sono omogenee; questa diversità implica un certo grado di variabilità dei risultati ottenuti (risultati che, per alcune indagini, sono stati mediati su tutti i soggetti).

L'analisi descritta nel precedente capitolo ha illustrato alcuni dati utilizzabili per un primo confronto del movimento della marcia eseguito da atleti di diverso livello agonistico, ma non permette di approfondire le specificità di ciascun atleta, le peculiarità dell'organizzazione motoria adottata e che ne differenziano la prestazione da quella di tutti gli altri.

Si è perciò scelto di eseguire un'indagine intra-individuale studiando il movimento di alcuni atleti a distanza di alcuni mesi. In questo modo si tolgono molti degli elementi di variabilità prima indicati ed è possibile valutare eventuali modifiche che l'atleta può aver introdotto nel proprio movimento grazie all'allenamento svolto tra una sessione di acquisizione e la successiva. L'analisi DST, associata all'analisi tradizionale, permette di evidenziare i miglioramenti, o semplicemente i cambiamenti nelle sinergie muscolo-scheletriche, ottenuti da ciascun atleta.

Vengono qui illustrati e commentati i risultati ottenuti dall'analisi dei dati ottenuti da due sessioni di acquisizione (effettuate a distanza di 6 mesi l'una dall'altra) del movimento del soggetto LS(s7). La scelta di questo atleta è motivata dalla volontà di approfondire quanto illustrato nel precedente capitolo, dove si è spiegato che il soggetto LS(s7), probabilmente grazie all'allenamento, aveva iniziato un processo di miglioramento del proprio movimento (riscontrabile nel confronto dei suoi parametri DST con quelli degli altri due atleti) che stava avvicinandosi a quello degli atleti MS. In questo capitolo, perciò, si vuole valutare l'entità di un tale miglioramento a distanza di sei mesi.

Per ogni sessione sono stati ricavati parametri spazio-temporali, cinematici e dinamici e della DST considerando le due prove effettuate dal soggetto (relative ad arto destro e arto sinistro). I test statistici effettuati non hanno rilevato differenze significative tra i parametri calcolati nelle due sessioni.

Il confronto tra alcuni dei parametri spazio-temporali calcolati nelle due sessioni (tabella 21) mette in luce i cambiamenti nell'azione dell'atleta LS(s7). In particolare, velocità media (V_m) e istante di sblocco del ginocchio (unlk t) sono due dei parametri in cui l'azione dell'atleta è risultata più simile a quella degli atleti più bravi (MS).

	dt_stance [%]	dt_swing [%]	V_m [m/s]	step L [mm]	unlk t[%]	vert upr t[%]
LS(s7) 1° s	52.24	47.76	2.51	2028.55	97.44	60.69
LS(s7) 2° s	53.19	46.81	2.58	1941.92	94.95	59.57
media MS	50.44	49.56	2.80	2101.43	93.34	63.78

Tabella 21: principali parametri spazio-temporali relativi alle due sessioni di acquisizione per il soggetto LS(s7)

Di seguito sono riportati gli andamenti (andamento medio e deviazione standard, normalizzati a 100 punti) delle articolazioni di anca (fig. 46), ginocchio (fig. 48) e caviglia (fig. 50), nonché le potenze associate (fig. 47, 49, 51 rispettivamente), nel piano sagittale, per l'arto sinistro.

Dai grafici riportati si possono notare alcuni cambiamenti nell'esecuzione del movimento della marcia dovuti all'allenamento. La durata complessiva della fase di stance è aumentata (rispetto alla prima sessione indagata) ed è stato anticipato l'istante di unlock del ginocchio (U)

Le curve relative alla seconda sessione (in rosso) mostrano una riduzione del range articolare e una diminuzione complessiva della variabilità del movimento tra diverse ripetizioni dello stesso gesto durante la seconda sessione di test.

I diagrammi relativi alla potenza mostrano un'importante riduzione della potenza negativa all'anca dopo il passaggio sulla verticale (V) e della caviglia in vicinanza dell'istante di unlock del ginocchio (U). Anche per le potenze il range di variabilità si è notevolmente ridotto.

Come descritto in un precedente capitolo, le regole ufficiali IAAF impongono che la gamba di appoggio debba rimanere tesa (ovvero il ginocchio non deve essere in flessione) dal momento dell'impatto con il suolo del piede della gamba avanzante (heel strike, HS) fino a quando non si viene a trovare in posizione verticale (upright position, V); la flessione del ginocchio, però, è necessaria per garantire una corretta, nonché efficace, spinta propulsiva. La scelta di anticipare l'istante di sblocco del ginocchio potrebbe aver permesso all'atleta di facilitare la fase di push-off, con il risultato di aumentare la velocità di avanzamento.

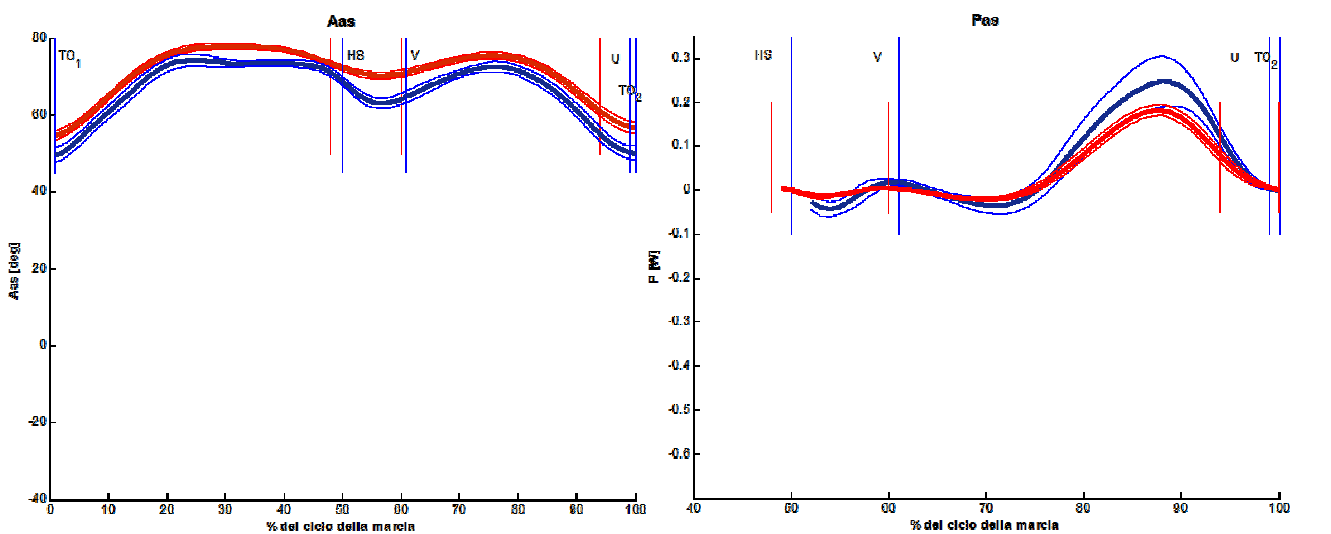
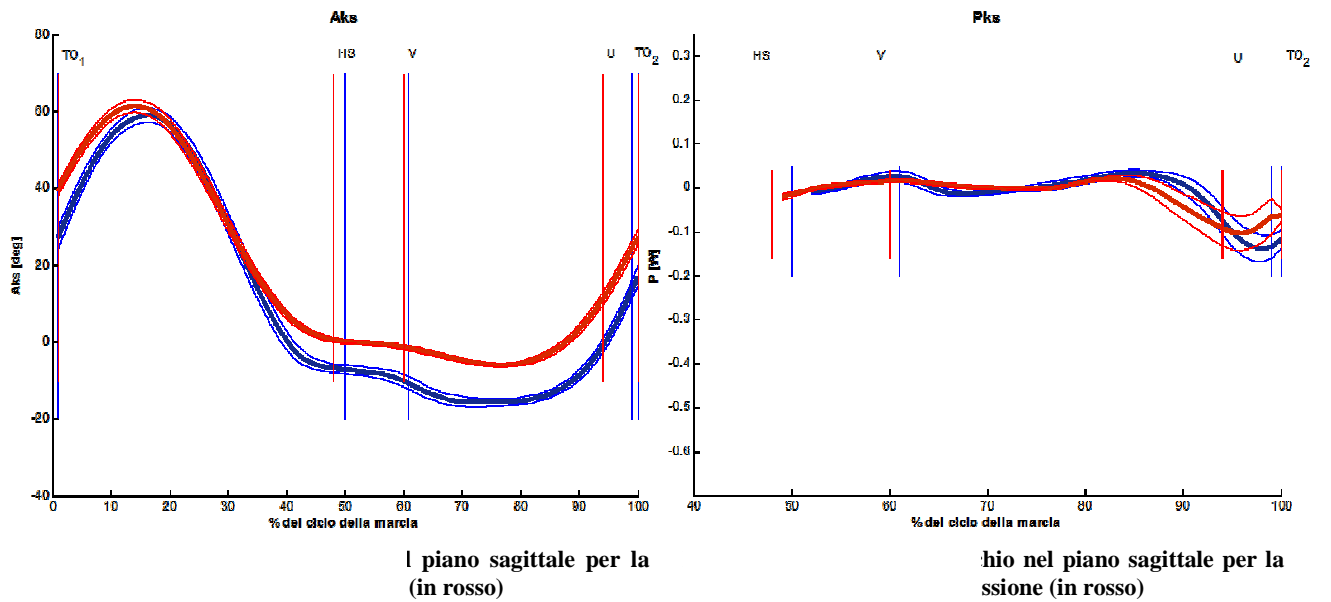
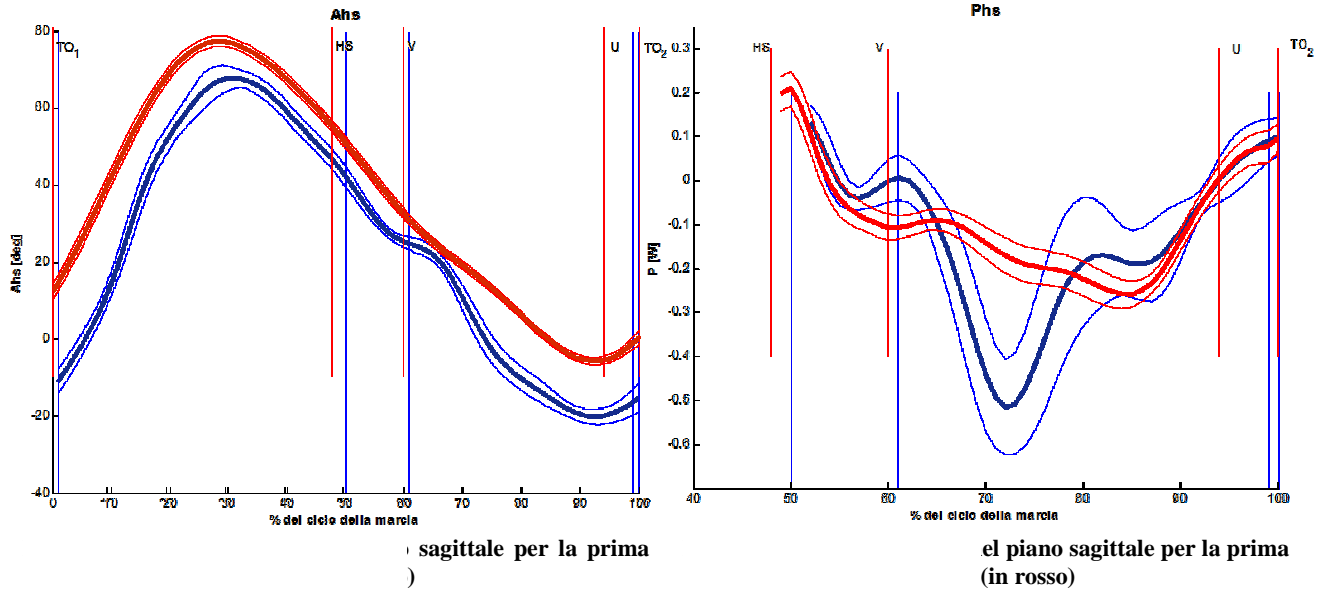
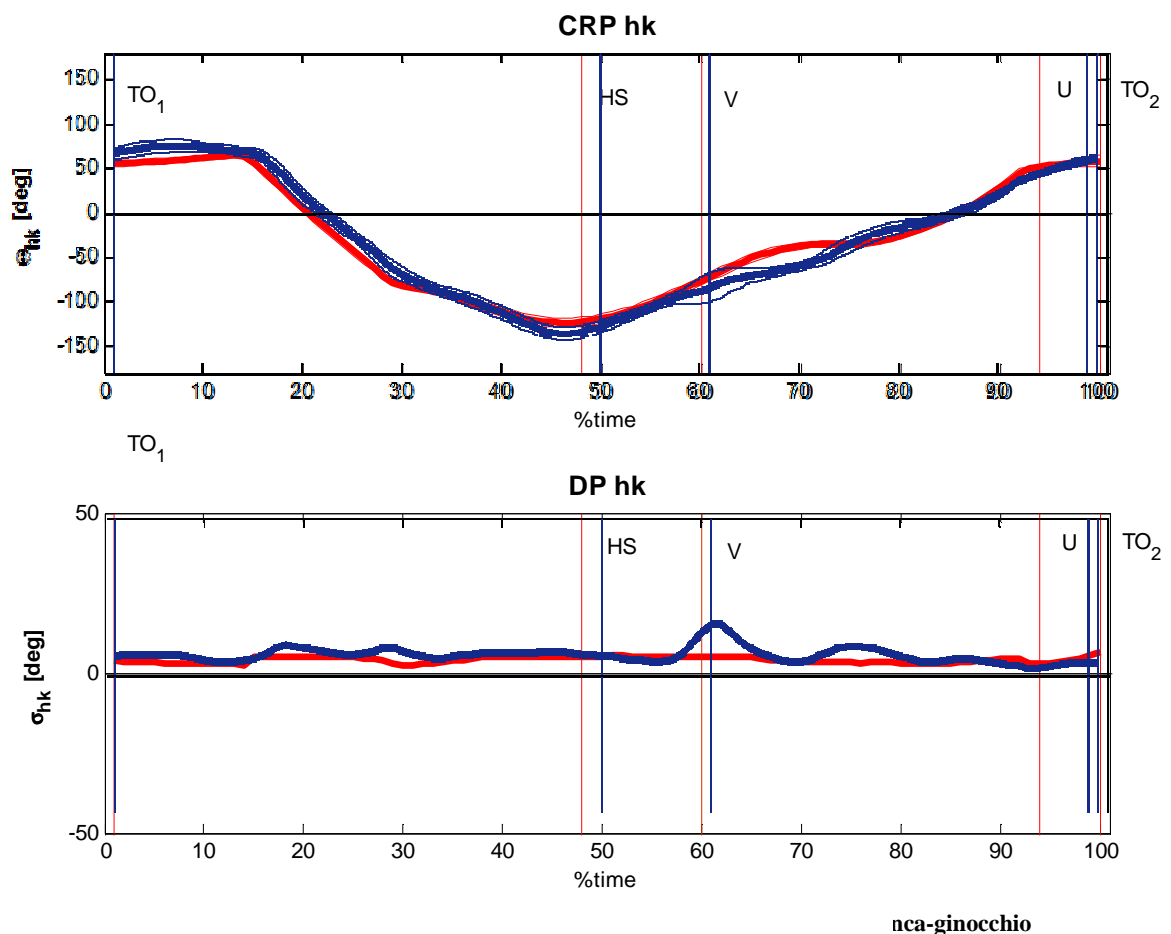


Figura 51: angolo alla caviglia nel piano sagittale per la prima (in blu) e la seconda sessione (in rosso)

Per approfondire l'indagine degli effetti dell'allenamento sulla marcia eseguita dall'atleta LS(s7) si è scelto di applicare l'analisi DST considerando tre accoppiamenti: anca-ginocchio, ginocchio-caviglia e rotazione pelvica – anca; l'articolazione dell'anca è quella che nell'analisi tradizionale descritta precedentemente ha mostrato notevoli cambiamenti.

Il CRP relativo all'accoppiamento anca-ginocchio (fig. 52) nel piano sagittale non mostra particolari differenze tra la prima e la seconda sessione. Nella fase 2, subito dopo il passaggio per la verticale (V) si nota una riduzione dello sfasamento tra i movimenti di anca e ginocchio; questo potrebbe essere indice del fatto che l'atleta ha modificato il proprio movimento facendo in modo che due articolazioni si muovano con maggiore sincronismo. Il calcolo della Deviation Phase (fig. 52) mostra una riduzione della variabilità, soprattutto durante il passaggio per la verticale (V), dove si nota l'assenza del picco rilevato nella prima sessione (in blu).



