



**Politecnico  
di Torino**

**Politecnico di Torino**

**Laurea magistrale in Ingegneria Biomedica**

**A.A. 2023/2024**

**10 dicembre 2024**

**Analisi biomeccanica del Para-Standing  
Tennis e valutazione dei criteri di  
classificazione**

**Relatrice:**

**Prof.ssa Laura Gastaldi**

**Correlatori:**

**Dott.ssa Elisa Digo**

**Dott. Valerio Cornagliotto**

**Candidata:**

**Camilla Gallina s314471**



## Indice

Elenco delle figure.....	5
Elenco delle tabelle.....	9
Abstract.....	11
1. Biomeccanica del tennis .....	13
1.1 Catena cinetica.....	13
1.2 Il Servizio .....	15
1.3 Il Dritto .....	27
1.4 Il rovescio .....	29
1.5 Analisi Comparativa degli Studi sulla Biomeccanica del Tennis.....	31
2. Introduzione alle Paralimpiadi.....	49
2.1 Le Organizzazioni Paralimpiche .....	51
2.2 Lo stemma paralimpico .....	53
2.3 La classificazione .....	55
2.4 Impairments idonei nel Movimento Paralimpico .....	57
2.5 Il codice di classificazione degli atleti del IPC.....	59
2.6 Processo di valutazione degli atleti .....	61
2.7 Para-Standing Tennis .....	65
2.8 Obiettivo della tesi.....	67
3. Materiali e Metodi .....	69
3.1 Analisi preliminare tramite intelligenza artificiale.....	69
3.2 Analisi del movimento in partita .....	73
3.3 Test strumentali in laboratorio .....	77
4. Risultati e discussioni .....	89
4.1 Analisi preliminare tramite AI.....	89
4.2 Analisi del movimento in partita .....	105
4.3 Test strumentali in laboratorio .....	111
Conclusioni.....	129
Riferimenti bibliografici .....	131
Appendice.....	133
Grafici relativi agli sprint .....	133
Procedura seguita per il montaggio dei video .....	137



# Elenco delle figure

Figura 1: La catena cinetica [1] .....	13
Figura 2: Convenzione degli angoli per estensione/flessione del polso, rotazione esterna/interna della spalla, inclinazione orizzontale del tronco, flessione del gomito, abduzione della spalla, adduzione orizzontale della spalla, rotazione del torso superiore e rotazione del bacino [3] .....	14
Figura 3: Fase di caricamento.....	16
Figura 4: A) Tecnica a piede in su, B) Tecnica a piede indietro [7] .....	17
Figura 5: Forza di reazione al terreno verticale (--) e orizzontale (-) durante la tecnica a piede in su (FU) e piede indietro[2] .....	18
Figura 6: I 3 tipi principali di servizio (giocatore destro) [7].....	25
Figura 7: Comparazione della velocità lineare e della velocità di rotazione che caratterizza i diversi tipi di servizio [7] .....	25
Figura 8: I 3 stadi del dritto: A, preparazione della racchetta; B, stadio II, accelerazione; C, stadio III, follow-through [18].....	28
Figura 9: I 3 stadi del rovescio: A, preparazione della racchetta; B, stadio II, accelerazione; C, stadio III, follow-through [18].....	30
Figura 10: Gestii analizzati.....	47
Figura 11: Tipologia di articolo .....	48
Figura 12: Giochi Paralimpici estivi [22].....	49
Figura 13: I cinque Tae-Geuks .....	53
Figura 14: I 3 Tae-Geuks .....	54
Figura 15: Gli Agitos .....	54
Figura 16: Stemma attuale Paralimpico .....	55
Figura 17: Le tre ere della classificazione [22] .....	56
Figura 18: Processo di classificazione [22] .....	63
Figura 19: Logo ufficiale del Para-Standing Tennis [23] .....	65
Figura 20: Attuale classificazione nel Para-Standing Tennis [23].....	66
Figura 21: Schema della parte sperimentale della tesi .....	68
Figura 22: Disposizioni delle telecamere rispetto al campo.....	73
Figura 23: applicazione e settaggio della griglia prospettica su Kinovea .....	74
Figura 24: Settaggio finestre per il tracciamento.....	75
Figura 25: Pedane AMTI (OR6-7) .....	78
Figura 26: Disegni tecnici della pedana di forza AMTI OR6-7 .....	79
Figura 27: Verifica della connessione di tutti i dispositivi .....	80
Figura 28: Mascheramento automatico delle telecamere .....	81
Figura 29: Impostazioni per la calibrazione dinamica del sistema.....	81
Figura 30: Impostazioni per la calibrazione statica .....	82
Figura 31: Configurazione Lower body della parte destra del corpo [25] .....	83
Figura 32: Posizionamento dei marker nel caso di un soggetto amputato transfemorale .....	87
Figura 33: Posizionamento dei marker nel caso di un soggetto amputato transtibiale .....	88
Figura 34: Velocità media e massima durante il FIRST IN.....	93
Figura 35: Velocità media e massima durante il SECOND IN.....	94

Figura 36: Velocità media e massima durante il DRITTO (statistiche solo per i colpi validi)	95
Figura 37: Velocità media e massima durante il ROVESCIO (statistiche solo per i colpi validi)	95
Figura 38: Velocità media e massima durante il SERVIZIO	96
Figura 39: Velocità media e massima durante il DRITTO (statistiche per tutti i colpi)	97
Figura 40: Velocità media e massima durante il ROVESCIO (statistiche per tutti i colpi)	97
Figura 41: Altezza media impatto palla per il SERVIZIO, il DRITTO e il ROVESCIO	101
Figura 42: Altezza media della palla sopra la rete durante il SERVIZIO, il DRITTO e il ROVESCIO	102
Figura 43: Distanza media impatto dal rimbalzo nel DRITTO e nel ROVESCIO	103
Figura 44: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 1. Atleta: PK1	105
Figura 45: Spostamenti sul piano trasversale di tutti gli sprint. Atleta: PK1	106
Figura 46: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 1. Atleta: PK2	108
Figura 47: Spostamento sul piano trasversale di tutti gli sprint. Atleta: PK2	109
Figura 48: Spostamento sul piano trasversale durante uno spostamento antero-posteriore. Atleta: PV1	113
Figura 49: Spostamento sul piano trasversale durante uno spostamento antero-posteriore. Atleta: PV2	113
Figura 50: Spostamento sul piano trasversale durante uno spostamento antero-posteriore. Atleta: PV3	114
Figura 51: Spostamento sul piano trasversale durante uno spostamento antero-posteriore. Atleta: PV4	114
Figura 52: Spostamento sul piano trasversale contornato dal perimetro esterno. Atleta: PV1	115
Figura 53: Spostamento sul piano trasversale contornato dal perimetro esterno. Atleta: PV2	115
Figura 54: Spostamento sul piano trasversale contornato dal perimetro esterno. Atleta: PV3	116
Figura 55: Spostamento sul piano trasversale contornato dal perimetro esterno. Atleta: PV4	116
Figura 56: Angolo intra-extra rotazione pelvi rispetto a un sistema neutro centrato nelle pelvi (rotazione positiva in senso orario per entrambi gli arti). Atleta: PV1	118
Figura 57: Angolo intra-extra rotazione pelvi rispetto a un sistema neutro centrato nelle pelvi (rotazione positiva in senso orario per entrambi gli arti). Atleta: PV2	119
Figura 58: Angolo intra-extra rotazione pelvi rispetto a un sistema neutro centrato nelle pelvi (rotazione positiva in senso orario per entrambi gli arti). Atleta: PV3	119
Figura 59: Andamento delle forze verticali di arto sano e protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV1	122
Figura 60: Andamento forza verticale dell'arto sano durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV1	122
Figura 61: Andamento forza verticale dell'arto protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV1	123
Figura 62: Andamento delle forze verticali di arto sano e protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV2	123

Figura 63: Andamento delle forze verticali dell'arto sano durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV2 .....	124
Figura 64: Andamento della forza verticale dell'arto protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV2 .....	124
Figura 65: Andamento delle forze verticali di arto sano e protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV3 .....	125
Figura 66: Andamento della forza verticale dell'arto sano durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV3 .....	125
Figura 67: Andamento della forza verticale dell'arto protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV3 .....	126
Figura 68: Andamento delle forze verticali di arto sano e protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV4 .....	126
Figura 69: Andamento della forza verticale dell'arto sano durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV4 .....	127
Figura 70: Andamento della forza verticale dell'arto protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV4 .....	127
Figura 71: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 2. Atleta: PK1 .....	133
Figura 72: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 3. Atleta: PK1 .....	133
Figura 73: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 4. Atleta: PK1 .....	134
Figura 74: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 5. Atleta: PK1 .....	134
Figura 75: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 6. Atleta: PK1 .....	135
Figura 76: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 2. Atleta: PK2 .....	135
Figura 77: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 3. Atleta: PK2 .....	136
Figura 78: Icona VSDC Free Video Editor.....	137
Figura 79: Icona relativa al comando per il taglio video .....	138
Figura 80: Icona relativa al comando per l'esportazione del progetto .....	138





## Elenco delle tabelle

Tabella 1: Angoli dei diversi segmenti della catena cinetica all'istante di massima rotazione esterna della spalla [3] .....	19
Tabella 2: Angolazione delle diverse articolazioni nell'istante in cui la palla impatta contro la racchetta e velocità del servizio .....	21
Tabella 3: Velocità angolari massime durante il servizio ad alta velocità dei tennisti olimpici [3], [7]. .....	23
Tabella 4: Analisi della letteratura .....	33
Tabella 5: Partecipanti dell'analisi preliminare .....	71
Tabella 6: Partecipanti dell'analisi del movimento in partita .....	76
Tabella 7: Specifiche tecniche pedana di forza AMTI OR6-7 .....	78
Tabella 8: Capacità e sensibilità della pedana di forza AMTI OR6-7(1000Hz) .....	79
Tabella 9: Partecipanti delle analisi sperimentali in laboratorio .....	86
Tabella 10: Statistiche di velocità relative ai colpi validi .....	91
Tabella 11: Statistiche di velocità relative a tutti i colpi della partita .....	91
Tabella 12: Statistiche di altezze medie e distanze medie .....	99
Tabella 13: Velocità dell'atleta PK1 durante gli sprint .....	107
Tabella 14: Medie e deviazioni standard degli sprint. Atleta: PK1 .....	108
Tabella 15: Velocità dell'atleta PK2 durante gli sprint .....	110
Tabella 16: Medie e deviazioni standard degli sprint. Atleta: PK2 .....	110
Tabella 17: Dati relativi alla massa, forza peso e distribuzione percentuale del peso ricavati dalle pedane di forza .....	111
Tabella 18: Aree spaziate da arto sano e arto protesico .....	117
Tabella 19: Tempi di volo degli atleti durante 3 Counter Movement Jump CMJ .....	128



# Abstract

Il Para-Standing Tennis (PST) è uno sport rivolto ad atleti con diversi tipi di disabilità che non richiedono l'uso della sedia a rotelle. Negli ultimi anni, la disciplina ha registrato una crescita significativa in termini di popolarità e partecipazione internazionale, con circa 400 giocatori attivi provenienti da 31 Paesi. Nonostante questo sviluppo, il Para-Standing Tennis non è ancora riconosciuto come sport paralimpico. Per raggiungere tale obiettivo, è necessario lo sviluppo di una classificazione basata su evidenze scientifiche, che permetta una competizione equa tra atleti con diverse disabilità e che rispecchi l'impatto delle limitazioni funzionali sul gioco.

L'obiettivo di questa tesi consiste nel valutare il legame tra il tipo di impairment e le prestazioni durante il gioco del PST, al fine di classificare correttamente gli atleti e garantire una competizione equa. Inizialmente si è condotta un'indagine preliminare relativa a statistiche raccolte durante un torneo di PST tramite un sistema di intelligenza artificiale (AI). Questa prima fase ha mostrato che i parametri estratti dal sistema AI relativi alla palla, come la velocità, l'altezza media dell'impatto, la distanza dell'impatto dal rimbalzo e l'altezza sopra la rete, sono generalmente influenzati dall'allenamento più che dall'impairment. Non si evidenziano, infatti, differenze significative legate al tipo di disabilità. Per questo motivo, le analisi successive si sono concentrate sui video delle partite e su test strumentali condotti in laboratorio, con l'obiettivo di estrarre parametri più strettamente correlati all'impairment. L'analisi video è stata effettuata durante il Campionato Mondiale di Para-Standing Tennis del 2024, in cui gli atleti hanno gareggiato suddivisi in quattro categorie ottenute da una classificazione preliminare: PST1, comprendente amputati unilaterali di arto superiore o impairment simili; PST2, amputati unilaterali transtibiali o con lieve paralisi cerebrale; PST3, amputati unilaterali transfemorali, amputati bilaterali transtibiali o con paralisi cerebrale moderata o severa; e PST4, persone di bassa statura o con impairment che limitano la mobilità in modo simile. Le registrazioni delle partite sono state effettuate con due telecamere posizionate ai lati di metà campo e una terza telecamera collocata dietro la linea di fondo. Tramite un software di tracking del movimento, sono stati valutati lo spostamento e la velocità degli atleti sul campo durante le fasi di sprint delle partite, in modo da effettuare un confronto tra le categorie coinvolte. Infine, sono stati eseguiti test di laboratorio su quattro soggetti (due amputati transtibiali e due amputati transfemorali), utilizzando due pedane di forza, un sistema stereofotogrammetrico con 16 marker configurati per l'analisi degli arti inferiori e tre sensori inerziali posizionati rispettivamente sulle pelvi, sul tronco e sulla racchetta degli atleti. I test svolti hanno previsto l'esecuzione di spostamenti in direzione medio-laterale e antero-posteriore, Counter Movement

Jump (CMJ), e fondamentali del tennis come il dritto e il rovescio. Dai risultati è emerso che il movimento degli atleti amputati transfemorali risulta essere qualitativamente e quantitativamente diverso rispetto a quello degli amputati transtibiali, identificando alcuni parametri come più appropriati per la classificazione. Questo studio rappresenta un primo passo verso la definizione di criteri di classificazione per il Para-Standing Tennis, ponendo le basi per un'analisi che includa un campione più ampio e più vario in termini di impairment.

# 1. Biomeccanica del tennis

## 1.1 Catena cinetica

Il concetto di catena cinetica è un principio fondamentale al fine di comprendere come l'energia venga generata, trasmessa e controllata attraverso il corpo durante un gesto atletico. La catena cinetica, illustrata in Figura 1, può essere definita come una serie coordinata di segmenti corporei che si muovono in successione per eseguire un'azione come il servizio nel tennis. Ogni segmento della catena, dalle gambe, al tronco, alle braccia, fino ad arrivare alla mano che impugna la racchetta, rappresenta un anello che contribuisce all'azione finale. Tutti questi segmenti sono connessi funzionalmente tra loro, in modo che il movimento di uno influenzi direttamente il movimento degli altri [1].

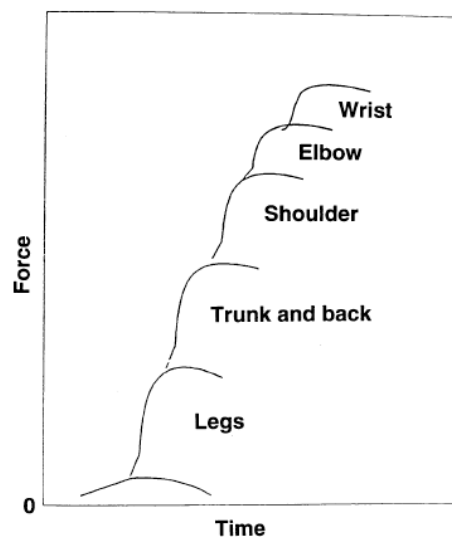


Figura 1: La catena cinetica [1]

Nel tennis l'energia e la forza vengono prodotte inizialmente dai segmenti più vicini al suolo come le gambe e il tronco, e vengono successivamente trasferite in maniera efficiente attraverso il corpo fino alla racchetta. Il contributo di ogni anello della catena all'energia totale e allo sviluppo della forza può essere calcolato valutando le velocità individuali dei collegamenti, le masse e i tempi di massima attività delle connessioni, utilizzando per l'energia cinetica la formula  $KE = \frac{1}{2}MV^2$  e per la forza  $F = MA$ . Da queste analisi risulta che, durante un servizio nel tennis, il 51% dell'energia cinetica totale e il 54% della forza totale sono generate nel

collegamento gamba/anca/tronco. La spalla mostra invece un contributo basso pari al 13% dell'energia totale, ma un modesto contributo pari al 21% della forza totale. Questo viene spiegato dalla necessità dell'attività muscolare di stabilizzare la spalla piuttosto che generare movimento, e dalla brevissima durata di 0.11 secondi dell'attività del collegamento della spalla nella catena [1].

Per un servizio potente ed efficace è necessaria una catena cinetica coordinata che assicuri una posizione, una traiettoria e una velocità ottimale della racchetta nel momento in cui impatta con la palla. Importante è sottolineare che un'efficace catena cinetica non svolge un ruolo fondamentale solo nel massimizzare la performance, ma anche nel minimizzare e quindi prevenire eventuali lesioni. Infatti, un'interruzione o un uso improprio della catena cinetica possono comportare un aumento del carico su altre articolazioni nella sequenza di movimenti, come quelle della spalla e del gomito e ciò può provocare diversi tipi di lesioni nell'atleta [2].

Lo studio della biomeccanica del servizio risulta fondamentale per andare a massimizzare la performance e minimizzare il rischio di infortuni [2]. In Figura 2 sono riportati i movimenti principali che vengono eseguiti durante una partita di tennis di cui si discuterà in seguito.

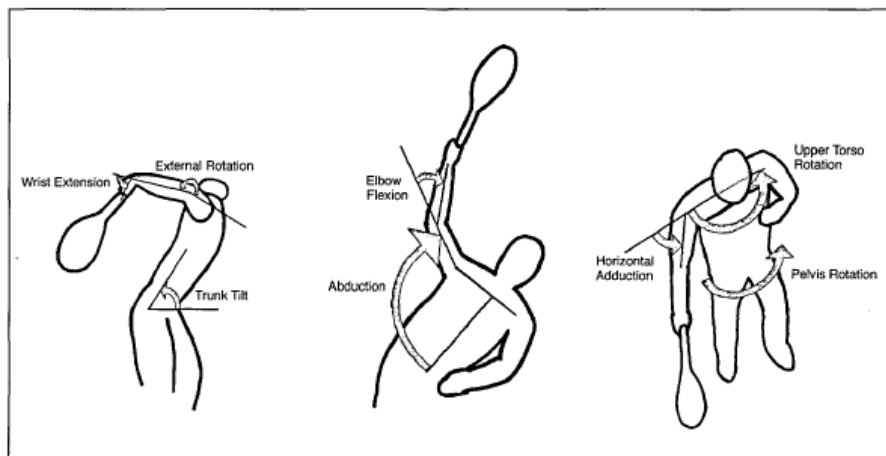


Figura 2: Convenzione degli angoli per estensione/flessione del polso, rotazione esterna/interna della spalla, inclinazione orizzontale del tronco, flessione del gomito, abduzione della spalla, adduzione orizzontale della spalla, rotazione del torso superiore e rotazione del bacino [3]

## 1.2 Il Servizio

Il servizio nel tennis rappresenta l'azione più importante [4] e risulta un gesto altamente tecnico del gioco. Il servizio è infatti l'unico colpo che un atleta può controllare completamente, senza l'influenza diretta dell'avversario.

L'efficacia del servizio è determinata dalla velocità, dall'angolo di impatto, dalla rotazione, dalla direzione e dalla precisione del gesto. Tra questi fattori la velocità del servizio (SV) è uno degli elementi più incisivi. Il servizio richiede una certa esecuzione per ottenere una maggiore velocità che porta a una migliore performance e per andare a ridurre il rischio di infortuni. Gli elementi che contribuiscono alla SV sono: la spinta delle gambe, le rotazioni di anca e del tronco, l'estensione della parte superiore del braccio e le rotazioni interne. La velocità del servizio è considerata una capacità multifattoriale in quanto è influenzata dalle abilità biomeccaniche ma anche dall'antropometria. In particolare, è stato notato che la lunghezza degli arti contribuisce a una maggiore velocità di servizio in quanto permette la generazione di una maggiore forza tangenziale [5]. La velocità massima raggiunta dalla palla rappresenta una componente fondamentale per valutare l'efficienza del servizio nel tennis e, di conseguenza, è un valido indicatore del livello dei giocatori di questa disciplina sportiva [6].

Il servizio può essere suddiviso in diverse fasi chiave, ciascuna delle quali richiede specifiche abilità tecniche e biomeccaniche per massimizzare la velocità e l'efficacia. La fase di preparazione, la fase di accelerazione e la fase di follow-through sono le tre fasi principali in cui è possibile suddividere un servizio, queste a sua volta possono essere suddivise in altre fasi più specifiche [7].

La fase di preparazione parte dal primo movimento dell'atleta e termina quando la spalla raggiunge la sua massima rotazione esterna, che coincide con il momento in cui la punta della racchetta è orientata verso il terreno. Questa fase può essere a sua volta suddivisa in quattro diversi momenti chiave:

- L'inizio. L'obiettivo di questo stadio è quello posizionare il corpo in maniera corretta per utilizzare quanto più efficacemente possibile la forza del suolo per la generazione della potenza durante il servizio [7];
- Il rilascio. In questo momento il giocatore rilascia la palla in aria con la mano non dominante. Affinché il lancio possa definirsi ottimale, esso non deve avvenire esattamente sopra la testa dell'atleta ma la palla deve essere lanciata lateralmente rispetto tale posizione, per consentire al braccio di colpire la palla con un angolo di abduzione di circa 100° [7];

- Il caricamento. Nella fase di carico del servizio nel tennis, la capacità di generare una grande forza muscolare combinata a una buona flessibilità in particolare nella rotazione interna del braccio gioca un ruolo chiave nella determinazione della velocità ed efficienza del servizio. In questo stadio, un uso strategico delle gambe crea una grande spinta che facilita la rotazione spalla su spalla e conduce a un maggior innalzamento della racchetta al momento dell'impatto con la palla. Inoltre, una disposizione ottimale del corpo, che consiste nell'inclinazione posteriore e laterale di spalle e bacino, facilita lo sviluppo di un movimento angolare attraverso la flessione laterale del tronco. La combinazione dei due aspetti appena evidenziati porta alla generazione di servizi ad alta velocità. Per ottimizzare la spinta e al tempo stesso ridurre il carico su spalla e gomito, viene raccomandato agli atleti un angolo di flessione del ginocchio anteriore oltre i  $15^\circ$ , come illustrato in Figura 3 [7].

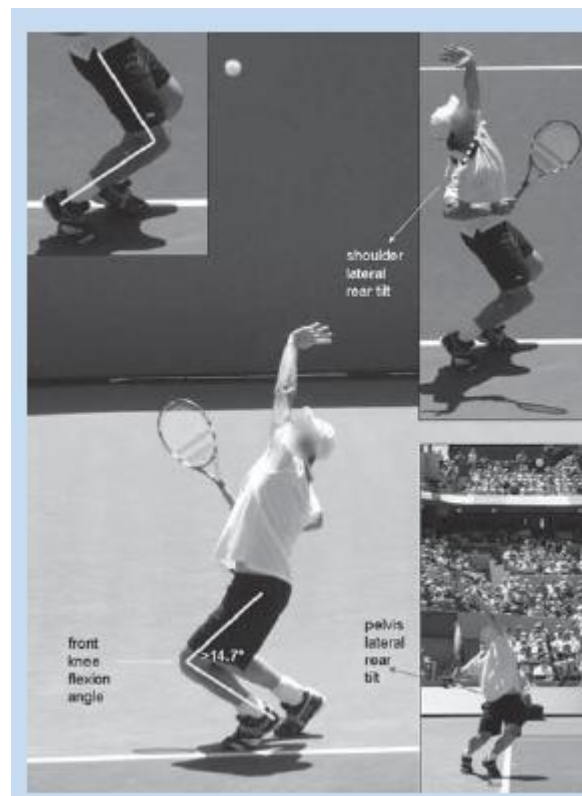


Figura 3: Fase di caricamento

Le tipologie principali di carico del corpo inferiore sono due: la tecnica a piede in su e quella a piede indietro, come mostrato in Figura 4. Qualsiasi sia la preferenza dell'atleta, l'efficacia del servizio sarà influenzata dalla sua capacità di coordinare la spinta delle gambe, la rotazione del tronco e il movimento del braccio in un'azione precisa e potente.



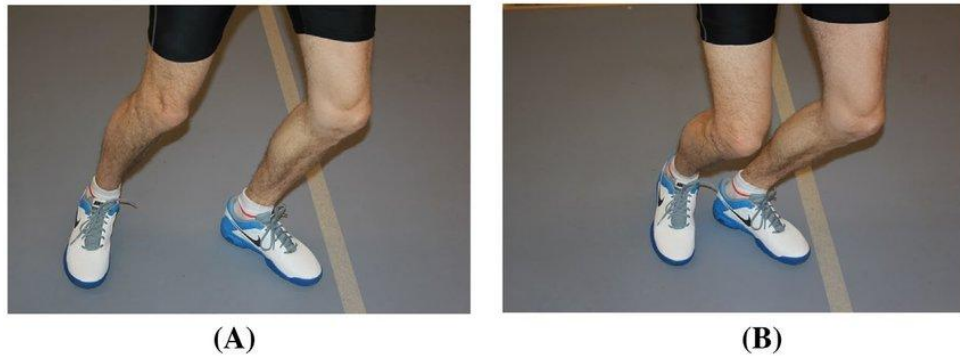


Figura 4: A) Tecnica a piede in su, B) Tecnica a piede indietro [7]

Nella tecnica a piede in su, il giocatore posiziona un piede leggermente più avanti rispetto all'altro, la posizione iniziale vede un piede più vicino alla linea di fondo campo rispetto all'altro. Questa configurazione consente all'atleta di generare forze verticali più elevate nel salto, raggiungendo così un'altezza maggiore nel salto rispetto all'altra tecnica [6]. Il vantaggio della tecnica in analisi risiede nella capacità di ottenere un maggiore slancio verticale, con la gamba posteriore che fornisce la spinta verso l'alto e in avanti, mentre la gamba anteriore agisce come sostegno, facilitando la rotazione del corpo. La fase di atterraggio richiede un allenamento eccentrico specifico per la parte inferiore del corpo, a causa delle grandi forze di frenata orizzontale generate dall'impatto con il terreno. La tecnica del piede in su mostra un'estensione articolare del ginocchio posteriore maggiore rispetto all'estensione che può verificarsi nella tecnica a piede indietro. Nella tecnica del piede indietro, l'atleta posiziona un piede appena dietro la linea di fondo campo e l'altro piede lo posiziona leggermente dietro all'altro andando a creare così una base di supporto più ampia che consente un maggior equilibrio. Questa posizione porta a una maggiore estensione dell'articolazione del ginocchio anteriore rispetto alla tecnica del piede in su [8]. Tale differenza dimostra come una base di supporto maggiore influenzi in maniera diretta la profondità dello squat e la meccanica del corpo durante la fase di carico. La tecnica del piede indietro richiede maggiore attenzione all'estensione del ginocchio anteriore e alla preparazione per l'atterraggio, enfatizzando la necessità di forza e stabilità nel ginocchio per gestire al meglio le forze che sono generate durante l'atterraggio e la successiva esplosione verso l'alto. In entrambe le tecniche gli angoli massimi di flessione articolare del ginocchio risultano essere di circa  $111^\circ$  [8]. Non si notano differenze di velocità della palla nelle due tecniche [7].

Dalla Figura 5 è possibile notare che la forza di reazione del suolo verticale nel caso nella tecnica a piede in su è caratterizzata da una forza di picco maggiore e la curva dell'impulso

risulta essere più unimodale, mentre nella tecnica a piede indietro la forma della curva è bimodale. Al contrario, considerato che nella tecnica a piede indietro il centro di massa si sposta in avanti [6], questa è caratterizzata da una maggiore forza di reazione orizzontale durante la fase di avvicinamento alla palla, e ciò risulta in un movimento più rapido. Come è possibile comprendere osservando la Figura 5, le forze di reazione al suolo laterali sono trascurabili e le forze anteriori/posteriori sono basse in entrambe le tecniche [2].

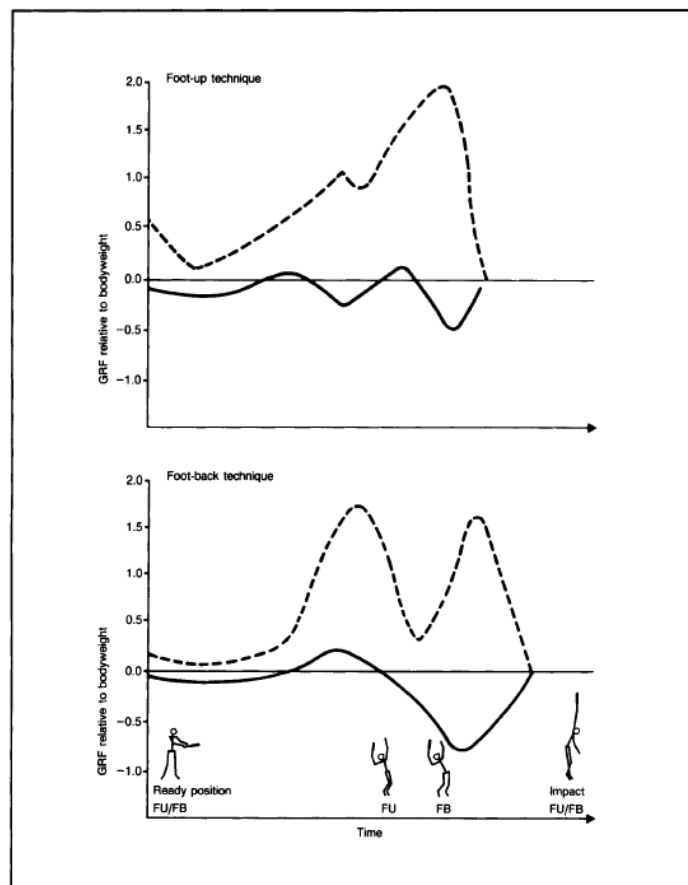


Figura 5: Forza di reazione al terreno verticale (--) e orizzontale (-) durante la tecnica a piede in su (FU) e piede indietro[2]

- La preparazione del colpo (cocking). Questa fase inizia quando il caricamento si conclude e finisce quando viene raggiunta la massima rotazione esterna della spalla. In questa fase, l'efficienza nella fase di caricamento è fondamentale per guidare la racchetta verso il basso e dietro al tronco in modo da colpire la palla, migliorando così l'energia potenziale generata. Ciò richiede un ottimo controllo del movimento, in particolare quello di rotazione, e una grande stabilità nella regione della spalla. Durante la preparazione del colpo si osserva nel giocatore un'intensa attività dei muscoli rotatori interni, che permette la preparazione alla

fase di accelerazione con un'energia cinetica significativa, favorita anche dall'impulso delle gambe che aiuta a dirigere la racchetta verso il basso, inoltre i muscoli rotatori interni della spalla, in questo momento, collaborano attraverso una contrazione eccentrica nell'andare a rallentare la rotazione esterna del braccio superiore [9]. In questa fase, inoltre, si ha un aumento delle forze di reazione del suolo. I giocatori di tennis professionisti raggiungono in questo stadio la massima rotazione esterna della spalla, caratterizzata da specifici angoli di movimento di spalla, gomito, polso, ginocchio e tronco, questi sono riportati in Tabella 1, queste angolazioni portano a una posizione quasi parallela tra racchetta e tronco [7].

Tabella 1: Angoli dei diversi segmenti della catena cinetica all'istante di massima rotazione esterna della spalla [3]

<b>Angoli durante l'istante di massima rotazione esterna della spalla</b>	
	media $\pm$ SD
Rotazione esterna della spalla ( $^{\circ}$ )	172 $\pm$ 12
Abduzione della spalla ( $^{\circ}$ )	101 $\pm$ 13
Adduzione orizzontale della spalla ( $^{\circ}$ )	7 $\pm$ 9
Flessione del gomito ( $^{\circ}$ )	104 $\pm$ 12
Estensione del polso ( $^{\circ}$ )	66 $\pm$ 19
Angolo del tronco sopra l'orizzontale ( $^{\circ}$ )	66 $\pm$ 9
Flessione del ginocchio ( $^{\circ}$ )	13 $\pm$ 8

La fase di accelerazione inizia dal momento in cui la massima rotazione esterna della spalla viene raggiunta e finisce quando la palla termina il contatto con la racchetta. Anche in questo caso, si possono trovare al suo interno due momenti chiave:

- Fase di accelerazione iniziale, inizia alla fine del cocking e termina con il contatto della palla con la racchetta. Questa fase sfrutta la preparazione fisica e precisione accumulata negli stadi precedenti. In questa fase si osserva una transizione rapida e potente dall'estensione del ginocchio alla rotazione esterna massima dell'articolazione gleno-omerale, essa infatti avviene in meno di 1/100 di secondo [7].

L'intensa attività dei muscoli del tronco e delle gambe come il vasto mediale, il vasto laterale e il gastrocnemio, consente agli atleti di generare una forza verticale che va da 1.68 a 2 volte il loro peso corporeo. Ciò sottolinea come l'energia cinetica massima nel servizio derivi in larga misura dalla sinergia tra gambe e tronco, inoltre una forza di reazione del

suolo così elevata sottolinea l'importanza della forza e della coordinazione neuromuscolare. La GRF è necessaria per ottenere la massima potenza e velocità della racchetta al momento dell'impatto con la palla.

Infine, l'accelerazione della racchetta è accompagnata da una complessa sequenza di movimenti della colonna lombare, che passa rapidamente da un'estensione e flessione laterale da un lato all'altro, questo movimento è fondamentale per trasferire la coppia attraverso i segmenti spinali [7].

- Fase di accelerazione finale e fase di contatto. Questa fase dura poco, giusto il tempo che la palla stia in contatto con la racchetta. Questo momento è cruciale per la potenza e precisione del colpo. Il tronco si inclina in avanti, mentre il braccio di servizio è sollevato e abdotto di  $101^\circ$  [10], il gomito è flesso [10], il polso e il ginocchio anteriore presentano una leggera flessione [3] [11]. Le diverse angolazioni delle articolazioni (Tabella 2) servono a massimizzare la velocità e il controllo della racchetta al momento dell'impatto con la palla [7]. Il punto di impatto ottimale si ha quando si raggiungono i  $110^\circ$  di angolo di elevazione tra la parte superiore del braccio e il tronco [5]. In particolare, al momento del contatto, la velocità è influenzata in maniera significativa dall'azione della spalla e del polso e dalla posizione del tronco, al contrario il gomito e il ginocchio contribuiscono solo in minor parte [7].

Un punto di impatto della palla più alto permette una traiettoria ottimale e una maggiore velocità del servizio. Si è dimostrato che l'altezza del corpo, la lunghezza degli arti e l'altezza del salto influenzano significativamente questa altezza di impatto [5]. Per raggiungere l'altezza massima di un colpo, è necessario che il corpo sia completamente esteso al momento dell'impatto, in modo che gli angoli di spalla, gomito e polso siano approssimativamente di  $180^\circ$  [6].