Il MARP relativo all'accoppiamento anca-ginocchio mostra come il CRP_{hk} sia diminuito ma rimanga mediamente ancora superiore alla media (fig. 53). Il grafico della Deviation Phase evidenzia una sostanziale riduzione della variabilità del CRP_{hk} , probabilmente legata alla riduzione della variabilità riscontrata negli angoli articolari di anca e ginocchio (fig. 47 e fig. 49)

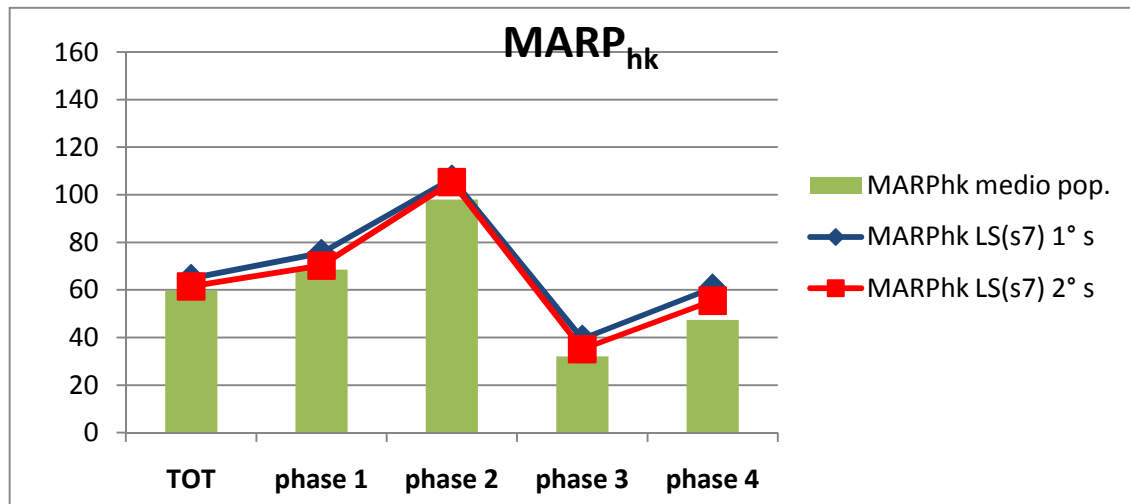


Figura 53: MARP relativo all'accoppiamento anca-ginocchio per la prima (in blu) e la seconda sessione (in rosso)

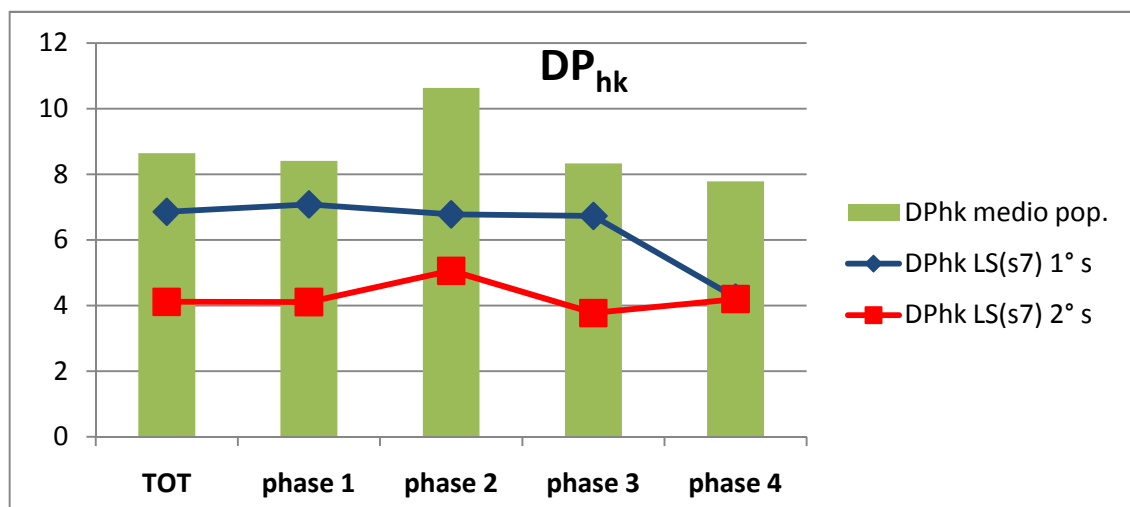
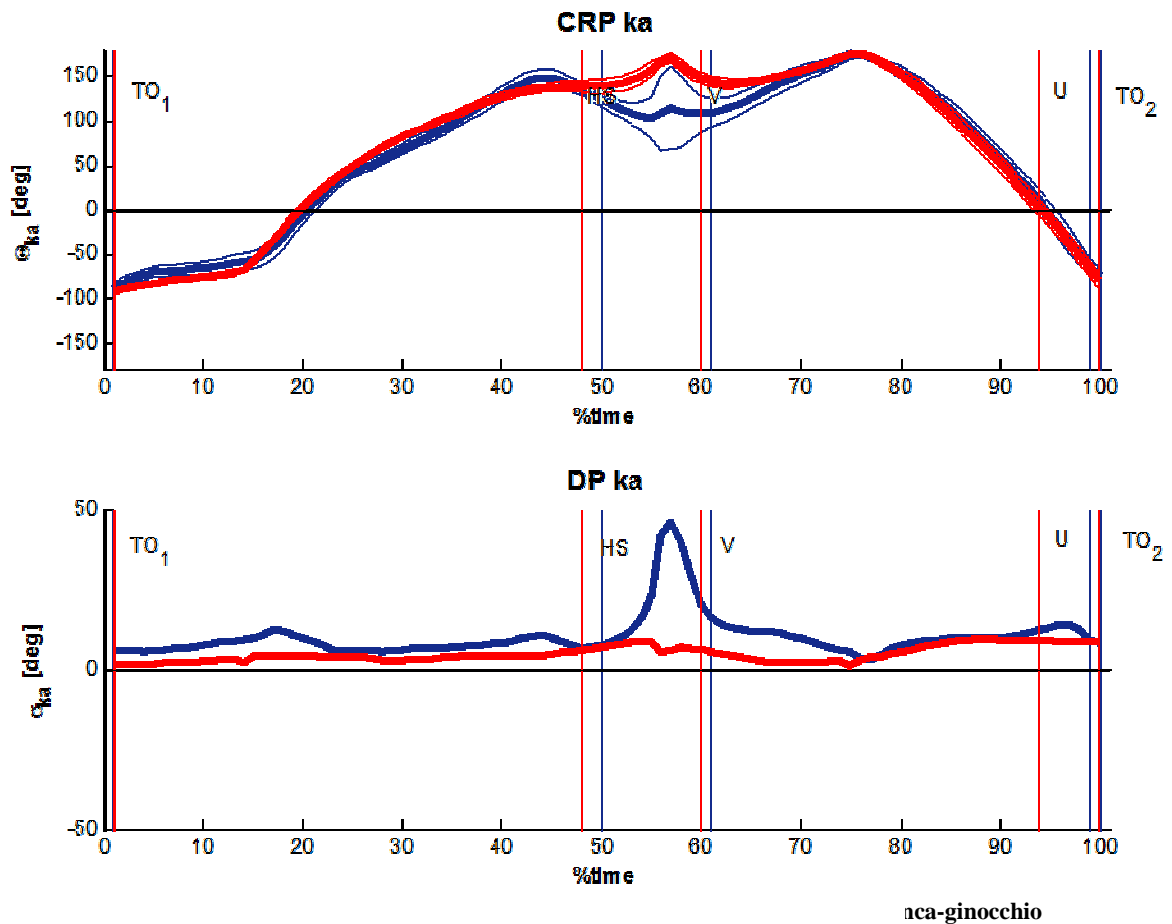


Figura 54: DP relativo all'accoppiamento anca-ginocchio per la prima (in blu) e la seconda sessione (in rosso)

Il CRP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia (fig. 55) nel piano sagittale, invece, evidenzia una grande differenza tra le due sessioni: l'articolazione del ginocchio, all'inizio della fase di stance, si muove (nello spazio della fase) molto più in anticipo rispetto alla caviglia che nella prima sessione. La figura 55, inoltre, mostra chiaramente la riduzione di variabilità del CRP per l'accoppiamento considerato, riduzione particolarmente marcata nella fase 1 (tra HS e V) dove nella seconda sessione è assente il picco di variabilità riscontrato nella prima.



Il grafico relativo al $MARP_{ka}$ (fig. 56) mostra come il CRP_{ka} nella seconda sessione sia aumentato sensibilmente nella parte centrale del movimento (fasi 2 e 3) per poi diminuire nell'ultima fase. Questo andamento potrebbe essere giustificato dal fatto che l'atleta abbia modificato la propria strategia motoria al fine di garantirsi una fase di volo il più regolare possibile per avere un appoggio più corretto del piede a terra (al termine della fase 4, dove la fig. 55 mostra CRP e DP molto simili per le due sessioni); tutto questo a scapito, però, di un maggiore sfasamento tra le due articolazioni nella parte terminale della stance.

Il grafico della Deviation Phase per l'accoppiamento ginocchio-caviglia (fig. 57) mostra, come per il precedente accoppiamento (fig. 54), una diminuzione della variabilità del CRP, soprattutto per la fase 2 (dal passaggio sulla verticale allo sblocco del ginocchio) il cui valore rientra nella media dei DP calcolati per le altre fasi.

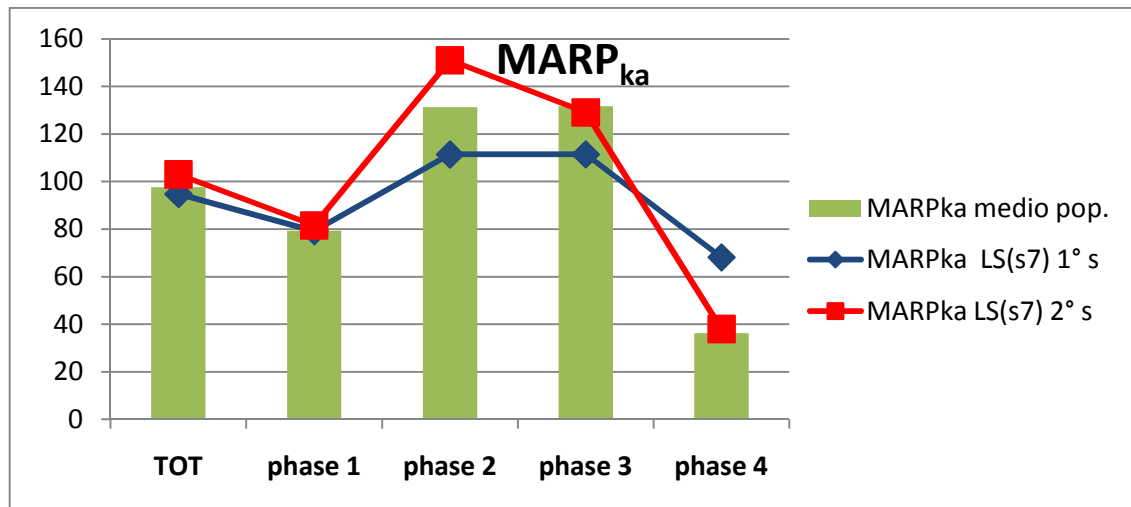


Figura 56: MARP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia per la prima (in blu) e la seconda sessione (in rosso)

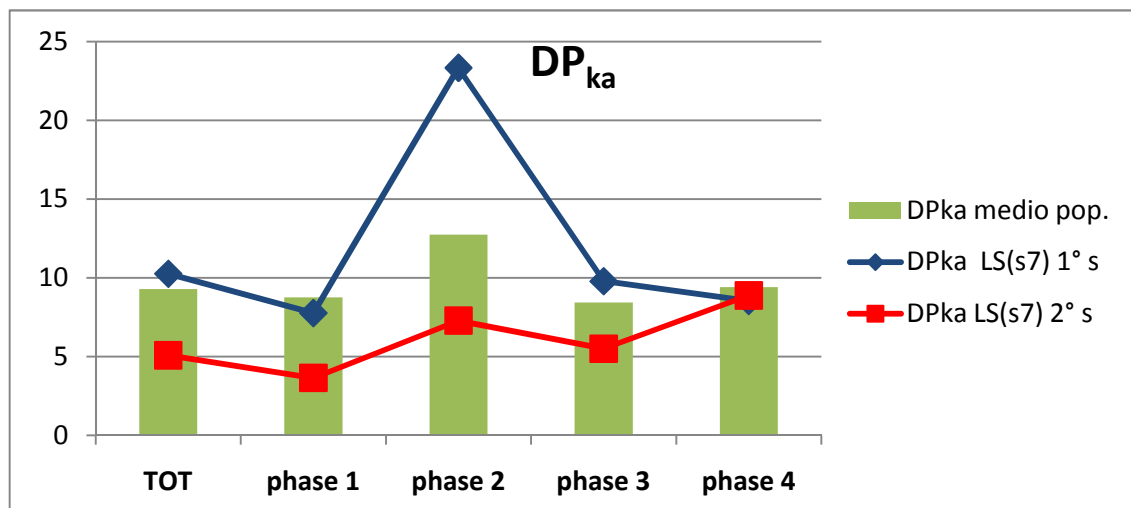
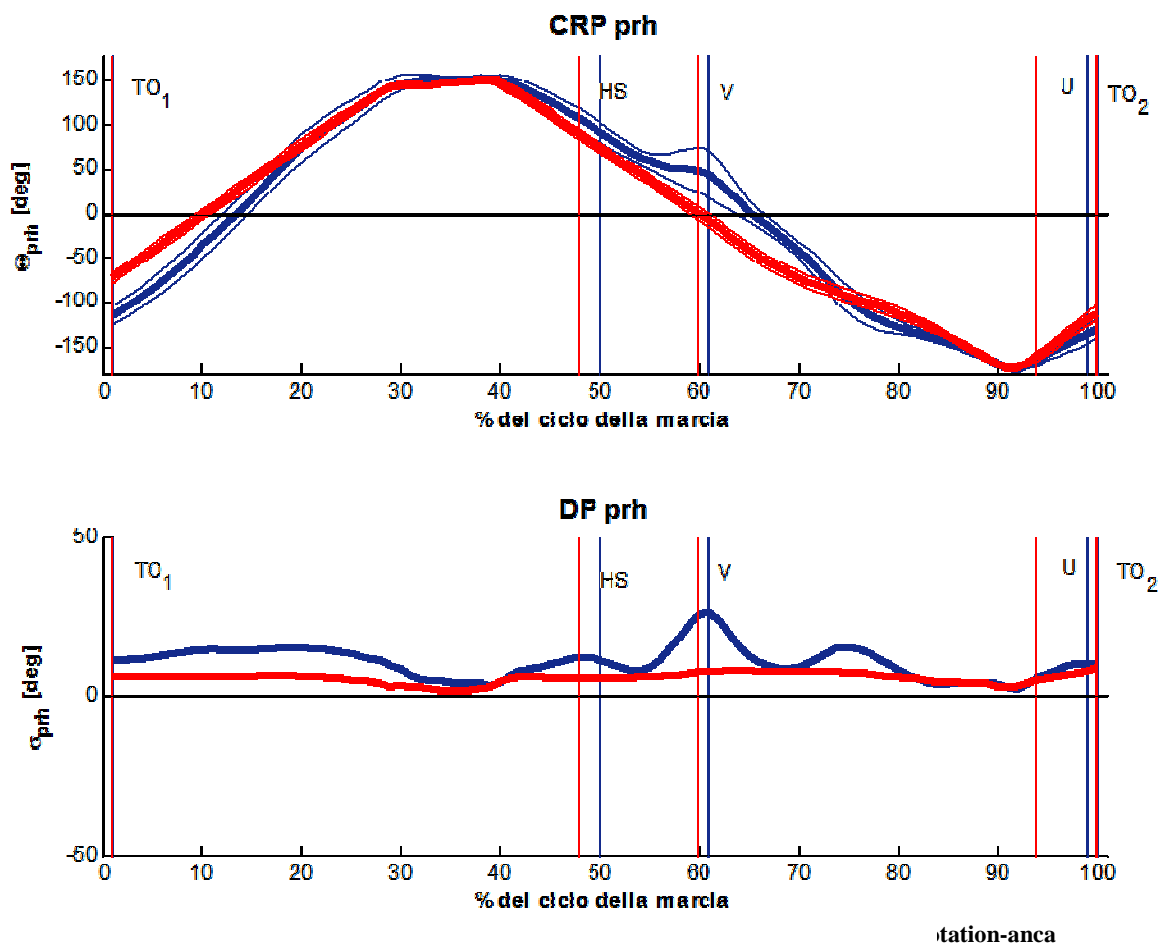


Figura 57: DP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia per la prima (in blu) e la seconda sessione (in rosso)

Il fatto che l'atleta LS(s7) sia riuscito a con l'allenamento a ridurre la variabilità racchiusa nel proprio movimento è verificabile anche nell'accoppiamento tra il bacino e anca. Il grafico del CRP_{prh} (fig. 58) mostra come l'atleta sia riuscito a migliorare la coordinazione tra anca e rotazione del bacino rispetto a quanto riscontrato nella prima sessione (in blu).

Il grafico relativo al $MARP_{prh}$ (fig. 59) evidenzia che i valori relativi alla seconda sessione (in rosso) sono più bassi di quelli della prima, ovvero è migliorata la coordinazione nei movimenti di anca e bacino (nel piano orizzontale).

La Deviation Phase per questo accoppiamento (DP_{prh} , fig. 58 e 60) è nel complesso diminuita rispetto a quella relativa alla prima sessione; risulta assente, inoltre, il picco di variabilità del CRP riscontrato nella prima sessione in prossimità del passaggio sulla verticale (V, fig. 58). Anche in questo accoppiamento, quindi, l'azione del soggetto ha acquisito maggiore ripetibilità.



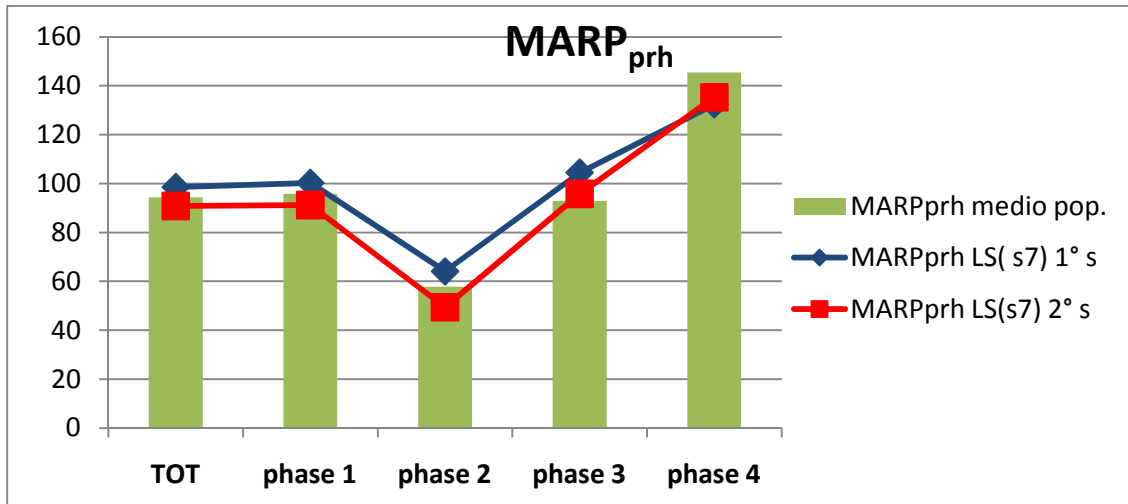


Figura 59: MARP relativo all'accoppiamento pelvic rotation-anca per la prima (in blu) e la seconda sessione (in rosso)

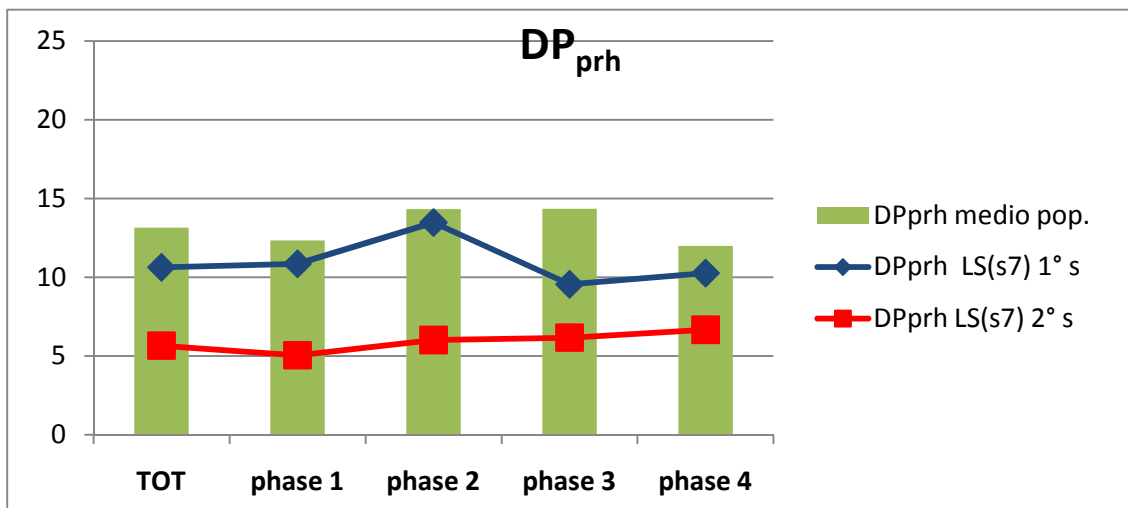


Figura 60: DP relativo all'accoppiamento pelvic rotation-anca per la prima (in blu) e la seconda sessione (in rosso)

Il confronto tra i dati ottenuti dalle analisi effettuate sulle due acquisizioni del movimento dello stesso soggetto mostra una riduzione del range articolare (all'anca, fig. 47, ginocchio, fig. 49, caviglia, fig. 51) e un miglioramento nella coordinazione tra i movimenti degli accoppiamenti considerati, (fig. 52 per anca-ginocchio, fig. 55 per ginocchio-caviglia, fig. 58 per bacino-anca).

Si evidenzia anche una sostanziale riduzione della variabilità per gli accoppiamenti considerati (si notino le differenze nei DP tra prima e seconda sessione nelle figure 54, 57 e 60.), di particolare rilevanza nella fase 2, più precisamente nell'intorno del passaggio sulla verticale (V).

Nel complesso, quindi, si potrebbe affermare che l'allenamento svolto ha portato l'atleta ad avere un movimento caratterizzato da maggior coordinazione; la sua azione, inoltre, risulta molto più simile anche durante diverse ripetizioni dello stesso gesto rispetto a quanto non fosse nella prima sessione, soprattutto durante la stance (fasi 1, 2 e 3 del ciclo della marcia).

ANALISI DST: VALUTAZIONE SPECIFICA DEGLI EFFETTI DELL'INFORTUNIO

L'analisi DST è stata utilizzata anche per verificare le conseguenze che una patologia che affligge molti marciatori può avere sulla coordinazione motoria.

Il soggetto MS(s6), dopo la prima sessione di analisi del proprio movimento, è stato colpito da pubalgia, patologia che colpisce i muscoli della zona inguinale e della coscia. La pubalgia ha influenzato la stagione sportiva dell'atleta, condizionando i programmi di allenamento e i risultati ottenuti in gara.

Lo sportivo, dopo il necessario recupero clinico, ha ricominciato ad allenarsi e si è sottoposto ad una seconda valutazione biomeccanica del proprio comportamento nel marciare.

I parametri spazio-temporali descrittivi del movimento dell'atleta (tabella 22) sono risultati molti simili nelle due sessioni: nel complesso, probabilmente, la pubalgia non ha modificato il movimento dell'atleta in termini di performance complessiva. Non sono stati riscontrati, inoltre, cambiamenti significativi nel comportamento motorio delle articolazioni dell'arto inferiore sinistro, quello non colpito dalla pubalgia.

	dt_stance %	dt_swing %	Vm	step L
MS(s6) 1 ^a s	49.44	50.55	2.71	1936.69
MS(s6) 2 ^a s	49.39	50.60	2.72	1894.90

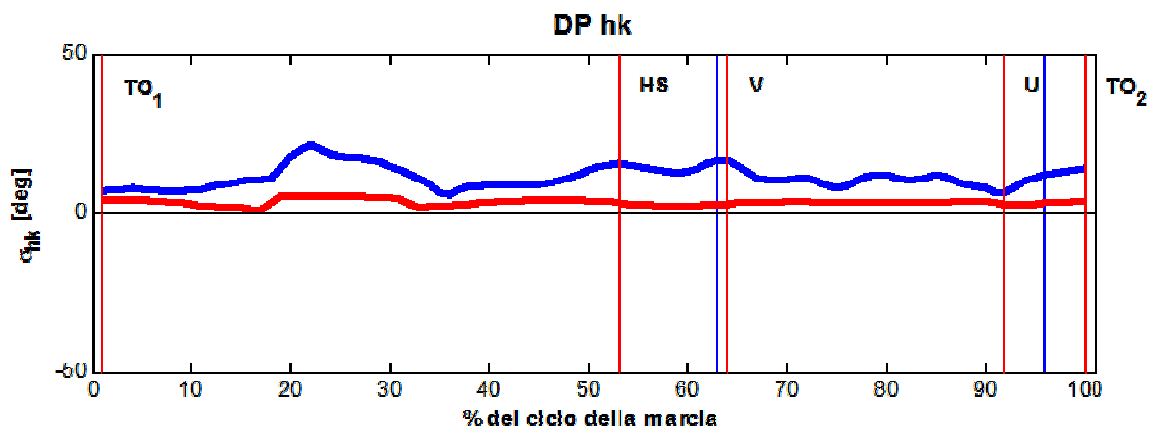
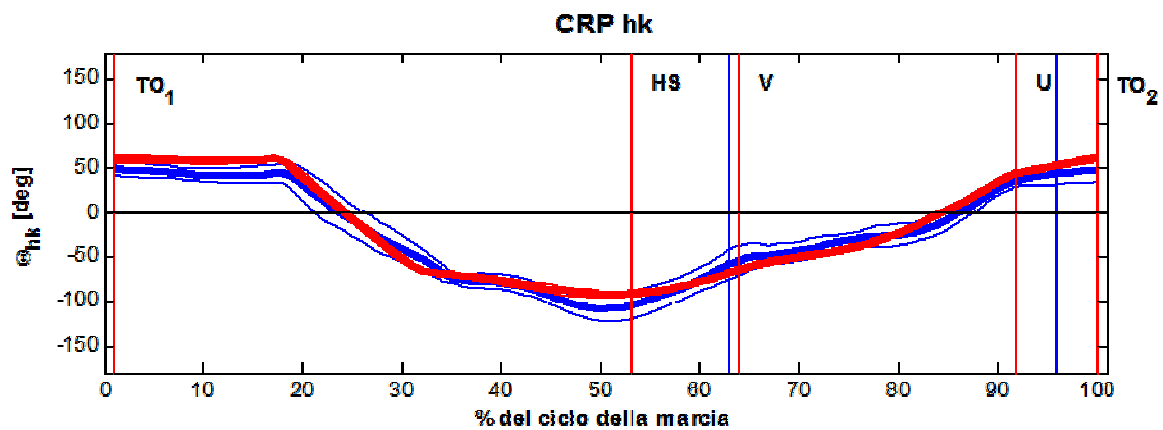
Tabella 22: alcuni parametri spazio-temporali per il soggetto analizzato (la 2^o sessione è quella dopo l'infortunio)

Del tutto diverse, invece, le considerazioni fatte per l'arto destro. Osservando, infatti, i range of motion di anca, ginocchio e caviglia (tabella 23) si è vista una sostanziale riduzione in ampiezza del movimento: questo potrebbe significare una modifica nei meccanismi coordinativi tra le diverse articolazioni e, quindi, un complessivo cambiamento nella strategia motoria dell'arto sinistro.

	Ahs ROM	Aks ROM	Aas ROM
MS(s6) 1 ^a s	96.20	87.06	32.39
MS(s6) 2 ^a s	80.99	78.20	27.53

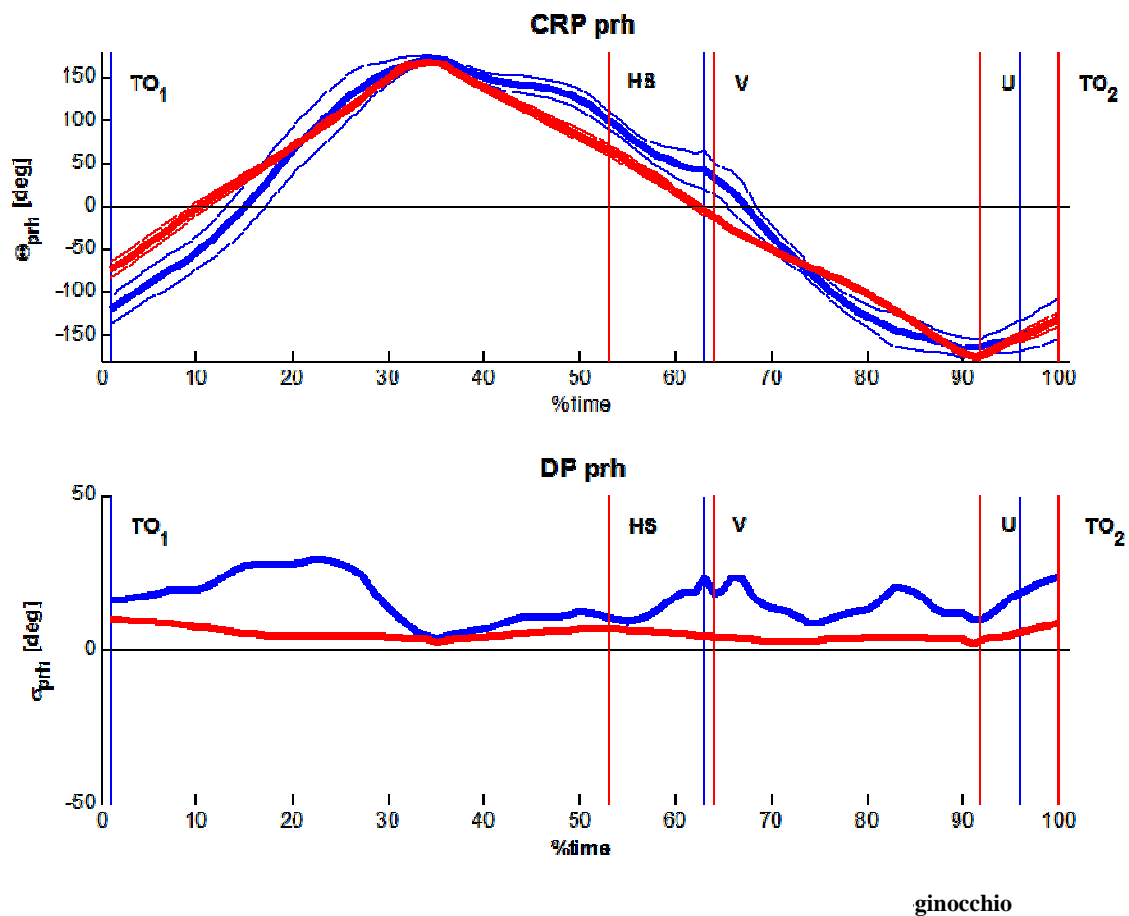
Tabella 23: range of motion nel piano sagittale per le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia

I grafici seguenti mostrano l'andamento di CRP_{hk} e DP_{hk} per l'arto destro prima e dopo l'infortunio (fig. 61). Dai grafici risulta un'evidente riduzione della variabilità dell'accoppiamento tra la prima e la seconda sessione; la diminuzione del DP_{hk} è particolarmente importante nelle transizioni di fase, specialmente intorno all'heel strike (HS) e upright position (V), istanti in cui la muscolatura della zona inguinale -colpita da pubalgia- è particolarmente coinvolta (soprattutto i muscoli abd/adduttori dell'anca).



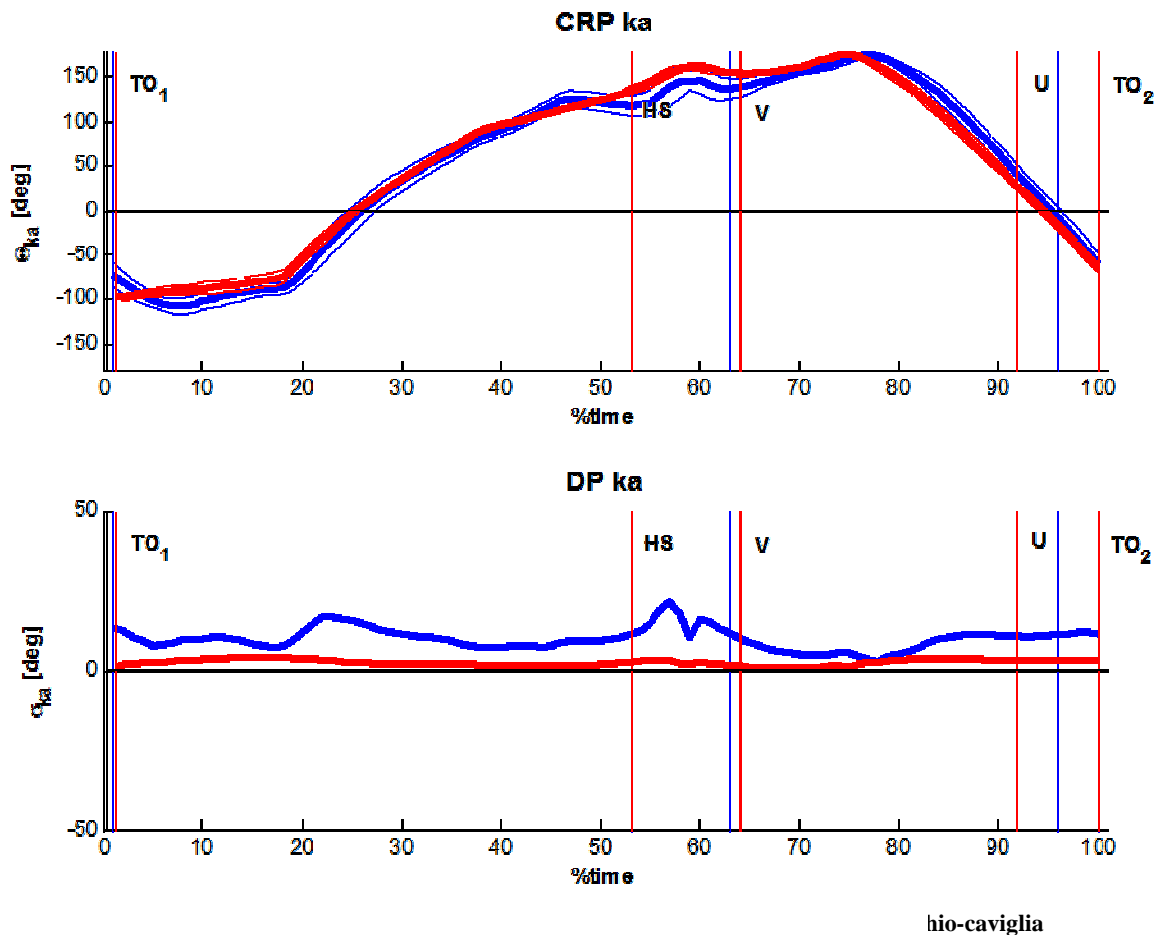
occhio

I grafici relativi a CRP_{prh} e DP_{prh} (fig. 62) mostrano una riduzione della variabilità per l'accoppiamento pelvic rotation – anca. A differenza del precedente accoppiamento, però, in questo caso nella seconda sessione l'andamento del CRP_{prh} si discosta da quello rilevato prima dell'infortunio: ne risulta un minore sfasamento nel movimento dei due elementi considerati. La causa di questa alterazione è probabilmente da ricercare nel fatto che il movimento di entrambi gli elementi coinvolti nell'accoppiamento (bacino e anca) è controllato dalla muscolatura della zona inguinale, colpita da pubalgia.



Le possibili spiegazioni delle differenze tra le due sessioni per gli accoppiamenti considerati sono due. Da un lato, potrebbe essere stata la maggiore variabilità nel movimento registrata nella prima sessione ad aver aumentato lo stress muscolare che ha causato l'infortunio. D'altra parte, però, la ridotta variabilità riscontrata nella seconda sessione potrebbe essere la conseguenza di meccanismi di protezione per prevenire ulteriori infortuni. Oppure potrebbero essere vere entrambe le spiegazioni.