Tabella 2: Angolazione delle diverse articolazioni nell'istante in cui la palla impatta contro la racchetta e velocità del servizio

<b>Istante in cui la palla impatta contro la racchetta</b>	
	Media $\pm$ SD
Abduzione della spalla ( $^{\circ}$ )	101 $\pm$ 11
Adduzione orizzontale della spalla	5 $\pm$ 10
Flessione del gomito ( $^{\circ}$ )	20 $\pm$ 4
Estensione polso ( $^{\circ}$ )	15 $\pm$ 8
Angolo del tronco sopra l'orizzontale ( $^{\circ}$ )	48 $\pm$ 7
Flessione ginocchio ( $^{\circ}$ )	24 $\pm$ 14
Velocità del servizio (m/s)	Maschio: 50.8 $\pm$ 3.9, femmina: 41.5 $\pm$ 3.9

La fase di follow-through inizia immediatamente dopo il contatto della palla con la racchetta e continua fino all'ultima azione del servizio. Questa fase è suddivisibile a sua volta in 2 fasi:

- Fase di decelerazione. Questo stadio segue il contatto con la palla e termina quando inizia la decelerazione del corpo. In questa fase sia la parte superiore che inferiore del corpo deve gestire carichi eccentrici per rallentare e stabilizzare il movimento dopo il contatto con la palla, per far ciò è necessaria una precisa coordinazione tra la rotazione interna dell'articolazione gleno-omeroale e la pronazione dell'avambraccio. La coppia di decelerazione che interviene tra il tronco e il braccio è essenziale per stabilizzare la spalla contro le forze di distrazione che possono arrivare fino a 0.75 volte il peso corporeo dell'atleta. In questa fase la contrazione concentrica dei rotatori interni della spalla, nel movimento verso la palla, viene rallentata da una contrazione eccentrica dei rotatori esterni della spalla [9].
- Fase finale. Il giocatore completa il servizio con l'atterraggio della parte inferiore del corpo. Questo momento è caratterizzato dalla generazione di forze eccentriche dovute all'impatto con il terreno.

Le forze di reazione del terreno contribuiscono tra il 50% e il 60% della forza totale generata durante il servizio [12]. La capacità di sfruttare in modo efficace queste forze attraverso un'efficiente meccanica del piede e della caviglia è fondamentale per la potenza del servizio. La forza di reazione del suolo degli arti inferiori combinata con la rotazione del tronco produce una velocità della spalla in avanti e verso l'alto di circa il 10-20% della velocità della racchetta all'impatto. Si può quindi affermare coerentemente che la massimizzazione del movimento

delle gambe durante il servizio aiuta a produrre un movimento delle gambe che va a migliorare l'azione della spalla e consente di eseguire servizi più efficienti [6].

Il servizio inizia con la flessione delle ginocchia, che può raggiungere un angolo di 110-120°, ciò permette di generare la forza attraverso le gambe [12]. L'angolo che viene assunto permette l'accumulo di energia elastica nei muscoli delle gambe, che in seguito verrà trasmesso agli altri segmenti della catena cinetica attraverso l'estensione rapida delle ginocchia [12]. Atleti con una migliore flesso-estensione del ginocchio durante l'azione del servizio sono associati a un minor carico sulla spalla e sul gomito [9]. In particolare, il ciclo di allungamento-accorciamento, che prevede un iniziale allungamento dei muscoli per frenare il movimento verso il basso durante la contrazione concentrica dei quadricipiti, consente di accumulare l'energia elastica, seguita da una successiva fase concentrica in cui l'energia accumulata viene rilasciata per generare una maggiore forza e accelerare il movimento verso l'alto. Questo ciclo è di cruciale importanza per l'efficienza del movimento nel servizio, poiché consente agli atleti di mantenere l'equilibrio durante la preparazione e di aumentare la distanza su cui può essere sviluppata la velocità della racchetta. Inoltre, permette di aumentare la velocità di estensione delle gambe attraverso l'uso dell'energia immagazzinata. Lo stesso processo è osservato sempre durante il servizio nei movimenti preparatori del braccio, in cui i muscoli delle spalle e del gomito vengono allungati, accumulando energia elastica che può essere rilasciata per aumentare la velocità del colpo in avanti [6].

La rotazione del tronco è fondamentale dal punto di vista della generazione di potenza. È stato dimostrato che la velocità angolare del tronco può superare i 1000°/s nei servizi ad alta velocità, con una separazione orizzontale (angolo tra l'orientamento delle spalle e dei fianchi) che può raggiungere i 20° [12]. Questa separazione permette di creare un "carico" muscolare che, una volta rilasciato, produce una grande rotazione del tronco, andando così a contribuire in maniera significativa alla velocità finale della racchetta e quindi successivamente della palla. La coattivazione dei muscoli del tronco inferiore, inoltre, assiste alla stabilizzazione della colonna lombare durante l'estensione/flessione e la rotazione di questa regione durante l'azione di servizio [9].

La forza del "core" muscolare, inclusi gli addominali e i muscoli della schiena bassa, sono cruciali per trasferire in maniera vantaggiosa la forza generata dalle gambe e dal tronco alla racchetta e ridurre gli infortuni, infatti, un core forte riesce a stabilizzare il corpo durante i movimenti rotazionali o di estensione. In particolare, i muscoli addominali lavorano per accelerare e stabilizzare il tronco durante il servizio, mentre i muscoli della parte bassa della

schiena decelerano e stabilizzano il tronco durante il follow-through (movimento successivo al colpo della palla).

La rotazione interna della spalla, la flessione del gomito e la pronazione dell'avambraccio rappresentano le componenti finali della catena cinetica e contribuiscono fino al 40% della velocità della racchetta [12]. In particolare, la rotazione interna della spalla genera circa il 50% della velocità lineare della testa della racchetta, mentre il 30% è generato dalla flessione del polso [11]. La correlazione tra la forza isocinetica della spalla a velocità angolari di 180°/s e 240°/s e la velocità della palla è estremamente forte [13].

La Tabella 3 riporta la massima velocità angolare raggiunta da diversi segmenti della catena cinetica durante il servizio nel tennis [11].

Tabella 3: Velocità angolari massime durante il servizio ad alta velocità dei tennisti olimpici [3], [7].

<b>Massime velocità angolari</b>	
	media ± SD
Estensione del ginocchio (°/s)	800 ± 400
Decremento angolo del tronco (°/s)	280 ± 40
Rotazione del bacino (°/s)	440 ± 90
Rotazione del torso (°/s)	870 ± 120
Rotazione interna della spalla (°/s)	Maschio: 2420 ± 590, femmina: 1370 ± 730
Estensione del gomito (°/s)	1510 ± 310
Flessione del polso (°/s)	1950 ± 510

Si possono distinguere nel tennis 3 tipologie diverse di servizio, il servizio Piatto, il servizio Slice e il servizio Topspin. Il giocatore può scegliere a suo piacere quale tipo di servizio utilizzare durante il gioco, come si può osservare guardando la Figura 6, la scelta influenzerà la velocità e la traiettoria della palla.

- Il servizio Piatto consente al tennista di colpire la palla in modo rapido e diretto, senza andare ad impartire un effetto rotatorio alla palla. L'obiettivo di questo tipo di servizio è quello di massimizzare la potenza e la velocità, rendendo il colpo difficilmente intercettabile dall'avversario. Mentre la palla si alza, il giocatore porta la racchetta dietro la spalla e verso la schiena, andando successivamente ad accelerarla verso la palla. È fondamentale che la

palla colpisca la racchetta centralmente permettendo così il trasferimento dell'energia dalla racchetta alla palla. Velocità, rotazione e precisione sono i tre fattori principali che devono essere combinati nel modo migliore possibile per svolgere un servizio piatto di successo. Questa tipologia di servizio tra tutti è quello che mostra i valori più alti di pressione plantare [14]

- Il servizio Slice permette di andare ad imprimere una rotazione laterale alla palla dirigendola verso l'esterno, la traiettoria di questa, successivamente all'impatto con la racchetta, risulta curva. Per effettuare questo tipo di servizio il giocatore deve colpire la palla in maniera obliqua e, per fare ciò, è richiesta un'adeguata rotazione del tronco e un'attenta coordinazione tra il movimento del braccio e il momento dell'impatto. Nel servizio Slice le forze e le coppie complessive risultano più basse rispetto agli altri due tipi di servizio. Il punto di contatto ottimale della palla sulla racchetta risulta lo stesso che si ha nel servizio Piatto [15].
- Il servizio Topspin, noto anche come servizio Kick, è caratterizzato da una forte rotazione in avanti della palla, che ne aumenta il rimbalzo. Il giocatore, per eseguire questo tipo di servizio, deve colpire la palla dal basso verso l'alto, imprimendo, per mezzo della racchetta, un movimento rotatorio alla palla dall'alto verso il basso nella direzione del colpo. La rotazione impressa genera un attrito nella parte superiore della palla ed un'accelerazione nella parte inferiore, la traiettoria diventa così parabolica discendente. Rispetto al colpo Piatto, il volo della palla risulta più lento a causa dell'attrito con l'aria e la traiettoria più alta e più corta. Dopo il rimbalzo, la palla assumerà più energia e rimbalzerà più in alto e in modo più lungo. Inoltre, il punto di contatto nel servizio Topspin risulta essere più mediale rispetto al servizio Piatto [15].



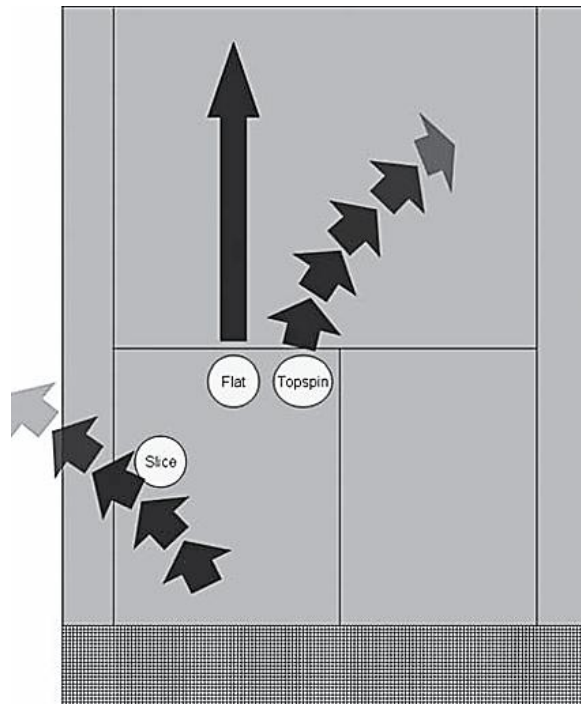


Figura 6: I 3 tipi principali di servizio (giocatore destro) [7]

Dalla Figura 7 è possibile notare come il servizio Topspin permette di ottenere delle velocità più basse rispetto a un servizio Piatto ma permette di ottenere una velocità di rotazione della palla nettamente superiore rispetto al servizio Piatto. Il servizio Slice ha una velocità lineare e una velocità di rotazione intermedia rispetto alle altre due tipologie di servizio.

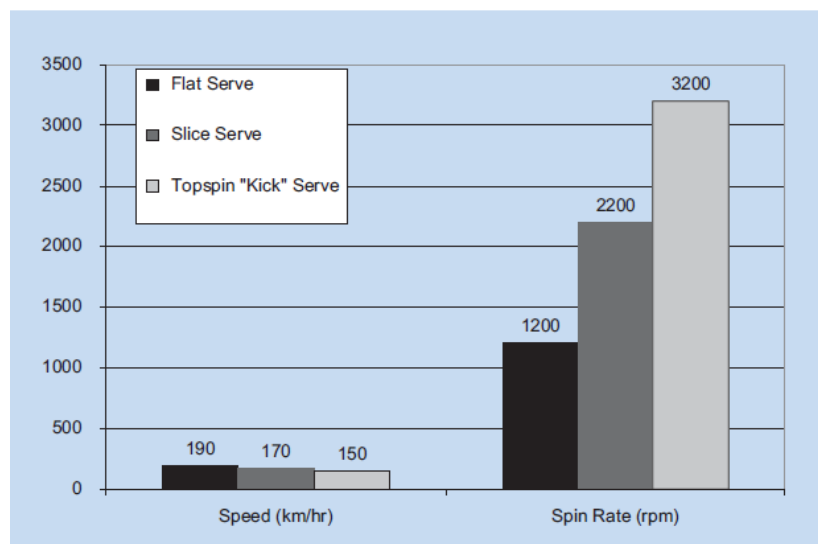


Figura 7: Comparazione della velocità lineare e della velocità di rotazione che caratterizza i diversi tipi di servizio [7]



### 1.3 Il Dritto

Il dritto nel tennis è il secondo colpo più importante, il cui successo ha un impatto significativo sul risultato della partita. In particolare, il Topspin di dritto è un metodo di dritto che presenta numerosi vantaggi, tra cui la facilità di controllo, la traiettoria elevata e il rimbalzo alto e potente della palla, la minor probabilità che la palla esca dai confini del campo o venga facilmente intercettata dall'avversario, favorendo così la realizzazione di punti diretti [16].

Il dritto è un colpo che viene eseguito facendo oscillare la racchetta da dietro ad avanti utilizzando i muscoli del lato del palmo della mano. I punti chiave per sviluppare un dritto efficace includono: mantenere il palmo che tiene la racchetta parallelo al suolo, rilassare il polso e aprire leggermente la faccia della racchetta per garantire un pieno contatto con la palla [17].

Il colpo sotto analisi inizia con il posizionamento anteriore del piede sinistro e l'arrivo della palla da un lato. La racchetta, attraverso un movimento ascendente da sotto a sopra, impone un movimento rotatorio alla palla spingendola in avanti. Questa azione crea un effetto Magnus, in cui la rotazione della palla influenza il flusso d'aria attorno ad essa, causando una deviazione nella sua traiettoria. Successivamente al contatto, il baricentro del giocatore si alza e il giocatore porta quindi la racchetta oltre la testa [16].

La sequenza di un dritto Topspin si articola in 3 fasi (Figura 8):

- La fase di preparazione, dove il giocatore si posiziona per ricevere la palla, in questa fase il tennista si gira di lato utilizzando il movimento del tronco per guidare spalla, gomito, polso e infine la racchetta. La biomeccanica gioca un ruolo fondamentale, gli angoli e le velocità delle articolazioni di spalla, gomito e polso, influenzano in maniera diretta lo slancio che riceve la racchetta e successivamente la velocità lineare della palla. In questo momento le attività muscolari sono minime [18];
- La fase di oscillazione e colpo della palla, in cui il giocatore fa oscillare la racchetta in avanti in modo da toccare la palla, in questo momento la forza di reazione del suolo viene trasferita dalle gambe fino alla racchetta e poi alla palla. La chiave per ottenere un efficace Topspin è lo sviluppo di un rapido movimento rotatorio del tronco e una veloce estensione delle gambe che insieme alla rapida velocità dell'articolazione della spalla, massimizzano la velocità della racchetta al momento dell'impatto. In particolare, la rotazione interna della spalla in questa fase contribuisce fino al 48.3% alla velocità finale della racchetta ed è per questo considerata uno dei movimenti chiavi del gesto [4]. Nel momento del colpo il gomito raggiunge una flessione media di 11° [10]. Tutto ciò assicura un alto Topspin e velocità della palla, riducendo il tempo di reazione dell'avversario e aumentando le possibilità di segnare.

- la conclusione con il follow-through, dove dopo aver colpito la palla, la racchetta viene fatta oscillare verso la spalla sinistra e così l'azione finisce. Biomeccanicamente si ha in questa fase una rapida rotazione interna del braccio e un movimento in avanti del centro di gravità che contribuiscono a mantenere la forza e la velocità della palla e a garantire un movimento fluido. In questa fase gli angoli delle articolazioni di spalla e gomito dovrebbero essere controllati in modo da evitare infortuni [16].

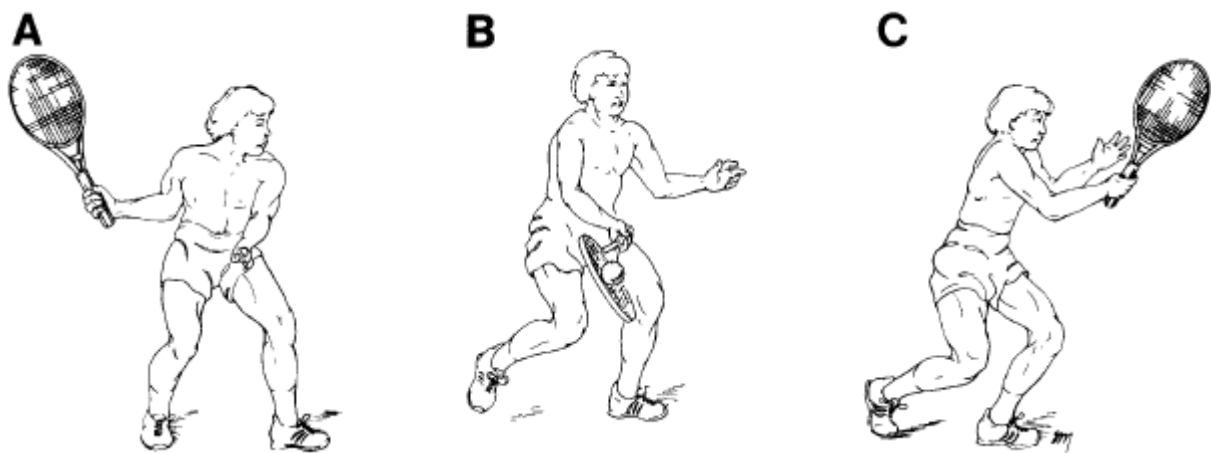


Figura 8: I 3 stadi del dritto: A, preparazione della racchetta; B, stadio II, accelerazione; C, stadio III, follow-through [18]

Tutte e tre le fasi del colpo di dritto topspin, si avvalgono della GRF per massimizzare la prestazione, in particolare studi condotti da Raku Shimokawa et al. hanno dimostrato come le forze di reazioni del suolo influenzino la velocità della palla post-impatto nel dritto. In particolare, la componente antero-posteriore della GRF (FX) è stata identificata come il fattore cruciale nella generazione di una maggiore velocità della palla e da sola spiega il 26% della variazione della velocità della palla dopo l'impatto, al tempo stesso il 37% di questa variazione è possibile spiegarlo dalla combinazione delle forze antero-posteriore (FX), mediale-laterale (FY) e verticale (FZ) questo dimostra come le forze combinate hanno un impatto maggiore sulla velocità della palla rispetto alla sola forza FX. Questo implica che, durante la fase di preparazione e di oscillazione e impatto della palla, una spinta potente e coordinata delle gambe contro il suolo avvia la rotazione del bacino che, a sua volta facilita la rotazione del tronco, e in ultima analisi, consente il trasferimento di energia addizionale alla racchetta, incrementando quindi la forza dell'impatto e la conseguente velocità della palla [4].

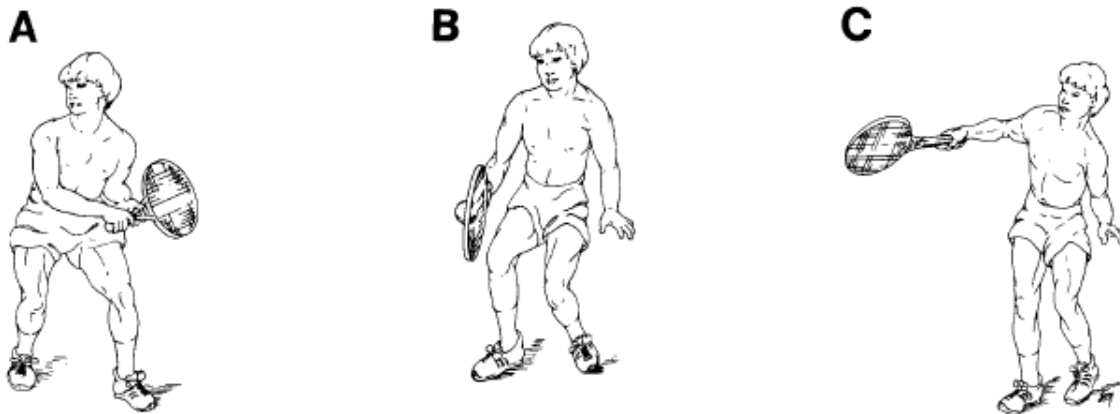
## 1.4 Il rovescio

Il rovescio è un colpo importante nel tennis e sebbene venga considerato un colpo difficile da padroneggiare e meno potente del dritto, offre significativi vantaggi strategici dovuti alla sua esecuzione frontale, che facilita rapidi aggiustamenti della traiettoria che rendono difficile la previsione del colpo agli avversari. Ciò che rende vincente un rovescio è quindi la rapidità del colpo [19]. Questo colpo può essere eseguito sia con una mano che con due mani senza che vi siano differenze sostanziali tra le modalità e il movimento attraverso il quale questi due tipi di rovescio vengono eseguiti. Il rovescio a una mano offre vantaggi diversi in termini di potenza, controllo e possibilità di variazione della traiettoria della palla rispetto a quelli che offre il rovescio a due mani [20].

Il colpo di rovescio si esegue facendo oscillare la racchetta dall'esterno verso l'interno, sfruttando la forza del polso e del braccio. I punti chiave per svolgere un rovescio ottimo sono: mantenere il lato interno del palmo parallelo al suolo, rilassare il polso e chiudere leggermente la racchetta per assicurare un contatto ottimale con la palla [17].

Il rovescio è un gesto che può essere suddiviso in tre diverse fasi (Figura 9):

- Preparazione, in questa fase le attività muscolari sono minime. In questa fase si ha una rotazione esterna della spalla di circa  $172^\circ$  e una flessione del gomito di  $104^\circ$ , questa configurazione consente al giocatore di preparare la racchetta in una posizione ottimale per scatenare delle rotazioni veloci nei vari segmenti [11].
- Accelerazione, in questo momento vengono generate in sequenza le velocità angolari massime. Il tronco si inclina, torace e bacino ruotano e il gomito si estende rapidamente insieme a una flessione veloce del polso. Questa catena cinetica permette il trasferimento dell'energia accumulata dalla posizione iniziale della racchetta fino all'impatto con la palla, generando velocità e precisione nel colpo. In questa fase è importante il ruolo dell'abduzione della spalla che si mantiene vicino ai  $101^\circ$ , e l'estensione leggera del gomito e polso che, al momento dell'impatto, garantiscono stabilità e controllo durante il colpo [11].
- Follow-through, in quest'ultima fase il movimento prosegue fluidamente verso l'alto e in avanti, con il braccio dominante che completa l'azione seguendo la direzione del colpo. Questo gesto permette di trasferire l'energia accumulata alla palla, ottimizzando la precisione e la potenza del tiro. Una corretta esecuzione include anche la rotazione del busto, che assicura stabilità ed equilibrio post-impatto, e il mantenimento dello sguardo sulla palla per favorire un controllo ottimale del colpo.



*Figura 9: I 3 stadi del rovescio: A, preparazione della racchetta; B, stadio II, accelerazione; C, stadio III, follow-through [18]*

Nel caso del rovescio, nel momento del colpo il gomito raggiunge una flessione media di  $18^\circ$ , che risulta essere maggiore rispetto a quella che si osserva nel colpo di dritto [10].

Johanna Lambrich e Thomas Muehlbauer hanno condotto uno studio in cui viene investigato l'effetto della direzione del colpo incrociato (cross) o lungo (longline) sulla pressione plantare nei piedi durante i colpi di dritto e rovescio in giocatori di tennis adulti sani di vari livelli di abilità. Ciò che emerge dalla ricerca è che non sono riscontrate differenze significative nella pressione plantare tra i due tipi di colpo; tuttavia, emergono delle differenze notevoli nei valori di pressione tra il piede dominante e quello non dominante degli atleti e tra i diversi livelli di abilità [14].

L'analisi cinematica delle due tipologie di rovescio rileva differenze significative nell'impiego delle catene cinematiche e nella mobilità associata ai due diversi colpi. Il rovescio a due mani si avvale di una catena cinetica chiusa ad otto gradi di libertà, questa configurazione garantisce una maggiore mobilità [21], stabilità e un maggior controllo che permette di gestire al meglio e in modo più facile colpi potenti ed inoltre consente di gestire il gioco da posizioni meno vantaggiose in maniera sicura, riuscendo anche a giocare in maniera efficace palle veloci e con alti rimbalzi [20]. Per questi motivi, il rovescio a due mani è un'ottima scelta nei colpi di Topspin estremi e nei colpi incrociati [19]. Il colpo di rovescio ad una mano si avvale invece di una catena cinetica aperta a sette gradi di libertà [21]. Questo tipo di colpo permette di avere una maggiore flessibilità e ampiezza del movimento, permette inoltre la generazione di colpi più creativi e inaspettati da parte dell'avversario. Il rovescio ad una mano seppur adatto nei colpi base e di avvicinamento non è adatto a gestire palle veloci e palle che mostrano alti

rimbalzi, inoltre risulta difficile da applicare nei colpi di Topspin estremi e colpi corti incrociati. Il rovescio a una mano provoca una maggiore velocità nell'istante successivo all'impatto in quanto il giocatore è in grado di applicare una forza maggiore alla racchetta [19].

Le differenze strutturali tra le diverse catene cinetiche si traducono in un approccio diversi di gestione della generazione di forza e velocità. Nel rovescio ad una mano, la singola estremità superiore è responsabile sia della generazione di velocità che della stabilizzazione del colpo, al contrario nel rovescio a due mani le estremità superiori svolgono due ruoli distinti: l'estremità non dominante genera la forza, mentre l'estremità dominante contribuisce alla stabilizzazione. Questa divisione dei compiti permette una maggiore applicazione della forza rotazionale del tronco nel colpo a due mani, e permette di distribuire il carico in maniera uniforme tra i muscoli [21].

## 1.5 Analisi Comparativa degli Studi sulla Biomeccanica del Tennis

La biomeccanica nel tennis rappresenta un ambito di studio essenziale per comprendere in che modo i movimenti specifici dei tennisti influenzano le prestazioni e il rischio di infortuni. Questo capitolo esplora diversi aspetti della biomeccanica applicata ai principali colpi nel tennis, quali il servizio, il dritto e il rovescio. Per ottenere una visione più esaustiva, si è proceduto all'analisi dei contributi provenienti da varie ricerche scientifiche, che hanno esaminato questi movimenti attraverso differenti approcci, avvalendosi di tecnologie avanzate e metodologie specifiche.

La Tabella 4 offre una sintesi dettagliata delle principali ricerche effettuate negli ultimi anni in questo settore. Vi sono indicati gli autori, l'anno di pubblicazione, la rivista di riferimento e gli obiettivi specifici di ciascuno studio. Sono inoltre evidenziati i gesti atletici analizzati, la tipologia degli articoli e le attrezzature impiegate, elementi che contribuiscono a definire un quadro chiaro dello stato attuale delle conoscenze. La tabella non solo fornisce un riepilogo delle principali scoperte nel campo della biomeccanica del tennis, ma sottolinea anche come tali ricerche possano orientare sia l'allenamento pratico che la prevenzione degli infortuni nei tennisti di tutti i livelli.





Tabella 4: Analisi della letteratura

<b>Titolo</b>	<b>Autori</b>	<b>Anno</b>	<b>Giornale</b>	<b>Obiettivo</b>	<b>Gesto atletico in esame</b>	<b>Tipologia di articolo</b>	<b>Luogo</b>	<b>Attrezzatura</b>
Biomechanics of the Serve in Tennis	Bruce C. Elliott	1988	Sports Medicine	Attraverso la revisione di studi cinematici e cinetici, vengono identificate le possibili cause degli infortuni a carico di schiena e gomito. Vengono sottolineate le differenze tra diverse tecniche e il legame tra forze interne e infortuni	Servizio	Review		
An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players	Richard K. N. Ryu, John McCormick, Frank W. Jobe, Diane R. Moynes, Daniel J. Antonelli	1988	The American journal of Sports Medicine	Viene analizzato il ruolo della spalla nelle diverse fasi del servizio. Sono approfondite le differenze tra il dritto e il rovescio per quanto concerne i muscoli che entrano in gioco	Servizio, dritto e rovescio	Articolo Scientifico	Campo da tennis	Sensori EMG (Dual-wire elettrodi intramuscolari usando la tecnica Basmajian a singolo ago) , 2 telecamere cinematografiche da 16mm con rate di acquisizione di 450 frames al secondo

<p>Contributions of Upper Limb Segment Rotations During the Power Serve in Tennis</p>	<p>Bruce C. Elliott, Robert N. Marshall, and Guillermo J. Noffal</p>	<p>1995</p>	<p>Journal of applied Biomechanics</p>	<p>Viene esaminato il contributo delle rotazioni anatomiche dei segmenti dell'arto superiore, inclusi il corpo inferiore, il tronco, il braccio superiore, l'avambraccio e la mano, nella generazione della velocità della testa della racchetta durante un servizio di tennis ad alta velocità</p>	<p>Servizio</p>	<p>Articolo Scientifico</p>	<p>Campo da tennis outdoor</p>	<p>3 photosonics telecamera che acquisiscono a 200Hz, 9 markers sugli arti superiori del soggetto e 2 markers attaccati lateralmente alla pallina</p>
<p>Biomechanical Analysis of the shoulder during tennis activities</p>	<p>W. Ben Kibler</p>	<p>1995</p>	<p>Clinics in Sports Medicine</p>	<p>Viene analizzata biomeccanicamente la spalla durante le attività legate al tennis con lo scopo di comprendere le forze in gioco e i movimenti durante tutte le specifiche azioni sportive. Vengono messe in luce le principali differenze per quanto riguarda le forze e i movimenti nel servizio, nel dritto e nel rovescio. Viene</p>	<p>Servizio</p>	<p>Review</p>		

				analizzata la catena cinetica con i relativi contributi cinetici e di forza dei vari segmenti				
Changes in angular momentum during tennis serve	Rafael B. Bahamonde	2000	Journal of sports Science	Lo scopo del presente studio è stato quello di analizzare le variazioni tridimensionali del momento angolare durante l'esecuzione del servizio di tennis per fornire informazioni chiave sulla meccanica del movimento del servizio	Servizio	Articolo Scientifico	Campo da tennis	2 telecamere a 250Hz, 21 landmarks sul corpo e 5 landmarks sulla racchetta
The One- and Two-Handed Backhands in Tennis	Machar Reid and Bruce Elliot	2002	Sports Biomechanics	Analisi e confronto del rovescio a una mano e del rovescio a due mani	Rovescio	Articolo Scientifico	Campo da tennis	2 videocamere sincronizzate a 200Hz

Technique effects on upper limb loading in the tennis serve	B. Elliot, G. Fleisig, R. Nicholis and R. Escamilla	2003	Journal of Science and Medicine in Sport	Analisi e confronto dei carichi subiti dalle articolazioni di spalla e gomito durante il servizio nel tennis, lo scopo finale è migliorare la prevenzione e il trattamento degli infortuni	Servizio	Articolo Scientifico	Campo da tennis outdoor	2 videocamere sincronizzate a 200Hz, pistola radar
Kinematics Used by World Class Tennis Players to Produce High-Velocity Serves	Glenn Fleisig, Rochelle Nicholls, Bruce Elliot, and Rafael Escamilla	2003	Sports Biomechanics	Lo studio analizza la cinematica del servizio nel tennis attraverso l'uso di videocamere ad alta velocità e la modellizzazione tridimensionale basata su 20 punti di riferimento sul giocatore e sulla racchetta al fine di quantificare i movimenti e la velocità di rotazione esterna della spalla fino all'impatto con la palla. L'obiettivo finale è stato quello di identificare i movimenti e i tempi correlati alla massima	Servizio	Articolo Scientifico	Campo da tennis	2 telecamere sincronizzate ad alta velocità 200Hz,

				velocità di palla, in modo da aiutare nella generazione di servizi ad alta velocità				
--	--	--	--	---	--	--	--	--

<p>Lower-Limb Activity during the Power Serve in Tennis: Effects of Performance Level</p>	<p>Oliver Girard, Jean. Paul Micallef and Grefoire P. Millet</p>	<p>2005</p>	<p>Medicine &amp; Science in Sports &amp; Exercise</p>	<p>Vengono analizzate le differenze nell'attività degli arti inferiori durante il servizio di potenza nel tennis tra livelli di performance diversi. Sono analizzate inoltre le differenze tra diverse tecniche come la foot-up e foot-back</p>	<p>Servizio</p>	<p>Articolo Scientifico</p>	<p>Campo da tennis</p>	<p>Piattaforme di forza 50x50,x5 cm(Captels SA, Saint Mathieu de Treviere, France), sensori EMG (elettrodi monouso di superficie bipolari (DE-3,1, Delsys, Boston, MA)), 1 telecamera (JVX, Ottawa, Ontario, Canada), accelerometri 0,80x0,8x0,3 cm (Eurisensor, Montpellier, France), radar (Stalker ATS, MN)</p>
---	--	-------------	--	---	-----------------	-----------------------------	------------------------	--

Biomechanics and Tennis	Bruce Elliott	2006	British journal of sports medicine	Esamina il ruolo chiave della biomeccanica nel tennis, evidenziando come una comprensione biomeccanica dei colpi e delle varie tecniche utilizzate dai tennisti possano prevenire lesioni e migliorare le prestazioni	Servizio, dritto e rovescio	Review		
Biomechanics of the elbow joint in tennis players and relation to pathology	Denise Eygendaal, F T G Rahussen, R L Diercks	2007	British journal of sports medicine	Analisi della relazione tra la biomeccanica di tecniche diverse di colpo nel tennis e la nascita di patologie che colpiscono il gomito	Servizio, dritto e rovescio	Review		
Lower-Limb Coordination and Shoulder Joint Mechanics in the Tennis Serve	Machar Reid, Bruce Elliot, and Jacqueline Alderson	2007	Medicine & Science in Sports & Exercise	lo studio esamina l'impatto della coordinazione degli arti inferiori sulla meccanica della spalla nei servizi flat di tennis ad alte prestazioni	Servizio	Articolo Scientifico	Laboratorio	12-camera Vicon MX sistema di analisi del movimento a 250 Hz, UWA full-body marker set (62 markers retro-riflettenti , 16-mm di diametro), 5

								marker attaccati alla racchetta.
Biomechanics of the Tennis Serve: Implications for Strength Training	E. Paul Roetert, Todd S. Ellenbecker, and Machar Reid	2009	Strength and Conditioning Journal	Viene analizzata la biomeccanica del servizio nel tennis al fine di raccomandare esercizi di allenamento specifici che possano andare ad ottimizzare le prestazioni durante il servizio	Servizio	Review		
Review of tennis serve motion analysis and the biomechanics of three serve types with implications for injury	Geoffrey D. Abrams, Alison L. Sheets, Thomas P. Andriacchi, and Marc R. Safran	2011	Sports Biomechanics	Viene studiato il servizio in quanto è una delle potenziali cause di lesioni muscoloscheletriche. Sono analizzate inoltre le principali differenze tra tre diversi tipi di servizio: flat, slice e kick	Servizio	Review		



An 8-Stage Model for Evaluating the Tennis Serve: Implications for Performance Enhancement and Injury Prevention	Mark Kovacs and Todd Ellenbecker	2011	Sports Health: A multidisciplinary approach	Vengono analizzate le 8 fasi principali in cui è possibile suddividere il servizio	Servizio	Review		
The Kinematics of Trunk and Upper Extremities in One-Handed and Two-Handed Backhand Stroke	Adam Stępień, Tadeusz Bober, Jerzy Zawadzki	2011	Journal of Human Kinetics	Viene analizzato il rovescio. Vengono confrontate due diverse tecniche di rovescio, quello a una mano e quella a due mani	Rovescio	Articolo Scientifico	Laboratorio	BTS smart system
A comparative study of backhand strokes in tennis among national tennis players in Malaysia	Tajul Arifin Muhamad, Akram Abdul Rashid, Mohd Radzani Abd Razak, Norlena Salamuddin	2011	Procedia Social and Behavioral Sciences	Viene confrontato il rovescio a una mano e il rovescio a due mani	Rovescio	Articolo Scientifico	Campo da tennis	Vengono attribuiti dei punti sulla base del successo o insuccesso del compito che l'atleta deve portare a termine.