L'analisi di CRPka e DPka (fig. 63) conferma quanto rilevato per gli accoppiamenti precedenti. E' evidente la riduzione della variabilità del movimento tra le due sessioni, in particolare tra heel strike (HS) e passaggio per la verticale (V)



Dai grafici del CRP presentati (CRP_{hk} fig. 61, CRP_{prh} fig. 62, CRP_{ka} fig. 63) ed i MARP corrispondenti (fig. 64, 65 e 66) associati si ha una conferma di quanto detto analizzando alcuni parametri spazio-temporali. Si nota, infatti, che il comportamento medio, per gli accoppiamenti considerati non è cambiato molto (e l'analisi statistica ha confermato che le differenze riscontrate non sono statisticamente significative).

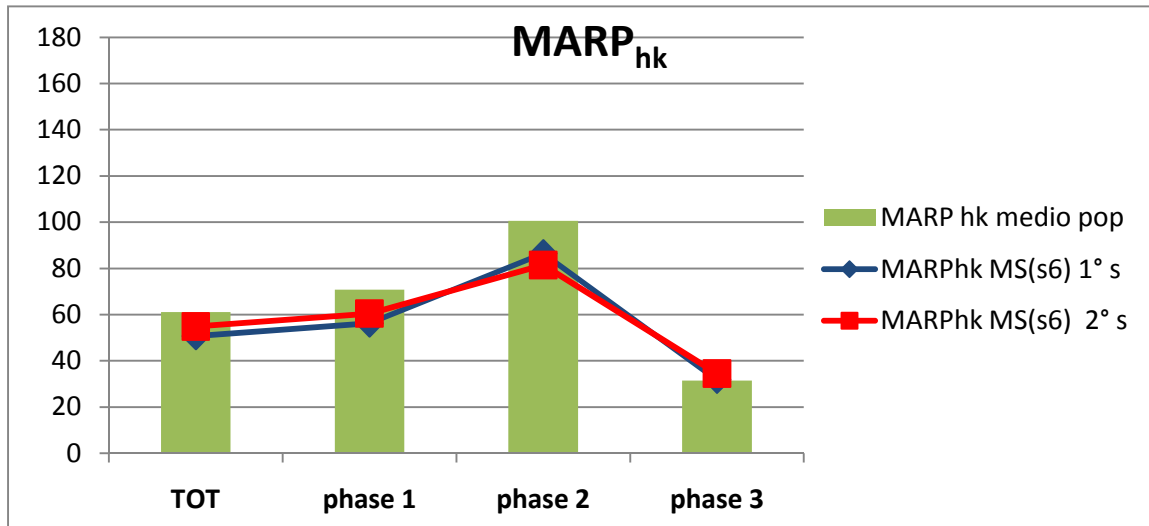


Figura 64: MARP relativo all'accoppiamento anca- ginocchio (in blu la prima sessione, in rosso la seconda)

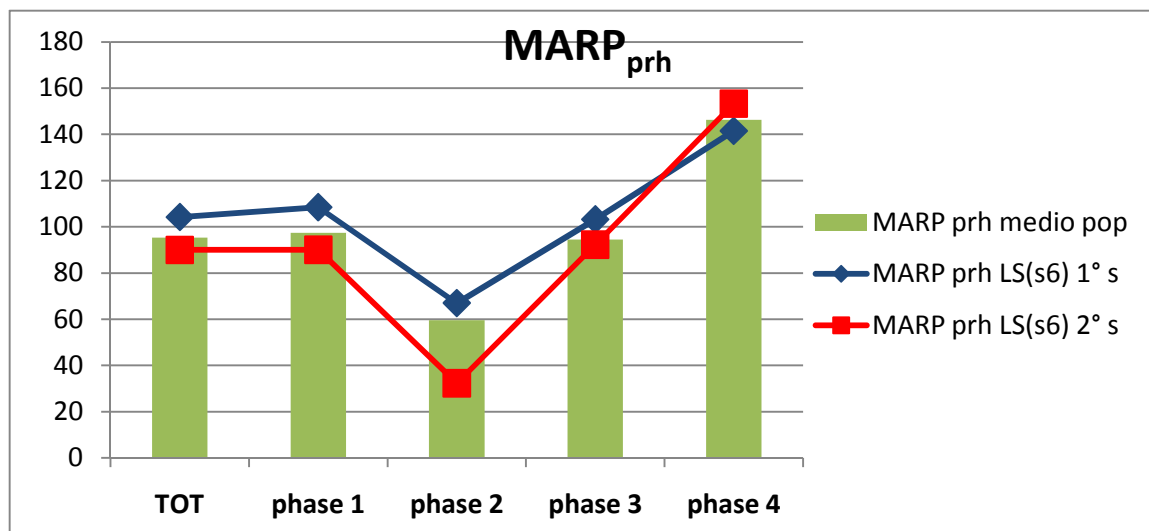


Figura 65: MARP relativo all'accoppiamento rotazione pelvica - anca (in blu la prima sessione, in rosso la seconda)

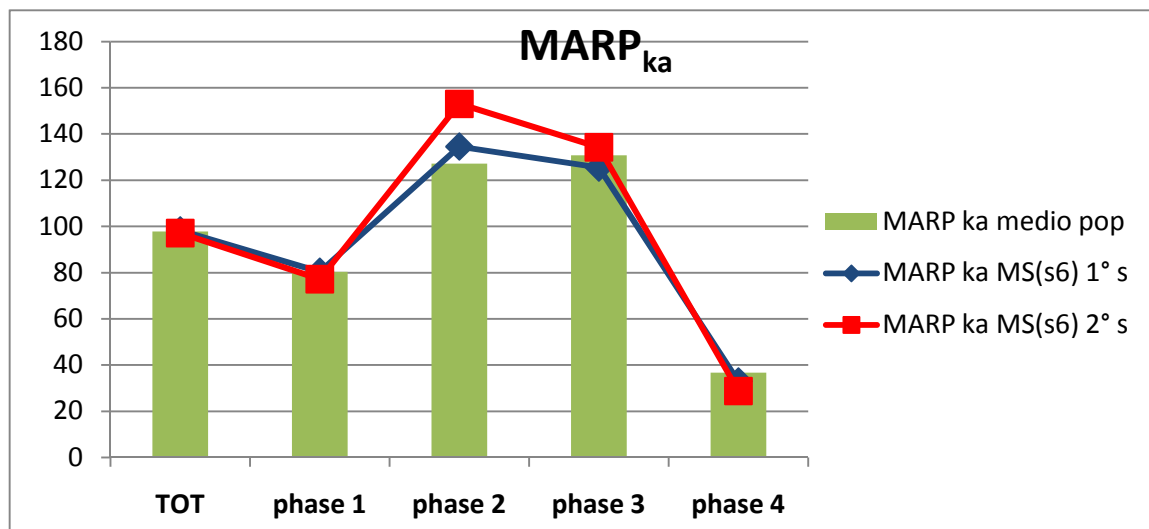


Figura 66: MARP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia (in blu la prima sessione, in rosso la seconda)

A conclusione di quanto affermato riguardo alla variabilità e al ruolo che la muscolatura della gamba può aver avuto prima/dopo l'incidento è possibile fare un confronto fra le Deviation Phase calcolate per arto destro e arto sinistro.

L'arto destro (fig. 67 per DP_{hk} , fig. 69 per DP_{prh} e fig. 71 per DP_{ka}) è caratterizzato da una variabilità molto minore rispetto al sinistro (in fig. 68, 70 e 72). In particolare, è diverso non solo l'andamento generale della DP (che nel sinistro riprende quello della prima sessione) ma anche l'ampiezza complessiva; come già accennato, questo può significare che l'atleta, condizionato dalla pubalgia, abbia esercitato un maggiore controllo sulla muscolatura della parte alta dell'arto destro (quella colpita da pubalgia), allo scopo di evitare il ripresentarsi della patologia: si sono modificati i range di variabilità (e il loro andamento nel tempo) dei CRP per il lato destro molto di più di quanto, grazie solo all'allenamento svolto (o per compensare l'alterazione all'altro arto) si siano modificati quelli del lato sinistro. Tale riduzione della DP può aver ridotto la flessibilità del sistema nel superare perturbazioni o sopportare carichi.

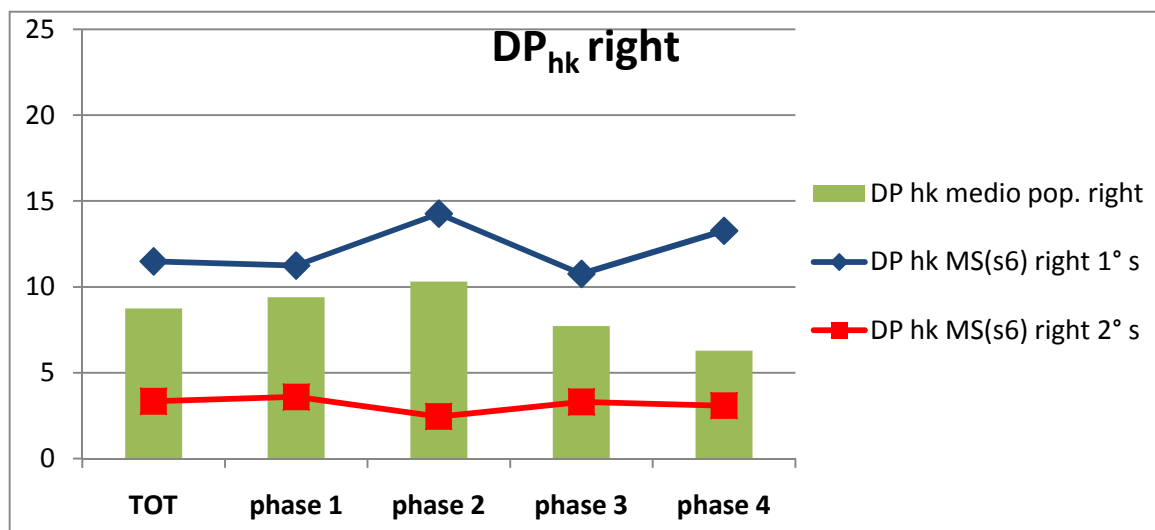


Figura 67: DP relativo all'accoppiamento anca-ginocchio (in blu la prima sessione, in rosso la seconda)

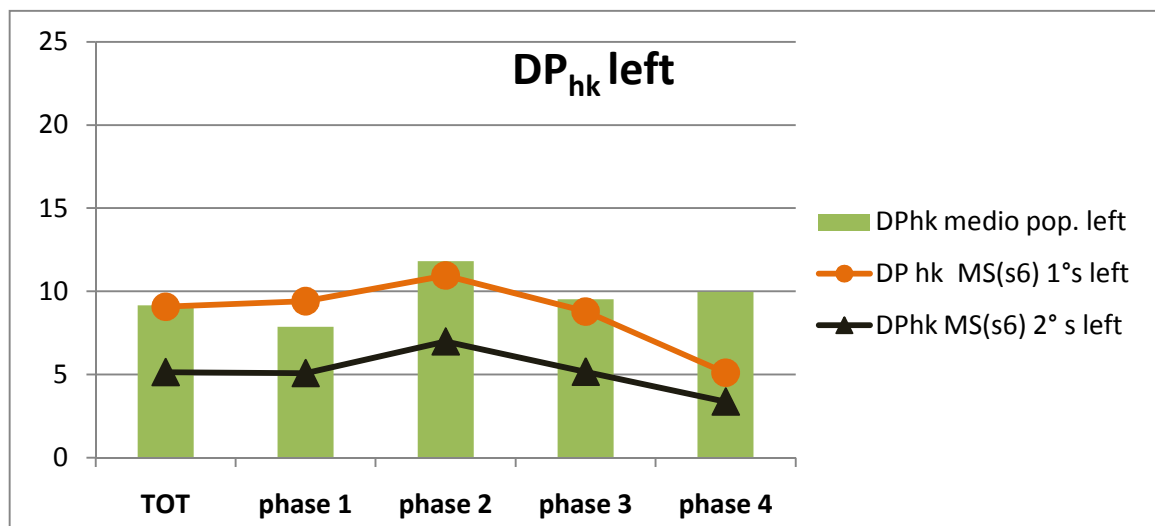


Figura 68: DP relativo all'accoppiamento anca-ginocchio (in arancione la prima sessione, in nero la seconda)

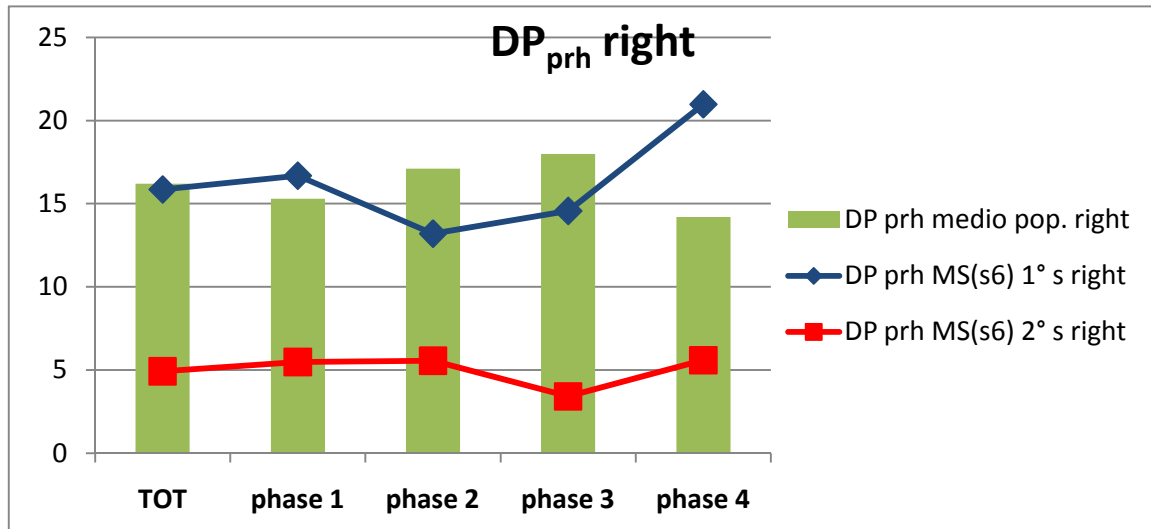


Figura 69: DP relativo all'accoppiamento rotazione pelvica - anca (in blu la prima sessione, in rosso la seconda)

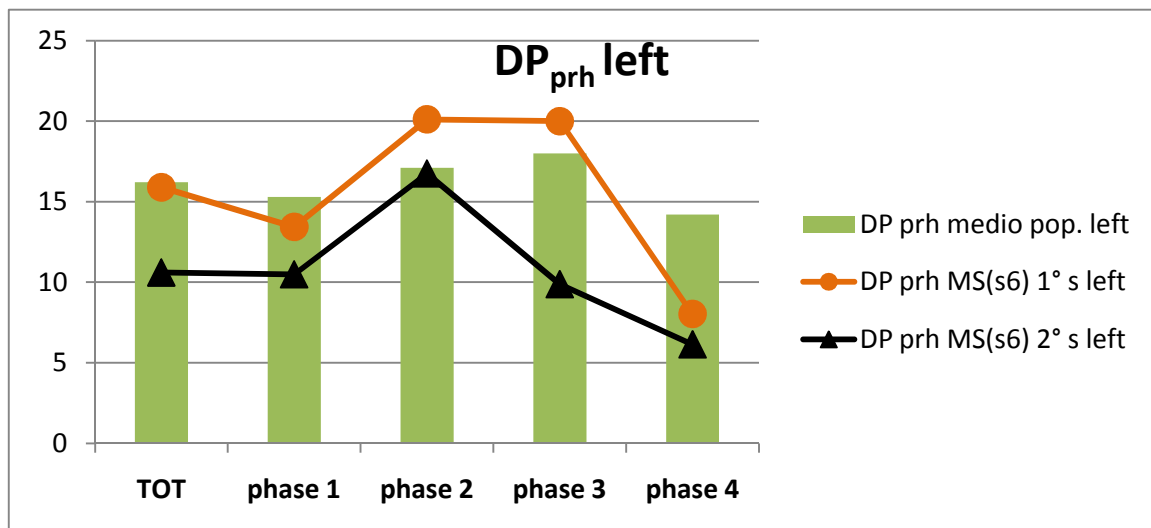


Figura 70: DP relativo all'accoppiamento rotazione pelvica - anca (in arancione la prima sessione, in nero la seconda)

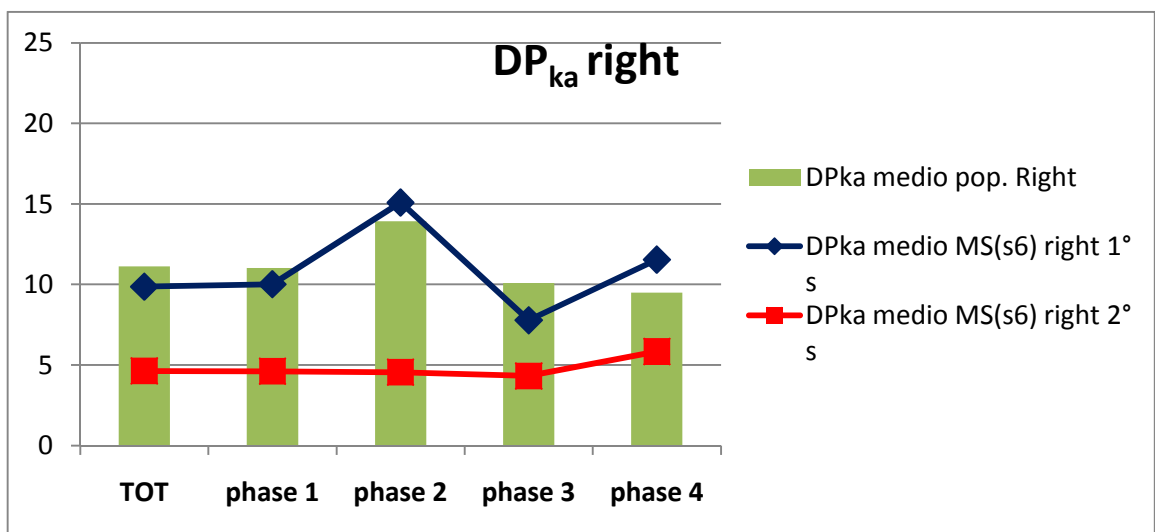


Figura 71: DP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia per l'arto destro (totale e per ogni fase funzionale)