<p>Upper limb analysis measured by inertial measurement unit tool: a case report</p>	<p>Filip Woloszyn, Anna Czml</p>	<p>2019</p>	<p>European Journal of Clinical and Experimental Medicine</p>	<p>L'obiettivo dello studio è quello di analizzare le differenze tra colpi di forehand and backhand precisi e imprecisi nel tennis, utilizzando sensori di movimento inerziali per valutare la durata del colpo, le altezze dei segmenti del braccio superiore e l'impatto del movimento sull'accuratezza e la velocità del colpo</p>	<p>Dritto e rovescio</p>	<p>Articolo Scientifico</p>	<p>Palestra con linee che marciano un campo da tennis</p>	<p>Sensori di movimento inerziali (IMU), sistemi ottici di cattura del movimento (MCS), radar</p>
<p>Does ground-reaction force influence post-impact ball speed in the tennis forehand groundstroke?</p>	<p>Raku Shimokawa, Andrè Nelson and James Zois</p>	<p>2020</p>	<p>Sports Biomechanics</p>	<p>Si indaga come le GRF influenzino la velocità post-impatto della palla durante il dritto del tennis, identificando la componente di forza più influente legata a una maggiore velocità complessiva della palla</p>	<p>Dritto</p>	<p>Articolo Scientifico</p>	<p>Laboratorio biomeccanico</p>	<p>Pedane di forze di dimensioni (BP600900) 600x900mm, radar gun (Stalker PRO, Stalker Radar, Plano, TX, USA), GoPro (Hero 3)</p>

Analysis of the Movement Track of Top Spinning Ball and Biomechanics in the Process of Hitting Tennis Ball	Xia Xie	2021	Molecular & Cellular Biomechanics	Questo studio si propone di esplorare il movimento di una palla da tennis top-spinning e la biomeccanica dei tennisti quando colpiscono la palla. Viene studiato l'azione del dritto topspin	Dritto	Articolo Scientifico	Palestra in cui viene riportato un ipotetico campo da tennis	2 PULNIX telecamere ad alta velocità sincronizzate
Determinant Physical Factors of Tennis Serve Velocity: A Brief Review	Joshua Colomar, Francisco Corbi, Quim Brich, and Ernest Baiget	2022	International Journal of Sports Physiology and Performance,	Analisi degli elementi fisici chiave che possono avere un impatto positivo o negativo nel servizio	Servizio	Review		
Upper Extremity Muscle Activation during Drive Volley and Groundstroke for Two-Handed Backhand of Female Tennis Players	Mu-Lin Tai, Chun-Ju Yang, Wen-Tzu Tang, Bruce Elliott and Kai-Lung Chang	2022	Journal of Sports Science and Medicine	Lo scopo dell'esperimento descritto nell'articolo è investigare i modelli di attivazione muscolare degli arti superiori durante l'esecuzione di due specifici colpi nel tennis femminile: il drive volley e il groundstroke con rovescio a due mani. L'obiettivo principale è identificare le differenze nelle	Rovescio	Articolo scientifico	Campo da tennis	Elettrodi EMG, Delsys-16 EMG system (Delsys Inc., Natick, MA, USA) at 2000 Hz, 3-D infrared motion analysis system (Motion Analysis Corporation, USA, 200 Hz)

				<p>attivazioni muscolari tra questi due colpi, per capire come i muscoli reagiscono a situazioni di gioco diverse e come questi dati possano essere utilizzati per migliorare le tecniche di allenamento</p>				
<p>Biomechanical, force-time curve and neuromuscular training impact on serve performance in high level tennis players</p>	Ernest Baiget Vida	2022		<p>Analisi dell'allenamento neuromuscolare, delle caratteristiche antropometriche dell'impatto della palla e della sua posizione di atterraggio, nonché dei parametri della curva forza-tempo, al fine di valutare l'effetto di tali fattori sulla prestazione del servizio nei giocatori di tennis di alto livello e giovani</p>	Servizio	Review		

Is isokinetic shoulder strength a determinant of serve ball velocity in tennis?	Cengiz Ölmez, Nadhir Hammami, Necdet Apaydın, Soukaina Hattabi, Halit Şar, Mehrzia Amani Khezami & Alparslan İnce	2023	Sports Biomechanics	L'obiettivo è quello di capire la correlazione tra le performance nel tennis e le abilità fisiche. Inoltre, l'articolo focalizza l'attenzione sull'identificazione di fattori isocinetici che possono influenzare le prestazioni durante il servizio	Servizio	Articolo Scientifico	Laboratorio e campo da tennis	Dinamometro isocinetico di tipo Human NORM, pistola radar portatile posizionata sul campo
Effect of stroke direction on plantar pressure in each foot during the forehand and backhand stroke among healthy adult tennis players of different performance levels	Johanna Lambrich adn Thomas Muehlbauer	2023	BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation	Si analizza l'influenza della direzione del colpo (incrociato o lungo) nella distribuzione della pressione plantare nei colpi di dritto e rovescio in tennisti di diverso livello. Vengono utilizzate solette per misurare la pressione plantare.	Dritto e Rovescio	Articolo Scientifico	Campo da tennis	Suolette strumentate flessibili (GP MobilData WiFi, GeBioM mbH, Münster, Germany), 1 Videocamera
Motion Picture Analysis: A Mechanical Study of Tennis Players during Forehand and Backhand Strokes	Yanan Yin, Tingting Gou	2024	HighTech and Innovation Journal	Analisi del dritto e nel rovescio in due diverse categorie di atleti	Dritto e Rovescio	Articolo Scientifico	Campo da tennis	4 telecamere ad alta velocità, sensori mioelettrici. Analisi video e analisi tramite segnali elettromiografici



In Figura 10 è mostrata la proporzione dei gesti analizzati negli articoli in esame. Si nota che il servizio è il gesto più studiato, rappresentando il 54% degli articoli analizzati. Seguono altri colpi come il dritto e il rovescio, rispettivamente al 12% e 8%. Alcuni studi includono l'analisi combinata di servizio, dritto e rovescio (15%), mentre altri si concentrano sia sul dritto che sul rovescio insieme (12%). Questa distribuzione evidenzia come il servizio sia considerato un elemento chiave nella biomeccanica del tennis, probabilmente a causa del suo impatto significativo sulle prestazioni complessive.

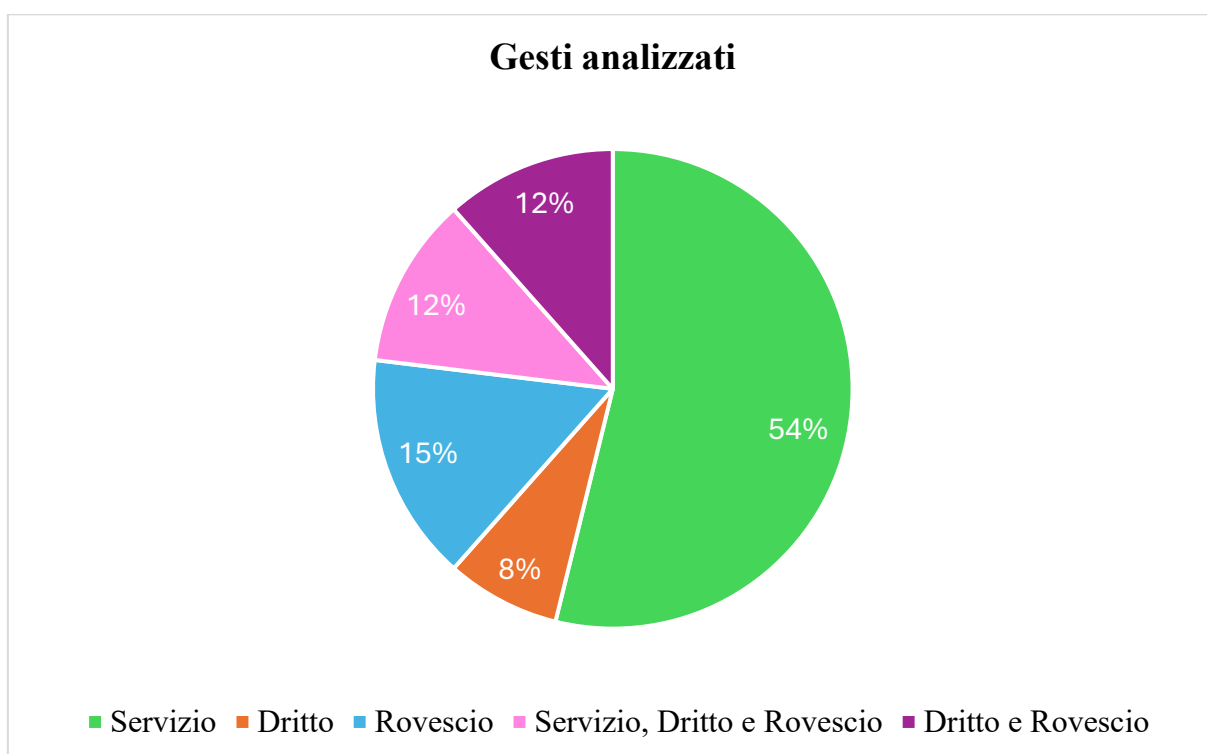


Figura 10: Gesti analizzati

Il grafico presente in Figura 11 illustra la proporzione tra articoli di tipo review e articoli scientifici originali nelle fonti selezionate. Dal diagramma a torta emerge che la maggior parte delle fonti sono articoli scientifici originali, che costituiscono il 69% del totale, mentre le review rappresentano solo il 31%. Questo indica una prevalenza di studi originali che forniscono nuovi dati sperimentali o analisi specifiche nel campo della biomeccanica del tennis. La minore presenza di review potrebbe riflettere una fase attiva di ricerca e sviluppo di nuove conoscenze, con un focus sull'espansione dei dati disponibili piuttosto che sulla sintesi delle informazioni esistenti.

### Tipologia di articolo

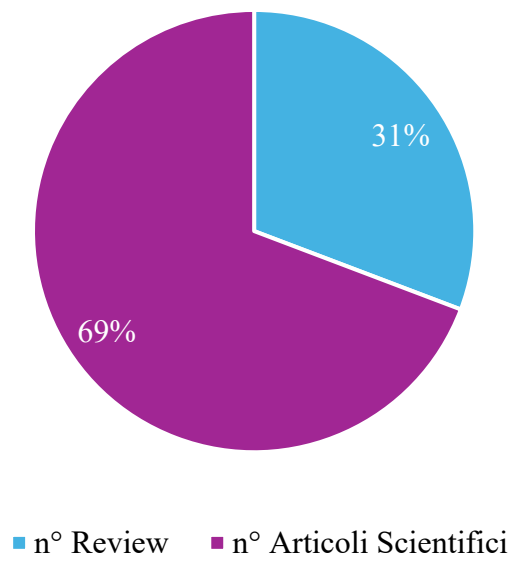


Figura 11: Tipologia di articolo



## 2. Introduzione alle Paralimpiadi

Nel 1948, il dottor Ludwig Guttman ha dato inizio al movimento paralimpico organizzando una competizione per atleti in sedia a rotelle con lesioni spinali, nota come "Stoke Mandeville Games". Questo evento, promosso dal Comitato Internazionale dei Giochi di Stoke Mandeville (ISMGC), vide la partecipazione di 16 atleti. I primi Giochi Paralimpici ufficiali si sono svolti nel 1960 a Roma, con la partecipazione di 400 atleti provenienti da 23 diversi paesi. Sedici anni dopo, nel 1976, si sono tenuti i primi Giochi Paralimpici Invernali a Örnsköldsvik, in Svezia, che hanno visto competere 200 atleti da 16 nazioni. Con il passare del tempo, i Giochi Paralimpici sono diventati il più grande evento sportivo di inclusività, coinvolgendo un numero crescente di atleti e paesi partecipanti. Alle Paralimpiadi di Tokyo del 2020, hanno gareggiato 4393 atleti provenienti da 162 nazioni [22]. La Figura 12 mostra l'evoluzione del numero di atleti e paesi partecipanti ai Giochi Paralimpici estivi dal 1960 al 2016, evidenziando la crescita costante della manifestazione nel tempo.

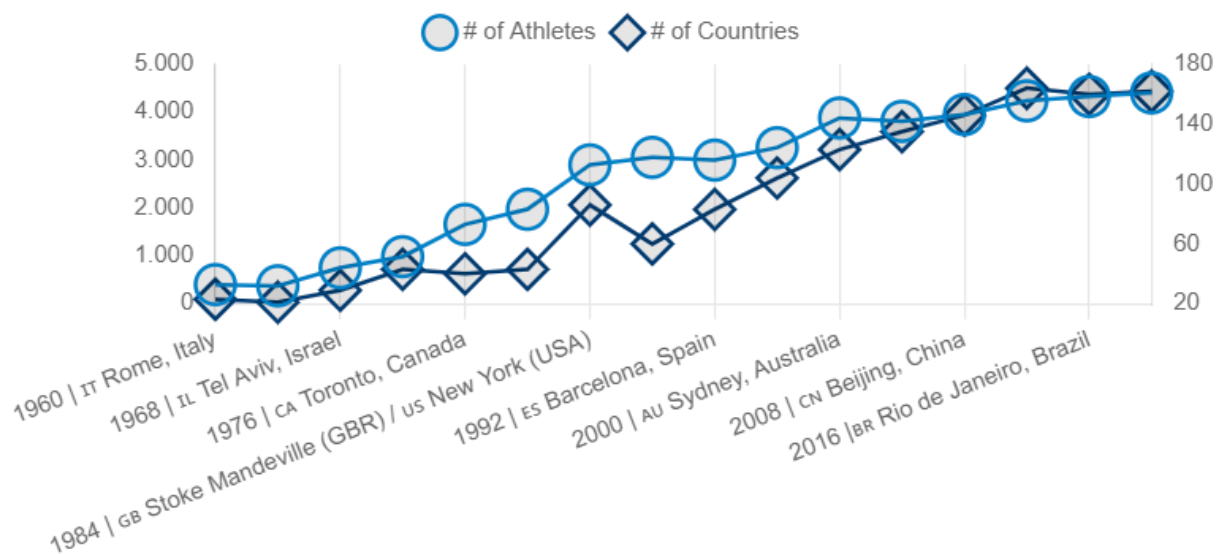


Figura 12: Giochi Paralimpici estivi [22]

Il movimento paralimpico si fonda su quattro valori principali: (i) **Coraggio**. Gli atleti paralimpici dimostrano il loro coraggio mettendo alla prova i propri limiti fisici e mostrando quanto è possibile ottenere attraverso l'impegno e la perseveranza. (ii) **Uguaglianza**. Attraverso

lo sport, gli atleti paralimpici celebrano la diversità e dimostrano che le differenze sono una risorsa. Essi sfidano gli stereotipi, trasformano le percezioni e abbattano le barriere sociali e la discriminazione nei confronti delle persone con disabilità. (iii) **Ispirazione.** Gli atleti paralimpici, come esempi da seguire, utilizzano al massimo le loro capacità, ispirando e incoraggiando gli altri a partecipare allo sport e a condurre una vita attiva. (iv) **Determinazione.** Gli atleti paralimpici mostrano una forza interiore unica che combina tenacia mentale, abilità fisica e agilità, producendo prestazioni sportive che ridefiniscono continuamente i limiti del possibile [22].

## 2.1 Le Organizzazioni Paralimpiche

Nel 1960, un gruppo di lavoro internazionale fu creato per studiare le problematiche legate allo sport per persone con disabilità. Da questo lavoro, nel 1964 nacque l'International Sports Organisation for the Disabled (ISOD). A differenza dei Giochi di Stoke Mandeville, che si concentravano esclusivamente su atleti con lesioni spinali, l'ISOD offriva opportunità sportive anche per persone con disabilità visive, deficit degli arti, paralisi cerebrale e paraplegia. Nel 1976, l'ISOD ottenne l'inclusione nelle Paralimpiadi degli atleti con disabilità visive e amputati; successivamente, nel 1980, furono ammessi anche quelli con paralisi cerebrale. Tuttavia, nonostante l'ISOD aspirasse a diventare il comitato di coordinamento per tutti i tipi di disabilità, vennero fondate organizzazioni internazionali separate come la Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association (CPISRA) nel 1978 e l'International Blind Sports Federation (IBSA) nel 1980. Poiché le quattro organizzazioni internazionali necessitavano di una stretta collaborazione per coordinare i Giochi, nel 1982 fu istituito l'International Co-ordinating Committee Sports for the Disabled in the World (ICC). Nel 1986 l'International Committee of Sport for the Deaf (CISS) e l'International Sports Federations for Persons with an Intellectual Disability (INAS-FID) entrarono a far parte dell'ICC. Il 22 settembre 1989, a Dusseldorf, in Germania, venne fondato l'International Paralympic Committee (IPC) come organo di governo globale del movimento paralimpico. La sede centrale dell'IPC originariamente situata in Belgio venne trasferita il 3 settembre 1999 a Bonn, in Germania [22].

L'International Paralympic Committee (IPC) crede che il cambiamento inizi con lo sport e che il Movimento Paralimpico possa promuovere l'inclusione sociale e sostenere gli Obiettivi di Sviluppo Sostenibile delle Nazioni Unite. Le principali responsabilità dell'IPC includono [22]: (i) supportare oltre 200 membri globali; (ii) sviluppare e promuovere lo sport paralimpico; (iii) organizzare i Giochi Paralimpici; (iv) promuovere l'inclusione sociale. La struttura dell'IPC include:

- **Consiglio Direttivo dell'IPC:** Composto da 14 membri, di cui 12 eletti dai membri dell'IPC e 2 rappresentanti degli Atleti. Il Consiglio può includere fino a 3 membri cooptati senza diritto di voto. Stabilisce le politiche e assicura l'attuazione delle direttive dell'Assemblea Generale, si riunisce almeno tre volte all'anno ed è responsabile

dell'approvazione di bilanci, regolamenti e adesioni ai Comitati e ai Giochi Paralimpici. I membri del Consiglio sono eletti ogni quattro anni e possono servire fino a tre mandati.

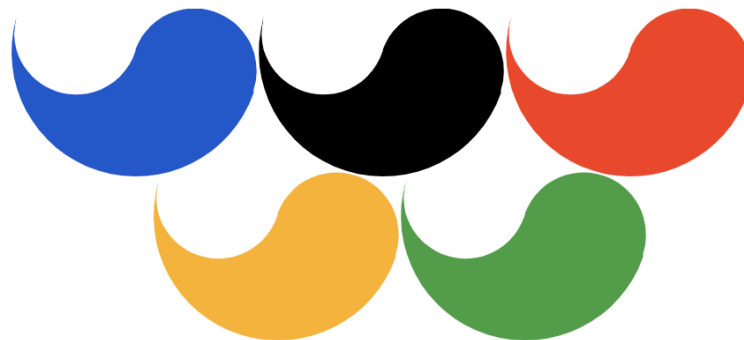
- **Consiglio degli Atleti dell'IPC:** Composto da 9 rappresentanti eletti, rappresenta la voce della comunità degli Atleti Paralimpici. Il Presidente e il Vicepresidente del Consiglio degli Atleti sono membri votanti del Consiglio Direttivo. La missione del Consiglio è rappresentare e supportare gli Atleti nel Movimento Paralimpico e supervisionare le elezioni del Consiglio durante i Giochi Paralimpici.
- **Team di Gestione dell'IPC:** Situato a Bonn, in Germania, il team gestisce le attività quotidiane dell'organizzazione ed è guidato dal CEO, Dr. Mike Peters. È responsabile dell'implementazione delle priorità strategiche dell'IPC e della gestione operativa quotidiana dell'organizzazione [22].

## 2.2 Lo stemma paralimpico

Lo stemma paralimpico, noto come "Agitos", rappresenta globalmente il Movimento Paralimpico e i suoi ideali di coraggio, determinazione, ispirazione ed uguaglianza. Il termine "Agitos" deriva dal latino "agito", che significa "io mi muovo", simboleggiando il dinamismo e lo spirito del movimento.

### 1988 - 1994: I cinque Tae-Geuks

Il primo logo paralimpico (Figura 13), utilizzato a partire dai Giochi Paralimpici di Seoul 1988, presentava cinque Tae-Geuks, un simbolo decorativo tradizionale coreano che, nella filosofia orientale, rappresenta la realtà ultima da cui tutto prende origine. Questi cinque elementi, configurati e colorati in maniera simile ai Cerchi Olimpici (blu, nero, rosso, giallo e verde), venivano utilizzati per riflettere l'universalità e i valori del movimento.



*Figura 13: I cinque Tae-Geuks*

### 1994 - 2004: Da cinque a tre Tae-Geuks

Nel 1994, per differenziare maggiormente il logo paralimpico dai Cerchi Olimpici, fu introdotto un logo con tre Tae-Geuks (Figura 14), accompagnato dal motto "Mente, Corpo, Spirito". Questo design fu utilizzato fino alla Cerimonia di Chiusura dei Giochi Paralimpici di Atene 2004.



*Figura 14: I 3 Tae-Geuks*

### **2004 - 2019: Gli Agitos**

Nel 2003, l'IPC modernizzò il logo per la terza volta, trasformando i tre Tae-Geuks in uno stile circolare più dinamico, mantenendo i colori blu, rosso e verde (Figura 15). Questo nuovo design, noto come Agitos, fu introdotto per dare un significato più tangibile alla missione dell'IPC.



*Figura 15: Gli Agitos*

### **2019 - presente: Un simbolo per il futuro**

Nel 2019, il simbolo paralimpico è stato ulteriormente rivisitato per rafforzarne l'aspetto e adeguarlo alla crescita e alla modernizzazione del Movimento (Figura 16). Le tre componenti del simbolo sono state ridisegnate per essere esattamente uguali e ruotare attorno a un punto

centrale condiviso, utilizzando gli stessi colori (rosso, blu e verde) dei Cerchi Olimpici per ragioni di sostenibilità.



*Figura 16: Stemma attuale Paralimpico*

Questa evoluzione del logo riflette la continua aspirazione del Movimento Paralimpico di crescere e adattarsi al futuro, mantenendo vivi i suoi valori fondamentali [22].

## 2.3 La classificazione

La classificazione è il pilastro fondamentale del Movimento Paralimpico, volto a garantire competizioni credibili, competitive ed eque. La classificazione consiste nel raggruppare gli atleti in classi sportive in base all'impatto della loro disabilità sulle attività fondamentali di ciascuno sport o disciplina.

Le funzioni principali della classificazione nel contesto paralimpico sono due:

1. Determinare l'idoneità degli atleti a competere: stabilisce chi può partecipare a una determinata disciplina paralimpica;
2. Garantire competizioni eque: raggruppa gli atleti idonei in classi sportive per garantire che l'impatto dell'impairment sia minimizzato e che l'eccellenza sportiva determini il vincitore.

Ogni sport paralimpico adotta una sua specifica classificazione, poiché l'impatto di un impairment varia in base alle attività richieste, come correre, spingere una sedia a rotelle, remare o maneggiare una palla.

Il Codice di Classificazione dell'IPC regola la classificazione in tutto il Movimento Paralimpico. Il codice è sviluppato dall'IPC e dai suoi stakeholder per oltre 20 anni, il Codice è

approvato dai membri dell'IPC e fornisce una dichiarazione chiara sullo scopo della classificazione, oltre a un quadro di politiche e procedure per garantire standard elevati di classificazione. Tutti gli sport paralimpici devono conformarsi a questo Codice [22].

La classificazione paralimpica è stata interessata da tre ere (Figura 17).

### 1940-1980 | La classificazione medica

La prima classificazione risale agli anni '40, quando Sir Ludwing Gutmann organizzò il primo evento sportivo per persone con disabilità. Fino agli anni '80, la classificazione si è basata su delle diagnosi mediche; quindi, gli atleti gareggiavano in classi diverse sulla base del tipo e grado di disabilità.

### 1980-2000 | La classificazione funzionale

Negli anni '80 si passò alla classificazione funzionale, concentrata sull'impatto dell'impairment sulle prestazioni sportive, piuttosto che sulla diagnosi medica. Questo approccio raggruppava gli atleti in base all'effetto funzionale del loro impairment su diverse e specifiche attività sportive, rendendo così le competizioni più eque e significative. Nel 2003, fu adottato un "Codice di Classificazione" per uniformare i principi di classificazione tra tutti gli sport.

### 2010-oggi | Classificazione basata su evidenze sportive

Nel 2010 è stata sviluppata la classificazione basata su evidenze sportive, sostenuta da ricerche empiriche. Questa prevede la creazione di classificazioni specifiche per ogni sport, che si basino su dati scientifici. L'IPC ha investito nella creazione di centri di ricerca per sviluppare sistemi di classificazione per diversi gruppi di disabilità (fisiche, visive e intellettuali). Questo nuovo approccio di classificazione, che ancora ad oggi è in vigore, mira a garantire che i sistemi di classificazione siano robusti e legittimi [22].

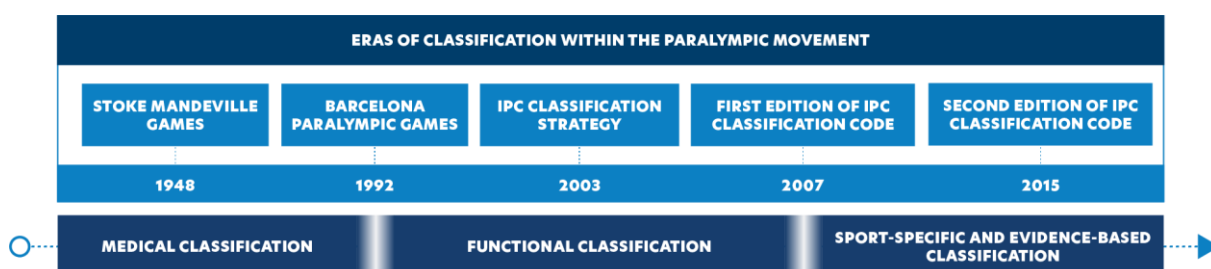


Figura 17: Le tre ere della classificazione [22]



## 2.4 Impairments idonei nel Movimento Paralimpico

Attualmente, dieci sono gli impairments riconosciuti dal Movimento Paralimpico e questi sono suddivisi in tre gruppi principali:

1. Impairment fisici (PI): questi atleti hanno limitazioni nelle attività biomeccaniche. In questo gruppo sono comprese 8 categorie specifiche. Esempi di disabilità possono essere: potenza muscolare compromessa, ridotta capacità di movimento, deficit degli arti, differenza di lunghezza delle gambe, bassa statura, ipertonìa, atassia e atetosi
2. Impairment visivo (VI): gli atleti rappresentati in questa categoria hanno una ridotta visione o non riescono a vedere in quanto sono affetti da un danneggiamento della struttura oculare, dei nervi ottici o dei pathways ottici o possono avere dei danneggiamenti a livello della corteccia visiva del cervello.
3. Impairment intellettuali (II): gli atleti affetti da disabilità intellettuali hanno ridotte capacità intellettuali e comportamentali che influenzano le competenze adattative. Questa tipologia di disabilità deve manifestarsi prima dei 18 anni.

Nel contesto del Movimento Paralimpico, le disabilità idonee non sono uniformemente applicate a tutti gli sport. Ogni sport può avere requisiti specifici per le disabilità che accoglie, il che significa che ci possono essere differenze significative tra le varie discipline. Ad esempio, nel Para Table Tennis, possono partecipare atleti con qualsiasi tipo di disabilità idonea, mentre nel Judo, solo gli atleti con disabilità visive sono ammessi.

Per partecipare a competizioni internazionali nel Paralympic Movement, gli atleti devono avere una condizione di salute sottostante (UHC) che porta a una disabilità idonea. Questo implica che la disabilità deve essere permanente e riconosciuta come idonea per lo sport in cui si desidera competere.

Inoltre, le federazioni internazionali di sport stabiliscono criteri minimi di disabilità (MIC) per garantire che solo gli atleti con disabilità di una certa gravità possano partecipare. Questi criteri aiutano a definire la severità della disabilità necessaria per competere, assicurando che le gare siano competitive e eque [22].



## 2.5 Il codice di classificazione degli atleti del IPC

Il codice di Classificazione degli Atleti del IPC (Comitato Internazionale Paralimpico) è il documento centrale che governa il processo di classificazione nel Movimento Paralimpico. Esso, infatti, fornisce una chiara dichiarazione riguardo lo scopo della classificazione ed è inoltre supportato da Standard Internazionali che offrono linee guida tecniche e operative per garantire una classificazione di alta qualità.

Nell'ambito del Movimento Paralimpico, è stato adottato un sistema di classificazione selettiva, in cui gli atleti vengono raggruppati per la competizione in base alla loro menomazione e all'impatto che questa ha sulla loro capacità di eseguire le attività fondamentali di uno sport specifico. Questo approccio differisce dalla classificazione basata sulle prestazioni, dove gli atleti sono raggruppati in base ai risultati sportivi e possono cambiare classe man mano che migliorano le loro prestazioni. La classificazione selettiva, invece, mira a minimizzare l'influenza della menomazione sull'esito della competizione, assicurando che gli atleti competano in condizioni di maggiore equità.

### **Principi del Sistema di Classificazione**

Il sistema di classificazione deve soddisfare i seguenti criteri fondamentali:

1. **Determinare l'idoneità di un atleta:** Stabilire se un atleta ha una disabilità riconosciuta per lo sport specifico.
2. **Valutazione dell'atleta:** Includere processi e procedure per verificare se un atleta è idoneo a competere.
3. **Definire i criteri minimi di disabilità:** Stabilire il livello minimo di disabilità richiesto per partecipare.
4. **Assegnazione della classe sportiva:** Assegnare una classe sportiva agli atleti, basandosi sull'impatto della disabilità sulle attività fondamentali della disciplina.

Il rispetto del Codice di Classificazione è essenziale per mantenere l'integrità dello sport paralimpico, garantendo che i risultati delle competizioni siano decisi dall'eccellenza sportiva. Il Comitato Internazionale Paralimpico (IPC) è responsabile dello sviluppo, mantenimento e monitoraggio della conformità al Codice tra i membri, che include Federazioni Internazionali, Comitati Paralimpici Nazionali e altre organizzazioni sportive riconosciute.

Le attività di conformità al Codice coinvolgono principalmente i firmatari del Codice, ma si applicano anche a vari stakeholder, come i classificatori, gli atleti e il personale di supporto. Il rispetto del Codice è incoraggiato attraverso dialoghi, sondaggi e visite di conformità, come dimostrato dal sondaggio sulla classificazione del 2022, che ha raccolto informazioni utili per sviluppare una nuova strategia di conformità al Codice.

Il Codice di Classificazione viene costantemente rivisto per adattarsi alle evoluzioni del movimento paralimpico. Pubblicato per la prima volta nel 2007 e aggiornato nel 2015, è attualmente in fase di revisione, con l'approvazione della nuova versione prevista per il 2024. Il processo di revisione è guidato da un gruppo indipendente e include ampie consultazioni con i membri per assicurare che il Codice risponda alle esigenze emergenti, come nuove ricerche o avanzamenti medici [22].

Il codice di Classificazione degli atleti attualmente in vigore è supportato da cinque Standard Internazionali:

1. **Standard Internazionale per gli Impairments riconosciuti:** Definisce quali impairment sono considerati idonei per gli sport paralimpici, assicurando che solo chi ha una menomazione riconosciuta possa partecipare.
2. **Standard Internazionale per la Valutazione degli Atleti:** Descrive le procedure per valutare gli atleti e assegnare loro una Classe Sportiva e uno status di classe sportiva;
3. **Standard Internazionale per Proteste e Appelli:** Stabilisce le procedure per gestire proteste e appelli legati alla classificazione.
4. **Standard Internazionale per il Personale dei Classificatori e la Formazione:** Delinea le procedure per il reclutamento, la formazione, la certificazione e la ricertificazione dei classificatori.
5. **Standard Internazionale per la Protezione dei Dati di Classificazione:** Garantisce che le organizzazioni di classificazione gestiscano i dati di classificazione in modo coerente e in conformità con le loro obbligazioni legali.

Tutti e cinque gli standard internazionali devono essere seguiti per garantire che il processo di classificazione sia equo, trasparente e conforme alle normative internazionali.

La classificazione nel movimento paralimpico è una responsabilità condivisa, dove ogni stakeholder gioca un ruolo fondamentale per garantirne l'integrità e mantenere gli standard più elevati nello sport paralimpico. Oltre alle responsabilità organizzative dell'IPC, delle

Federazioni Internazionali (IFs) e dei Comitati Paralimpici Nazionali (NPCs), è anche responsabilità personale degli atleti, del personale di supporto e del personale di classificazione familiarizzarsi con le regole di classificazione [22].

## 2.6 Processo di valutazione degli atleti

La classificazione viene effettuata attraverso un processo chiamato Valutazione degli Atleti. Questo processo consente di valutare gli atleti secondo le regole di classificazione di una Federazione Internazionale, portando all'assegnazione di una Classe Sportiva e di uno Status di Classe Sportiva. La valutazione dell'atleta avviene in loco nei giorni che precedono le competizioni internazionali ma non necessariamente ad ogni competizione. Nel corso della sua vita ogni atleta verrà valutato almeno una volta ad inizio carriera.

Il processo di Valutazione degli Atleti risponde a tre domande fondamentali:

### 1. **L'atleta ha un impairment ammissibile per lo sport?**

Solo alcuni impairment possono competere negli sport paralimpici. È responsabilità delle singole Federazioni Internazionali decidere quali impairment sono considerati ammissibili. Per essere considerato ammissibile, un atleta deve prima fornire informazioni mediche diagnostiche alla Federazione Internazionale.

### 2. **L'impairment dell'atleta soddisfa i criteri minimi di menomazione per lo sport?**

Se l'atleta possiede un impairment ammissibile, deve anche soddisfare i Criteri Minimi di Menomazione (MIC) stabiliti dalla Federazione Internazionale per garantire che la menomazione dell'atleta limiti effettivamente le sue attività. Questi criteri saranno valutati durante il processo di classificazione.

### 3. **In quale classe sportiva dovrebbe essere assegnato l'atleta in base alla sua capacità di eseguire le attività fondamentali dello sport?**

Dopo che un atleta è stato dichiarato ammissibile per lo sport, il Panel di Classificazione valuterà in quale classe sportiva l'atleta dovrà competere. Una classe sportiva raggruppa atleti con limitazioni simili per competere in modo equo. Le classi sportive sono specifiche per ogni sport e non raggruppano necessariamente atleti con la stessa menomazione ammissibile.

Nel processo di classificazione degli atleti, l'ambiente di classificazione varia a seconda dello sport, della località o del tipo di sede, ma ci sono alcuni elementi essenziali comuni a tutte le valutazioni. La classificazione è gestita da un Panel di Classificazione, responsabile di

determinare se un atleta soddisfa i Criteri Minimi di Impairment (MIC), assegnare una Classe Sportiva e designare uno Stato della Classe Sportiva. Il Panel è composto da almeno due classificatori qualificati, esperti in vari campi come medicina, fisioterapia, oculistica, psicologia, con competenze complementari sull'impatto degli impairment specifici nello sport.