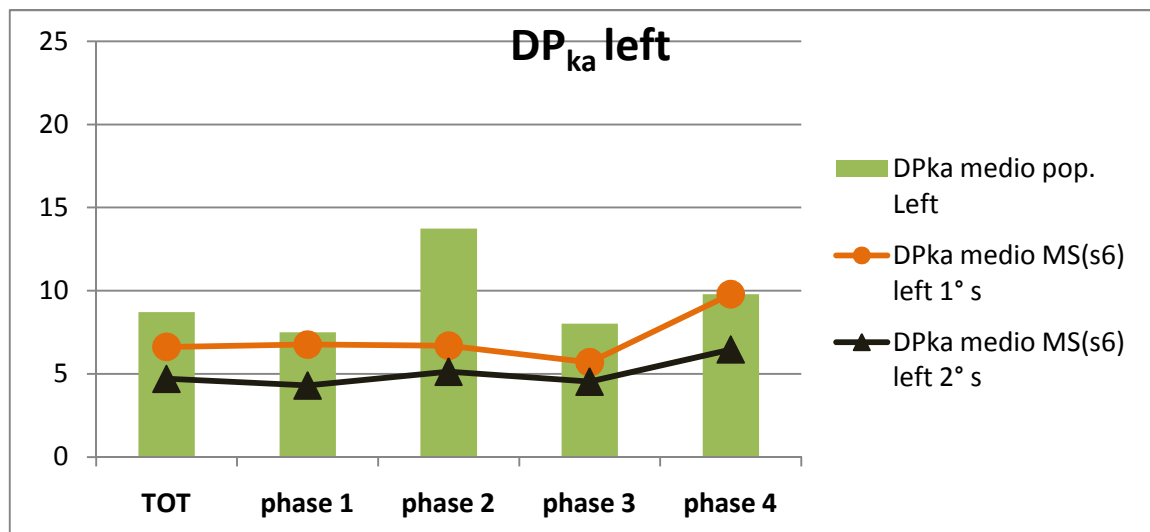


Figura 72: DP relativo all'accoppiamento ginocchio-caviglia per l'arto sinistro (totale e per ogni fase funzionale)

Un confronto delle potenze delle articolazioni dell'arto destro prima e dopo la pubalgia mostra i possibili effetti sul movimento dell'atleta nei meccanismi coordinativi precedentemente descritti: l'alterazione è caratterizzata da una minore escursione articolare dovuta –probabilmente- al controllo rigido della muscolatura con il risultato finale di una minore potenza articolare (sia in fase di assorbimento che di generazione); tale diminuzione è particolarmente importante nelle fasi di accettazione del carico e di push off durante la stance (fig. da 73 a 78).

Il confronto fra le potenze registrate all'anca (fig. 73 e 74) mette in luce la grande variabilità rilevata nella prima sessione e che si è molto ridotta nella seconda; comportamenti così diversi durante la ripetizione del movimento potrebbero aver generato stress eccessivo alla muscolatura inguinale e causato la pubalgia.

In generale, si noti come il passaggio sulla verticale sia stato posticipato rispetto alla prima sessione, mentre l'istante di sblocco del ginocchio è stato anticipato. Questo può essere dovuto al maggior controllo sull'azione da parte dell'atleta: utilizza la co-contrazione muscolare per limitare i gradi di libertà articolari; in questo modo l'arto inferiore –una volta appoggiato a terra- si comporta come un pendolo in oscillazione: arriva più lentamente sopra la verticale ma negli istanti successivi l'inerzia acquisita lo fa avanzare rapidamente.

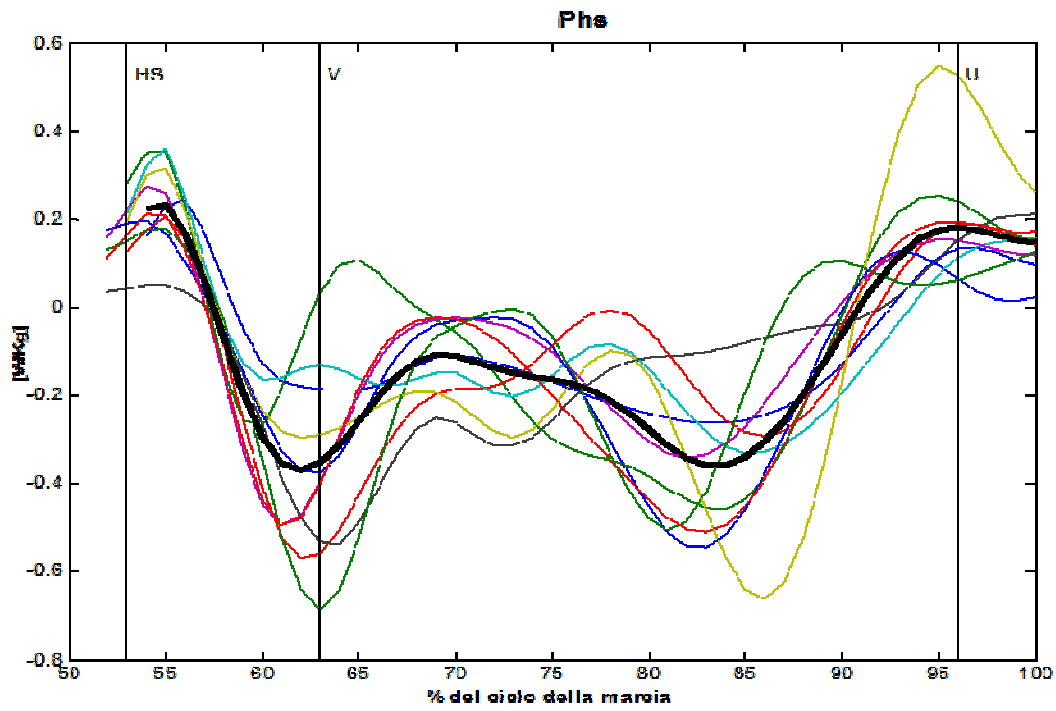
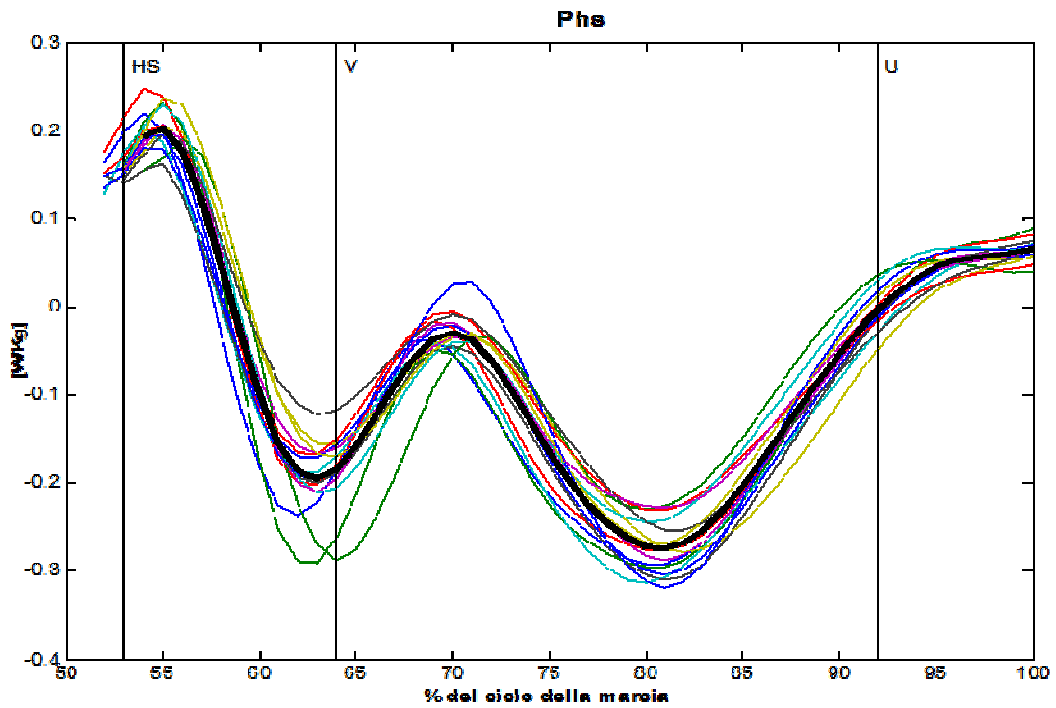
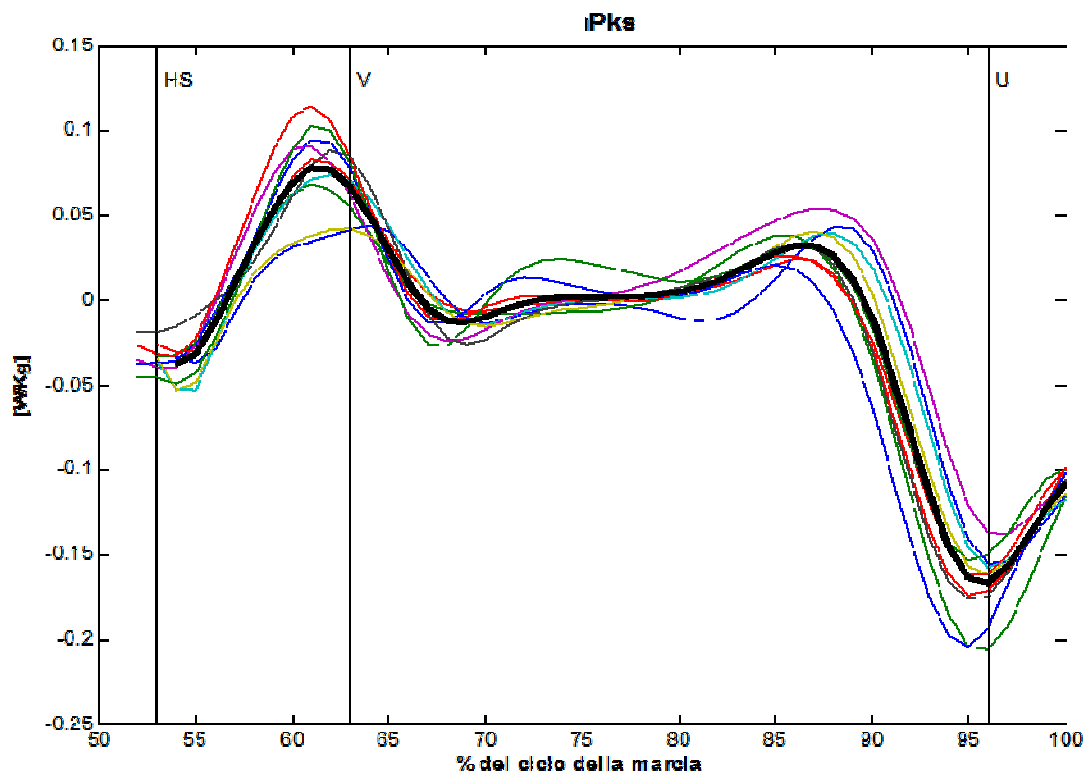


Figura 73: andamento medio (in nero) e nelle singole prove della potenza all'anca destra nel piano sagittale per la prima sessione



anca destra nel



occhio destro nel

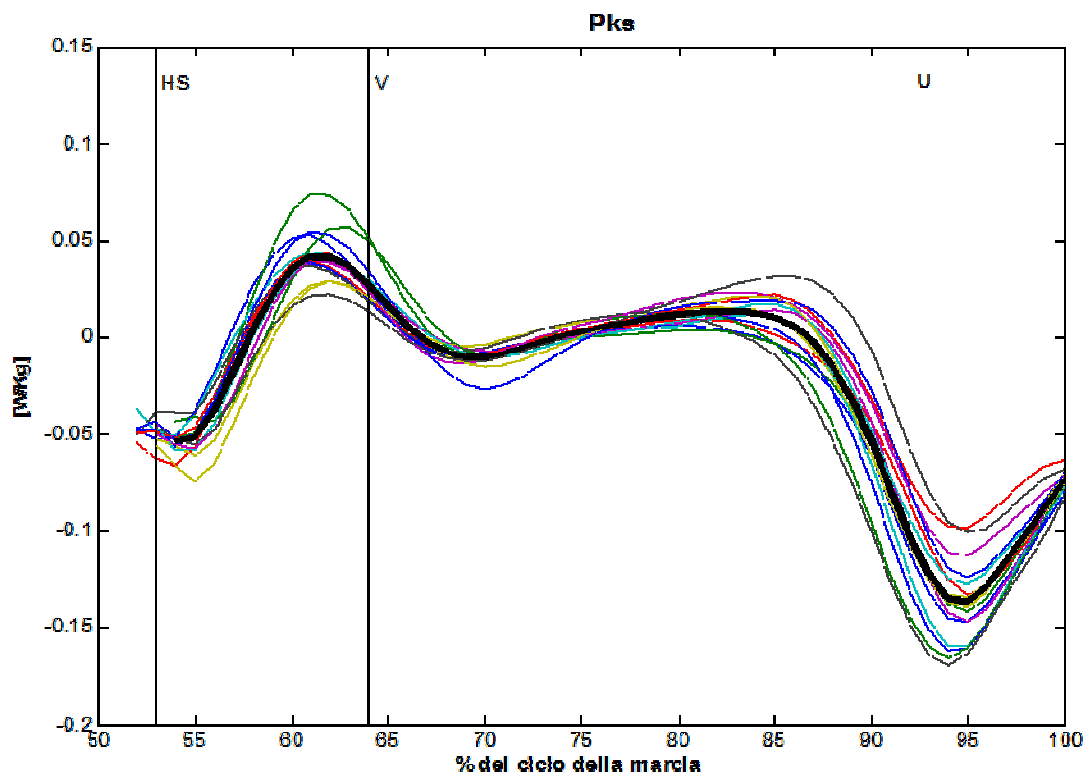
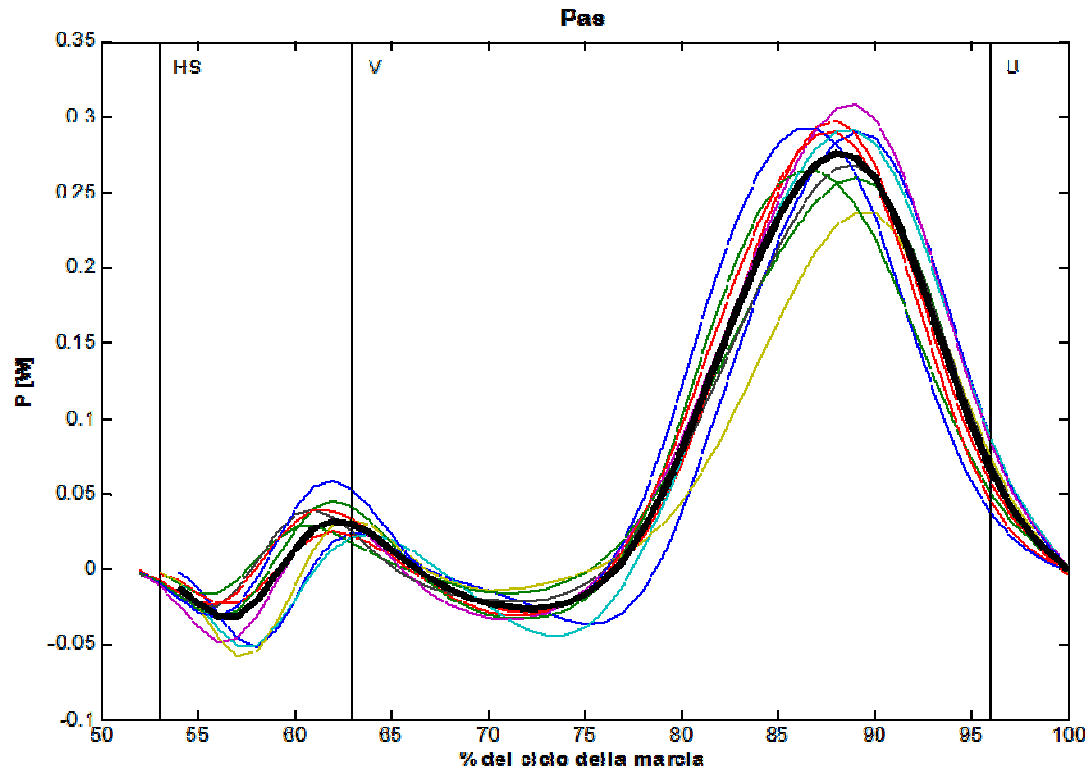
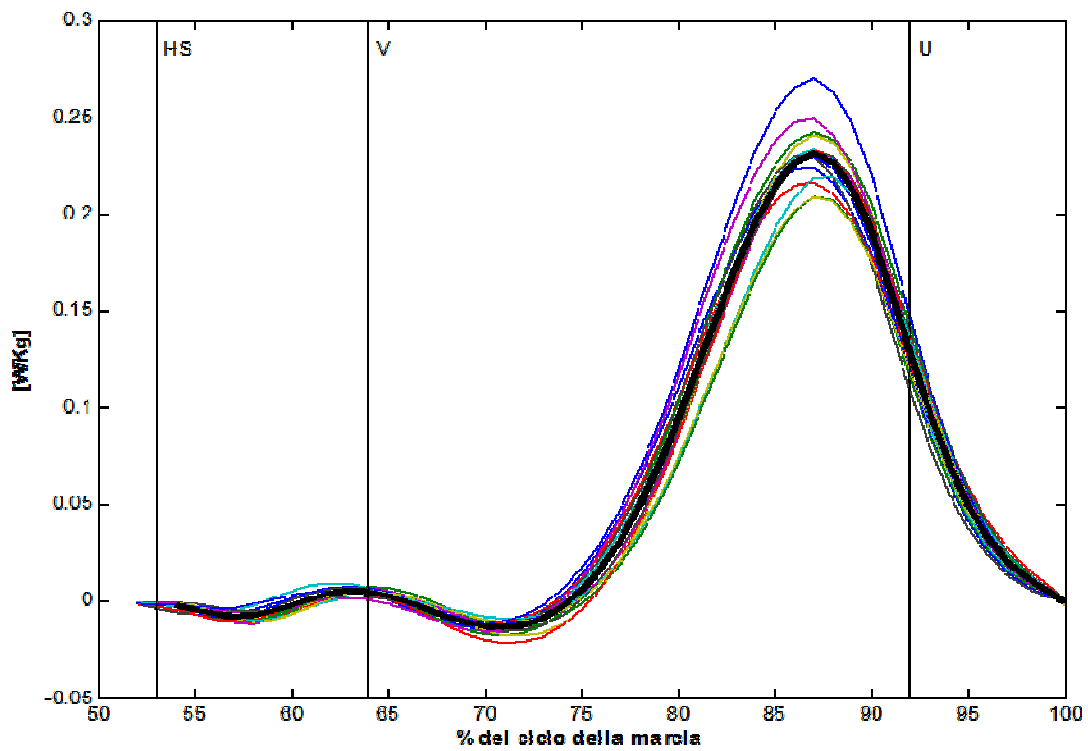


Figura 76: andamento medio (in nero) e nelle singole prove della potenza al ginocchio destro nel piano sagittale per la seconda sessione



caviglia destra



caviglia destra nel

Dai risultati illustrati in questo capitolo è stato evidenziato come l'infortunio abbia condizionato le sinergie muscolari e le strategie coordinative dell'arto infortunato, il destro.