Il personale di classificazione include diverse figure chiave: il Responsabile della Classificazione, nominato da una Federazione Internazionale (IF) per gestire e coordinare la classificazione per quella IF; il Chief Classifier, che svolge un ruolo simile ma specifico per una competizione; i Classifiers, professionisti autorizzati che valutano gli atleti nei panel; e i Trainee Classifiers, in formazione per diventare classificatori

I Criteri Minimi di Impairment (MIC) rappresentano il livello minimo di impairment necessario per competere in uno sport specifico, essendo sport-specifici poiché ogni disciplina richiede diverse capacità e condizioni. Gli esempi di MIC includono limitazioni di altezza per gli atleti con bassa statura o il livello di amputazione per quelli con deficienze agli arti. Questi criteri devono essere basati su ricerche scientifiche per garantire processi affidabili e replicabili e sono adattati al tipo di impairment: fisico, visivo o intellettuale, con metodi di misurazione specifici per ciascuno.

L'assegnazione della Classe Sportiva è la fase successiva, in cui il panel valuta l'impatto dell'impairment sull'abilità dell'atleta di eseguire compiti fondamentali nello sport. Questo processo può includere valutazioni tecniche, che richiedono procedure specifiche per ogni sport, e osservazioni durante le competizioni per verificare la classe assegnata in un contesto reale. L'atleta può ricevere una Classe Sportiva provvisoria insieme a un Codice di Monitoraggio dell'Osservazione, che permette ulteriori valutazioni basate sulle prestazioni competitive.

Lo Stato della Classe Sportiva indica se l'atleta necessita di ulteriori valutazioni in futuro. Gli stati possono essere "Nuovo" (N), se l'atleta è alla prima classificazione; "Confermato" (C), se l'impairment è permanente e stabile; "Revisione" (R), se è previsto un controllo successivo; o "Revisione con Data Fissa" (FRD), con una data di revisione predefinita. La classificazione finale, che considera tutte le informazioni ottenute, può essere modificata in base all'evoluzione dell'impairment, del sistema di classificazione o della maturazione sportiva dell'atleta. Inoltre, la valutazione degli atleti può essere sospesa per ragioni specifiche, come definito nell'articolo 11 dello Standard Internazionale per la Valutazione degli Atleti, e in tal caso, il Panel di

Classificazione deve fornire motivazioni e azioni correttive necessarie per riprendere il processo.

La classificazione assicura che gli atleti competano in un ambiente equo, bilanciando il livello di impairment con le esigenze specifiche dello sport, garantendo che le competizioni siano il più possibile giuste e competitive per tutti i partecipanti [22].

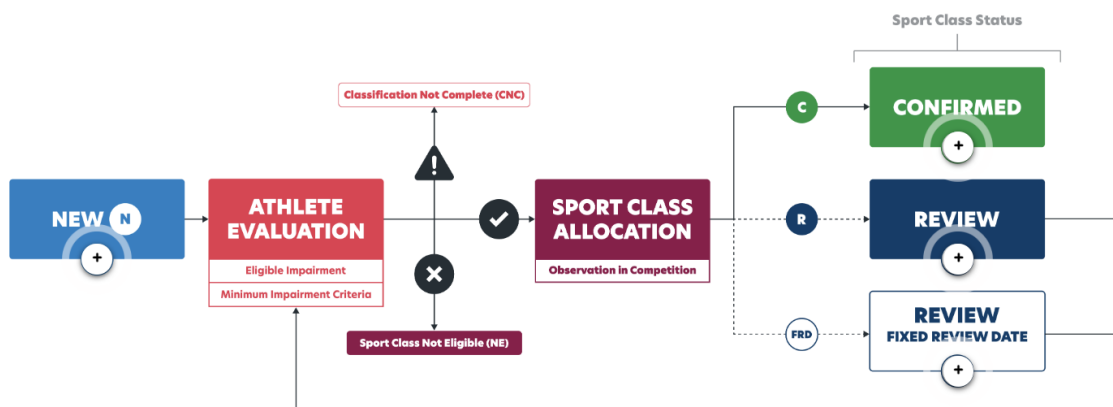


Figura 18: Processo di classificazione [22]

Nel sistema di classificazione degli atleti nel para-sport, illustrato per fasi in Figura 18, il processo di valutazione e assegnazione delle Classi Sportive e dei relativi Stati è fondamentale per garantire competizioni eque. Tuttavia, possono sorgere controversie sulle decisioni di classificazione, gestite attraverso Proteste e Appelli. Le Proteste sono osservazioni formali sulla Classe Sportiva di un atleta, presentate da un Organo Nazionale o da un Comitato Paralimpico Nazionale (NPC), e mai direttamente dall'atleta stesso. Gli Appelli, invece, riguardano le dispute procedurali legate alla classificazione e possono anch'essi essere presentati solo da un Organo Nazionale o NPC. Entrambe le procedure richiedono che l'appellante presenti un caso ben motivato con la documentazione disponibile.

Gli atleti hanno diritti importanti, come la possibilità di avere supporto durante la valutazione, richiedere revisioni mediche e presentare Proteste o Appelli, ma hanno anche responsabilità, tra cui fornire informazioni sanitarie accurate e aderire alle politiche stabilite. Un aspetto critico è la Rappresentazione Intenzionale (IM), che si verifica quando un atleta tenta deliberatamente di ingannare riguardo le proprie capacità o impairment. Questo comportamento può includere atti come simulare un impairment maggiore o omettere informazioni mediche rilevanti, e può

verificarsi in qualsiasi momento, non solo durante la valutazione formale. Le conseguenze disciplinari per l'IM sono severe e variano a seconda delle regole di classificazione delle Federazioni Internazionali, includendo sanzioni come squalifica dalle competizioni o sospensioni, che possono arrivare fino alla sospensione a vita.

L'integrità del sistema di classificazione è essenziale per gli sport paralimpici e il rispetto delle regole è cruciale per mantenere un ambiente competitivo equo per tutti gli atleti, proteggendo al contempo i loro diritti e responsabilità [22].



## 2.7 Para-Standing Tennis

Il Para-Standing Tennis è uno sport che permette a persone affette da disabilità fisiche di giocare a tennis senza l'utilizzo di una sedia a rotelle. Negli ultimi anni, il Para-Standing Tennis è cresciuto in popolarità e partecipazione, arrivando oggi a contare circa 400 giocatori provenienti da 31 paesi diversi. In Figura 19, viene illustrato il logo ufficiale che contraddistingue questo sport.



*Figura 19: Logo ufficiale del Para-Standing Tennis [23]*

Attualmente, la classificazione del Para-Standing Tennis si ispira alle categorie di tennis da tavolo e Para-Standing Badminton, sport già riconosciuti ai giochi paralimpici. Essendo il Para-Standing Tennis ad oggi non ancora incluso tra degli sport ammessi alle Paralimpiadi, uno degli obiettivi di questo movimento è quello di ottenere l'accesso ai Giochi Paralimpici e ai Grandi Slam, oltre al riconoscimento globale da parte delle federazioni di tennis. A tal proposito il 20-21-22 giugno 2024 a Torino, presso il Monviso Tennis Club, si è svolto il primo Campionato Mondiale di Para-Standing Tennis che è stato supportato ufficialmente e per la prima volta dall'ITF (International Tennis Federation), partner ufficiale di questo sport [23].

Gli atleti per competere in tale disciplina devono essere affetti da una disabilità riconosciuta dall'IPC. Le classificazioni si basano attualmente sul sistema esistente nel Para-Standing Badminton. Al momento, infatti, le categorie sono 4:

- PST1: Amputati unilaterali di arto superiore o impairment simili;

- PST2: Amputati unilaterali transtibiali, lieve paralisi cerebrale;
- PST3: Amputati unilaterali transfemorali o amputati bilaterali transtibiali, moderata o severa paralisi cerebrale;
- PST4: bassa statura o altri impairment che impattano la mobilità in modo simile.

In Figura 20 è mostrata una rappresentazione visiva delle classi attualmente utilizzate nel Para-Standing Tennis, con un esempio per ciascuna categoria che evidenzia le diverse tipologie di atleti e gli impairment associati.



PST 1



PST 2



PST 3



PST 4

*Figura 20: Attuale classificazione nel Para-Standing Tennis [23]*

Le regole del gioco rimangono invariate rispetto a quelle del tennis tradizionale, e anche il campo di gioco è lo stesso. Tuttavia, per le categorie PST3 e PST4, si fa un'eccezione, permettendo alla palla di rimbalzare due volte [23].

## 2.8 Obiettivo della tesi

L'obiettivo della tesi in esame è quello di porre le basi per lo sviluppo di una classificazione per il Para-Standing Tennis, in modo che venga introdotto alle Paralimpiadi e nei grandi Slam. Lo sviluppo di una classificazione è fondamentale per garantire competizioni eque, in cui quindi il vincitore è colui che risulta più abile e allenato nello sport e non quello che risulta meno svantaggiato in termini di impairment, esaltando quindi il merito sportivo e a minimizzando l'impatto della disabilità sul risultato finale. L'introduzione di questo sport in competizioni internazionali di alto livello garantirebbe l'inclusione di un maggior numero di atleti, offrendo loro la possibilità di praticare tennis senza imporre limitazioni non necessarie come l'utilizzo della sedia a rotelle.

Nello specifico, la tesi ha previsto tre fasi, che vengono riassunte nello schema a blocchi di Figura 21 e che verranno spiegate in maniera dettagliata nei seguenti capitoli: (i) l'analisi preliminare tramite Artificial Intelligence (AI) ha consentito di estrarre parametri legati alla palla come velocità, rotazione, altezza dell'impatto, distanza dal primo rimbalzo e altezza sopra la rete durante il gioco; (ii) l'analisi del movimento in partita si è concentrata su video acquisiti durante il torneo di Para-Standing Tennis. L'utilizzo di un software per l'analisi del movimento ha consentito di estrarre le traiettorie e le velocità degli sprint; (iii) i test strumentali in laboratorio hanno permesso di ricostruire la cinematica del movimento e ricavare informazioni riguardanti le forze al fine di identificare parametri rilevanti per una futura classificazione.

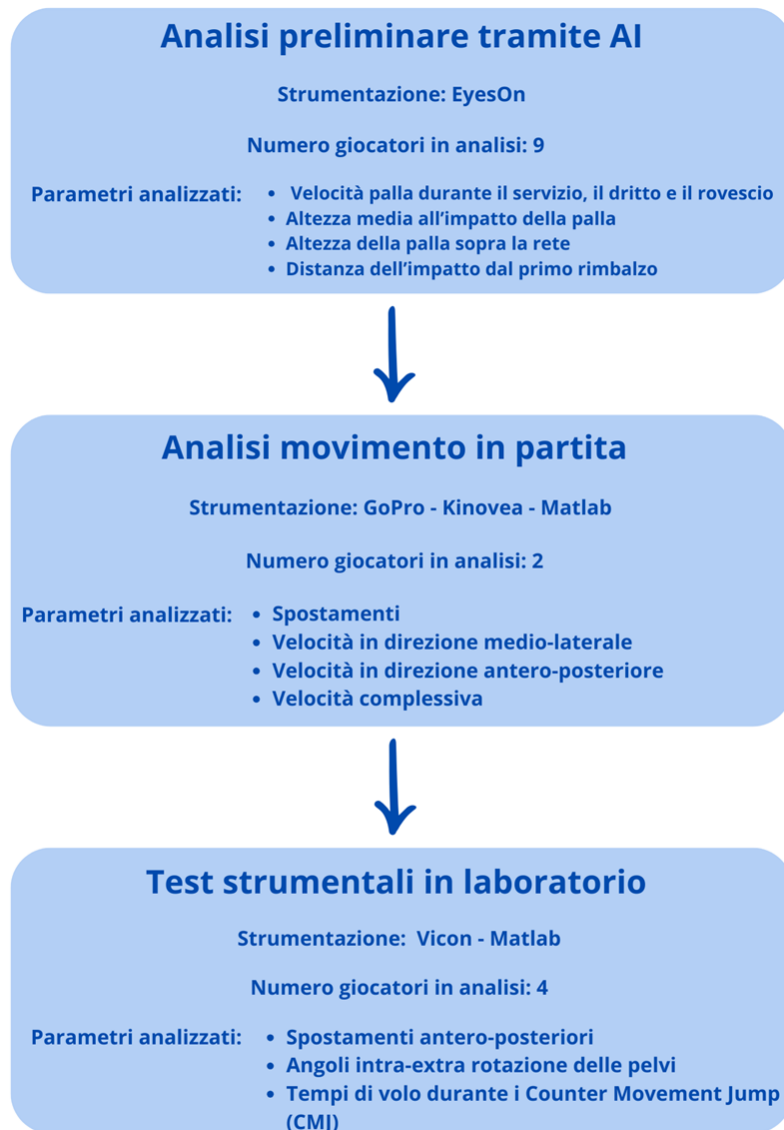


Figura 21: Schema della parte sperimentale della tesi

## 3. Materiali e Metodi

### 3.1 Analisi preliminare tramite intelligenza artificiale

La prima fase di questa tesi si è concentrata sull'analisi dei parametri di gioco relativi alla palla, estratti tramite il sistema di intelligenza artificiale (AI) EyesOn [24]. Questo sistema utilizza alcune telecamere posizionate strategicamente per monitorare in tempo reale ogni colpo giocato, fornendo così un'analisi dettagliata e completa delle dinamiche di gioco. EyesOn permette di analizzare ciascun colpo in termini di velocità, rotazione, altezza dell'impatto, altezza sopra la rete e distanza dell'impatto dal primo rimbalzo, distinguendo i principali fondamentali del tennis. Grazie a questa capacità, il sistema non solo offre parametri generali della partita ma fornisce anche dati specifici relativi a ogni colpo (servizio, dritto e rovescio), tutti riferiti alla palla.

EyesOn contribuisce inoltre al conteggio dei punti, rilevando automaticamente se la palla è in o out e aggiornando in tempo reale il punteggio. Ogni colpo è accompagnato da un'analisi dettagliata degli errori, resa possibile da una mappatura precisa dei punti critici nel gioco. Questa funzionalità permette di identificare le caratteristiche tecniche e tattiche di ogni colpo.

Tra tutti i parametri forniti da EyesOn, sono state analizzate le velocità medie e massime sia dei colpi validi che di tutti i colpi del servizio, con una suddivisione tra "first in" e "second in" esclusivamente per i colpi validi. Sono stati considerati anche l'altezza dell'impatto, l'altezza sopra la rete e la distanza dell'impatto dal primo rimbalzo. Questi parametri sono stati selezionati poiché ritenuti meno influenzati dall'allenamento; l'obiettivo della tesi è infatti sviluppare una classificazione basata esclusivamente sul tipo di impairment, riducendo l'influenza delle abilità acquisite.

I dati raccolti sono stati organizzati in tabelle per ogni giocatore utilizzando Excel e, successivamente, sono stati creati degli istogrammi in MATLAB, un software di calcolo e visualizzazione numerica ampiamente utilizzato per l'analisi e l'elaborazione dei dati. Gli istogrammi permettono un confronto visivo immediato e facilitano l'interpretazione dei risultati, evidenziando eventuali differenze significative tra i parametri analizzati dei diversi atleti.

I parametri estratti fanno riferimento al torneo di Para-Standing Tennis, tenutosi dal 29 aprile al 1° maggio 2023 presso il Monviso Sporting Club in provincia di Torino. In questa fase

preliminare sono stati analizzati i dati di 9 giocatori (8 uomini e 1 donna) con diversi tipi di disabilità. Tra i partecipanti, ci sono atleti con amputazioni transfemorali e transtibiali, amputazioni sopra e sotto al gomito, paralisi e altre limitazioni funzionali. Al fine di fornire una panoramica delle caratteristiche dei partecipanti all'analisi preliminare è stata realizzata una tabella riassuntiva (Tabella 5) che descrive genere, tipo di impairment e l'eventuale uso di ausili per ciascun atleta. Queste differenze hanno permesso di osservare un'ampia gamma di situazioni funzionali, fornendo un quadro diversificato delle esigenze e delle potenzialità degli atleti nel contesto del Para-Standing Tennis e giustificando ulteriormente la necessità di una classificazione che consenta un gioco equo.

Tabella 5: Partecipanti dell'analisi preliminare

Giocatore	PE1	PE2	PE3	PE4	PE5	PE6	PE7	PE8	PE9
Genere	M	M	M	M	F	M	M	M	M
Tipo di impairment	amputazione sopra al gomito bilaterale	amputazione unilaterale transfemorale	paralisi della parte destra del corpo	amputazione unilaterale transfemorale	amputazione braccio sinistro sopra al gomito	Artrodesi ginocchio e caviglia sinistra	amputazione unilaterale transtibiale	paralisi braccio destro	amputazione transtibiale unilaterale gamba sinistra
Ausili	no ausili	protesi transfemorale	no ausili	protesi transfemorale	no ausili	tutore ginocchio	protesi	no ausili	protesi





### 3.2 Analisi del movimento in partita

L'analisi del movimento degli atleti è stata condotta utilizzando il software Kinovea, uno strumento specificamente progettato per l'analisi biomeccanica dei video. Kinovea consente di tracciare con precisione i movimenti degli atleti, registrando diversi parametri, tra i quali la velocità e lo spostamento in campo. Per questo studio, le riprese sono state effettuate durante il primo torneo mondiale di Para-Standing Tennis, tenutosi presso il Monviso Sporting Club tra il 20 e il 22 giugno 2024. Questo evento, sostenuto anche dalla Federazione Internazionale di Tennis (ITF), ha concesso l'opportunità di raccogliere dati sul movimento di atleti con disabilità in un contesto competitivo.

Le riprese sono state realizzate con tre telecamere GoPro Hero 8, configurate con risoluzione 1080p, frequenza a 120 fps, obiettivo in modalità "Lineare", stabilizzazione HyperSmooth attivata e zoom impostato a 1.0x, garantendo una qualità video e una capacità di catturare con precisione anche i rapidi cambiamenti di movimento degli atleti. Le telecamere sono state disposte come segue: due ai lati del campo, denominate rispettivamente "Cam Left" e "Cam Right", e una terza, "Cam Back", posizionata dietro la linea di fondo (Figura 22). In totale, sono state registrate 16 partite, che ritraggono 25 atleti tra uomini e donne, fornendo un ampio campione di dati per l'analisi biomeccanica nel contesto del Para-Standing Tennis.

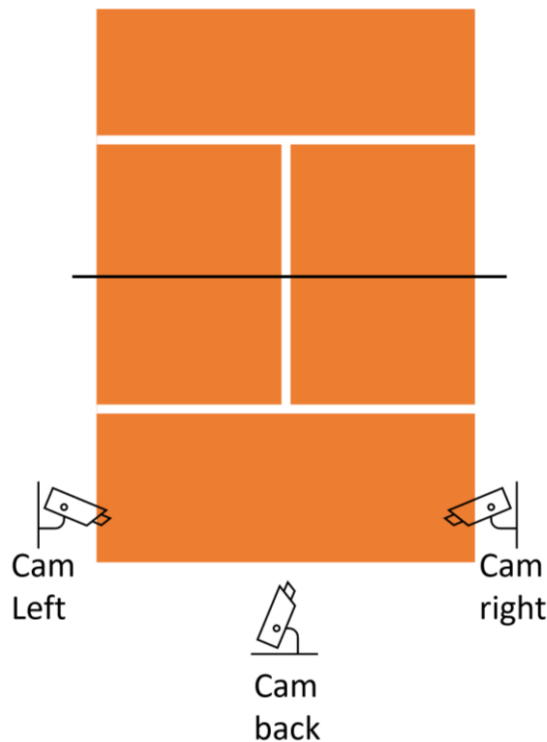


Figura 22: Disposizioni delle telecamere rispetto al campo

Questa disposizione iniziale è stata progettata per riprendere le dinamiche di gioco da diverse angolazioni, fornendo una panoramica complessiva dei loro spostamenti. Tuttavia, per l'analisi dettagliata dei movimenti, è stato deciso di utilizzare solo i video della "Cam Back", poiché questa visuale consentiva di inquadrare in modo completo l'intera metà campo di ciascun atleta. Dato che gli atleti si alternavano tra le metà campo durante la partita e le telecamere riprendevano solo metà del campo, i video sono stati editati con il software VSDC Free Video Editor, creando una registrazione continua per ogni atleta e rimuovendo l'avversario dalla visuale. In questo modo, ogni video corrisponde a metà partita, ovvero quella giocata nella metà campo in cui erano presenti le telecamere, consentendo di analizzare ciascun atleta singolarmente e senza la presenza dell'avversario. La procedura seguita per il montaggio dei video viene descritta in un'appendice al fondo della tesi.

Tra tutti i video editati, sono stati selezionati e analizzati in dettaglio due video specifici: uno di un atleta con amputazione transfemorale e uno con amputazione transtibiale. Questa selezione ha permesso di esplorare come e quanto una diversa altezza di amputazione agli arti inferiori influenzi gli spostamenti in campo e, di conseguenza, la performance finale.

L'analisi video condotta con Kinovea è stata inoltre focalizzata solo sulle fasi di sprint degli atleti, tralasciando altre azioni di gioco. Per prima cosa il file video è stato importato su Kinovea e successivamente è stata impostata una griglia prospettica (Figura 23), che riproduce le dimensioni regolamentari del campo (8.23 x 11.89 m).

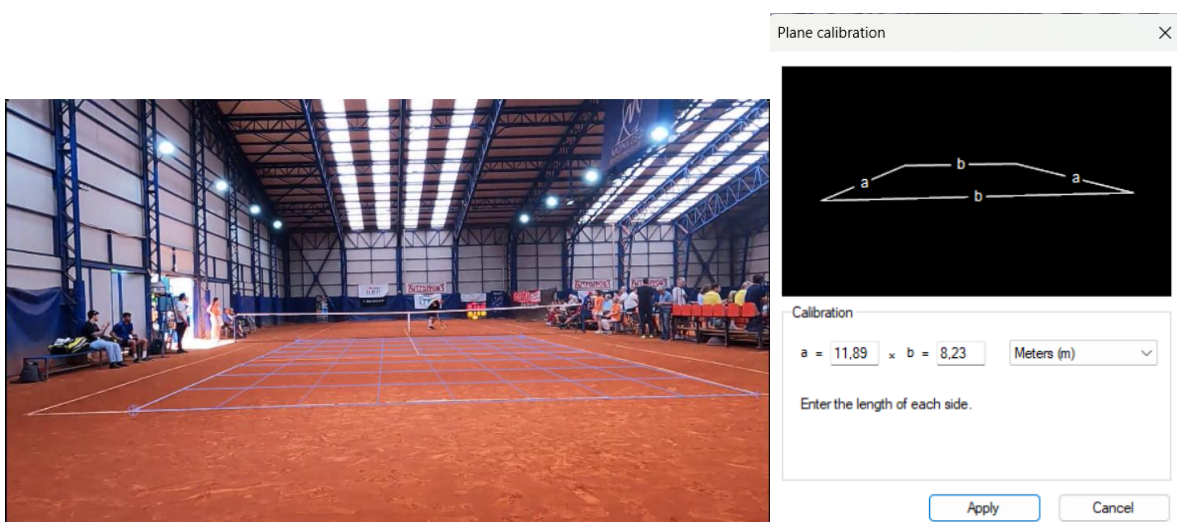


Figura 23: applicazione e settaggio della griglia prospettica su Kinovea

Per l'analisi dei movimenti, è stato utilizzato lo strumento Track Path del software, che ha consentito di raccogliere i dati di spostamento e velocità dei piedi durante gli sprint. Il marker è stato posizionato sul piede protesico per tracciarne i movimenti e, analogamente, sul piede sano per ottenere il tracciamento di quest'ultimo. Kinovea consente di definire una Search Window che includa tutta l'area del tracking e una Object Window che restringa il campo sul punto specifico. Di conseguenza, le dimensioni della Search Window sono state impostate pari al doppio delle dimensioni della Object Window per garantire un tracciamento accurato (Figura 24). Questa configurazione ha permesso di ottenere dati precisi sulle dinamiche di ciascun piede, fornendo un'analisi dettagliata delle performance degli atleti.

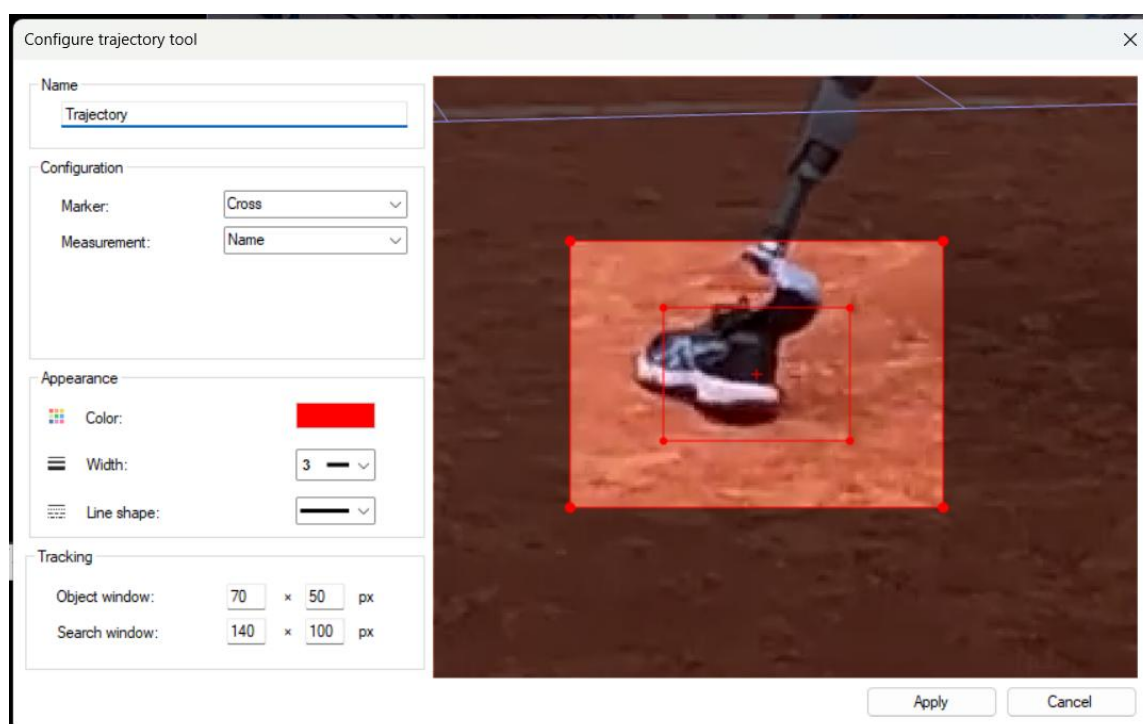


Figura 24: Settaggio finestre per il tracciamento

Al termine del tracciamento, sono stati estratti i dati di posizione e velocità, sia verticale che orizzontale, in formato CSV accedendo a Tools e successivamente a Linear Kinematics. Questi dati sono stati importati in MATLAB, un ambiente di calcolo numerico e linguaggio di programmazione ampiamente utilizzato per l'analisi quantitativa, la modellizzazione e visualizzazione dei dati, in quanto consente di eseguire calcoli avanzati su matrici e vettori. MATLAB in questo contesto è stato impiegato per analizzare i dati estratti, generando grafici di spostamento nel tempo, grafici di spostamento trasversale per ottenere la traiettoria dello

sprint percorso dall'atleta, e calcolare le velocità medie, permettendo il confronto tra i diversi atleti.

Durante il torneo, agli atleti è stato somministrato un questionario per raccogliere informazioni sul loro background sportivo, come il tempo di allenamento accumulato, il tempo di allenamento a settimana, se hanno iniziato a giocare prima o dopo l'insorgere dell'impairment e da quanto tempo convivono con tale condizione. Inoltre, sono stati raccolti dati antropometrici per ciascun atleta, al fine di approfondire l'analisi e capire come variabili fisiche e di allenamento possano influire sulle loro prestazioni. Si riportano in Tabella 6 i dati che sono stati riportati riferiti ai due atleti analizzati.

Tabella 6: Partecipanti dell'analisi del movimento in partita

	PK1	PK2
Età	51	33
Tipo di impairment	Amputazione transfemorale	Amputazione transtibiale
Lato amputazione	Sinistro	Destro
Tempo dalla disabilità (anni)	26	4
Tempo di allenamento settimanale (ore)	5	4
Esperienza nel tennis in piedi per persone con disabilità (anni)	8	4
Lato dominante (D o S)	D	D
Peso (kg)	88	86
Altezza (cm)	182	183

### 3.3 Test strumentali in laboratorio

Per comprendere le dinamiche del movimento di atleti con diverse disabilità, sono stati eseguiti test sperimentali in un ambiente di laboratorio. Il protocollo sperimentale è stato condotto utilizzando il sistema Vicon Nexus 2, un avanzato sistema di motion capture basato su una tecnologia stereofotogrammetrica che utilizza 12 telecamere a infrarossi e 3 telecamere nel visibile, il sistema è configurato per tracciare con precisione i movimenti in tre dimensioni. Tale sistema rileva la posizione di marker retro-riflettenti posizionati su specifici punti di reperi anatomico del corpo del soggetto in analisi, permettendo di ricostruire digitalmente i segmenti corporei e i movimenti articolari in uno spazio tridimensionale. Le telecamere a infrarossi emettono un fascio di luce IR che viene riflesso dai marker applicati sul corpo umano verso le telecamere, che ne catturano la posizione in ogni frame. La posizione di ciascun marker viene quindi triangolata in tempo reale: il sistema calcola le coordinate 3D combinando le immagini delle telecamere che inquadrano simultaneamente lo stesso marker da diverse angolazioni, utilizzando le informazioni geometriche relative alla posizione e all'orientamento delle telecamere nello spazio. Il sistema Vicon è calibrato con l'uso di una *wand*, un corpo rigido a forma di T con dei marker retro-riflettenti incorporati che viene mosso nello spazio di cattura per assicurare che ogni telecamera sia sincronizzata e registri le coordinate in maniera uniforme. Questo processo di calibrazione definisce la posizione esatta di ciascuna telecamera all'interno dello spazio di acquisizione, consentendo al sistema di determinare le coordinate spaziali dei marker con una precisione sub-millimetrica. La combinazione di dati da più telecamere a infrarossi assicura che il tracciamento sia accurato anche durante rapidi cambiamenti di direzione e movimenti complessi.

Le tre telecamere nel visibile forniscono una visione globale del movimento e dei contesti di gioco, utile per l'interpretazione e l'integrazione delle informazioni catturate dalle telecamere a infrarossi. Questo sistema consente di ottenere una mappatura dettagliata e accurata delle dinamiche corporee.

Oltre al sistema stereofotogrammetrico, sono state utilizzate anche due pedane di forza AMTI (modello OR6-7), posizionate in maniera sfalsata all'interno del laboratorio (Figura 25). Le pedane, con dimensioni di 40 cm x 60 cm, sono equipaggiate con trasduttori estensimetrici e dotate di amplificatori di segnale, che permettono l'acquisizione diretta dei dati di forza tramite il software Vicon Nexus 2. Durante la calibrazione, le pedane sono sincronizzate con il sistema

stereofotogrammetrico, garantendo un allineamento preciso tra i dati di forza e quelli di movimento.



Figura 25: Pedane AMTI (OR6-7)

Vengono in seguito riportate le specifiche tecniche (Tabella 7, Tabella 8) e il disegno tecnico della pedana (Figura 26):

Tabella 7: Specifiche tecniche pedana di forza AMTI OR6-7

<b>Dimensioni</b>	400 x 600 x 82.5 mm	<b>Range di temperatura</b>	-18°C to 50°C
<b>Canali</b>	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz	<b>Eccitazione</b>	10 V massimo
<b>Fx, Fy, Fz Isteresi</b>	±0.2% full scale output	<b>COP Accuratezza*</b>	Inferiore di 0.5 mm*
<b>Montaggio Hardware</b>	Raccomandato	<b>Elementi sensori</b>	Ponte estensimetrico
<b>Amplificatori</b>	Inclusi (OPT-SC)	<b>Uscite</b>	Digitale (USB) o Analogico
<b>Crosstalk*</b>	±0.2% of applied load*	<b>Misure di accuratezza*</b>	±0.5% del peso applicato*

\*Valore tipico: carico minimo applicato 50lb

Tabella 8: Capacità e sensibilità della pedana di forza AMTI OR6-7(1000Hz)

<b>F<sub>x</sub>, F<sub>y</sub> Capacità (N)</b>	2225	<b>F<sub>x</sub>, F<sub>y</sub> Sensitività (μV/V-N)</b>	0.67
<b>F<sub>z</sub> Capacità (N)</b>	4450	<b>F<sub>z</sub> Sensitività (μV/V-N)</b>	0.17
<b>M<sub>x</sub> Capacità (Nm)</b>	1330	<b>M<sub>x</sub> Sensitività (μV/V-Nm)</b>	1.40
<b>M<sub>y</sub> Capacità (Nm)</b>	890	<b>M<sub>y</sub> Sensitività (μV/V-Nm)</b>	1.78
<b>M<sub>z</sub> Capacità (Nm)</b>	670	<b>M<sub>z</sub> Sensitività (μV/V-Nm)</b>	3.27

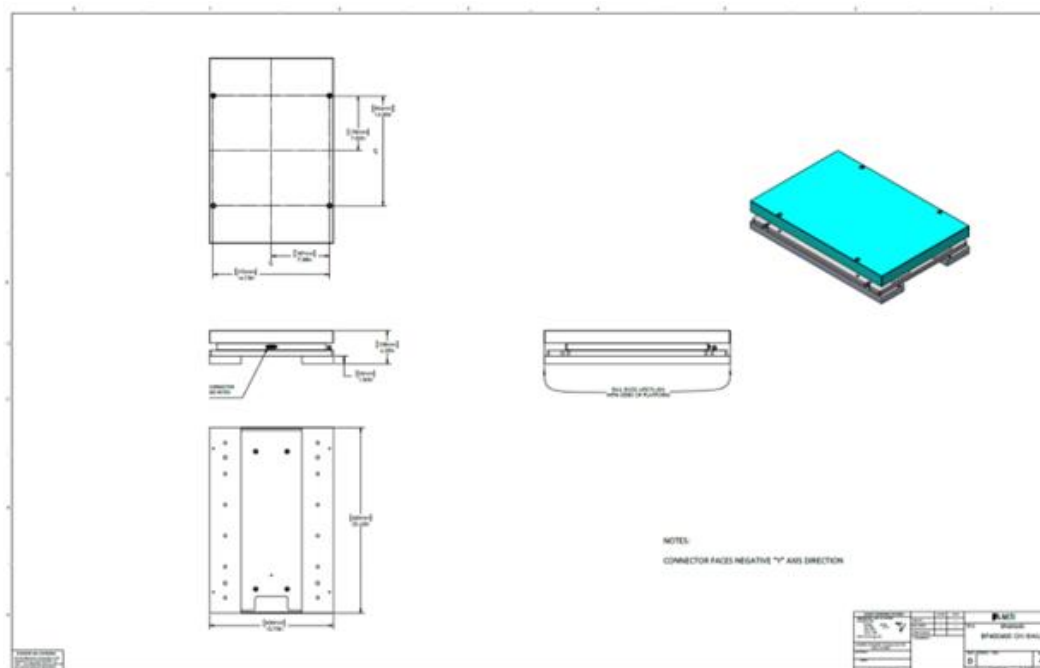


Figura 26: Disegni tecnici della pedana di forza AMTI OR6-7

Ogni sessione di test è iniziata con l'accensione del PC e l'apertura dell'applicazione Vicon Nexus 2, oltre che all'attivazione delle pedane di forza. Una volta avviato il software, è stato necessario verificare che fosse in modalità "Live" (indicata dal pulsante in alto a sinistra, che deve mostrare la scritta "Go Offline"). In questa modalità, è stato possibile controllare che tutti i dispositivi fossero correttamente connessi (Figura 27). Ogni dispositivo, ovvero sia le telecamere che le pedane di forza, deve essere indicato con una freccia verde accanto al nome,

nella sezione Resources dell'interfaccia. Questo controllo garantisce che il sistema sia online e operativo.

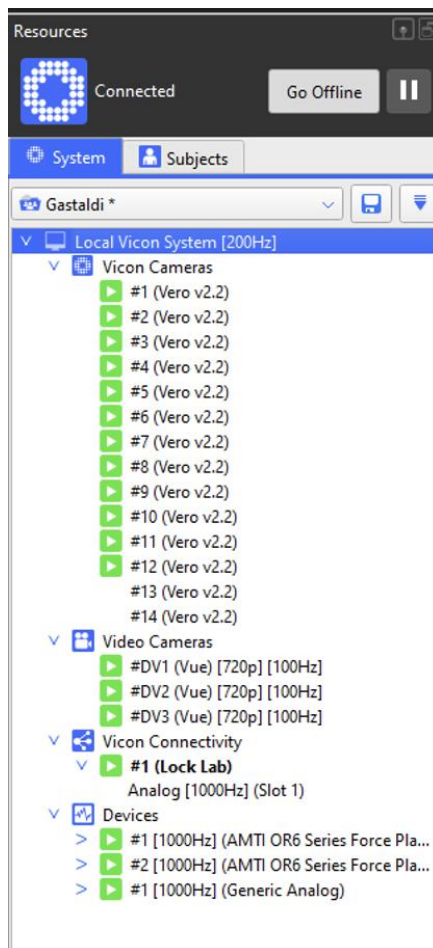


Figura 27: Verifica della connessione di tutti i dispositivi

Successivamente, è stata eseguita la mascheratura automatica per eliminare eventuali riflessi indesiderati sul campo di volume di acquisizione delle telecamere. I riflessi rimanenti sono stati eliminati con la funzione di mascheratura manuale. In questo modo, il software identifica e riconosce i riflessi e oscura i pixel di interesse. Per effettuare questa operazione, nella sezione "Tools" a destra dell'interfaccia Nexus, è stata selezionata la scheda "System preparation" cliccando sull'icona della lente, quindi, si ha avuto accesso alla sezione "Mask Cameras". Qui, come mostrato in Figura 28, sono state selezionate le telecamere sulle quali si voleva applicare la mascheratura e si è premuto il tasto "Start". Da quel momento, fino a quando non è stato premuto il tasto "Stop", tutti i riflessi visualizzati dalle telecamere e riconosciuti come tali sono stati automaticamente oscurati.



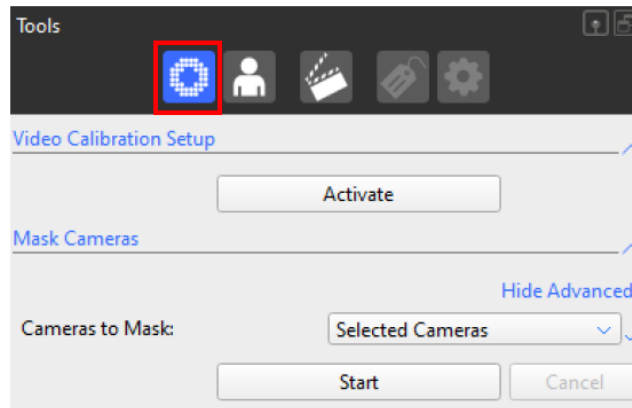


Figura 28: Mascheramento automatico delle telecamere

Successivamente, è stata accesa la *wand* e si è entrati nel volume di misura per avviare la calibrazione dinamica del sistema. Prima di avviare la calibrazione dinamica, è stato determinante configurare correttamente alcuni parametri nella sezione "Tools - System Preparation" alla voce "Calibrate Cameras" come mostrato in Figura 29. Durante questa fase di calibrazione dinamica, è stata ruotata la Wand nell'aria cercando di coprire l'intero spazio di misura. In generale, questo processo serve a definire le posizioni reciproche delle telecamere e a linearizzare le deformazioni dovute alle lenti. Al termine della calibrazione, il sistema ha emesso due segnali acustici, in quanto era stato selezionato il pulsante "Autostop".

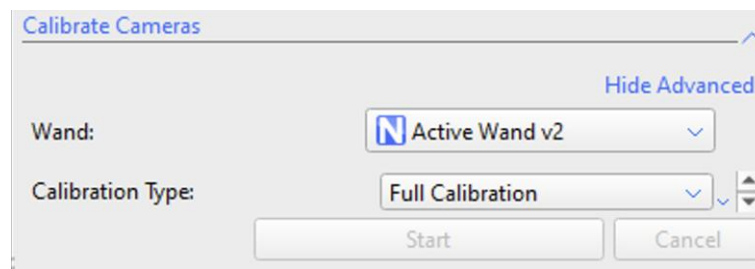


Figura 29: Impostazioni per la calibrazione dinamica del sistema

Dopo la calibrazione dinamica, si è passati alla calibrazione statica per impostare il sistema di riferimento del laboratorio. Una volta terminato il posizionamento della *wand* al centro prefissato delle pedane di forza e verificato che fosse in bolla, è stato necessario accedere alla sezione "Set Volume Origin" all'interno di Tools. Qui, è stata selezionata la *wand* corretta (Active Wand 2) e è stato premuto due volte il tasto "Start" come mostrato in Figura 30.

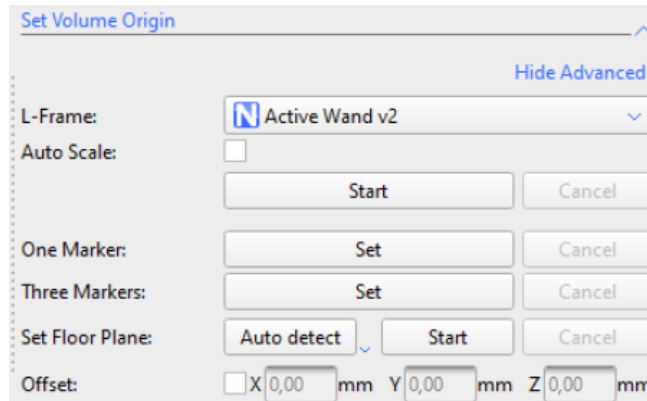


Figura 30: Impostazioni per la calibrazione statica

A conclusione della fase di calibrazione statica, le telecamere sono risultate correttamente posizionate rispetto a un unico sistema di riferimento, includendo anche le pedane. Una volta completata la calibrazione, la Wand è stata spenta.

Infine, per garantire una misurazione accurata delle pedane di forza, è stato necessario eseguire un'operazione di zero level. Questa operazione permette di azzerare i valori delle pedane, assicurando che eventuali residui di forza o piccoli squilibri siano eliminati prima di iniziare le acquisizioni di dati. Per eseguire lo zero level, è stato sufficiente selezionare le pedane nell'interfaccia, cliccare con il tasto destro e scegliere l'opzione "Zero Level". Questa procedura assicura che le pedane partano da un livello neutro, migliorando l'accuratezza delle misurazioni.

Dopo aver creato un nuovo database per il progetto, denominato "PST", si è proceduto alla creazione di una cartella specifica per il soggetto da analizzare e, successivamente, alla creazione di una nuova sessione per organizzare tutte le prove relative al soggetto. A questo punto, è stato selezionato il modello di skeleton "Plug in Gait Lower Body Ai" per la registrazione, accedendo al comando "Create a new Subject from labeling skeleton".

Successivamente, sono state inserite le misure antropometriche del soggetto, indispensabili per il corretto funzionamento del modello. Il soggetto e il modello associato sono stati poi salvati nel database. Contemporaneamente alla raccolta delle misure antropometriche, sono stati applicati i marker retroriflettenti sui punti di reperi del corpo del soggetto, utilizzando biadesivo per fissarli. La configurazione "Lower Body" di Vicon, utilizzata in questo caso, prevede l'applicazione di 16 marker come illustrato in Figura 31. Un posizionamento accurato dei marker è essenziale per garantire una corretta ricostruzione del movimento durante l'acquisizione.

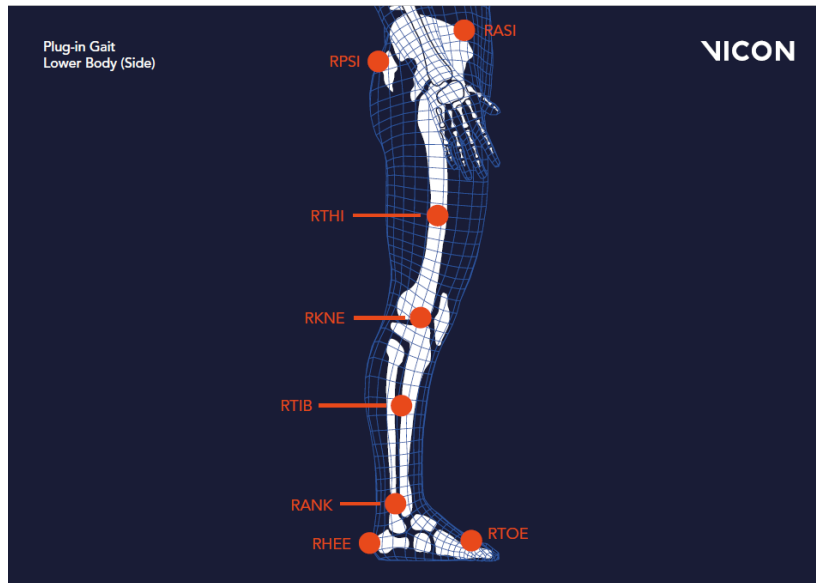


Figura 31: Configurazione Lower body della parte destra del corpo [25]

Lo step successivo ha previsto lo svolgimento delle diverse prove previste dal seguente protocollo. Le varie prove sono state eseguite in un ordine specifico, con il trial type impostato su "Static" solo per la prima prova e per le ultime due. Le altre prove successive sono state eseguite con il trial type impostato su "Dynamic".

1. Prova statica: il soggetto posizionava un piede su ciascuna pedana
2. Prova dinamica: il soggetto posizionava un piede su ciascuna pedana.
3. Prova dinamica: il soggetto era posizionato in piedi con entrambi i piedi sulla pedana numero 1.
4. Prova dinamica: il soggetto si muoveva lateralmente in entrambe le direzioni (5 volte per lato) in base all'accensione casuale di un led verde che indicava la direzione
5. Prova dinamica: il soggetto si muoveva avanti e indietro (5 volte in avanti e 5 indietro), simulando un colpo di dritto con la racchetta, in base al lampeggiamento casuale del led verde in alto o in basso.
6. Prova dinamica: il soggetto si muoveva lateralmente in entrambe le direzioni (5 volte per lato) in base all'accensione casuale di un led verde che indicava la direzione.

7. Prova dinamica: il soggetto si muoveva avanti e indietro (5 volte in avanti e 5 indietro), simulando un colpo di rovescio con la racchetta, in base al lampeggiamento casuale del led verde in alto o in basso.
8. Prova dinamica: il soggetto eseguiva tre Counter Movement Jump (CMJ) con tempistiche scelte autonomamente, mantenendo entrambi i piedi sulle pedane.
9. Prova dinamica: il soggetto, in posizione eretta su entrambe le pedane, simulava cinque colpi di dritto e cinque di rovescio senza spostarsi.
10. Prova statica: il soggetto stava con un piede per pedana.
11. Prova statica: il soggetto si posizionava nuovamente con entrambi i piedi sulla pedana numero 1.

Questo protocollo è stato ripetuto per tutti gli atleti coinvolti, dei quali si parlerà nel seguito. Ogni sessione è stata avviata partendo da una prova statica. Per registrare la prova statica, è stata selezionata la scheda Capture nella Tool Window, impostando il tipo di acquisizione su "Statica" e assegnando un nome alla prova. Quando tutto era pronto, si è cliccato su Start per avviare la registrazione e successivamente su Stop per fermarla. Lo stesso processo è stato seguito per le prove dinamiche successive. In questo caso, l'unica differenza è stata l'impostazione del tipo di acquisizione su "Dinamica" anziché su "Statica", adattando così il sistema alla registrazione dei movimenti.

Una volta terminate le acquisizioni, si è passati al post-processing dei dati. Per ogni prova acquisita, sia statica che dinamica, la prima operazione eseguita dopo l'acquisizione è stata la ricostruzione 3D dei marker. Questa fase consente di ottenere la posizione dei marker a partire dalle immagini grezze acquisite dalle telecamere. Per eseguire la ricostruzione, si è cliccato su "Reconstruct" nel menu in alto. Al termine della ricostruzione, i marker appaiono nel workspace, ma non sono ancora labelizzati (cioè, non hanno ancora un'etichetta identificativa).

Si è quindi passati alla labelizzazione dei marker. Inizialmente, questa è stata effettuata automaticamente tramite il comando "Autoinitialize" nel menu in alto. Successivamente, è stato verificato che ogni marker fosse correttamente identificato; in caso di errori, la labelizzazione è stata corretta manualmente utilizzando il comando "Label/Edit" nella Tool Window. In alcuni casi, la ricostruzione di alcuni marker non era possibile poiché non venivano rilevati dalle

telecamere IR a causa di punti ciechi o occlusioni articolari. Di conseguenza, si è proceduto a utilizzare la funzione di fill the gap per riempire i tratti mancanti nelle traiettorie dei marker.

A questo punto, si è eseguita la pipeline appropriata per ciascuna prova:

- "Plug In Gait Static" per le prove statiche.
- "Plug In Gait Dynamic" per le prove dinamiche.

Durante l'esecuzione della pipeline per la calibrazione statica, è stata selezionata l'opzione "Processing Static Subject Calibration". Questa operazione permette di adattare il modello generico allo specifico soggetto, memorizzando i dati della prova per utilizzarli nelle analisi successive.

Per quanto riguarda i video acquisiti dalle telecamere nel visibile, questi sono stati esportati manualmente per ulteriore analisi attraverso la Communications window.

Dopo aver esportato tutti i file delle prove, i file .c3d sono stati importati in MATLAB per l'elaborazione. Questo passaggio ha permesso di estrarre dati e generare grafici relativi allo spostamento, alla velocità e alle tempistiche dei movimenti del soggetto. Questi grafici sono stati quindi utilizzati per una più approfondita analisi dei movimenti, offrendo informazioni dettagliate e misurabili sulle diverse prove eseguite.

Tra tutte le prove svolte nel protocollo, sono state prese in considerazione:

- le prove statiche per valutare la **distribuzione del carico tra gli arti inferiori** e misurare l'effettiva massa del soggetto;
- le prove dinamiche di **spostamento antero-posteriore** per indagare l'area descritta dai piedi sul piano trasversale confrontando arto sano e protesi e livello di impairment;
- le prove dinamiche di **Counter Movement Jump (CMJ)** per valutare come il livello di impairment influisca sui tempi di volo.

Per questo studio sono stati selezionati quattro atleti: due con amputazione transtibiale e due con amputazione transfemorale. Di questi, uno per ciascuna categoria ha partecipato sia ai trial dell'analisi video descritta in precedenza sia alla successiva analisi in laboratorio. Questa selezione ha permesso di confrontare le differenze nei movimenti e nelle prestazioni motorie

tra le due tipologie di amputazione, offrendo dati preziosi per comprendere l’impatto di ciascuna condizione sulle dinamiche del movimento nel contesto del Para-Standing Tennis.

Nella Tabella 9 sono riportati i dati antropometrici di ciascuno degli atleti partecipanti.

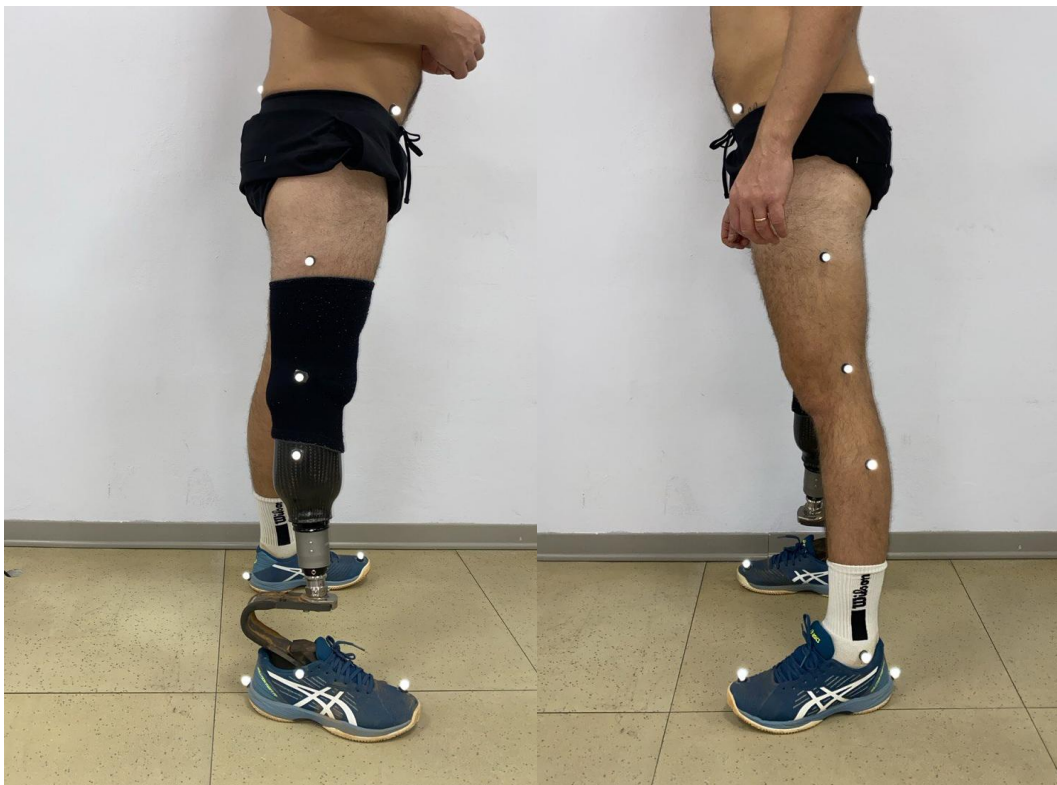
Tabella 9: Partecipanti delle analisi sperimentali in laboratorio

	PV1	PV2	PV3	PV4
Età	46	51	57	33
Tipo di impairment	amputazione transfemorale	amputazione transfemorale	amputazione transtibiale	amputazione transtibiale
Lato amputazione	sinistro	sinistro	destro	destro
Altezza (cm)	190	182	177	186
Lunghezza gamba destra (cm)	100	84	77	88
Lunghezza gamba sinistra (cm)	98	83	77	87
Larghezza ginocchio destro (cm)	14	13	14	12
Larghezza ginocchio sinistro (cm)	11	7	15	12
Larghezza caviglia destra (cm)	10	8	8	6
Larghezza caviglia sinistra (cm)	6	7	9	9

In Figura 32 e in Figura 33 si osserva il posizionamento dei marker degli atleti, portando come esempio un atleta con amputazione transfemorale e uno con amputazione transtibiale. Le immagini mostrano come i marker siano stati posizionati in modo specifico consentendo una ricostruzione accurata del movimento per ogni atleta.



*Figura 32: Posizionamento dei marker nel caso di un soggetto amputato transfemorale*



*Figura 33: Posizionamento dei marker nel caso di un soggetto amputato transtibiale*



## 4. Risultati e discussioni

### 4.1 Analisi preliminare tramite AI

L'analisi è iniziata da parametri relativi alla palla da tennis durante il gioco. Inizialmente, si sono valutati i valori di velocità della palla durante i tre fondamentali del tennis: servizio, dritto e rovescio. I dati di velocità sono stati suddivisi in modo da creare due tabelle separate.

Nel caso della Tabella 10, relativa ai colpi validi, i dati di velocità del servizio sono ulteriormente suddivisi in first in e second in, dove il first in rappresenta la velocità del servizio andato a segno al primo tentativo, mentre il second in si riferisce alla velocità del servizio riuscito al secondo tentativo, evidenziando la differenza tra un servizio più potente ma potenzialmente meno preciso e un servizio più controllato. In Tabella 11, invece sono inseriti i dati di velocità relativi a tutti i colpi. Le stesse velocità sono anche rappresentate tramite diagrammi a barre, per un confronto più immediato tra atleti.



Tabella 10: Statistiche di velocità relative ai colpi validi

		PE1	PE2	PE3	PE4	PE5	PE6	PE7	PE8	PE9
Dati relativi ai colpi validi	Velocità media FIRST IN (km/h)	75	129	124	122	111	131	136.5	109	124
	Velocità massima FIRST IN (km/h)	86	138	143	144	136.5	138	159	125	150
	Velocità media SECOND IN (km/h)	78	111	109	87	104	101	105.5	106	103
	Velocità massima SECOND IN (km/h)	82	125	130	126	113.5	117	127.5	118	115
	Velocità media DRITTO (km/h)	68	89	68	76	78	88	90	79	81
	Velocità massima DRITTO (km/h)	88	98	82	106	100	113	120	88	104
	Velocità media ROVESCIO (km/h)	77	56	78	66	69	79	83	82	84
	Velocità massima ROVESCIO (km/h)	93	78	94	82	76	92	107.5	108	109

Tabella 11: Statistiche di velocità relative a tutti i colpi della partita

	PE1	PE2	PE3	PE4	PE5	PE6	PE7	PE8	PE9
Velocità media SERVIZIO (km/h)	76	123	120	110	109	122	126.5	109	118
Velocità massima SERVIZIO (km/h)	86	138	143	150	136.5	138	159	125	150
Velocità media DRITTO (km/h)	61	78	67	76	82	82	80.5	74	75
Velocità massima DRITTO (km/h)	88	102	97	120	112.5	113	133.5	100	104
Velocità media ROVESCIO (km/h)	71	59	77	67	74.5	80	80.5	82	85
Velocità massima ROVESCIO (km/h)	93	84	102	91	111.5	107	112.5	108	114



Osservando la Figura 34 e la Figura 35 si nota come durante il first in i giocatori imprimano alla palla velocità maggiori rispetto al second in. Questa differenza è dovuta principalmente a una questione di tecnica; infatti, mentre durante il primo colpo si tende a colpire la palla con una maggior potenza facendo in modo da massimizzare le velocità delle palle giocate, durante il second in, invece, si mira a lanciare palle con maggior controllo in modo da evitare un doppio fallo. A sostegno di questa considerazione, si osserva che media e deviazione standard delle velocità medie durante il first in sono pari a  $118 \pm 18$  km/h mentre durante il second in sono pari a  $100 \pm 11$  km/h.

Un aspetto evidente consiste nel fatto che, nel caso del soggetto amputato di braccia PE1, le velocità raggiunte sono significativamente inferiori rispetto a quelle raggiunte dei restanti giocatori. In generale, i giocatori affetti da disabilità agli arti superiori (PE1, PE5, PE8) tendono ad avere first in caratterizzati da velocità medie inferiori. Tuttavia, questo trend non si ritrova nel second in, dove sono altre disabilità a essere caratterizzate da velocità inferiori. Non si osservano quindi trend precisi seguiti solo da una categoria di atleti con una specifica disabilità piuttosto che da un'altra, aspetto probabilmente dovuto al fatto che questo parametro sia strettamente correlato alla tecnica e al livello di allenamento.

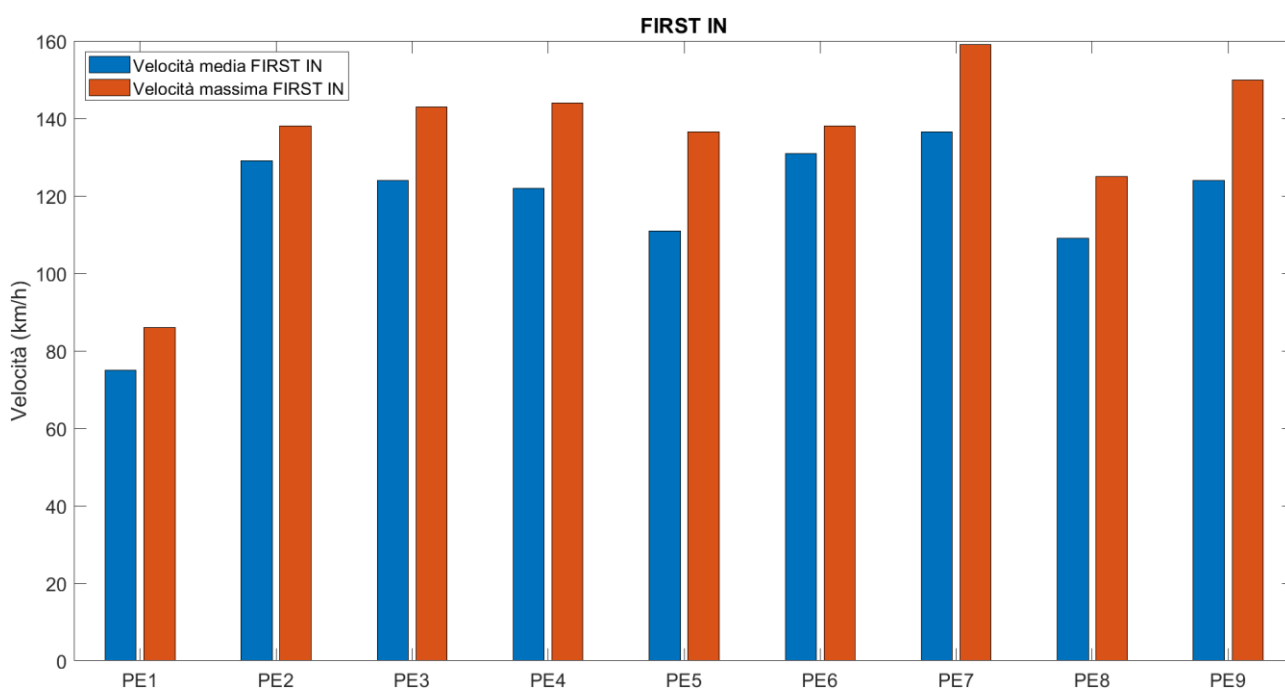


Figura 34: Velocità media e massima durante il FIRST IN

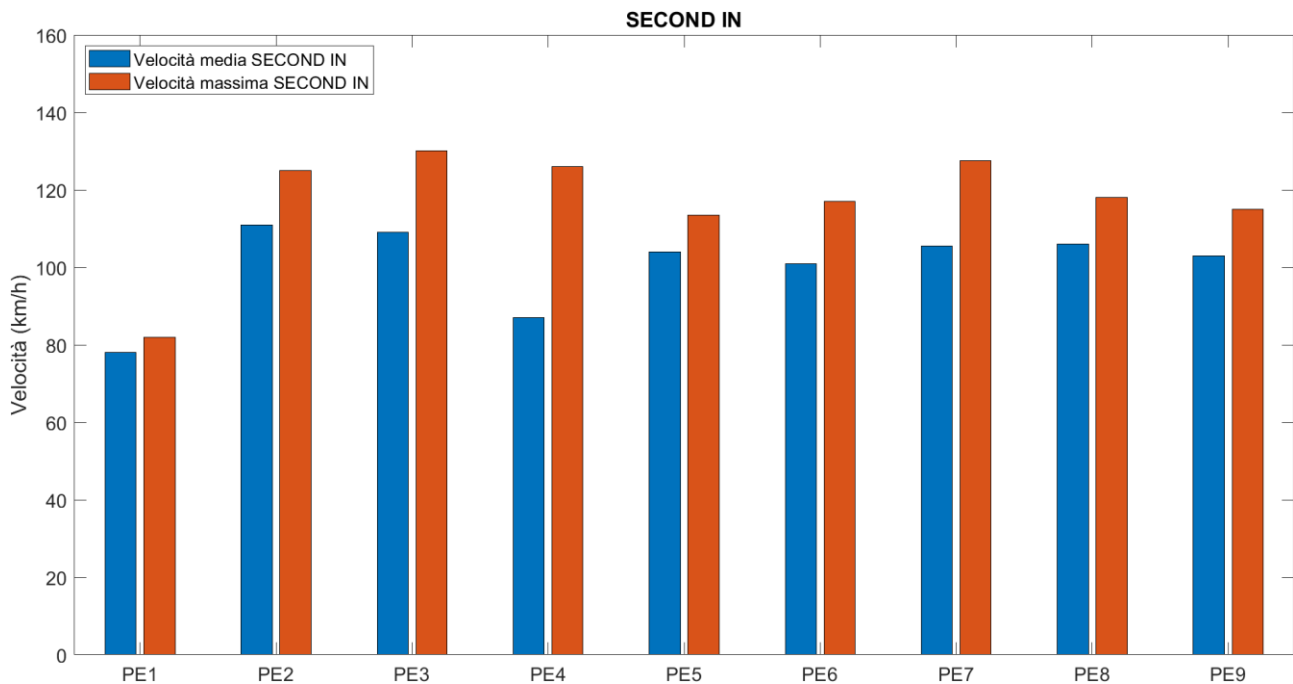


Figura 35: Velocità media e massima durante il SECOND IN

Si prendono in esame ora i grafici presenti in Figura 36 e in Figura 37, relativi al dritto e al rovescio. La velocità media (con deviazione standard) nel dritto è pari a circa  $80 \pm 8$  km/h mentre nel rovescio è pari a  $75 \pm 9$  km/h. In media quindi si può affermare che le velocità nel dritto tendono a essere maggiori rispetto al rovescio, risultato coerente con i principi della biomeccanica del tennis dove, infatti, generalmente il dritto permette di sfruttare in maniera più efficiente la catena cinetica, riuscendo quindi a immagazzinare maggior forza e a trasferirla alla palla attraverso l'arto superiore, mentre nel rovescio la forza è più limitata. In aggiunta, nel dritto il punto di impatto è più distante dal corpo e ciò permette la generazione di una maggior velocità. Nel caso di dritto e rovescio, il giocatore PE1 riesce a imprimere alla palla velocità che sono paragonabili a quelle degli altri atleti.

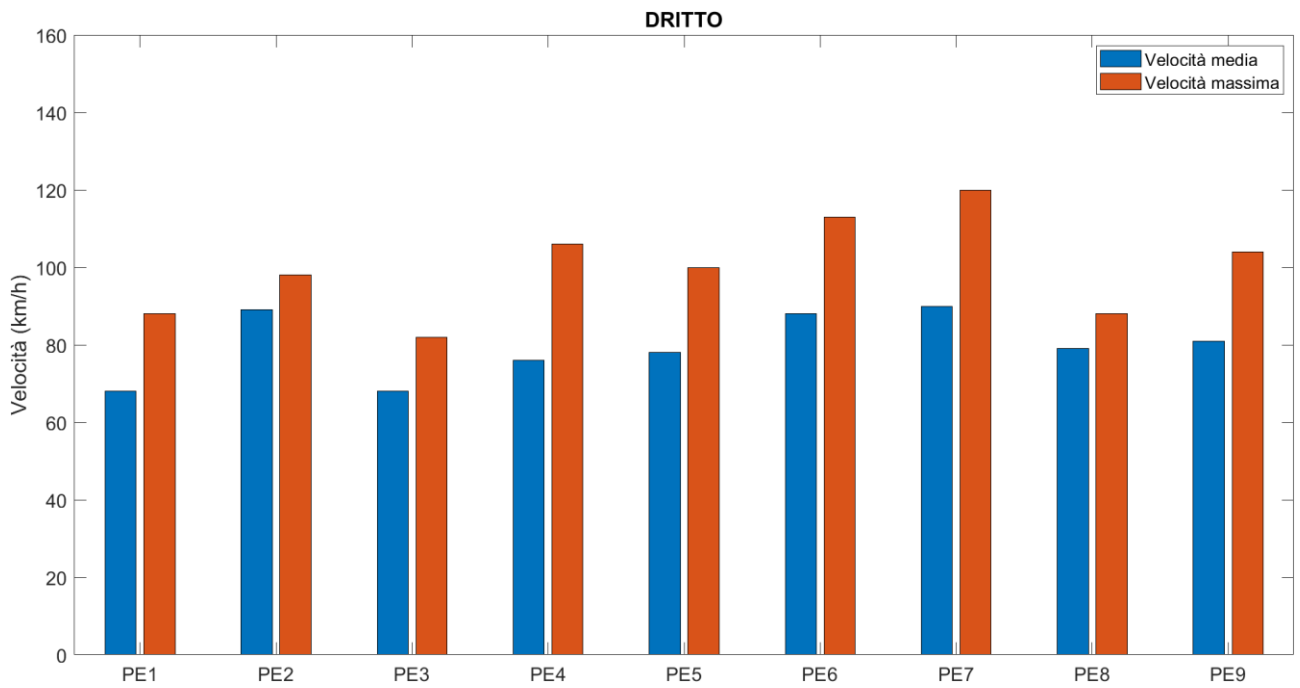


Figura 36: Velocità media e massima durante il DRITTO (statistiche solo per i colpi validi)

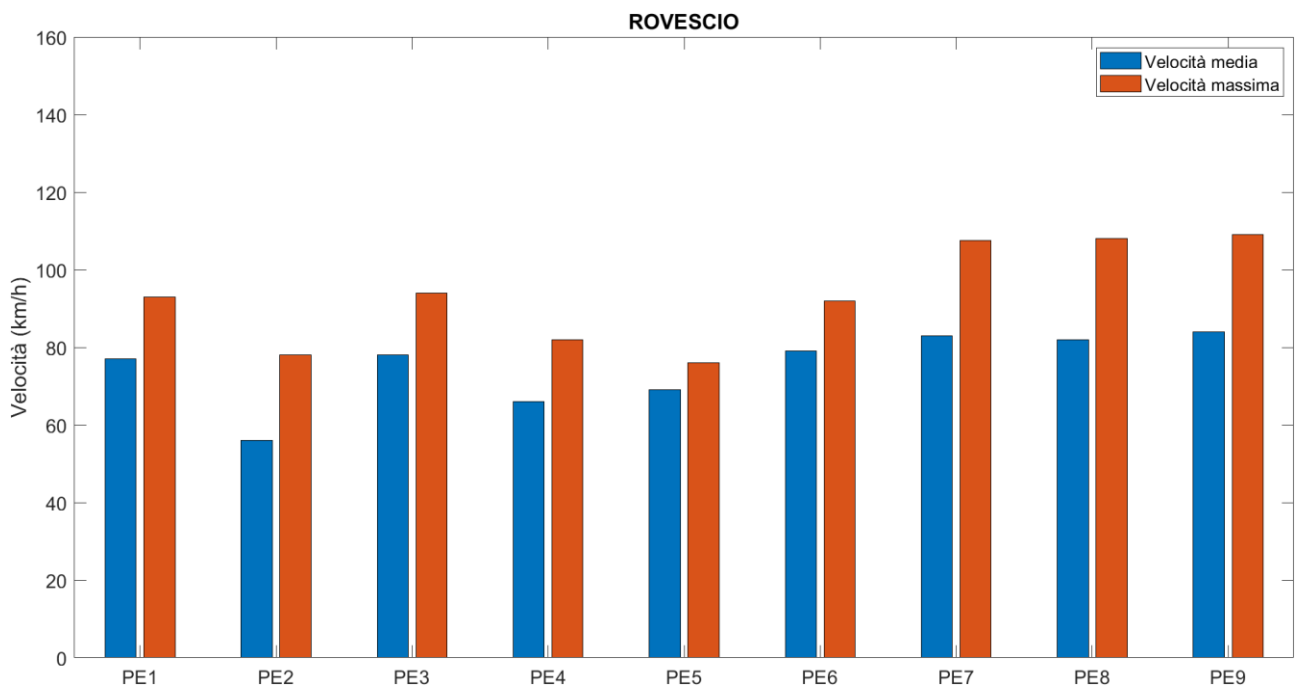


Figura 37: Velocità media e massima durante il ROVESCIO (statistiche solo per i colpi validi)

In Figura 38, Figura 39 e Figura 40 sono riportate le velocità medie e massime del servizio, del dritto e del rovescio, considerando tutti i colpi effettuati e non solo quelli validi.