I range of motion articolari si sono ridotti, soprattutto quelli di anca e ginocchio (il cui range di movimento è determinato dall'azione della muscolatura colpita da pubalgia).

I valori calcolati di Mean Absolute Relative Phase ($MARP_{hk}$, $MARP_{prh}$ e $MARP_{ka}$) non hanno mostrato significative variazioni dell'andamento medio del CRP prima e dopo l'infortunio, ma i dati relativi alle Deviation Phase (DP_{hk} , DP_{prh} e DP_{ka}), presentano invece non solo un'alterazione complessiva dell'andamento temporale del DP per gli accoppiamenti dell'arto destro rispetto a quelli del sinistro, ma anche una sostanziale riduzione del intervallo di valori in cui troviamo i dati DP (che passa dai un ΔDP di circa 4 (prima sessione) ad un ΔDP inferiore a 2 (seconda sessione)).

La riduzione si nota soprattutto in corrispondenza delle zone di transizione di fase. Poiché in queste transizioni (in particolare heel strike, HS, upright position, V) è coinvolta la muscolatura della parte alta della gamba (muscoli del gluteo, inguine e coscia) la riduzione di variabilità rilevata dopo l'infortunio potrebbe indicare che sia stato l'eccessivo stress muscolare –legato alla accentuata variabilità- a causare la pubalgia, oppure (o forse, anche) può suggerire che l'atleta abbia attuato dei meccanismi muscolari per prevenire ulteriori infortuni e compensare la variabilità presente nella parte bassa dell'arto inferiore (i cui muscoli non sono stati colpiti da pubalgia).

L'indagine relativa alle potenze delle articolazioni dell'arto destro prima e dopo la pubalgia ha mostrato i possibili effetti sul movimento dell'atleta, confermando il coinvolgimento della muscolatura nell'alterazione dei meccanismi coordinativi precedentemente descritti. Si è riscontrata, nella seconda sessione, una minore potenza articolare (sia in fase di assorbimento che di generazione), particolarmente importante nelle fasi di accettazione del carico e di push off durante la stance.

ANALISI DST: UNA POSSIBILE VERIFICA

Secondo la teoria DST gli arti del corpo umano devono essere considerati come un sistema di pendoli accoppiati che oscilla attorno alle articolazioni. L'analisi fin qui descritta ha valutato i meccanismi coordinativi delle articolazioni degli arti inferiori (anca, ginocchio e caviglia) e di queste rispetto ai movimenti del bacino.

Si è deciso, perciò, di effettuare una valutazione della coordinazione motoria tramite DST analizzando non i movimenti articolari quanto i movimenti relativi di un segmento rispetto all'altro. Invece di analizzare il comportamento di ginocchio e caviglia si sono analizzate le sinergie presenti tra coscia e gamba (accoppiamento thigh-shank, ts) e tra gamba e piede (accoppiamento shank-foot, sf) rispettivamente.

I movimenti dei segmenti, in maniera analoga a quanto fatto con le articolazioni, sono stati utilizzati come parametri di controllo le cui variazioni (ed instabilità) sono caratteristiche di differenti strategie motorie. Lo scopo dell'analisi è stato valutare se i risultati ottenuti con questo approccio possano essere utili a descrivere il movimento della marcia, il grado di coordinazione tra i diversi segmenti coinvolti e la variabilità associata allo stesso modo di quanto fatto attraverso lo studio dei movimenti articolari.

Oltre che l'ottenere informazioni aggiuntive, l'utilizzo di questa diversa applicazione della DST potrebbe avere numerosi possibili vantaggi (sia per la clinica che per l'ambito sportivo), che verranno descritti nella parte conclusiva di questo capitolo.

Per eseguire l'analisi DST si è proceduto, come in precedenza, al calcolo dei diagrammi di fase e, da essi, all'estrazione di Continuous Relative Phase e Deviation Phase (fig. 79).

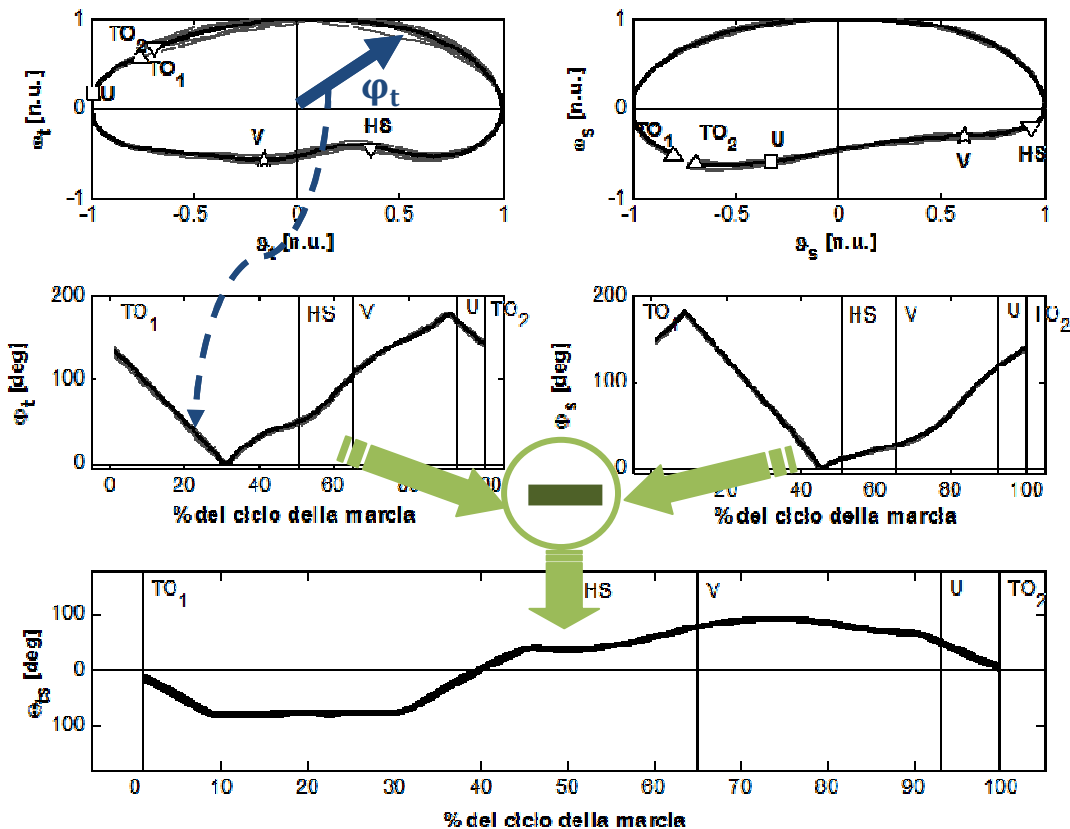


Figura 79: interfaccia grafica che mostra (in alto) i diagrammi di fase e i corrispettivi angoli di fase per coscia (a sinistra) e gamba (a destra), necessari per il calcolo del CRP_{ts} (in basso). Nei diagrammi di fase sono indicati gli istanti di transizione del ciclo della marcia (in bianco). E' anche riportato graficamente (in blu) la metodologia utilizzata per il calcolo dell'angolo di fase e, in verde, il CRP

Le CRP calcolate -mediando i dati di tutto il campione esaminato -per gli accoppiamenti coscia-gamba e gamba-piede (CRP_{ts} in fig. 80, CRP_{sf} in fig. 81) mostrano come gli atleti eseguano l'azione di spinta principalmente utilizzando coscia e gamba, che si muovono molto più rapidamente del segmento ad essi distale (tronco e coscia rispettivamente) per garantirsi una miglior propulsione in avanti.

Osservando il grafico del CRP_{ts} (fig. 80), la pendenza positiva della curva nel tratto compreso tra il 10% ca. e il 75% ca. del ciclo della marcia indica che -in questo tratto- l'elemento prossimale (cioè la coscia) si muove ad una velocità maggiore di quanto non faccia la gamba. In particolare, fino all'heel strike (all'incirca tra il 40% ed il 50% del ciclo) la coscia si flette rispetto al busto più rapidamente di quanto la gamba non si estenda rispetto alla coscia (per avere l'arto disteso al contatto col terreno, come prevede il regolamento); il secondo tratto a pendenza positiva corrisponde alla fase uno del movimento della marcia, cioè il periodo che va dall'heel strike

passaggio sulla verticale (upright position): la gamba viene mantenuta distesa, cioè non si muove rispetto alla coscia, ma la coscia si estende rispetto al tronco, favorendo la progressione. L'inizio del tratto a pendenza negativa è indice del fatto che il segmento distale, cioè la coscia, inizia a flettersi in preparazione al push-off.

Il grafico del CRP_{sf} (fig. 81) mostra l'andamento temporale (in % rispetto al ciclo della marcia) dell'accoppiamento gamba-piede. Il primo tratto a pendenza positiva (tra il 4% ca. ed il 10% ca.) rappresenta la distensione della gamba rispetto alla coscia all'inizio della fase di volo mentre la caviglia –al termine dell'azione di spinta- è ancora in flessione plantare. Successivamente la caviglia si dorsi flette in preparazione all'appoggio dell'arto inferiore mentre la gamba è in estensione (tratto del CRP_{sf} a pendenza negativa). Il tratto compreso tra il 45% ca. e il 55% ca. è legato ai movimenti del piede durante l'heel strike: appoggio completo a terra della pianta del piede (gesto che, avvenendo più rapidamente di quanto non si muova la gamba, porta ad avere il picco negativo del CRP_{sf} , intorno al 50% del movimento) a cui segue l'avanzamento del corpo con conseguente caricamento del peso sull'arto in appoggio e dorsali flessione della caviglia. Questo provoca un cambiamento nel CRP_{sf} , il cui andamento assume una valori e pendenza positivi perché la gamba continua a muoversi e lo fa in anticipo rispetto al piede (che è appoggiato a terra). La parte terminale del grafico, a pendenza negativa, corrisponda alla fase in cui il piede inizia a muoversi rapidamente per garantire la spinta necessaria al push-off e alla conseguente fase di volo.

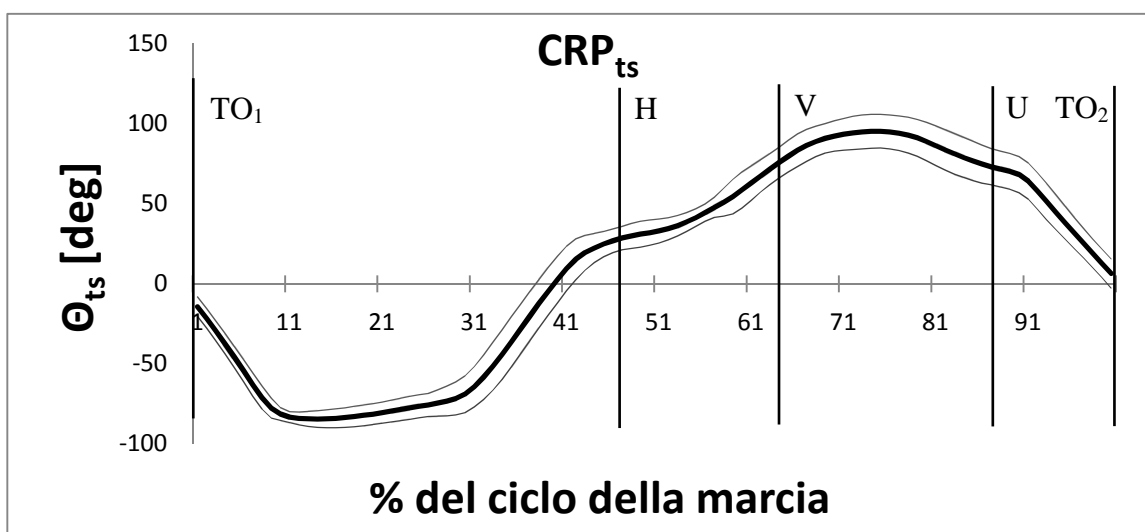


Figura 80; andamento del CRP (MARP e DP) per l'accoppiamento coscia-gamba

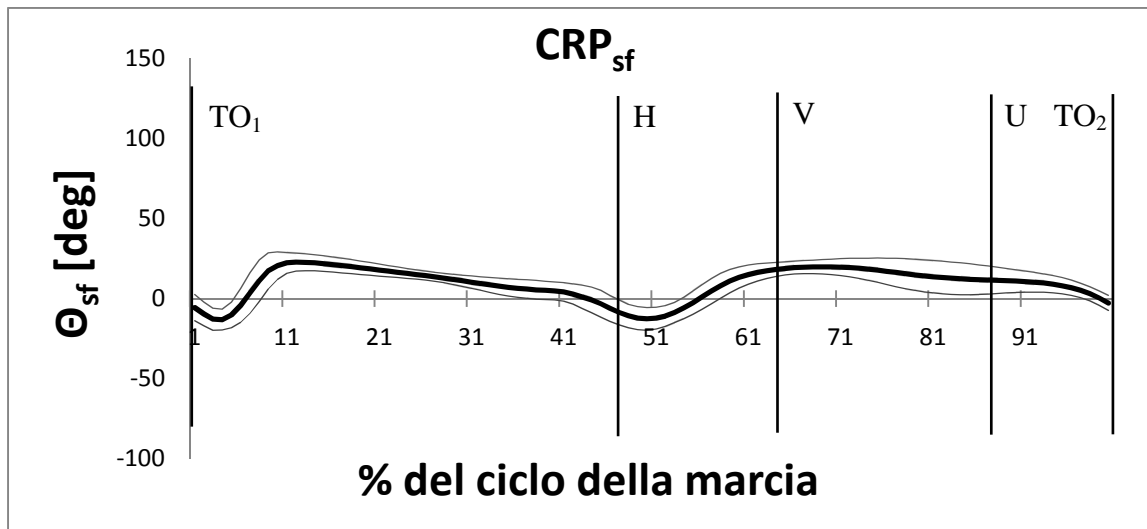


Figura 81: andamento del CRP (MAR_P e DP) per l'accoppiamento gamba-piede

Il confronto tra i valori di MAR_{ts} e MAR_{Psf} evidenzia (figure 82 e 83 rispettivamente) come complessivamente gamba e piede si muovano molto più in fase rispetto a quanto non facciano coscia e gamba; vi è infatti una differenza sostanziale tra i valori assunti dai due parametri sia considerando l'intero ciclo del passo che le diverse fasi che lo compongono.

I test statistici effettuati su MAR_{ts} e MAR_{Psf} su tutta la popolazione hanno evidenziato, inoltre, differenze statisticamente significative, per entrambi gli accoppiamenti considerati, all'interno di tutte e 4 le fasi del movimento (è stato calcolato un p-value<0.001, molto minore della soglia standard di riferimento, 0.05).