Dall'analisi dei grafici si riesce a concludere che la velocità media del servizio è pari a  $113 \pm 15$  km/h; tuttavia, è evidente una grande variabilità tra le velocità dei vari atleti. La velocità media risulta essere quindi, come ci si poteva aspettare, circa una media delle velocità medie del first in e second in. Sia nel caso del dritto che del rovescio si hanno una velocità media pari a 75 km/h e una deviazione standard pari a 7 km/h per il dritto e 8 km/h per il rovescio. Risultano quindi due fondamentali con velocità in genere paragonabili. Anche in questi casi non si osservano trend specifici che possano essere sfruttati per suddividere in classi gli atleti sulla base del loro impairment.

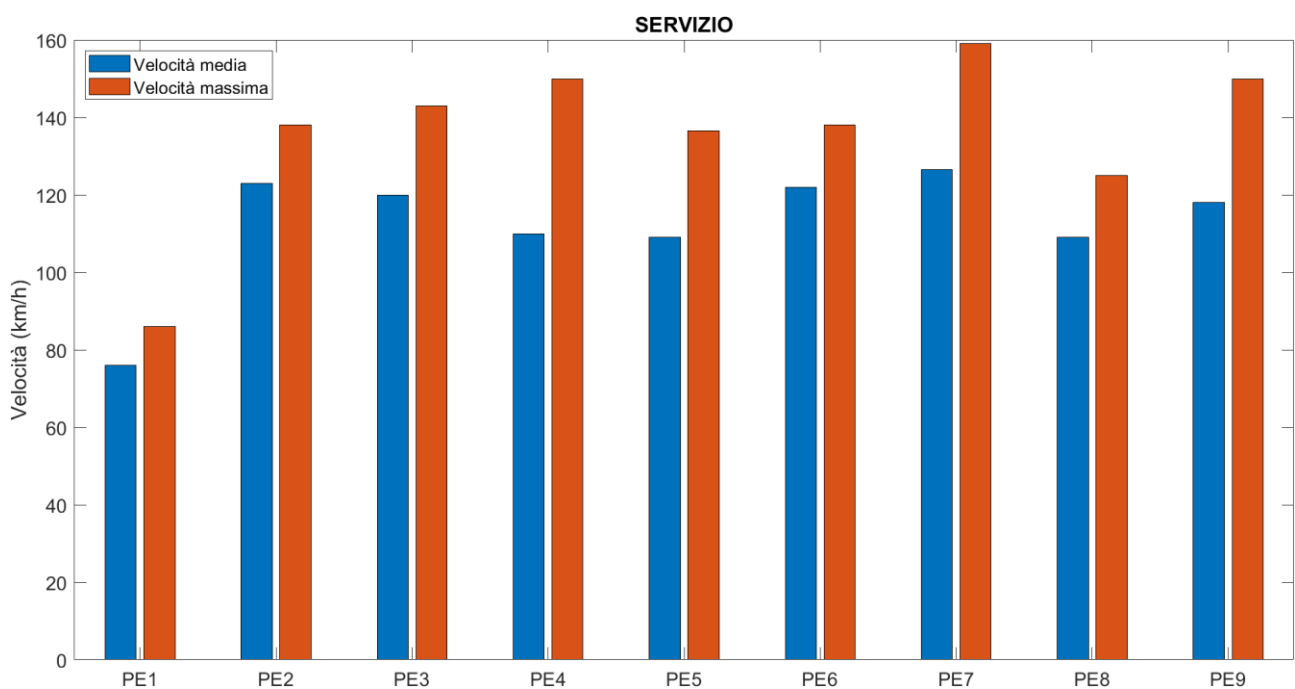


Figura 38: Velocità media e massima durante il SERVIZIO



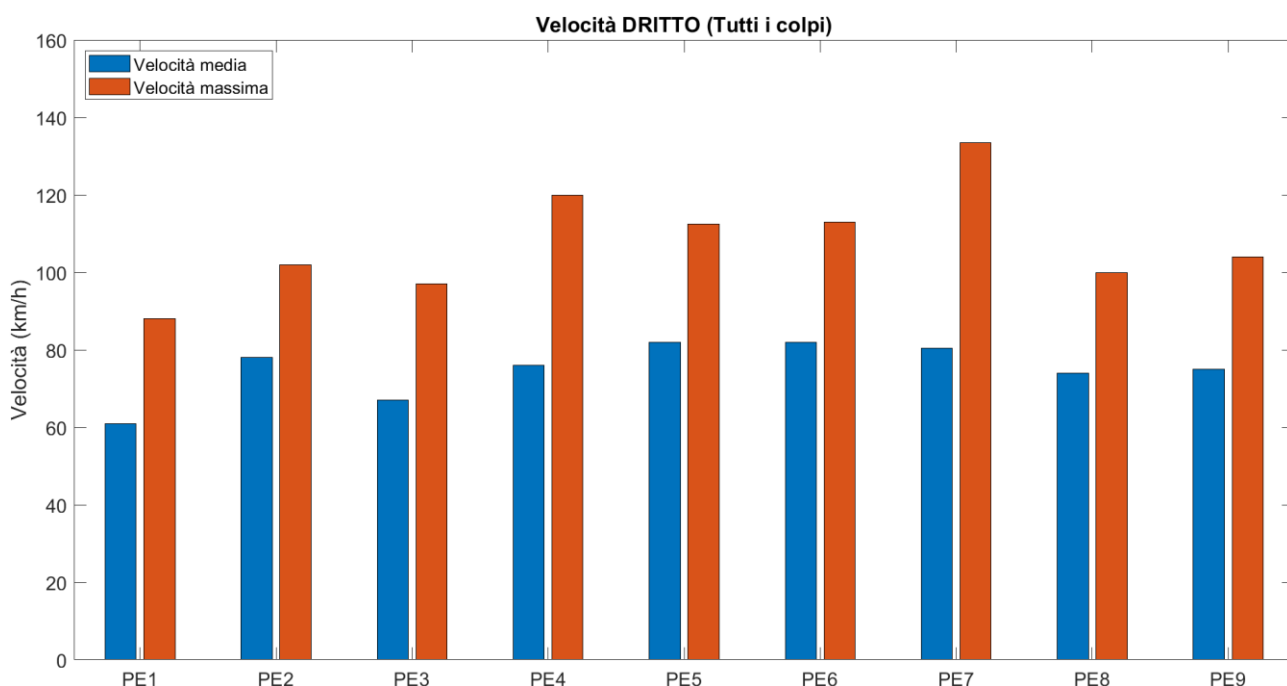


Figura 39: Velocità media e massima durante il DRITTO (statistiche per tutti i colpi)

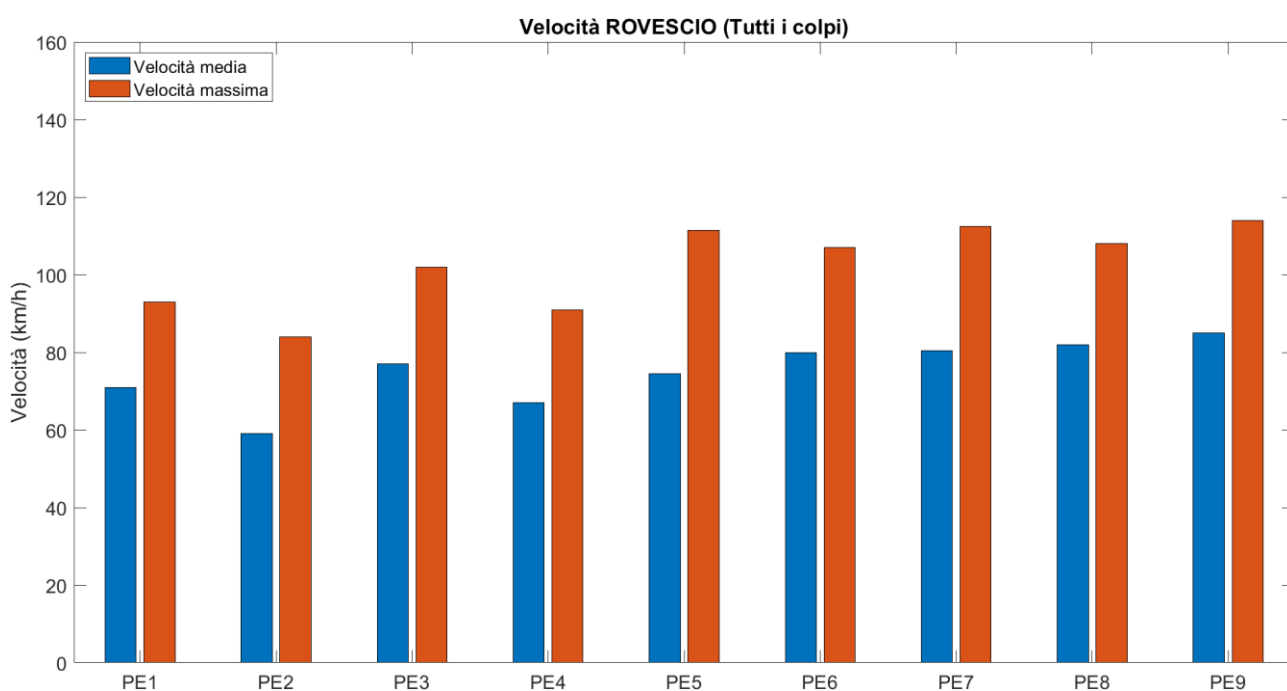


Figura 40: Velocità media e massima durante il ROVESCIO (statistiche per tutti i colpi)

Attraverso l'uso di EyesOn è stato possibile estrarre non solo parametri di velocità, ma anche parametri riferiti alla altezza media dell'impatto palla, alla altezza della palla sopra la rete e la distanza dell'impatto dal rimbalzo. Questi dati sono stati tabellati e sono riportati in Tabella 12.



Tabella 12: Statistiche di altezze medie e distanze medie

	PE1	PE2	PE3	PE4	PE5	PE6	PE7	PE8	PE9
Altezza media impatto palla SERVIZIO (m)	1.58	2.50	2.64	2.84	1.96	2.77	2.76	2.04	2.69
Altezza media impatto palla DRITTO (m)	1.07	1.16	1.11	1.04	1.05	1.16	1.01	1.25	1.16
Altezza media impatto palla ROVESCIO (m)	1.10	1.04	1.14	1.05	0.95	1.21	1.02	1.28	1.25
Distanza media dell'impatto dal rimbalzo DRITTO (m)	4.69	3.54	4.17	4.24	4.61	4.74	5.35	5.53	4.87
Distanza media dell'impatto dal rimbalzo ROVESCIO (m)	4.34	3.35	4.08	4.16	4.29	4.79	5.62	5.20	4.96
Altezza media sulla rete SERVIZIO (m)	0.51	0.28	0.29	0.38	0.34	0.26	0.31	0.26	0.36
Altezza media sulla rete DRITTO (m)	1.84	1.28	1.56	1.55	1.56	1.12	1.21	2.21	1.23
Altezza media sulla rete ROVESCIO (m)	1.82	1.46	1.46	1.55	1.50	0.95	1.39	1.72	1.30



Il grafico mostrato in Figura 41 illustra l'altezza media dell'impatto della palla nei tre fondamentali del tennis per ciascun giocatore. Quello che risulta evidente in prima analisi è che l'altezza del servizio è notevolmente superiore rispetto a quella del dritto e del rovescio per tutti i giocatori. L'altezza media d'impatto della palla risulta essere per tutti nel range tra 2.5 m e 2.7 m, ad eccezione degli atleti PE1, PE5 e PE8. Ciò risulta coerente con la dinamica di gioco del servizio, in quanto richiede l'impatto tra racchetta e palla sopra la testa. PE1, PE5 e PE8 impattano la palla ad un'altezza inferiore. Infatti, PE1 ha un'amputazione bilaterale sopra al gomito e quindi ci si aspetta un'impatto della palla circa all'altezza della testa, considerando che gioca senza l'uso di ausili e che quindi va ad impugnare la racchetta con le due spalle; i giocatori PE5 e PE8 colpiscono la palla ad un'altezza che si aggira attorno ai 2 m e questo è probabilmente dovuto al tipo di impairment. Nello specifico, il soggetto PE5 ha un'amputazione unilaterale sopra al gomito mentre il PE8 ha una paresi del braccio destro; questi impairment, che coinvolgono l'arto superiori, tendono ad influire negativamente sull'altezza dell'impatto.

Il servizio risulta comunque il gesto che presenta una maggior variabilità. Al contrario, le altezze di impatto di dritto e rovescio presentano valori che oscillano attorno a 1 m per tutti i giocatori. Questo è indice di una tecnica relativamente uniforme per l'esecuzione di dritto e rovescio all'interno del campione considerato, e tali valori risultano coerenti con la tecnica di esecuzione.

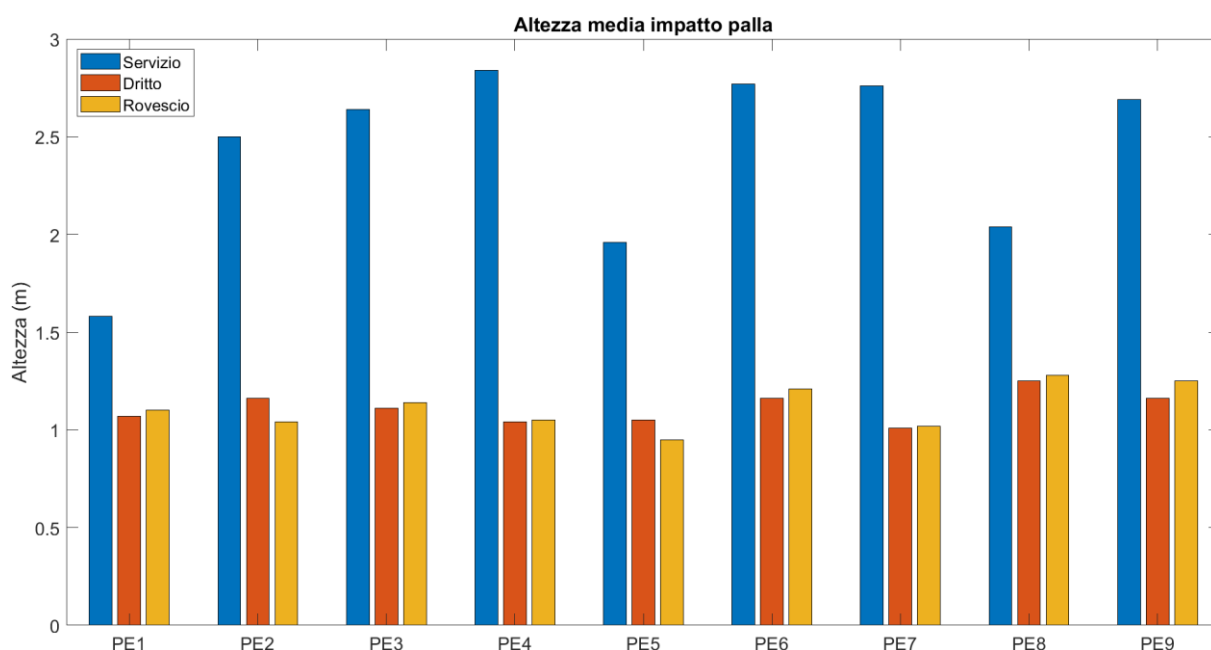


Figura 41: Altezza media impatto palla per il SERVIZIO, il DRITTO e il ROVESCIO

Il grafico riportato in Figura 42 fornisce informazioni riguardanti l'altezza della palla rispetto alla rete durante i tre fondamentali. Osservando il grafico, è evidente che la palla passa sopra alla rete ad un'altezza molto bassa, che è in generale sempre inferiore a 0.5 m durante il servizio, mentre durante il dritto e il rovescio si raggiungono altezze tra 1 m e 2 m. Inoltre, si nota come gli amputati di arto inferiore riescano a far passare la palla a un'altezza maggiore sopra la rete durante il dritto rispetto che al rovescio, anche se questa differenza è non superiore al 13%. Infine, il giocatore PE8 mostra una differenza di oltre il 28% tra l'altezza media della palla sopra la rete durante il dritto rispetto quella durante il rovescio.

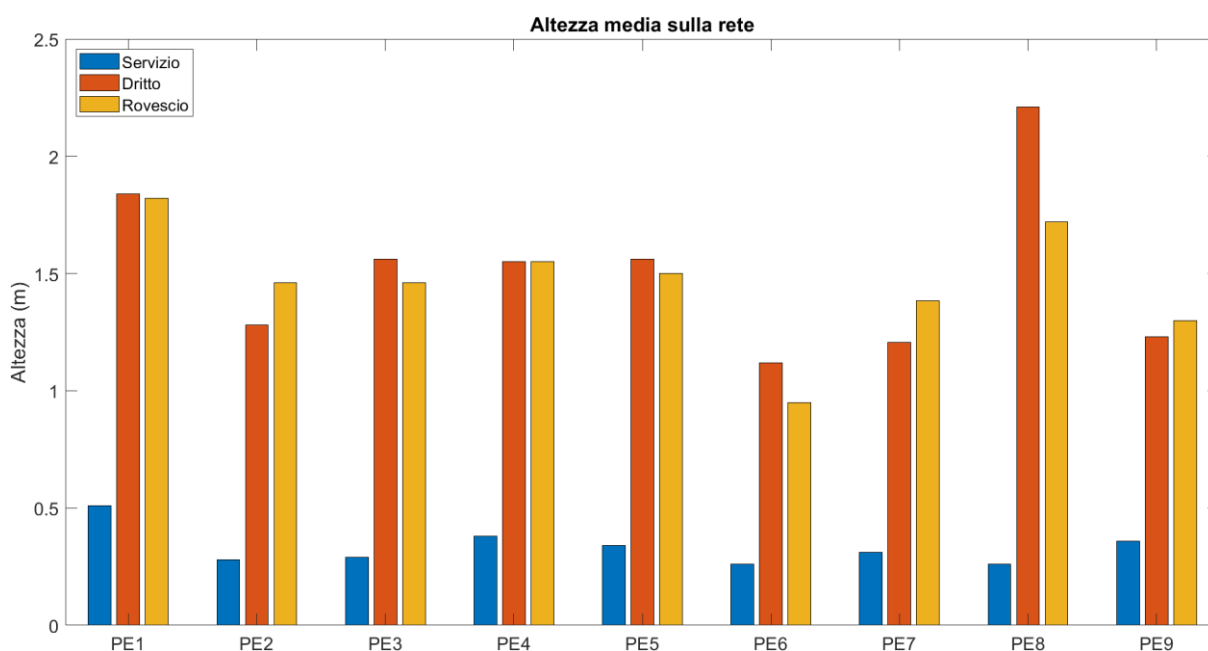


Figura 42: Altezza media della palla sopra la rete durante il SERVIZIO, il DRITTO e il ROVESCIO

Osservando la Figura 43, in prima istanza si può affermare che le distanze medie di impatto della palla dopo il primo rimbalzo risultano simili per dritto e rovescio. Si nota, infatti, che tutti i giocatori in esame, eccetto gli amputati transtibiali (PE7 e PE9) e il soggetto con artrodesi (PE6), rispondono ad una distanza maggiore quando giocano il dritto rispetto a quando giocano il rovescio. In generale, osservando tutti gli atleti, si nota che la differenza di distanza è inferiore al 10% e, quindi, si può affermare che è una differenza trascurabile che non dipende dall'impatto dell'impairment, ma che può dipendere dall'allenamento o dallo stile di gioco, piuttosto che da come le palle sono giocate durante la partita

In seconda analisi, si può notare come i giocatori con disabilità agli arti superiori impattino la palla a una distanza dal primo rimbalzo maggiore rispetto agli atleti il cui impairment grava sugli arti inferiori. Questo trend risulta opposto rispetto a quello che ci si potrebbe aspettare. Infatti, ci si aspetterebbe che impairment agli arti inferiori limitino la capacità di movimento in maniera più pronunciata rispetto a impairment sugli arti superiori, che dovrebbero, invece, riuscire a rispondere a cambiamenti di direzione della palla in maniera più pronta e più veloce. In particolare, atleti con amputazioni transfemorali, che hanno capacità di movimento più limitate, riescono a colpire la palla a una minor distanza dal primo rimbalzo rispetto ad amputati transtibiali. Questo trend, quindi, può essere giustificato con il fatto che gli atleti con amputazioni transtibiali o transfemorali sono più allenati rispetto agli altri e di conseguenza riescono a rispondere in maniera più pronta.

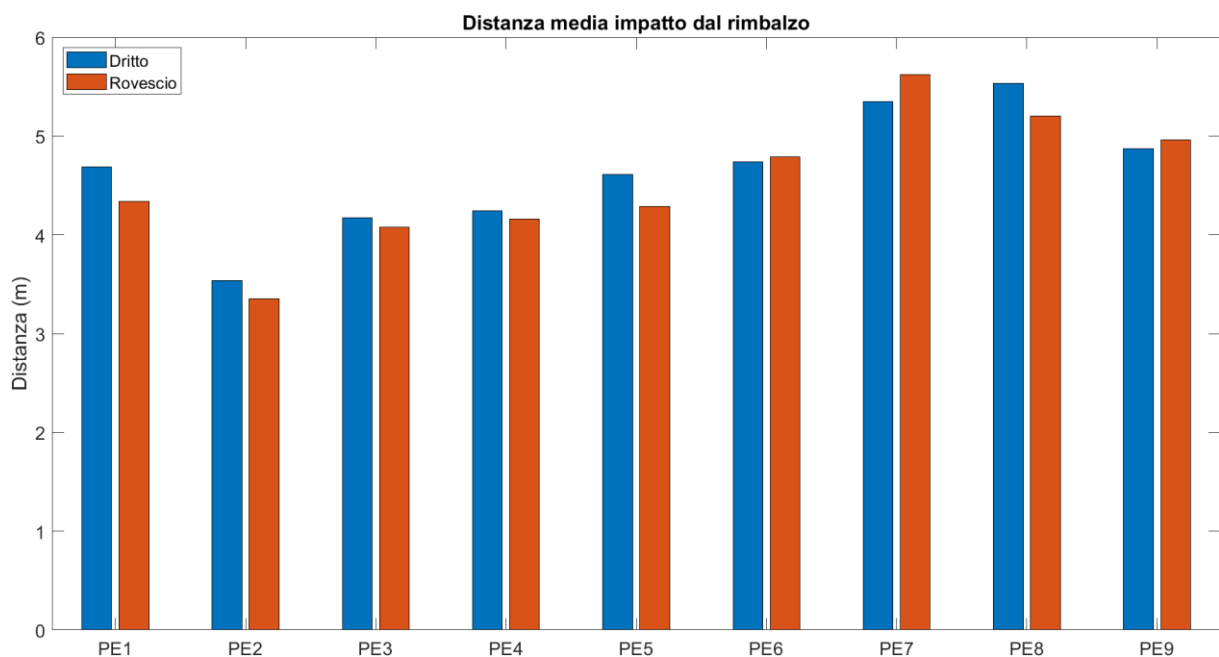


Figura 43: Distanza media impatto dal rimbalzo nel DRITTO e nel ROVESCIO

In conclusione, attraverso l'analisi preliminare tramite AI si è giunti a conclusione che i parametri legati alla palla non seguono un trend chiaro e costante in base al tipo di impairment degli atleti. Questo implica che, attraverso questi dati, non è possibile identificare una relazione che differenzi atleti con impairment di diverso tipo. L'assenza di un trend chiaro può essere causata da diversi fattori, come l'esperienza sul campo in questo sport, l'allenamento fisico del giocatore e, di conseguenza, la potenza muscolare, così come l'età, l'altezza e gli anni di

disabilità, tutti elementi che influiscono notevolmente su come l'atleta si destreggia nell'uso di eventuali ausili. Di conseguenza, al fine di procedere verso lo sviluppo di una classificazione, nelle seguenti fasi della tesi sperimentale ci si è concentrati su parametri relativi all'uomo e al suo movimento, piuttosto che a quelli relativi alla palla.



## 4.2 Analisi del movimento in partita

A partire dai dati di posizione verticale e orizzontale estratti da Kinovea, relativi ad atleti con amputazione di arto inferiore, sono stati ottenuti i grafici di spostamento sul piano trasversale riportati di seguito. In tutti questi grafici, l'asse X indica lo spostamento medio-laterale in metri mentre l'asse Y si riferisce allo spostamento antero-posteriore in metri. Ogni figura mostra due grafici: uno relativo alla traiettoria del piede protesico, evidenziato in rosso, e l'altro relativo a quella del piede sano, in verde. Per ogni grafico è stato inserito un rettangolo arancione di dimensioni 8.23 m x 11.89 m, che rappresenta la metà campo da tennis in cui l'atleta in esame sta giocando, al fine di fornire un'indicazione chiara del movimento rispetto al campo. Esempi di questa tipologia di grafico sono riportati in Figura 44 e Figura 46, mentre i grafici relativi agli altri sprint analizzati per entrambi i soggetti sono inclusi nell'appendice in fondo alla tesi.

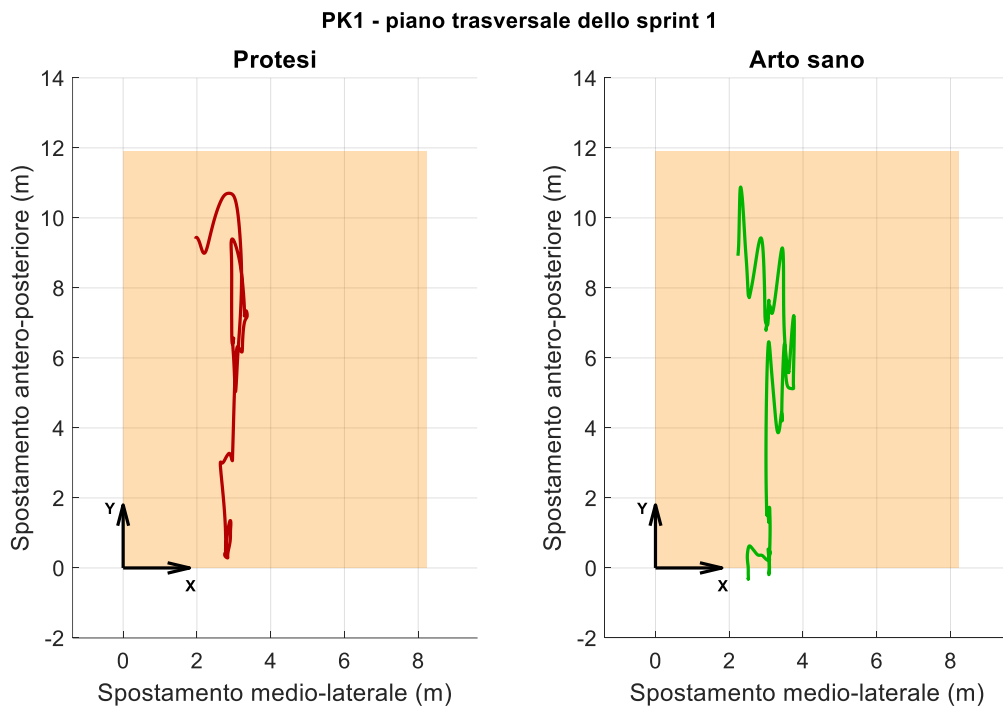


Figura 44: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 1. Atleta: PK1

In Figura 45 e in Figura 47 sono rappresentati gli spostamenti sul piano trasversale per tutti gli sprint e ad ogni sprint è associato un colore. Analizzando i grafici relativi all'atleta PK1, si nota che i movimenti dell'arto sano sono più ampi e frastagliati rispetto a quelli della protesi, che risultano essere più lineari. Ne consegue che gli spostamenti legati ai due piedi non sono sovrapponibili tra loro, indicando che i due arti si muovono nello spazio in modo diverso.

Inoltre, si osserva come gli spostamenti del piede protesico occupino un'area più limitata rispetto a quelli relativi all'arto sano.

In generale, tutti gli sprint avvengono all'interno della metà campo. Alcuni iniziano da fuori la linea di fondo campo per spostarsi verso rete, in linea con quanto osservato qualitativamente analizzando i video; infatti, i giocatori tendono a mantenersi fuori dalla linea di fondo campo durante il gioco. Per l'atleta PK1 è possibile notare qualitativamente dal video che durante gli sprint più rapidi il piede protesico tende a non essere appoggiato a terra se non per pochi istanti di tempo, istanti necessari all'atleta per riacquisire l'equilibrio e avere maggiore stabilità. Questo spiega perché, in alcuni sprint, la lunghezza della traiettoria dell'arto protesico risulta maggiore; infatti, ciò avviene quando l'arto protesico è in movimento nell'aria anziché sul campo.

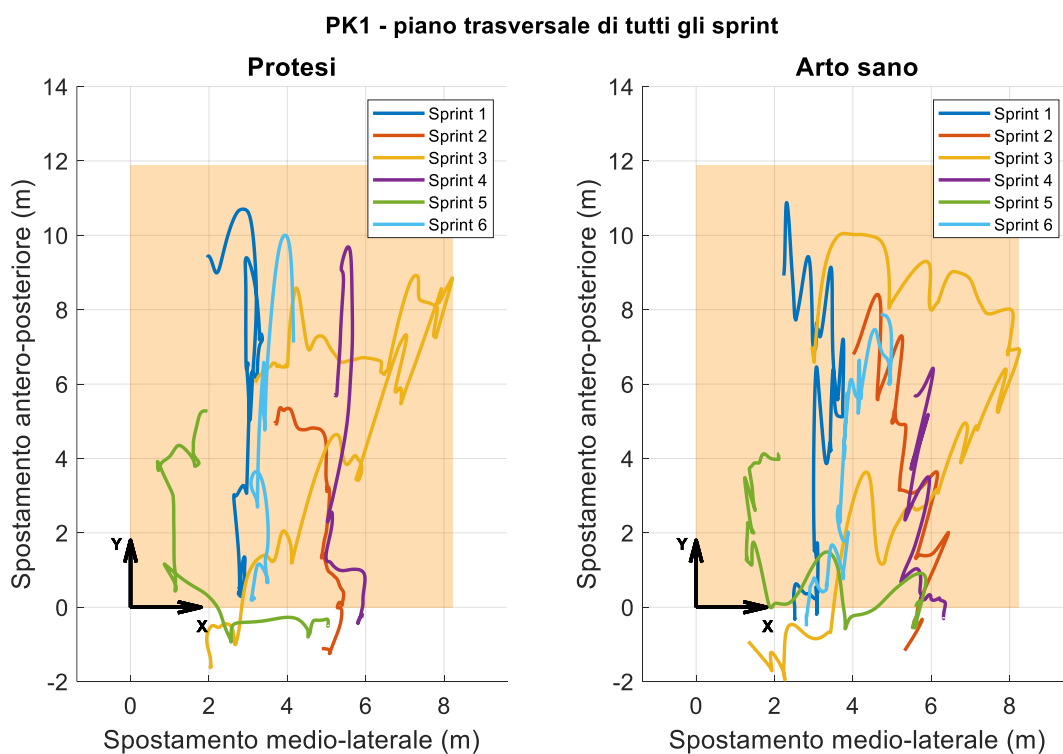


Figura 45: Spostamenti sul piano trasversale di tutti gli sprint. Atleta: PK1

A partire dalle posizioni, sono state calcolate anche le velocità medie in direzione medio-laterale, antero-posteriore e assolute. Le velocità trovate sono riportate in Tabella 13. Inoltre, sono state calcolate le medie e le deviazioni standard di tutti gli sprint nei tre casi in esame (Tabella 14). Analizzando queste tabelle, si conclude che le velocità medio-laterali sono comprese in un range che va da  $-0.8$  m/s a  $0.39$  m/s. Il segno dipende da come avviene il

movimento: se è concorde con la direzione dell'asse X, e quindi lo spostamento è verso destra, la velocità sarà positiva; in caso contrario, sarà negativa. Nel caso dell'arto sano, la velocità media medio-laterale è pari a 0.31 m/s, mentre quella della protesi è pari a 0.27 m/s.

Per quanto concerne le velocità antero-posteriori, queste hanno sempre valori positivi, in linea con ciò che stiamo studiando; infatti, abbiamo preso in esame solo spostamenti verso rete. La velocità media antero-posteriore per l'arto sano risulta pari a 1.72 m/s, mentre quella per la protesi è pari a 1.60 m/s. Le velocità antero-posteriori risultano essere, per tutti gli sprint eccetto per lo sprint n°5, superiori nell'arto sano rispetto all'arto protesico, anche se parliamo di differenze massime del 25%, come osservato nello sprint n°2.

Analizzando le velocità complessive, si nota una velocità media in valore assoluto pari a 0.83 m/s nell'arto sano, mentre l'arto protesico si muove in media di 0.68 m/s. Le velocità complessive risultano in quattro casi maggiori nell'arto sano rispetto all'arto protesico, mentre nei rimanenti due casi sono maggiori nell'arto protesico di circa 0.02-0.06 m/s.

In conclusione, l'arto sano si muove più velocemente rispetto alla protesi, dimostrando una migliore capacità di movimento dell'arto sano rispetto all'arto protesico.

Tabella 13: Velocità dell'atleta PK1 durante gli sprint

	PK1					
	Arto sano			Protesi		
	Velocità medio-laterale (m/s)	Velocità antero-posteriore (m/s)	Velocità assoluta (m/s)	Velocità medio-laterale (m/s)	Velocità antero-posteriore (m/s)	Velocità assoluta (m/s)
Sprint 1	-0.05	1.64	1.19	-0.15	1.61	1.21
Sprint 2	-0.4	2.49	0.76	-0.38	1.89	0.36
Sprint 3	0.25	1.22	0.92	0.17	1.18	0.65
Sprint 4	-0.26	2.13	0.58	-0.24	2.13	0.64
Sprint 5	-0.79	0.93	-0.21	-0.70	1.32	0.13
Sprint 6	0.39	1.74	1.31	0.21	1.42	1.06

Tabella 14: Medie e deviazioni standard degli sprint. Atleta: PK1

	PK1			
	Arto sano		Protesi	
	Velocità media (m/s)	Deviazione standard (m/s)	Velocità media (m/s)	Deviazione standard (m/s)
Direzione medio-laterale	0.31	0.26	0.27	0.22
Direzione antero-posteriore	1.72	0.53	1.60	0.33
Assoluta	0.83	0.37	0.68	0.37

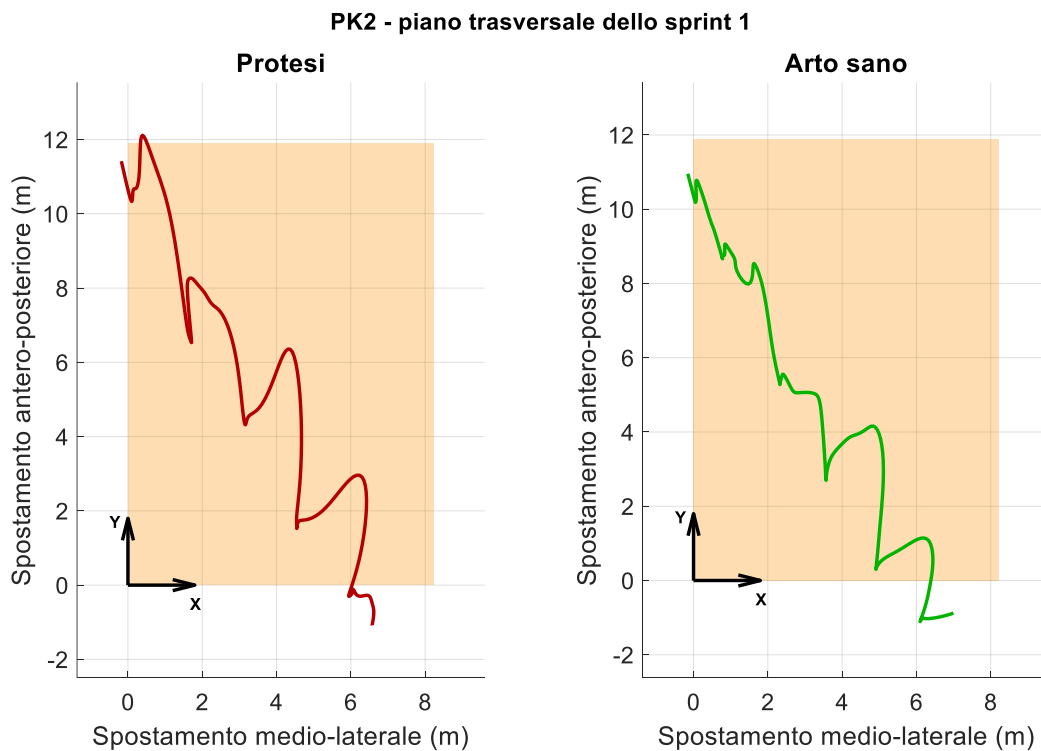


Figura 46: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 1. Atleta: PK2

Dai grafici presenti in Figura 47, si nota come la traiettoria degli sprint della protesi e quella dell'arto sano risultino più sovrapponibili in questo caso rispetto a quanto osservato per il soggetto PK1. Ciò potrebbe essere legato alla disabilità, infatti, il soggetto PK2 è amputato transtibiale mentre il soggetto PK1 è amputato transfemorale e, di conseguenza, presenta una maggiore complessità nella gestione della mobilità. Questa differenza è dovuta al fatto che la protesi del soggetto PK1 non solo deve replicare la funzione della caviglia ma bensì anche quella del ginocchio, richiedendo così un controllo più articolato e coordinato. Il fatto che il soggetto PK2 compia un numero inferiore di sprint durante la sua partita non è legato alla

disabilità, ma piuttosto alla tecnica usata dall'atleta, dall'avversario e alle modalità di gioco dei due giocatori.

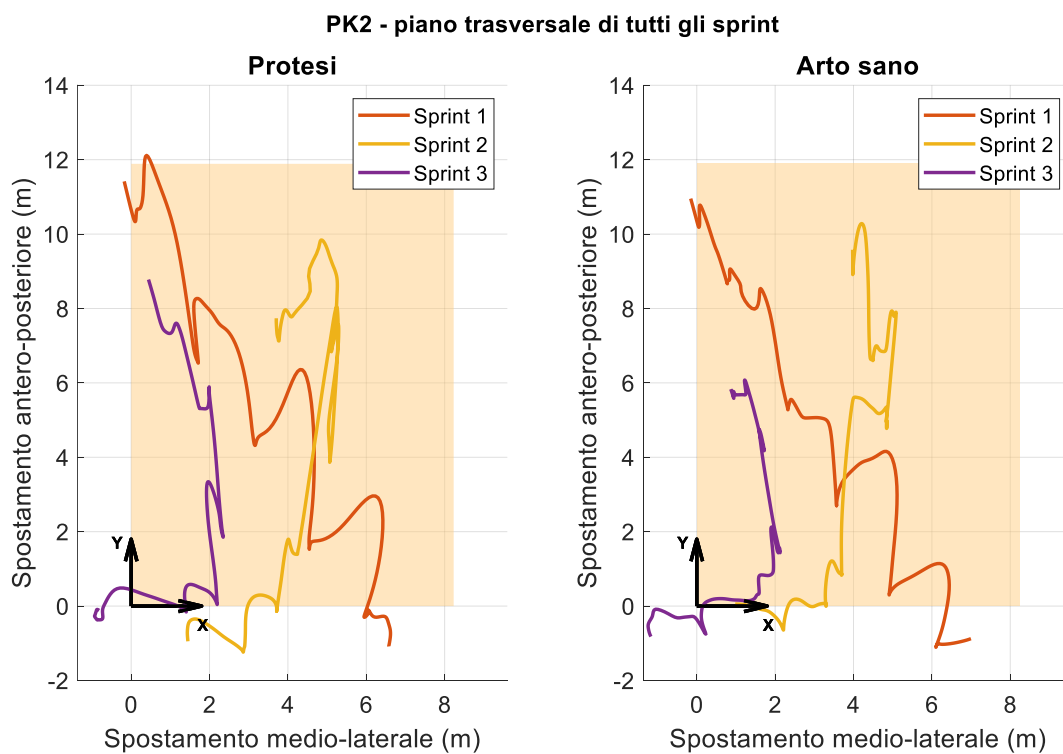


Figura 47: Spostamento sul piano trasversale di tutti gli sprint. Atleta: PK2

Anche per questo soggetto sono riportati in tabella i valori di velocità relativi ai tre sprint (Tabella 15) e i valori di velocità media per le due direzioni, oltre che per la velocità complessiva, insieme ai valori di deviazioni standard (Tabella 16). Nel caso dello sprint n°1, si comprende dal segno della velocità medio-laterale che il giocatore si muove verso sinistra, in direzione discorde rispetto al sistema di riferimento; negli altri due casi invece si muove in direzione concorde e quindi verso destra. Tutte le velocità antero-posteriori risultano, anche in questo caso, positive; infatti, il giocatore si muove in avanti, verso rete. In tutti i casi, le velocità medio-laterali risultano nettamente inferiori a quelle antero-posteriori, e questo è coerente con il movimento che sta compiendo; infatti, il giocatore si sta prevalentemente spostando in avanti, verso rete.

In questo caso, mentre le velocità medio-laterali sono sempre maggiori nell'arto sano rispetto alla protesi, le velocità antero-posteriori non mostrano un trend chiaro; infatti, risultano in due casi superiori nella protesi e nel restante caso nell'arto sano.

La velocità complessiva media nel soggetto PK2 risulta essere pari a 2.18 m/s per l'arto sano e 2.45 m/s per la protesi. Si nota quindi che, in questo caso, la protesi si muove con velocità maggiori rispetto all'arto sano. Anche la velocità media antero-posteriore risulta essere maggiore nel caso della protesi; si osserva, in questo caso, una differenza del 7% tra le due, mentre, nel caso della velocità assoluta, si registra una differenza maggiore pari all'11%. Prendendo poi in analisi la velocità media in direzione medio-laterale si nota che questa è, contrariamente alle precedenti, maggiore nell'arto sano e minore nella protesi.

Tabella 15: Velocità dell'atleta PK2 durante gli sprint

	PK2					
	Arto sano			Protesi		
	Velocità medio-laterale (m/s)	Velocità antero-posteriore (m/s)	Velocità assoluta (m/s)	Velocità medio-laterale (m/s)	Velocità antero-posteriore (m/s)	Velocità assoluta (m/s)
Sprint 1	-2.74	4.53	1.49	-2.59	4.79	1.+82
Sprint 3	1.06	3.37	3.32	0.79	3.07	2.42
Sprint 4	0.79	2.59	1.74	0.49	3.46	3.10

Tabella 16: Medie e deviazioni standard degli sprint. Atleta: PK2

	PK2			
	Arto sano		Protesi	
	Velocità media (m/s)	Deviazione standard (m/s)	Velocità media (m/s)	Deviazione standard (m/s)
Medio-laterale	1.50	1.06	1.29	1.13
Antero-posteriore	3.50	0.98	3.77	0.90
Assoluta	2.18	0.99	2.45	0.64

Quello che si conclude, osservando quindi sia i grafici degli spostamenti sul piano trasversale che le tabelle riportanti le velocità medie, è che il soggetto amputato transtibiale riesce a muoversi più velocemente, avendo infatti le velocità medie nettamente maggiori rispetto al caso dell'amputato transfemorale. Inoltre, è evidente che il soggetto amputato transfemorale adotta una tecnica di movimento diversa rispetto a quella naturale di un soggetto normodotato, come si evince dalle traiettorie, che risultano diverse tra arto sano e protesico. Al contrario il soggetto PK2 ha traiettorie molto simili tra i 2 arti.

### 4.3 Test strumentali in laboratorio

La terza parte dello studio si è concentrata sui test sperimentali in laboratorio, condotti su quattro soggetti: due amputati transfemorali e due amputati transtibiali. A partire dai dati acquisiti dal set-up sperimentale predisposto durante le prove, sono stati analizzati diversi aspetti relativi alla dinamica del movimento di ciascun soggetto.

Uno dei primi test svolti è stato un test statico in cui il soggetto si posizionava con un piede su ciascuna pedana, rimanendo fermo per circa 10 s. Da questo test sono stati ricavati dati come la forza peso, la massa, la distribuzione del peso tra i due arti e, inoltre, è stato calcolato il BMI; tutti questi dati sono riportati in Tabella 17. La distribuzione percentuale del peso risulta essere equilibrata per tutti gli atleti, eccetto per il soggetto PV1, per il quale si osserva un carico percentuale maggiore sull'arto sano rispetto all'arto protesico.

Tabella 17: Dati relativi alla massa, forza peso e distribuzione percentuale del peso ricavati dalle pedane di forza

	PV1	PV2	PV3	PV4
Forza peso (N)	806.75	864.81	903.60	890.36
Massa (kg)	82.24	88.16	92.11	90.76
Altezza (cm)	190	182	177	186
BMI	22.78	26.62	29.40	26.23
Forza peso destra (N)	461.37	440.46	470.33	462.52
Massa destra (kg)	47.03	44.90	47.94	47.15
Distribuzione percentuale destra	57.19%	50.93%	52.05%	51.95%
Forza peso sinistra (N)	345.38	424.35	433.27	427.86
Massa sinistra (kg)	35.21	43.26	44.17	43.61
Distribuzione percentuale sinistra	42.81%	49.07%	47.95%	48.05%

A partire dal test relativo ai dieci spostamenti antero-posteriori, in cui era richiesto al partecipante di simulare un colpo di dritto, sono stati estratti i dati relativi ai marker posizionati sul malleolo destro e sinistro. Analizzando lo spostamento in direzione X e Y per ciascuno di essi, è stato possibile graficare la traiettoria dello spostamento sul piano trasversale. È fondamentale evidenziare che il punto di partenza e di arrivo del movimento coincidono con l'origine del sistema di coordinate (0,0).

La prima analisi è stata un'analisi qualitativa dei video acquisiti durante questo test, ed è risultato subito evidente, che gli atleti con amputazione transfemorale si spostavano anteriormente o posteriormente, andando a descrivere una traiettoria non lineare. Essi, infatti, facevano leva sull'arto sano per spostare la protesi, descrivendo una traiettoria semicircolare e quindi facendo gravare il peso prevalentemente sull'arto sano. Sulla base di ciò, è stato cercato un parametro che potesse descrivere questa traiettoria, e da qui è stato deciso di estrarre i dati relativi ai marker dei malleoli. Osservando, infatti, i grafici in Figura 48 e Figura 49, si nota questa traiettoria non rettilinea che era stata, in prima analisi, osservata dai video; infatti, si nota una traiettoria che descrive un infinito dove il centro è proprio il punto di partenza degli spostamenti.

Analizzando invece i grafici relativi ai partecipanti con amputazione transtibiale presenti in Figura 50 e Figura 51, si nota una traiettoria più rettilinea. In particolare, il partecipante PV3 si sposta lungo due linee rette con i due piedi, mentre il soggetto PV4 descrive due segmenti che formano una linea spezzata. Questo avviene perché la tecnica di simulazione di dritto risulta essere diversa. A partire da questi grafici, si nota, in modo qualitativo, che le aree spaziate dai due arti nel caso dei giocatori PV1 e PV2 risultano squilibrate; infatti, l'area della traiettoria corrispondente all'arto sano risulta più grande di quella dell'arto protesico. Al contrario, per i giocatori PV3 e PV4 le aree risultavano meno squilibrate. In virtù di questa considerazione, è stata identificata una curva che racchiudesse la nuvola di punti del tracciato dello spostamento, in modo da includere più punti possibili. Questo processo è stato realizzato attraverso il metodo *boudary* di Matlab, fissando il parametro  $\alpha$  pari a 0.8. Questa funzione risulta essere un miglioramento rispetto all'involuppo complesso, poiché riesce a garantire un contorno più aderente ai punti del dataset. Successivamente, attraverso la funzione *polyarea*, è stata calcolata l'area interna al perimetro. I grafici dello spostamento trasversale per ciascun atleta, contornati in blu dal perimetro esterno, sono presenti in Figura 52, Figura 53, Figura 54 e Figura 55.



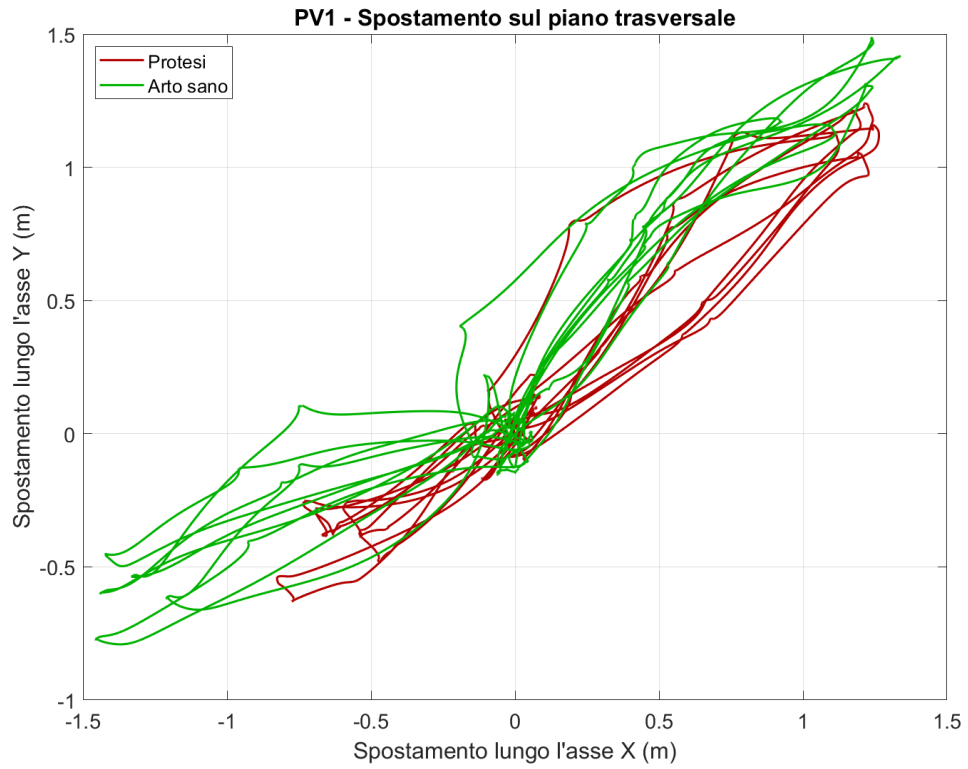


Figura 48: Spostamento sul piano trasversale durante uno spostamento antero-posteriore. Atleta: PV1

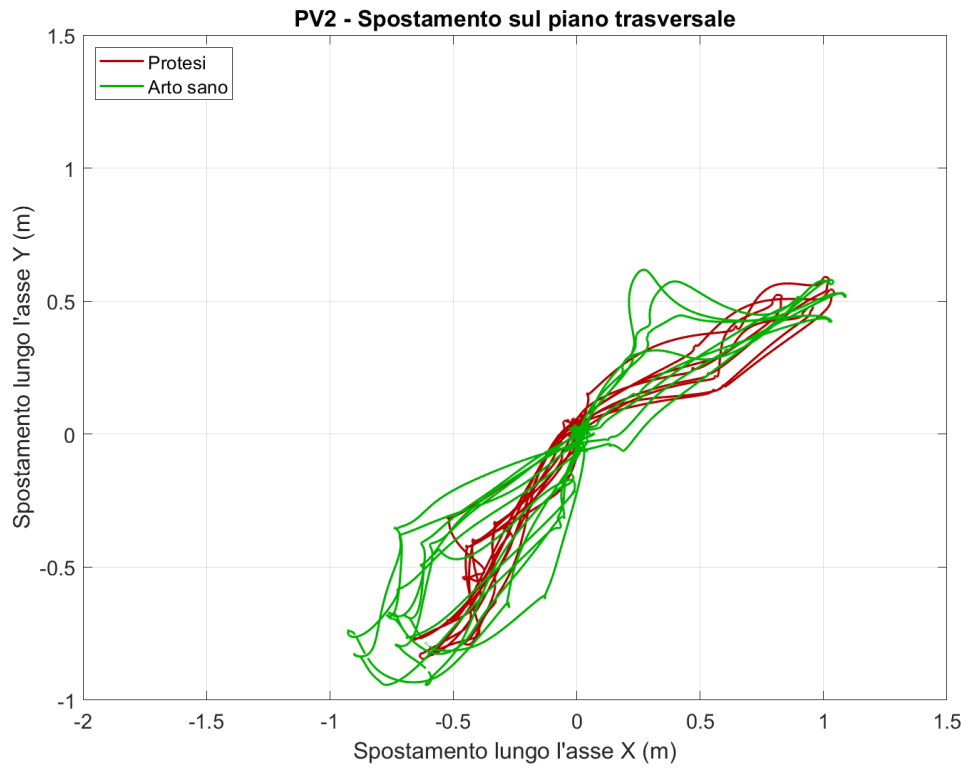


Figura 49: Spostamento sul piano trasversale durante uno spostamento antero-posteriore. Atleta: PV2

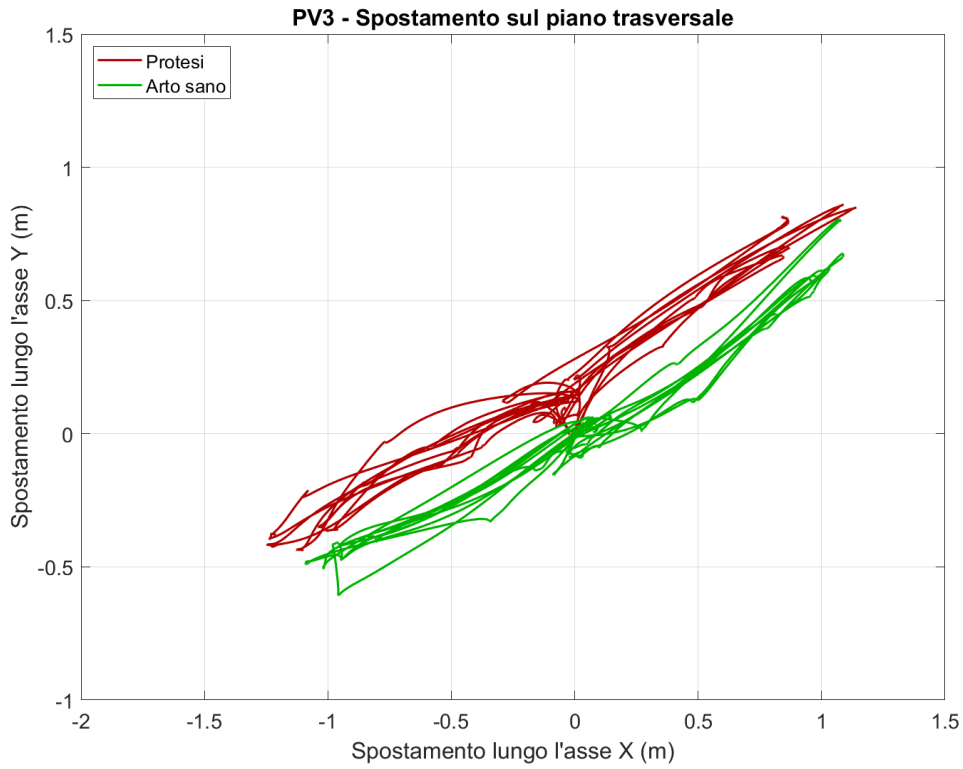


Figura 50: Spostamento sul piano trasversale durante uno spostamento antero-posteriore. Atleta: PV3

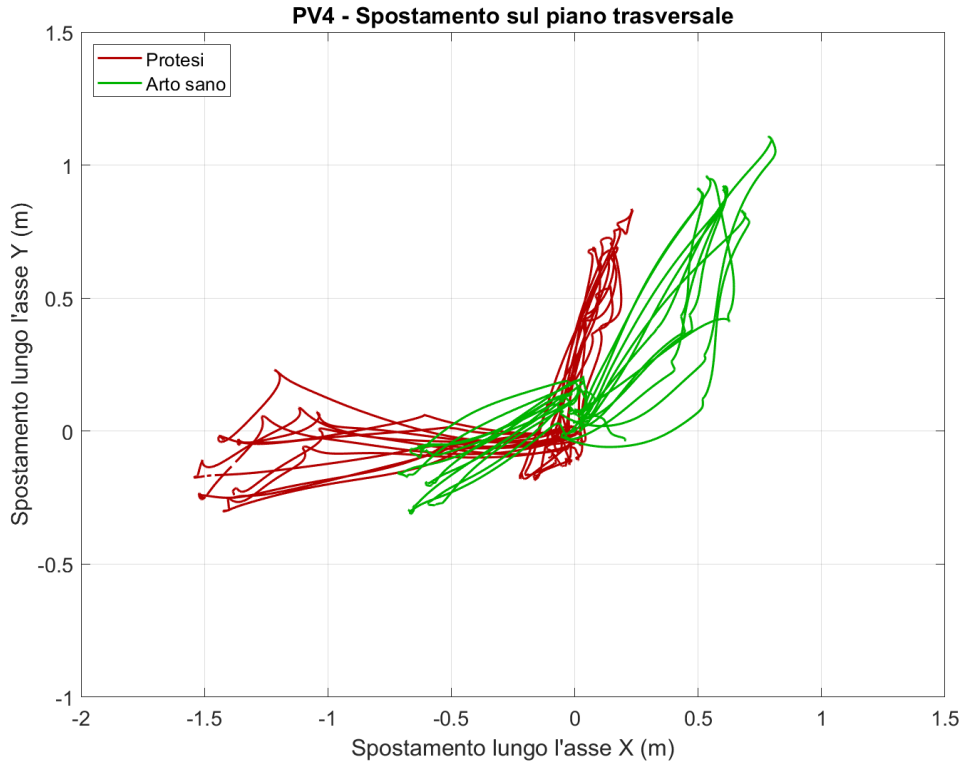


Figura 51: Spostamento sul piano trasversale durante uno spostamento antero-posteriore. Atleta: PV4

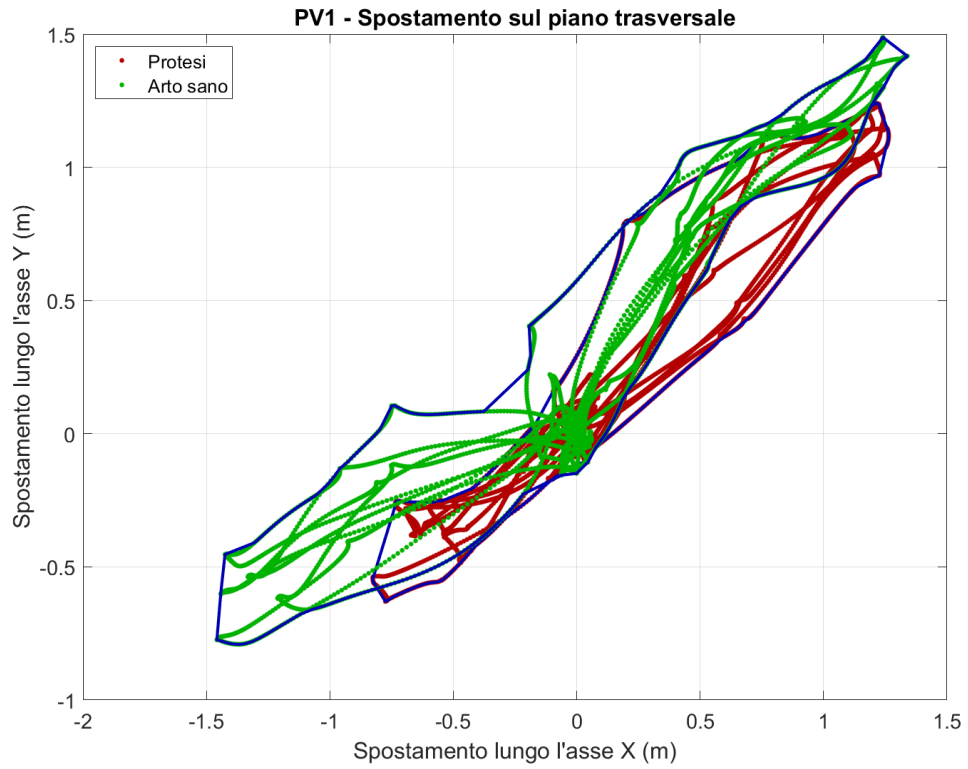


Figura 52: Spostamento sul piano trasversale contornato dal perimetro esterno. Atleta: PV1.

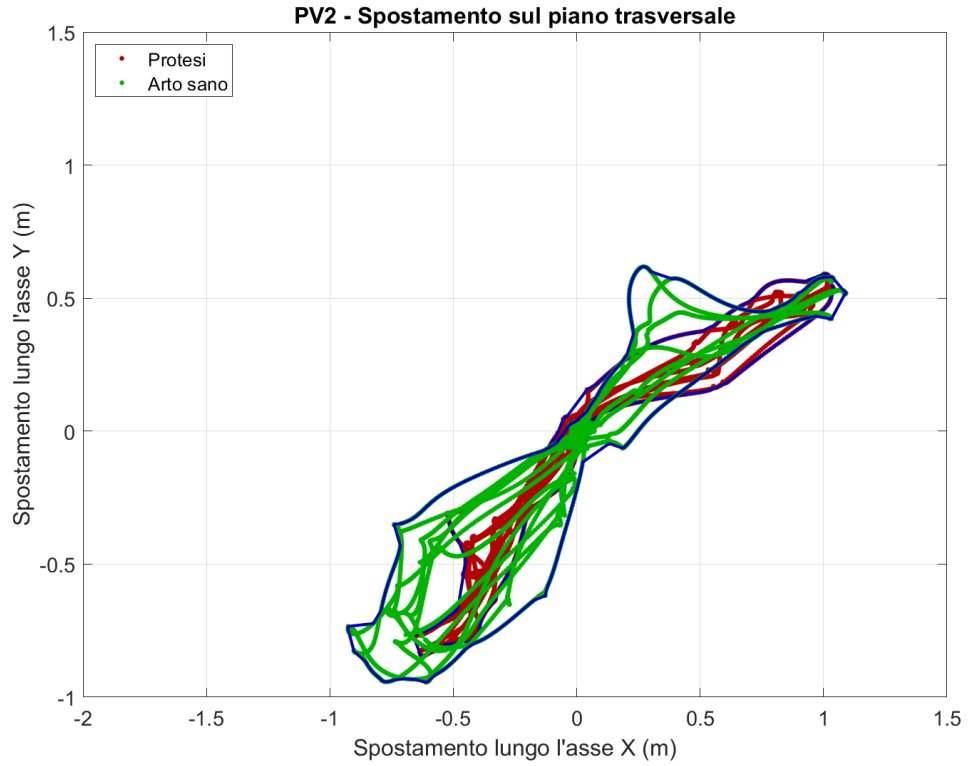


Figura 53: Spostamento sul piano trasversale contornato dal perimetro esterno. Atleta: PV2.

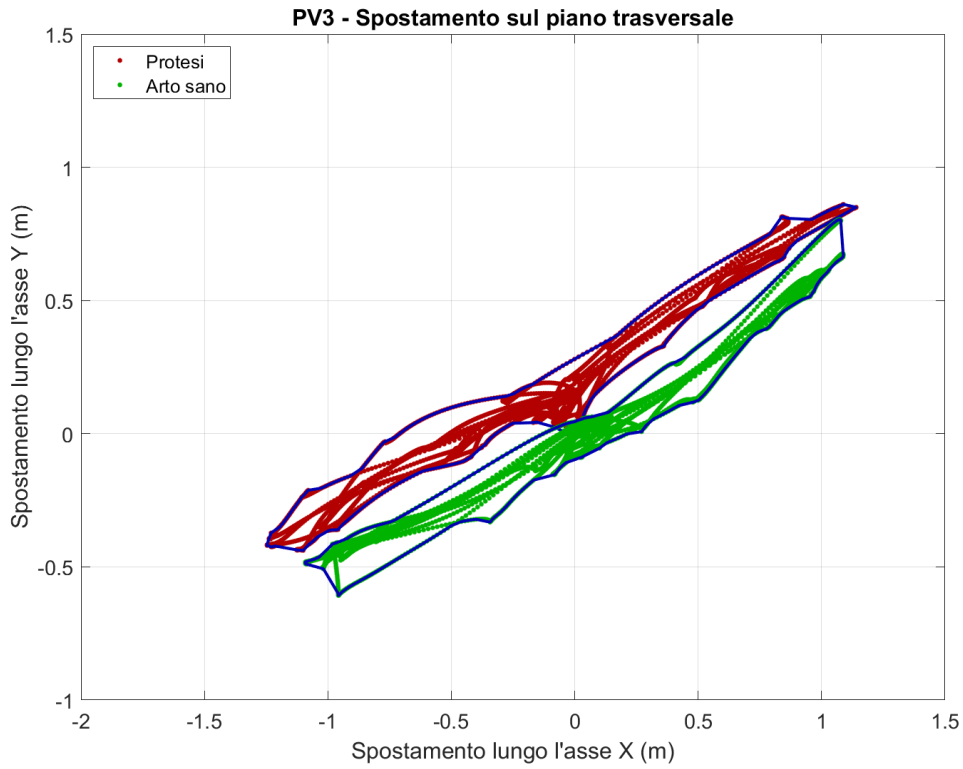


Figura 54: Spostamento sul piano trasversale contornato dal perimetro esterno. Atleta: PV3.

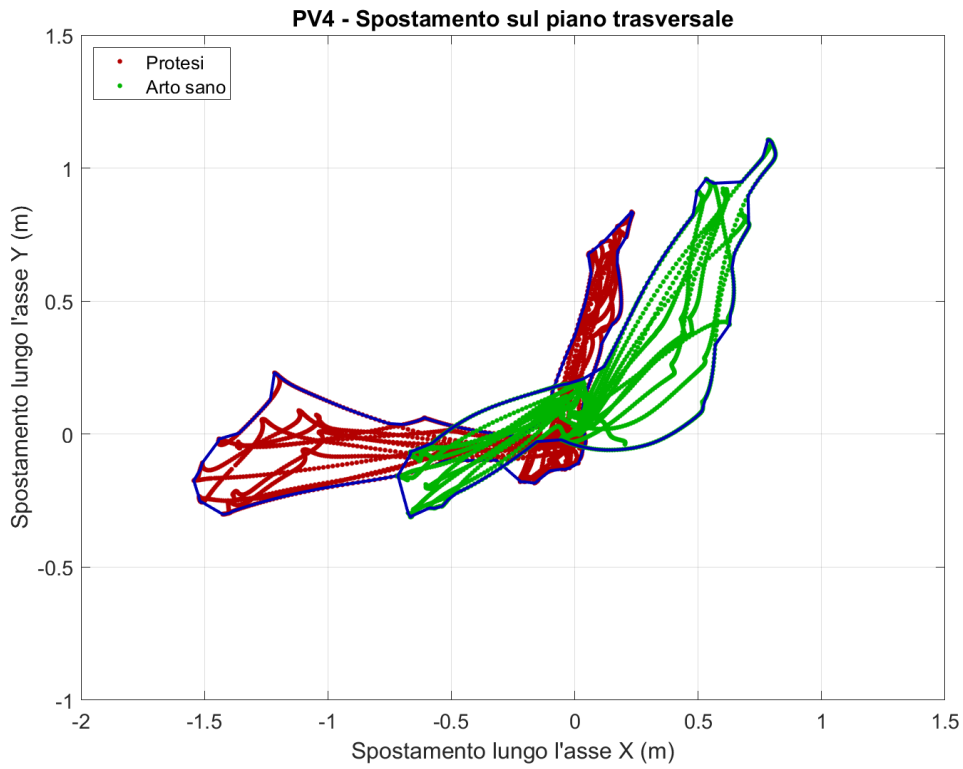


Figura 55: Spostamento sul piano trasversale contornato dal perimetro esterno. Atleta: PV4.

In Tabella 18 sono presentate le aree spaziate dall'arto sano e dall'arto protesico di ciascun atleta. La tabella include anche una terza colonna, che indica la differenza percentuale tra l'area spaziata dall'arto sano e quella spaziata dall'arto protesico. Prendendo quindi in considerazione la terza colonna, si osserva quanto era stato già notato dai grafici: gli amputati transfemorali presentano un'area spaziata molto più ampia con l'arto sano rispetto a quella descritta dall'arto protesico, con una differenza percentuale che varia tra il 30% e il 50%. Al contrario, i partecipanti con amputazione transtibiale mostrano una differenza tra le due aree più limitata, con valori percentuali inferiori al 15%. In quest'ultimo caso, la differenza percentuale può anche essere legata a una maggiore area descritta dalla protesi rispetto a quella dall'arto sano, che può essere quindi inferiore.

Tabella 18: Aree spaziate da arto sano e arto protesico

	Area arto sano (m <sup>2</sup> )	Area arto protesico (m <sup>2</sup> )	Differenza percentuale aree
PV1	1.28	0.90	29.69
PV2	0.73	0.37	49.32
PV3	0.34	0.36	-5.88
PV4	0.54	0.46	14.81

Durante il test di spostamento antero-posteriore, il sistema Vicon ha acquisito la posizione di tutti i marker, posizionati seguendo la configurazione lower body. Grazie a questi dati, tramite un post-processing, è stato possibile ricostruire la cinematica articolare. In particolare, sono stati graficati e successivamente analizzati gli andamenti di intra-extra rotazione delle pelvi.