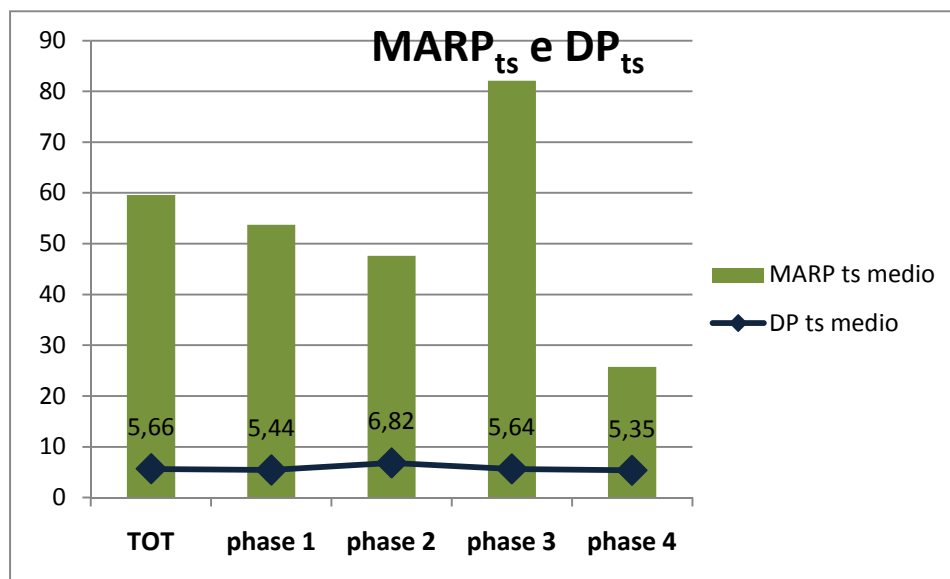


Figura 82: MAR_P e DP medi (relativi all'accoppiamento coscia-gamba) per tutta la popolazione esaminata. I numeri riportati nell'istogramma indicano il valore della Deviation Phase media calcolata

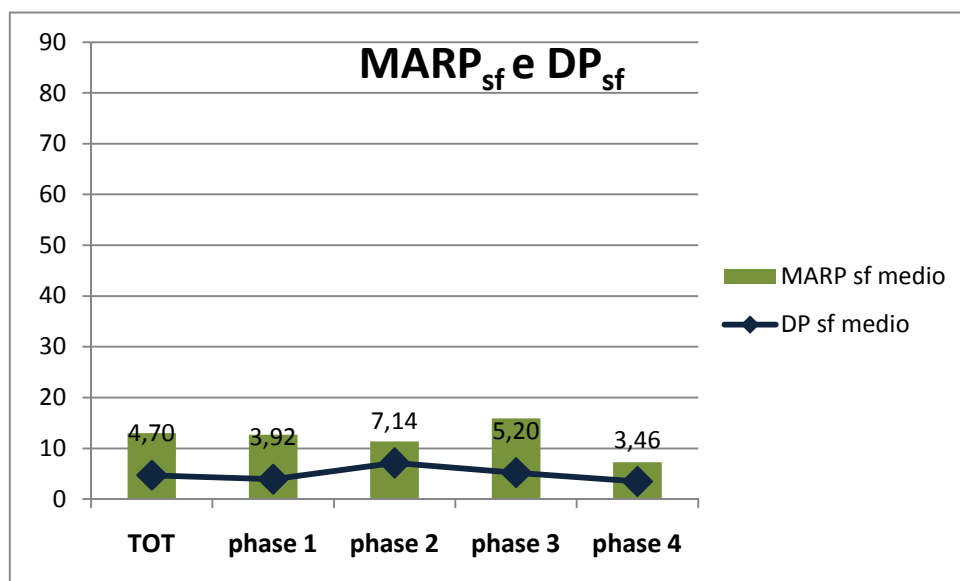


Figura 83: MARP e DP medi (relativi all'accoppiamento gamba-piede) per tutta la popolazione esaminata. I numeri riportati nell'istogramma indicano il valore della Deviation Phase media calcolata

La differenza tra MAR_{ts} e $MARP_{sf}$ sopra riportata si rileva più negli atleti MS che in quelli LS (tabelle 24 e 25).

Dalle tabelle si può notare, però, come il $MARP_{sf}$ sia più alto per gli atleti MS che per i LS nella fase 3 (dallo sblocco del ginocchio al toe off): questo potrebbe essere dovuto al fatto che ognuno dei tre atleti MS adottati, in questa fase terminale della stance, una strategia motoria più diversa da quella degli altri di quanto non siano le strategie degli atleti LS.

I test statistici mostrano differenze significative tra i due gruppi di atleti nell'andamento medio del CRP (MARP) solo nella prima fase (dall'heel strike all'upright position) e per il solo accoppiamento gamba-piede (dove per il DP_{sf} è risultato un p-value pari a 0.02).

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
MARP_{ts} medio MS	57.20	52.94	45.69	77.75	24.13
MARP_{ts} medio LS	61.14	54.56	48.81	84.04	25.58

Tabella 24: confronto tra MARP degli atleti più bravi e meno bravi per l'accoppiamento coscia-gamba (totale e per ciascuna fase funzionale)

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
MARP_{sf} medio MS	12.45	11.42	9.40	17.58	5.12
MARP_{sf} medio LS	12.96	13.68	11.08	14.13	7.50

Tabella 25: confronto tra MARP degli atleti più bravi e meno bravi per l'accoppiamento gamba-piede (totale e per ciascuna fase funzionale)

Anche l'indice di variabilità del CRP (Deviation Phase o DP) calcolato per gli accoppiamenti considerati ha mostrato come mediamente gli atleti MS siano caratterizzati da una variabilità minore rispetto agli altri (tabelle 26 e 27): l'azione di questi atleti, quindi, è molto più ripetibile di quanto non lo sia quella degli atleti LS. Ciò è mostrato anche nei grafici dell'andamento della Deviation Phase durante il ciclo della marcia (fig. 84 e 85), dove si evidenzia anche che le due popolazioni esaminate –MS ed LS- sono caratterizzate da un andamento molto simile della variabilità del CRP.

Dai test statistici effettuati emergono differenze significative tra i due gruppi di atleti nella variabilità del CRP nell'intero movimento, ma solo per l'accoppiamento gamba-piede.

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
DP_{ts} medio MS	3.78	3.92	4.09	3.37	3.88
DP_{ts} medio LS	4.82	4.74	5.93	4.39	5.10

Tabella 26: confronto tra DP degli atleti più bravi e meno bravi per l'accoppiamento coscia-gamba (totale e per ciascuna fase funzionale)

	TOT	phase 1	phase 2	phase 3	phase 4
DP_{sf} medio MS	2.83	2.48	3.10	3.38	2.69
DP_{sf} medio LS	3.71	3.31	4.95	4.03	3.10

Tabella 27: confronto tra DP degli atleti più bravi e meno bravi per l'accoppiamento gamba-piede (totale e per ciascuna fase funzionale)

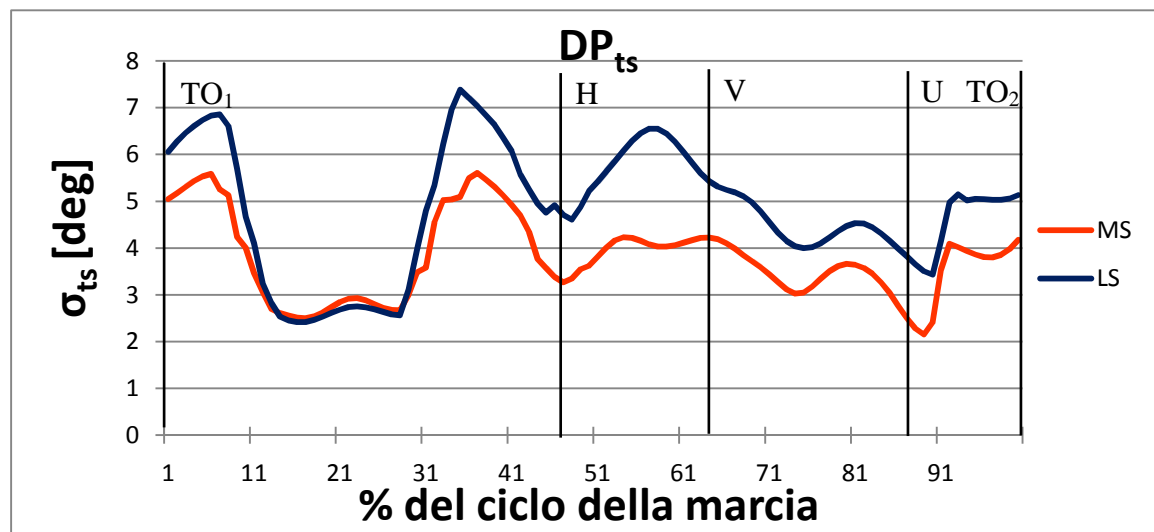


Figura 84: confronto tra atleti bravi e meno bravi dell'andamento medio della Deviation Phase per l'accoppiamento coscia-gamba

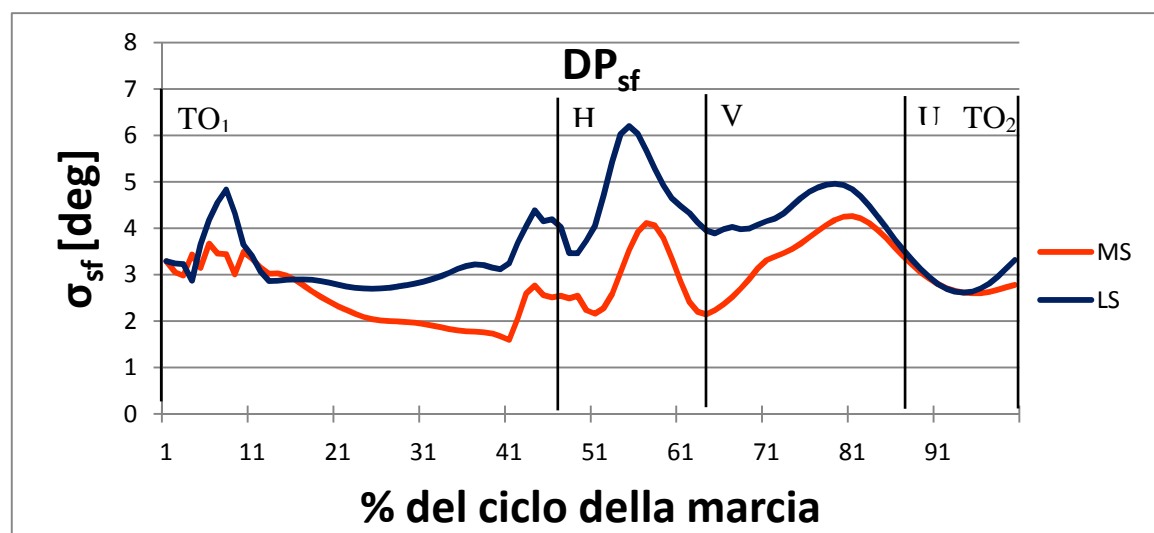


Figura 85: confronto tra atleti bravi e meno bravi dell'andamento medio della Deviation Phase per l'accoppiamento gamba-piede

Complessivamente è possibile affermare che l'applicazione dell'analisi DST ai segmenti che costituiscono l'arto inferiore (coscia, gamba, piede) ha permesso di descrivere il gesto sportivo della marcia attraverso le strategie coordinative instauratesi tra i segmenti coinvolti e la variabilità insita nel loro movimento,.

Esistono numerosi casi, clinici e non clinici, per i quali l'applicazione della DST "dei segmenti" può essere vantaggiosa. Indagare il movimento di soggetti che indossano protesi in sostituzione di uno o più arti può essere difficoltoso, in quanto la protesi sostituisce generalmente un arto e,



quindi, le articolazioni ad esso riferibili; oppure, più semplicemente, può essere difficoltoso individuare i punti di repere anatomico su cui applicare i marcatori in soggetti affetti da obesità.

L'analisi DST sopra descritta, inoltre, potrebbe permettere lo sviluppo e l'applicazione di protocolli (sia anatomici ma soprattutto tecnici) utilizzabili in campo sportivo per lo studio di tutti quei gesti peculiari delle diverse discipline e per le quali non è stato ancora possibile applicare le tradizionali metodiche di indagine.

L'approccio "ai segmenti" consentirebbe, quindi, di aumentare i movimenti –sportivi o non sportivi- studiabili attraverso l'analisi quantitativa del movimento

Conclusioni

L'analisi quantitativa del movimento non può prescindere dallo studio dei meccanismi coordinativi, delle sinergie muscolari che si permettono di muovere i segmenti corporei per realizzare un task specifico. Approfondire questo aspetto dell'analisi motoria potrebbe consentire di aumentare la conoscenza dell'organizzazione del sistema muscolo-scheletrico e di caratterizzare un movimento anche in tutti quegli elementi che non coinvolgono solo il sistema motorio ma anche tanti altri sistemi (sistema respiratorio, sistema circolatorio, sistema nervoso). Applicare questa metodologia di indagine in ambito sportivo è più difficoltoso di quanto non lo sia per l'ambito clinico. Bisogna, infatti, tener presente che la maggior parte degli sport vengono eseguiti non in spazi aperti perché prevedono l'esecuzione di movimenti e/o l'utilizzo di attrezzature difficilmente inseribili in un ambiente chiuso come un laboratorio di analisi del movimento. Non è, inoltre, da trascurare il fatto che le esigenze di ricerca in molti casi possono non essere compatibili con quelle degli atleti, che devono potersi muovere liberamente e senza costrizioni di alcun tipo: può essere quindi molto difficoltoso, quindi, individuare punti in cui applicare marcatori e altri sensori cutanei per poter studiare il movimento seguendo protocolli standardizzati.

Per questi motivi i primi gesti sportivi analizzati sono stati i meno complessi (sia dal punto di vista motorio che per le attrezzature necessarie) o comunque gesti per cui fossero già presenti protocolli di indagine utilizzabili in toto o almeno parzialmente. Poiché, soprattutto grazie alla clinica, sono stati sviluppati tecniche e strumenti (anche software) per studiare il cammino, le prime indagini sono state svolte proprio sul cammino o su movimenti molto simili.

In questo studio si è scelto di studiare la marcia atletica (race walking), disciplina sportiva molto tecnica in cui il movimento (assimilabile al cammino e, quindi, studiabile con protocolli da esso mutuati) è ciclico e prevede un elevato grado di coordinazione dei diversi segmenti corporei per poter avanzare in maniera corretta ed efficace.

L'analisi descritta in questo studio è stata condotta su due livelli.

Il primo livello è stato quello tradizionale, basato sulla determinazione di alcuni parametri spazio-temporali (ad esempio, velocità media e lunghezza del passo, durata delle fasi di stance e swing) e cinematici (ad esempio, il movimento di una articolazione o di un segmento corporeo),

ha permesso una valutazione globale dell'azione eseguita dall'atleta. Si è trattato prevalentemente di una valutazione macroscopica mirata a descrivere come la popolazione esaminata (sette atleti praticanti la marcia a livello agonistico (inter)nazionale) eseguisse il movimento della marcia.

Il secondo livello di indagine, basato sulla Dynamic System Theory, ha permesso di quantificare il grado di coordinazione e l'organizzazione motoria complessiva degli atleti, oltre che di misurare il grado di variabilità insito nei meccanismi coordinativi che essi instaurano nel movimento degli arti inferiori. Sulla base di tali dati è sono state avanzate delle ipotesi sulle possibili cause dei comportamenti motori osservati con diverse finalità: valutare in che misura l'allenamento possa influire non solo sulla performance complessiva ma anche sulle sinergie muscolari; questo potrebbe essere un modo per rivelare anomalie che potrebbero evolversi in eventi traumatici (dei quali sarebbe importante evidenziare la pericolosità, come suggerito da Hamill ed altri autori [25, 37, 45]) allo scopo di prevenire eventuali infortuni ed, in caso questi avvenissero, di monitorare il processo di recupero.

I risultati relativi all'analisi di alcuni accoppiamenti articolari hanno evidenziato come gli atleti più bravi (definiti tali per risultati ottenuti nelle competizioni e per gli anni di allenamento) abbiano un'azione caratterizzata da una maggiore ripetibilità rispetto agli altri atleti. Le Deviation Phase calcolate, inoltre, hanno sottolineato che tale differenza è maggiormente marcata durante la stance, che è la fase più complessa non solo per le norme che ne regolamentano l'esecuzione, ma anche dal punto di vista motorio (perché al suo interno racchiude heel strike, accettazione del carico e push-off, parti del movimento caratterizzati dal comportamento molto diversificato dei muscoli e delle articolazioni coinvolte).

E' possibile, inoltre, ipotizzare -attraverso l'osservazione dell'andamento temporale dei diversi MARP (Mean Absolute Relative Phase) e DP calcolati- che gli atleti meno bravi (tra quelli sottoposti al test) non abbiano una preparazione atletica sufficiente ad evitar loro di subire le conseguenze delle transizione di fase, cosa che invece riescono a fare gli atleti più bravi.

Il confronto tra i dati ottenuti dalle analisi effettuate sulle due acquisizioni del movimento dello stesso soggetto ha evidenziato una diminuzione del range articolare e un miglioramento nella coordinazione tra i movimenti degli accoppiamenti considerati; il calcolo della Deviation Phase, inoltre, ha evidenziato anche una sostanziale riduzione della variabilità. Nel complesso, quindi,

si potrebbe affermare che l'allenamento svolto ha portato l'atleta ad avere un'azione caratterizzata da maggior ripetibilità.

Dai risultati ottenuti confrontando i dati relativi ad acquisizioni eseguite prima e dopo l'infortunio, è stato evidenziato come la pubalgia abbia condizionato le sinergie muscolari e le strategie coordinative dell'arto infortunato, il destro.

I range of motion articolari rilevati dopo l'infortunio sono ridotti rispetto alla prima sessione, soprattutto quelli di anca e ginocchio (il cui range di movimento è determinato dall'azione della muscolatura colpita da pubalgia). I valori calcolati di Mean Absolute Relative Phase non hanno mostrato significative variazioni dell'andamento medio del CRP prima e dopo l'infortunio, ma i dati relativi alle Deviation Phase presentano invece non solo un'alterazione complessiva dell'andamento temporale del DP per gli accoppiamenti dell'arto destro rispetto a quelli del sinistro, ma anche una sostanziale riduzione del range di valori assunti dal DP durante l'esercizio.

La riduzione si nota soprattutto in corrispondenza delle zone di transizione di fase. Poiché in queste transizioni (in particolare Heel Strike (HS), Upright Position (V) and Unlock (U)) è coinvolta la muscolatura della parte alta della gamba (muscoli del gluteo, inguine e coscia) la diminuzione del DP rilevata dopo l'infortunio potrebbe indicare che sia stato l'eccessivo stress muscolare –legato alla accentuata variabilità- a causare la pubalgia, oppure (o forse, anche) può suggerire che l'atleta abbia attuato dei meccanismi muscolari per prevenire ulteriori infortuni.

Va ricordato, però, che valori più alti di DP potrebbero non necessariamente essere un segnale di incertezza ma potrebbero testimoniare migliore flessibilità del sistema nel superare perturbazioni o sopportare carichi. Un confronto eseguito sulle potenze articolari, infatti, ha evidenziato come la potenza articolare misurata nella seconda sessione (quella dopo l'infortunio) sia minore di quella registrata nella prima acquisizione (sia in fase di assorbimento che di generazione); una spiegazione di ciò potrebbe trovarsi nel fatto che l'atleta, per paura di altri infortuni -come descritto precedentemente- abbia utilizzato la co-contrazione muscolare al fine di limitare i gradi di libertà delle articolazioni, riducendo di fatto la potenza articolare che l'atleta è in grado di esprimere.

L'applicazione dell'analisi DST ai segmenti che costituiscono l'arto inferiore (coscia, gamba, piede) ha permesso di descrivere il movimento della marcia quantificando (attraverso il calcolo

di CRP, MARP e DP) i meccanismi coordinativi tra gli elementi considerati e la variabilità nel loro movimento in maniera completa e senza contraddire i risultati ottenuti analizzando gli accoppiamenti articolari.

Approfondire lo studio di questa particolare metodica (applicandola, ad esempio, ad altri movimenti) potrebbe portare alla validazione di nuovi possibili protocolli attraverso i quali poter eseguire un'analisi quantitativa del movimento in alternativa ai protocolli "tradizionali".

Questa particolare applicazione della DST potrebbe essere utilizzata in tutti quei casi in cui sia difficile applicare le metodiche standard, come in ambito sportivo, in cui generalmente i movimenti sono complessi e/o necessitano di spazi ed attrezzature difficilmente compatibili con le attuali tecniche di indagine (ad esempio perché l'applicazione dei marcatori limita la libertà di movimento dello sportivo). In ambito clinico la DST "ai segmenti" potrebbe essere utilizzata qualora non sia possibile valutare il comportamento articolare (perché, ad esempio, il soggetto analizzato soffre di obesità grave, o è amputato e quindi utilizza una protesi),

L'analisi compiuta ha evidenziato come performance molto simili (in termini globali come velocità media, tempi di percorrenza etc.) possano essere il risultato di strategie motorie anche molto diverse tra loro. I risultati hanno mostrato come livello atletico, patologie e metodologie di allenamento possano influire sull'organizzazione del sistema muscolo-scheletrico: ciascun soggetto adotta dei meccanismi coordinativi che ne differenziano il movimento da quello degli altri; tali meccanismi potrebbero comunque variare se il soggetto dovesse infortunarsi o semplicemente allenarsi in maniera diversa. In questo senso diventa importante conoscere il modo in cui i diversi elementi del sistema motorio interagiscono tra di loro e quali sono gli elementi che ne influenzano l'operato.

I risultati ottenuti in questo studio potrebbero aiutare non solo a valutare le prestazioni e lo stato fisico di un atleta nel suo complesso sottolineando le peculiarità della sua azione, ma anche a correggerne il movimento in un particolare distretto corporeo (senza alterare gli altri distretti) riuscendo a migliorare il movimento globale.

La possibilità di confrontare l'azione di un soggetto con quella di altri atleti potrebbe aiutare nella comprensione degli aspetti generali del movimento analizzato, aumentando il grado di conoscenza del gesto oggetto di indagine, e di poter differenziare le performance di atleti più preparati da quelle di atleti che, ad esempio, sono principianti.

Tramite l'approccio DST è possibile sintetizzare informazioni molto articolate (provenienti da analisi cinematiche e dinamiche), in pochi parametri. Il calcolo, ad esempio, della Deviation Phase, che rappresenta la deviazione standard del CRP, può di per sé essere un buon indicatore del grado di coordinazione motoria di un atleta durante diverse ripetizioni dello stesso gesto: valori troppo alti equivalgono ad una bassa stabilità del movimento dell'atleta, suggerendo la possibilità che l'atleta abbia bisogno di continuare ad allenarsi a lungo per ridurre la variabilità e garantirsi, in futuro, un'azione più ripetibile e, quindi, più performante;

Lo scopo di questo studio, ovvero l'analisi delle caratteristiche generali del movimento della marcia e, in seconda battuta, delle peculiarità di un singolo o di un gruppo di atleti, ha trovato alcuni ostacoli legati alla mancanza di riferimenti scientifici adeguati per supportare adeguatamente gli obiettivi: in letteratura non sono presenti, purtroppo, studi dai quali emergano dei valori standard di riferimento per la marcia o, in alternativa, dei valori limite per i diversi parametri DST analizzati.

In generale, una base di conoscenza fondata sulla Dynamic System Theory in ambito sportivo è ancora in divenire: non sono ancora state definite in maniera certa le relazioni tra quanto riscontrabile con l'analisi e possibili cause e/o conseguenze; si è scelto quindi di approcciare l'ambito sportivo (dove sono numerose le difficoltà e le complicazioni legate alla specificità e al luogo di svolgimento del movimento da esaminare) appoggiandosi alle conoscenze e agli strumenti sviluppati inizialmente per l'analisi del cammino (soprattutto in ambito clinico) e successivamente perfezionati per lo studio di altri movimenti. Si è ancora lontani, inoltre, dalla possibilità di tradurre le diverse informazioni ottenute con l'analisi del movimento tramite DST in qualcosa di immediatamente comprensibile da tecnici ed allenatori e, quindi, di facilmente applicabile in ambito sportivo.

La marcia è stato uno dei primi sport che si è scelto di studiare anche per quelle caratteristiche che lo accomunano al cammino. Studi precedenti presenti in letteratura [14, 31, 38] hanno individuato alcuni parametri per caratterizzare e descrivere questo gesto, ma non si hanno ancora a disposizione dei protocolli che stabiliscano degli standard per l'acquisizione dell'azione del soggetto (modalità della prova, tempistiche, ripetizioni, posizionamento dei marcatori etc.) e per l'elaborazione, il trattamento e l'analisi dei dati acquisiti.

Per lo studio qui presentato, ad esempio, è stato sfruttato un protocollo di posizionamento dei marcatori (SAFLo) sviluppato per l'analisi del cammino, mentre per il trattamento, l'organizzazione e l'analisi dei dati è stato sviluppato un programma apposito in codice MATLAB®, non essendo ancora a disposizione un software specifico per l'analisi del gesto sportivo (come, invece, avviene per il cammino).

In questo studio sono stati analizzati i meccanismi coordinativi caratteristici dell'azione dei marciatori, ma le informazioni e le conclusioni dedotte potrebbero, purtroppo, essere state condizionate dalle modalità della prova (che si è svolta in laboratorio e non sul campo di allenamento) e dal livello di preparazione di ciascun atleta al momento dell'analisi: le acquisizioni sono state fatte nei mesi di gennaio, marzo, settembre, novembre e non tutti gli atleti hanno svolto il test in tutti questi periodi. Non è quindi possibile avere la certezza che quanto dimostrato in laboratorio da ciascun atleta corrisponda effettivamente alle performance che l'atleta è in grado di ottenere in gara, non avendo a disposizione dati a sufficienza; sarebbe più opportuno aver a disposizione per ciascun atleta dei dati acquisiti su un periodo più lungo (come minimo un anno intero di attività sportiva): in questo modo si potrebbe eseguire un'analisi quantitativa più completa del movimento del soggetto e delle sue performance.

Per quel che riguarda l'analisi inter-individuale, utilizzata per alcuni degli obiettivi di questo studio, bisogna sottolineare, purtroppo, il fatto che nello sport (in particolare a livello agonistico) il riferimento di normalità è generalmente assente. Questa assenza ha essenzialmente due motivi: perché l'obiettivo di chi compete non è la normalità ma l'eccellenza, e perché la molteplicità delle azioni tecniche non ha permesso sino ad oggi di creare una serie di banche date affidabili o condivisibili.

Per favorire la fruibilità e l'applicazione "sul campo" delle informazioni ottenute attraverso l'analisi DST, quindi, si potrebbero intraprendere due strade: creazione di riferimenti di normalità specifici per lo sviluppo e l'affinamento delle qualità tecniche dei giovani, monitoraggio individuale per seguire/modificare l'evoluzione tecnica ed eventualmente i processi di recupero post infortunio degli atleti più esperti.

Bibliografia

- [1] A. H. Hansen, D.S. Childress, M. R. Meier. , *A simple method for determination of gait events*, Journal of Biomechanics, 35(1): 135-138, 2002
- [2] A. Hreljac, R. N. Marshall. , *Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data*, Journal of Biomechanics, 33(1): 783-786, 2000
- [3] A. J. Blazeovich, D. Jenkins. , *Physical Performance Differences Between Weight-Trained Sprinters and Weight Trainers*, Journal of Science and Medicine in Sport, 1(1): 12-21, 1997
- [4] A. Nagano, Y. Ishige, S. Fukashiro. , *Comparison of new approaches to estimate mechanical output of individual joints in vertical jumps*, Journal of Biomechanics, 31(1): 951-955, 1998
- [5] A. Page, G. Ayala, M.T. Leòn, M.F. Peydro, J.M. Prat. , *Normalizing temporal patterns to analyze sit-to-stand movements by using registration of functional data*, Journal of Biomechanics, 39(1): 2526-2534, 2006
- [6] M. Garrett B. Caulfield. , *Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint*, Clinical Biomechanics, 19(1): 617-621, 2004
- [7] B. T. Peters, J. M. Haddad, B. C. Heiderscheit, R. E.A. Van Emmerik, J. Hamill. , *Limitations in the use and interpretation of continuous relative phase*, Journal of Biomechanics, 36(1): 271-274, 2003
- [8] B. Vereijken, R.E.A. Van Emmerik, K.M. Newell. , *Changing coordinative structures in complex skill acquisition*, Human Movement Science, 16(1): 823-844, 1997
- [9] C. A. Emery. , *Is there a clinical standing balance measurement appropriate for use in sports medicine? A review of the literature*, Journal of Science and Medicine in Sport, 6(4): 492-504, 2003
- [10] C. Cagran, P. Huber, W. Muller. , *Dynamic force measurements for a high bar using 3D motion capturing*, Journal of Biomechanics, 43(4): 767-770, 2009



- [11] C. Frigo, M. Rabuffetti, A. Pedotti. , *Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method*, Medical and Biological Engineering and Computing, 36(1): 178-185, 1998
- [12] C. M. O'Connor, S. K. Thorpe, C. L. Vaughan. , *Automatic detection gait events using kinematic data*, Gait and Posture, 25(1): 496-474, 2007
- [13] D. Delignières C. Teulier. , *The nature of the transition between novice and skilled coordination during learning to swing*, Human Movement Science, 26(1): 376-392, 2007
- [14] E. Preatoni. , *Innovative methods for the analysis of sports movements and for the longitudinal monitoring of individual motor skills*, Tesi di Dottorato in Ingegneria Biomedica, Politecnico di Milano, 2007
- [15] E. Preatoni, R. Squadrone, R. Rodano. , *Biovariability: the starting point for developing reliable motor feed-back procedures in sports*. Proceedings of the XXIII International Symposium on Biomechanics in Sports, 1(1): 765-773, 2005
- [16] F. Draicchio, A. Silveti, A. Ravanolo, S.Iavicoli. , *Approcci innovativi per la valutazione del rischio da movimenti ripetuti dell'arto superiore*, Giornale Italiano di Medicina del Lavoro ed Ergonomia, 30(3): 117-119, 2008
- [17] F.C. Anderson, M. G. Pandy. , *Individual muscle contributions to support in normal walking*, Gait and Posture, 17(1): 159-169, 2003
- [18] F.C. Anderson, M. G. Pandy. , *Dynamic Optimization of Human Walking*, Journal of Biomechanical Engineering, 123(5): 341, 2001
- [19] H. Haken, J. A. S. Kelso, H. Bunz. , *A theoretical model of phase transitions in human hand movements*, Biological Cybernetics, 51(1): 347-356, 1985
- [20] H. Hatze. , *Motion variability: its definition, quantification, and origin* , Journal of Motor Behaviour, 18(1): 5-16, 1986
- [21] J. A. S. Kelso. , *Phase transitions and critical behaviour in human bimanual coordination*, American Journal of Physiology, 246(1): 1000-1004, 1984



- [22] J. F. Seay, J. M. Haddad, J. Hamill. , *Coordination Variability Around the Walk to Run transition During Human Locomotion*, Human Kinetics, 10(1): 178-196, 2006
- [23] J. Hamill, J.M. Haddad, W. J. McDermott. , *Issues in Quantifying Variability From a Dynamical Systems Perspective*, Journal of Applied Biomechanics, 16(1): 407-418, 2000
- [24] J. Hamill, R.E.A. Van Emmerik, J. S. Wheat, W. Snapp-Childs. , *Relative phase coordination analysis in the assessment of dynamic gait symmetry*, Journal of Applied Biomechanics, 26(1): 109-113, 2010
- [25] J. Hamill, R.E.A. Van Emmerik, Li Li. , *A dynamical systems approach to lower extremity running injuries*, Clinical Biomechanics, 14(1): 297-308, 1999
- [26] J. L. Stephenson, A. Lamontagne, S. J. De Serres. , *The coordination of upper and lower limb movements during gait in healthy and stroke individuals*, Gait and Posture, 29(1): 11-16, 2009
- [27] J. M. Haddad, R. E.A. van Emmerik, J. Hamill. , *Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking*, Gait and Posture, 23(1): 429-434, 2006
- [28] J. Temprado, M. Della-Grasta, M. Laurent. , *A novice-expert comparison of (intra-limb) coordination subserving the volleyball serve*, Human Movement Science, 16(1): 653-676, 1997
- [29] J.A. Zeni Jr., J.G. Richards, J.S. Higginson. , *Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data*, Gait and Posture, 27(1): 710-714, 2008
- [30] J.J. Sosnoff, K. M. Newell. , *The Generalization of Perceptual-Motor Intra-Individual Variability in Young and Old Adults*, Journal of Gerontology, 61(5): 304-310, 2006
- [31] M. A. Cairns, R. G. Burdett, J. C. Pisciotta, S. R. Simon. , *A biomechanical analysis of race-walking gait*, Medicine and Science in Sports and Exercise, 18(4): 446-453, 1986
- [32] M. F. Bobbert, L. J. Richard Casius, I. W. T. Sijkens, R. T. Jaspers. , *Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping*, Journal of Applied Physiology, 105(1): 1428-1440, 2008



- [33] M. F. Bobbert, W.W. Graaf, L. J. R. Casius. , *Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping*, Journal of Applied Physiology, 100(1): 493-499, 2006
- [34] M. J. Kurz, N. Stergiou. , *Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase*, Journal of Biomechanics, 35(1): 369-374, 2002
- [35] M. L. Latash, J. P. Scholz, G. Schöner. , *Motor control strategies revealed in the structure of motor variability*, Exercise and Sport Sciences Reviews, 30(1): 26-31, 2002
- [36] N. Stergiou, J. L. Jensen, G. Tzetzis. , *A dynamical system investigation of lower extremity coordination during running over obstacles*, Clinical Biomechanics, 16(1): 213-221, 2001
- [37] P. R. Cavanagh, R. Kram. , *Mechanical and muscular factors affecting the efficiency of human movement*, Medicine and Science in Sports and Exercise, 17(3): 1985
- [38] P. S. Glazier, K. Davids. , *On analysing and interpreting variability in motor output*, Journal of Science and Medicine in Sport, 12(1): 2009
- [39] P. S. Glazier, K. Davids, R. M. Bartlett. , *Dynamical system theory: a relevant framework for performance-oriented sports biomechanics research*, Kinesiology, 14(28): 85-92, 2004
- [40] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski, J. R. Gage. , *A gait analysis data collection reduction technique*, Human Movement Science, 10(5): 575-587, 1991
- [41] R. Bartlett, J. Wheat, Robins. , *Is movement variability important for sports biomechanists?* Sports Biomechanics, 6(2): 224-243, 2007
- [42] R. E. A . Van Emmerik, M. T. Rosenstein, W. J. McDermott, J. Hamill. , *Nonlinear Dynamical Approaches to Human Movement*, Journal of Applied Biomechanics, 20(1): 2004
- [43] R. M. Bartlett. , *Current issues in the mechanics of athletic activities, a position paper*, Journal of Biomechanics, 30(5): 477-486, 1997
- [44] S. Ghousayni, C. Stevens, D. Ewins. , *Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals*, Gait and Posture, 20(1): 266-272, 2004



- [45] S. Kurokawa, T. Fukunaga, S. Fukashiro. , *Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping*, Journal of Applied Physiology, 90(1): 1349-1358, 2001
- [46] V. Sevrez, E. Berton, G. Rao, R. J. Bootsma. , *Regulation of pendulum length as a control mechanism in performing the backward giant circle in gymnastics*, Human Movement Science, 28(1): 250-262, 2009
- [47] W. Blajer, K. Dziewiecki, Z. Mazur. , *Multibody modeling of human body for the inverse dynamics analysis of sagittal plane movements*, Multibody System Dynamic, 18(1): 217-232, 2007
- [48] G. Donà, E. Preatoni, C. Cobelli, R. Rodano, A. J. Harrison, *Application of functional principal component analysis in race walking: An emerging methodology*, Sports Biomechanics, 8(4): 284-301, 2009
- [49] J. Hamill, J.M. Haddad, Richard E.A. Van Emmerik. , *Overuse injuries in running: do complex analyses help our understanding?*, Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports, 1(1): 27-32, 2006
- [50] J. Wheat, R. Bartlett, C. Milner , *Continuous relative phase calculation: phase angle definition*, Communications to the 12th Commonwealth International Sport Conference, Journal of Sports Sciences, 21(4): 235-255, 2003
- [51] V. Zatsiorsky, V. Seluyanov , *The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body*, In H. Matsui and K. Kobayashi, *Biomechanics*, 4: 1152–1159, 1983