In primo luogo, è stata condotta un'analisi qualitativa osservando i grafici riportati in Figura 56, Figura 57 e Figura 58. Da tale analisi emergono differenze evidenti tra gli atleti. Gli atleti con amputazione transfemorale (PV1 e PV2) mostrano grafici caratterizzati da numerosi picchi, ciascuno dei quali corrisponde a uno spostamento compiuto verso avanti o verso indietro. Questo evidenzia che questi atleti utilizzano in modo marcato il movimento delle pelvi per effettuare uno spostamento. Al contrario, il grafico dell'atleta con amputazione transtibiale (PV3), non presenta picchi evidenti, rendendo difficile l'identificazione del numero degli spostamenti effettuati, evidenziando un movimento più uniforme e meno dipendente dalle pelvi.

Successivamente, sempre basandosi su tali grafici, è stato calcolato un range of motion (ROM) medio per ciascun soggetto: PV1 103°, PV2 107°, PV3: 47°.

I valori di ROM riportati mostrano in maniera chiara che gli atleti con amputazione transfemorali (PV1 e PV2) si spostano verso avanti e verso indietro utilizzando un movimento più ampio delle pelvi, affidandosi in modo significativo a questo segmento corporeo per compiere il movimento. Al contrario, l'atleta con amputazione transtibiale (PV3) presenta un ROM più limitato, che indica che un movimento più naturale che non richiede un ricorso significativo a un movimento ampio delle pelvi.

L'analisi degli angoli di intra-extra rotazione delle pelvi sottolinea come il tipo di amputazione influenzi significativamente il ruolo delle pelvi nel movimento. Gli atleti con amputazione transfemorale, in conclusione, compensano maggiormente la mancanza dell'arto con un incremento del movimento pelvico.

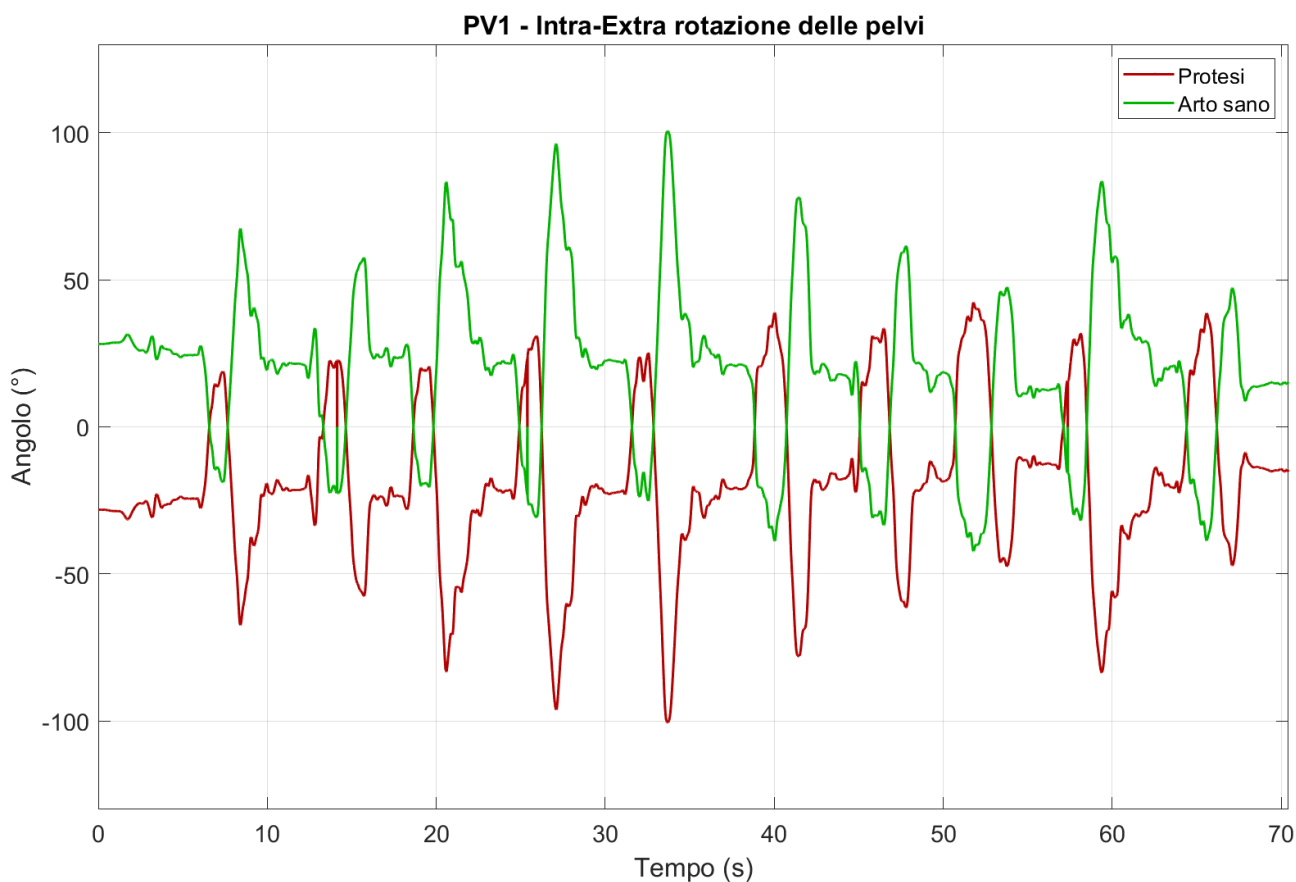


Figura 56: Angolo intra-extra rotazione pelvi rispetto a un sistema neutro centrato nelle pelvi (rotazione positiva in senso orario per entrambi gli arti). Atleta: PV1

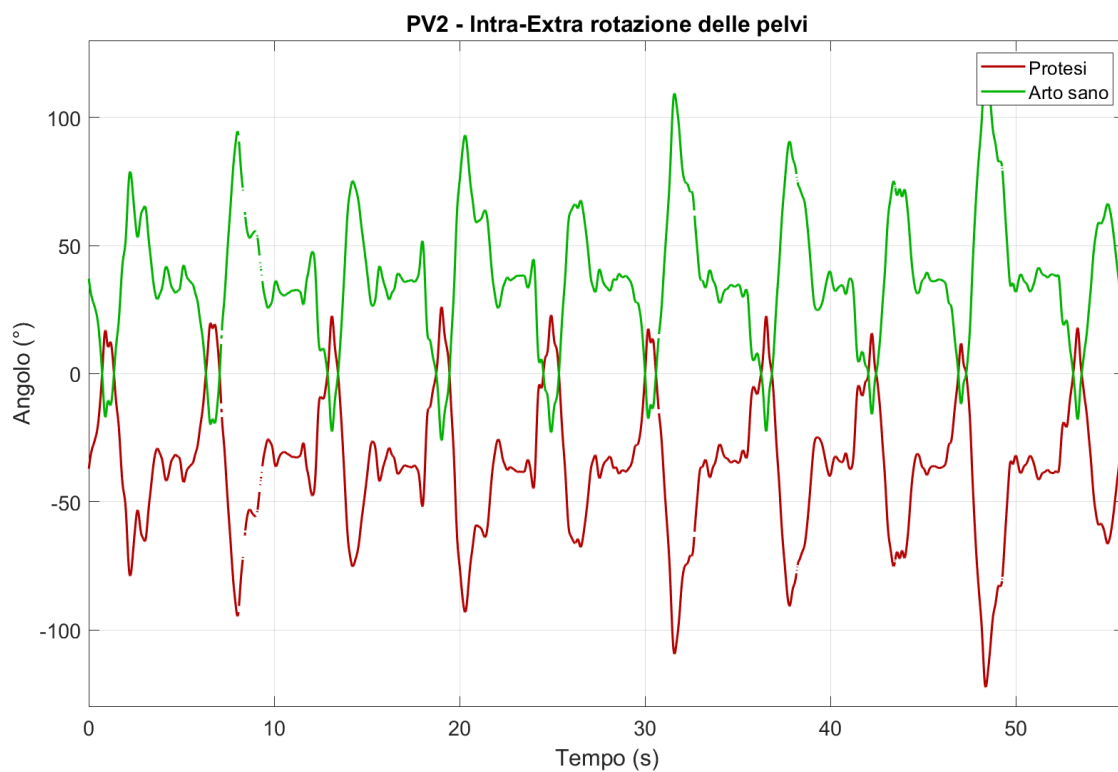


Figura 57: Angolo intra-extra rotazione pelvi rispetto a un sistema neutro centrato nelle pelvi (rotazione positiva in senso orario per entrambi gli arti). Atleta: PV2

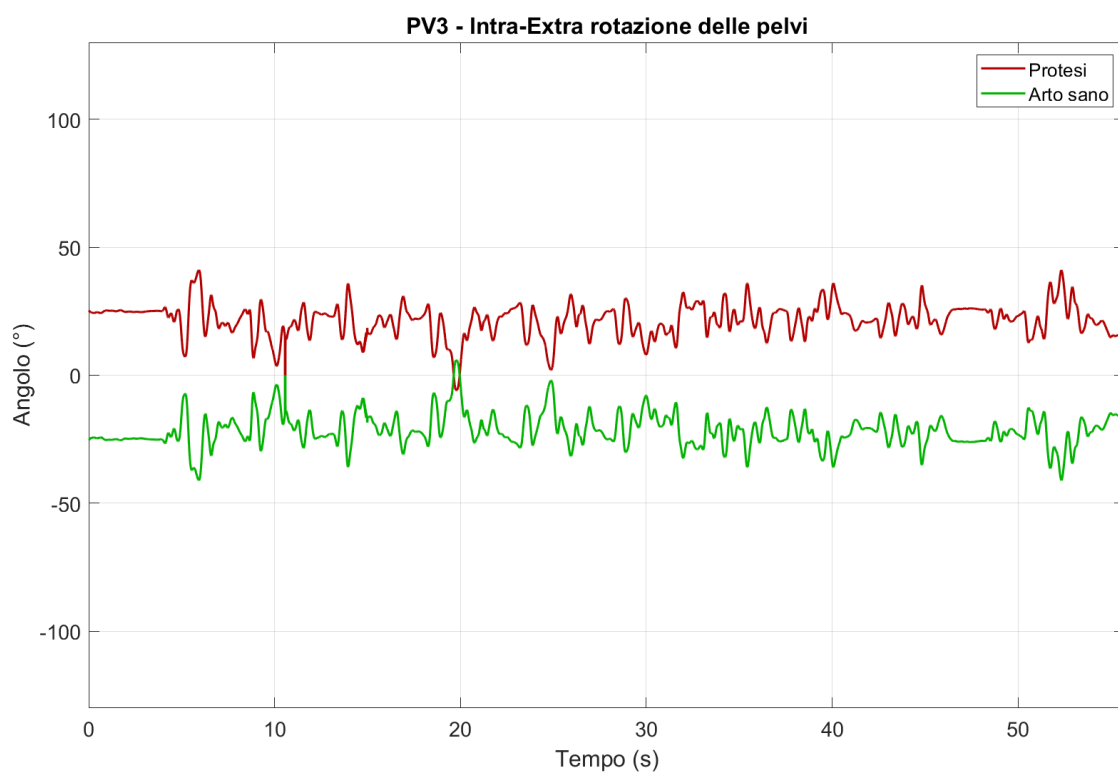


Figura 58: Angolo intra-extra rotazione pelvi rispetto a un sistema neutro centrato nelle pelvi (rotazione positiva in senso orario per entrambi gli arti). Atleta: PV3

Durante i test sperimentali è stato richiesto agli atleti di eseguire tre Counter Movement Jump (CMJ) con le tempistiche che risultavano più comode ad ognuno di loro. Successivamente sono stati estratti e analizzati i valori acquisiti dalle pedane di forza e infine sono stati graficati nel tempo. Per ogni atleta è stato realizzato un grafico che mostra gli andamenti sia dell'arto sano che dell'arto protesico, e due grafici separati: uno con il solo andamento dell'arto sano e l'altro con il solo andamento dell'arto protesico. In questi ultimi sono stati evidenziati, attraverso due cerchi, l'inizio e la fine della fase di volo.

Analizzando i grafici in Figura 59, in Figura 62, in Figura 65 e Figura 68 emerge la presenza di un trend comune a tutti e quattro gli atleti: l'arto protesico è sempre il primo a staccarsi dal terreno e sempre l'ultimo a riatterrare. Questo comportamento è molto più evidente negli amputati transfemorali rispetto ai transtibiali, aspetto confermato anche dalla Tabella 19: Tempi di volo degli atleti durante 3 Counter Movement Jump CMJ, dove si nota che i tempi di volo tra i due arti differiscono notevolmente nel caso degli amputati transfemorali, mentre risultano simili in quelli transtibiali.

Per quanto riguarda invece le forze esercitate, i soggetti PV1 e PV2 condividono un'altra tendenza: l'arto sano esercita forze significativamente maggiori rispetto all'arto protesico. In particolare, per l'atleta PV1 il picco corrispondente alla fase di decollo (take-off) si trova all'interno del range 1300-1500 N per l'arto sano (Figura 60), mentre per l'arto protesico non si osservano picchi in questa stessa fase (Figura 61). Nella fase di atterraggio (landing), invece, l'arto sano sviluppa una forza compresa tra 1800 N e 2100 N, mentre l'arto protesico genera forze in un range più ampio, compreso tra 1200 N e 1900 N. L'atleta PV2 mostra un andamento delle forze ancora più frastagliato rispetto all'atleta PV1; sono infatti presenti moltissimi picchi che, però, non riguardano le fasi di decollo e atterraggio del salto. Questo indica un controllo meno efficiente della protesi, che può essere dovuto a molteplici fattori come un recente cambiamento della protesi, l'utilizzo di una protesi non adatta, un minor tempo di disabilità o un minor allenamento. Osservando i grafici dell'arto sano di PV2 (Figura 63: Andamento delle forze verticali dell'arto sano durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV2 Figura 65) e dell'arto protesico dello stesso atleta (Figura 64 Figura 66), si vede che l'arto sano genera una forza che si aggira tra 1200 N e 1300 N durante la fase di take off, mentre nella fase di atterraggio raggiunge forze che arrivano fino a 2500 N, il doppio rispetto alla fase di decollo. Al contrario, l'arto protesico non genera picchi di forze durante la fase di decollo e, anzi, in questa fase le forze possono essere inferiori alla stessa forza peso che grava su quell'arto. Questo testimonia che, durante il decollo, il peso viene trasferito dall'arto protesico all'arto



sano; nella fase di atterraggio, le forze sono sempre inferiori a 1200N. I grafici riferiti al soggetto PV2 mostrano un andamento anomalo; infatti, sono presenti diversi momenti in cui le forze raggiungono e mantengono un valore pari a zero, aspetto che indica delle fasi di rimbalzo successive al salto, probabilmente utilizzate per acquisire stabilità. Anche il soggetto PV1 presenta momenti in cui le forze sono nulle, ma sono nettamente inferiori in numero.

I giocatori PV3 e PV4 non mostrano una tendenza comune tra di loro. Infatti, osservando il grafico in Figura 68, si nota che il quarto atleta genera forze maggiori con l'arto sano rispetto all'arto protesico, in accordo con i soggetti amputati transfemorali. Tuttavia, osservando il grafico in Figura 65, si osserva che l'atleta PV3 genera forze maggiori con l'arto protesico rispetto all'arto sano in fase di atterraggio. Ciò che accomuna i grafici degli atleti PV3 e PV4 è il fatto che i grafici dei due arti presentano una maggiore somiglianza tra loro e una maggiore somiglianza con il grafico atteso di un Counter Movement Jump. Si riesce chiaramente a identificare la fase di unweight, di decollo, di volo e di atterraggio, identificazione che risulta più complessa nei grafici di PV1 e PV2. Questo indica un miglior controllo del salto, una maggior coordinazione e una maggiore somiglianza del movimento con un normodotato.

Il soggetto PV3 raggiunge, con l'arto sano (Figura 66), valori attorno a 1000 N nella fase di decollo e valori compresi tra 1200 N e 1500 N nella fase di atterraggio. Con l'arto protesico (Figura 67), in fase di decollo si registrano valori attorno agli 800N e in fase di atterraggio valori compresi tra 1950 N e 2800N. Si delinea che questo soggetto, in fase di decollo, carica maggiormente l'arto sano rispetto alla protesi, ma, durante l'atterraggio, l'arto maggiormente caricato è quello protesico, che può assorbire una forza fino al 30% maggiore rispetto all'arto sano. Analizzando il soggetto PV4, anche in questo caso il carico, durante la fase di decollo, è maggiore sull'arto sano rispetto alla protesi, suggerendo una più facile generazione dello slancio con l'arto sano. Anche in questo caso, i valori della forza in fase di decollo si aggirano attorno ai 1000 N per l'arto sano (Figura 69), mentre per l'arto protesico sono attorno agli 800 N (Figura 70). A differenza del soggetto PV3, l'atleta PV4 imprime in fase di atterraggio una forza maggiore sull'arto sano rispetto a quella che imprime sull'arto protesico in due salti su tre. In questi due casi, la forza dell'arto sano si trova all'interno dell'intervallo 2000 N – 2600 N, mentre quella sull'arto protesico è pari a circa 1600 N nel primo salto e 1900 N nel secondo salto. Considerando il terzo salto, la forza dell'arto protesico è circa 1900 N, mentre quella dell'arto sano è circa 1700 N.

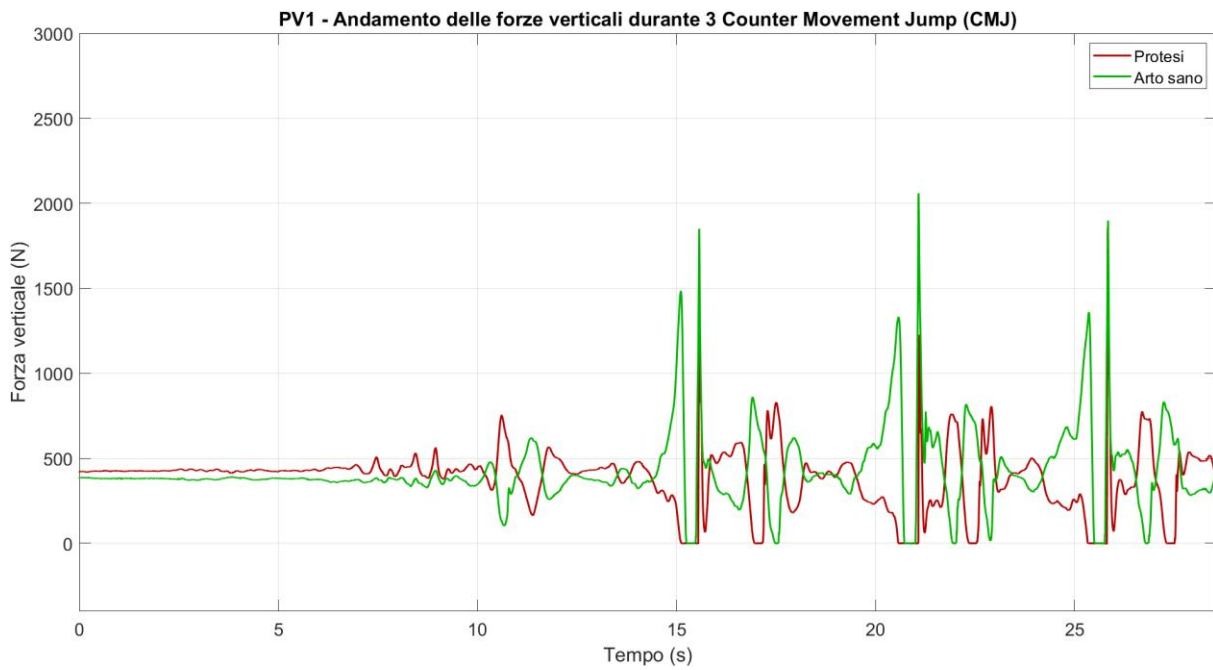


Figura 59: Andamento delle forze verticali di arto sano e protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV1

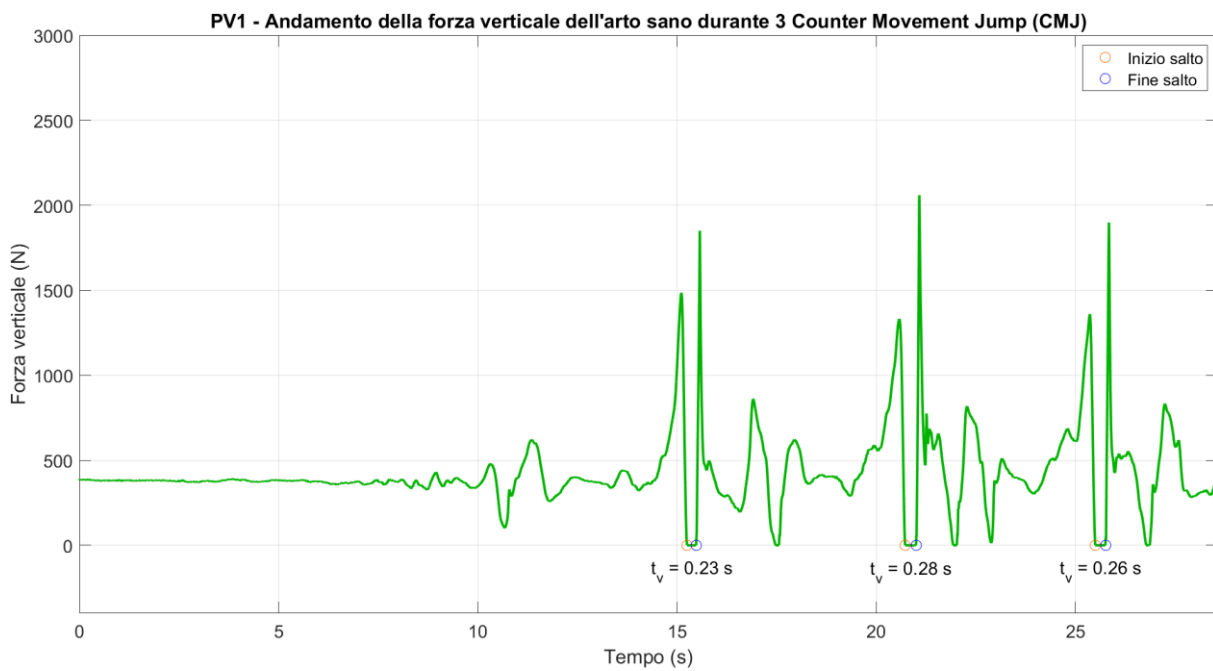


Figura 60: Andamento forza verticale dell'arto sano durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV1

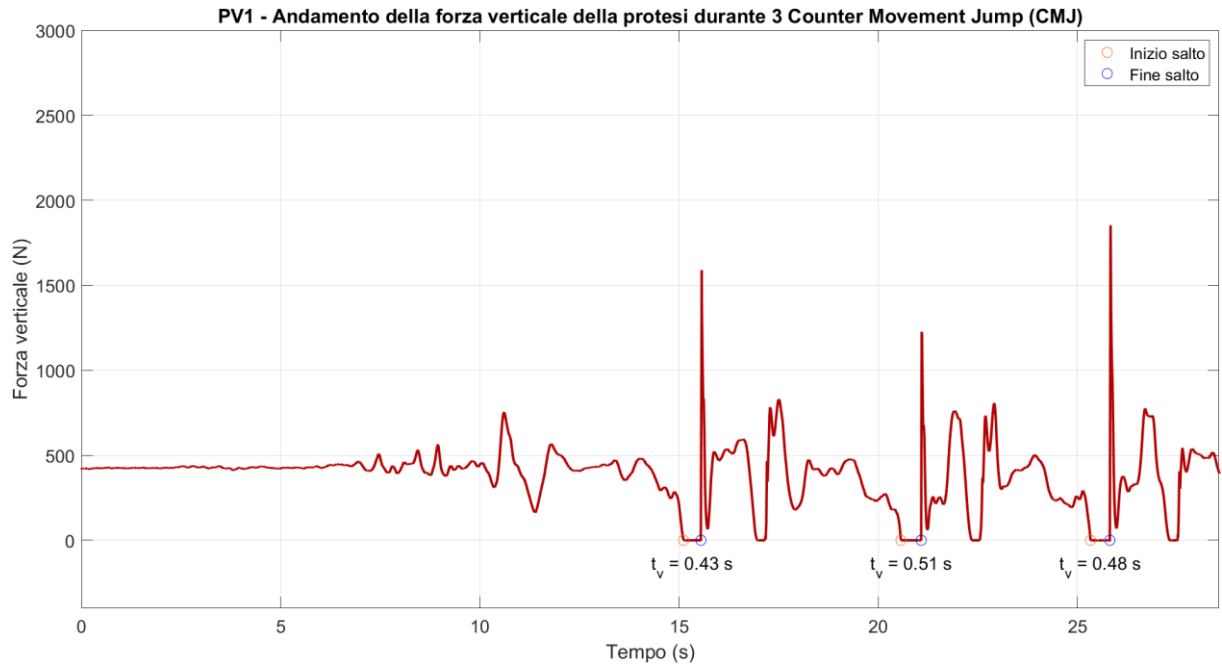


Figura 61: Andamento forza verticale dell'arto protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV1

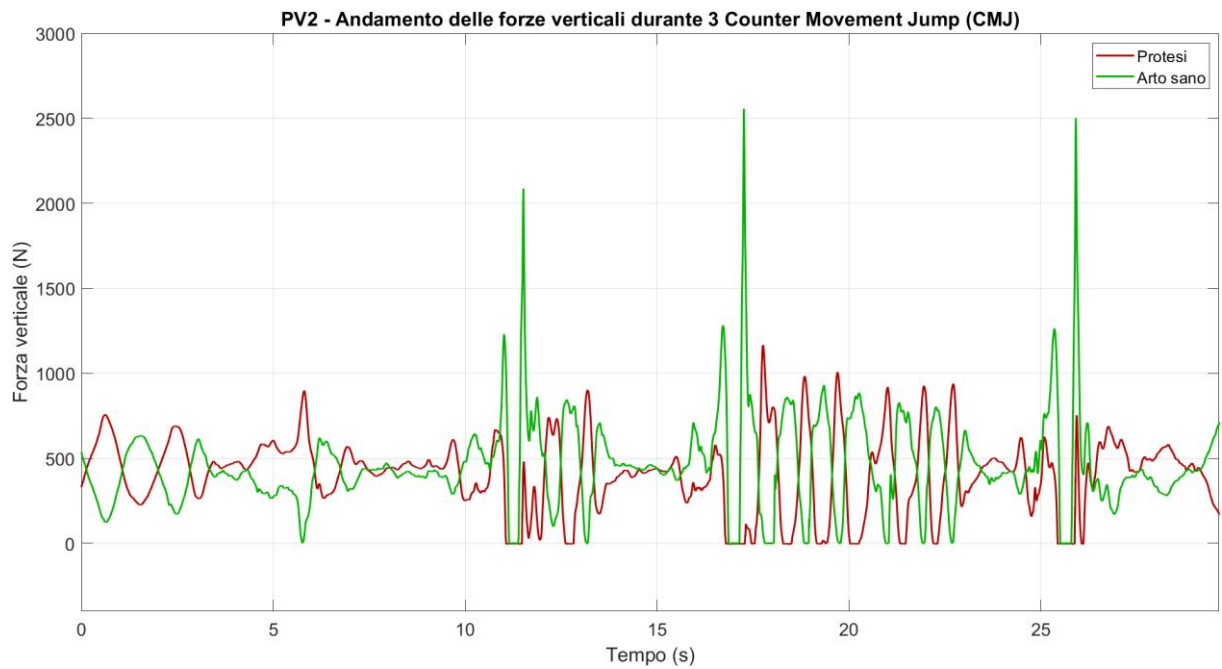


Figura 62: Andamento delle forze verticali di arto sano e protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV2

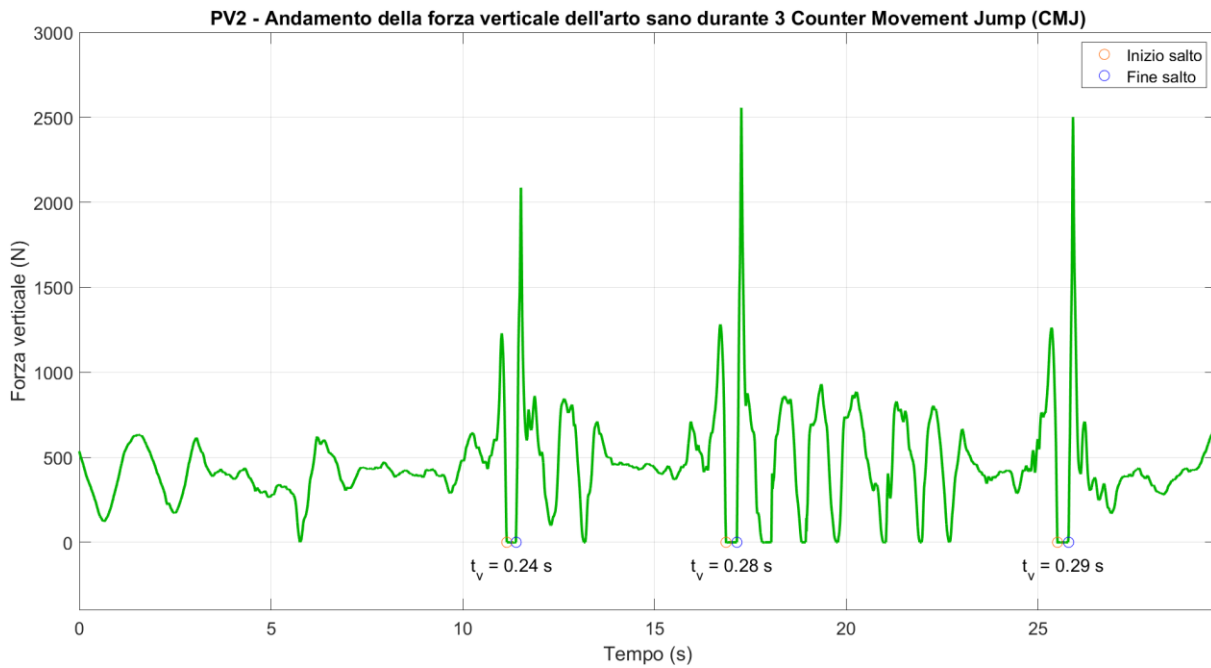


Figura 63: Andamento delle forze verticali dell'arto sano durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV2

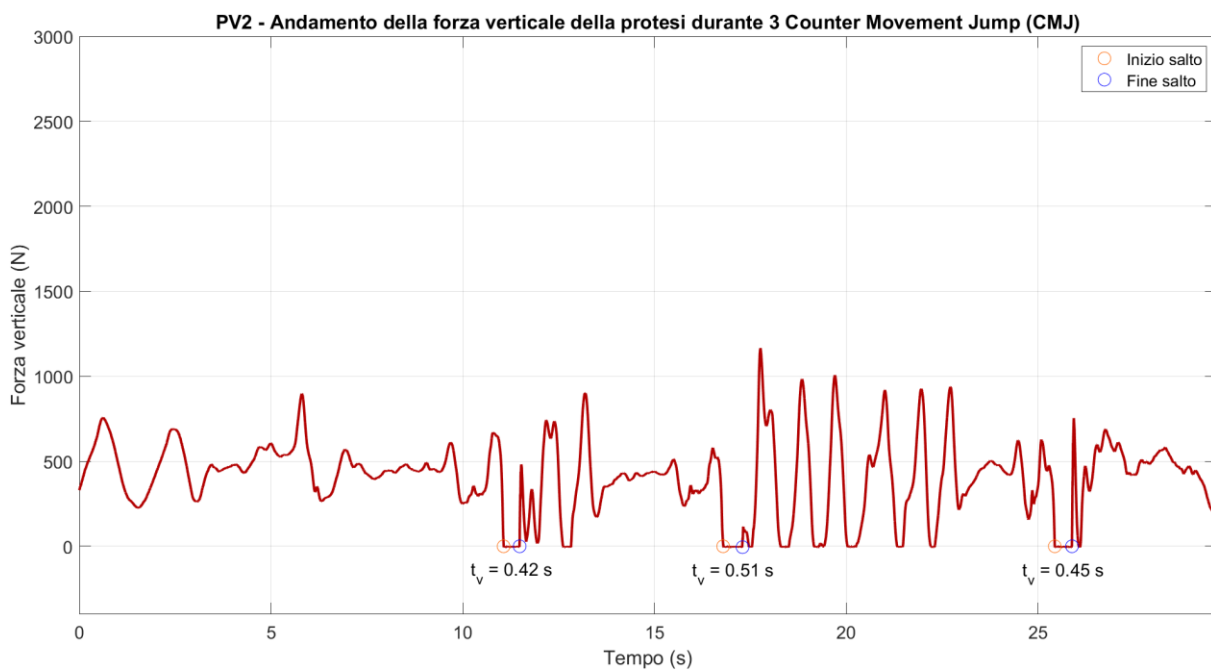


Figura 64: Andamento della forza verticale dell'arto protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV2

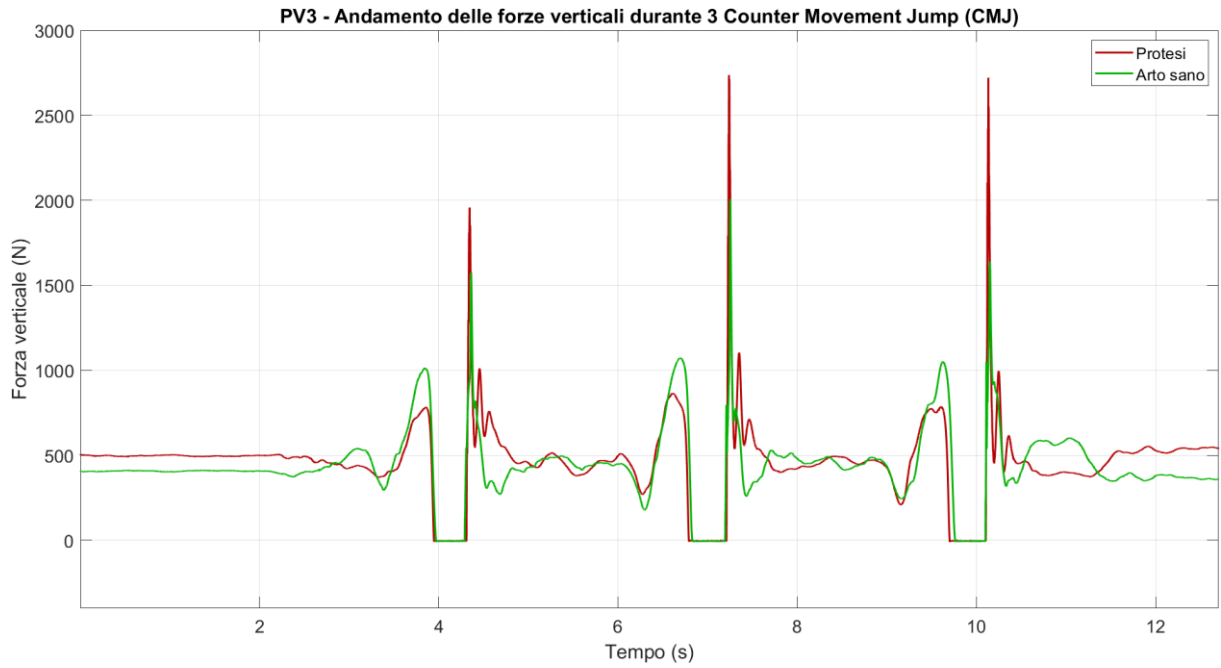


Figura 65: Andamento delle forze verticali di arto sano e protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV3

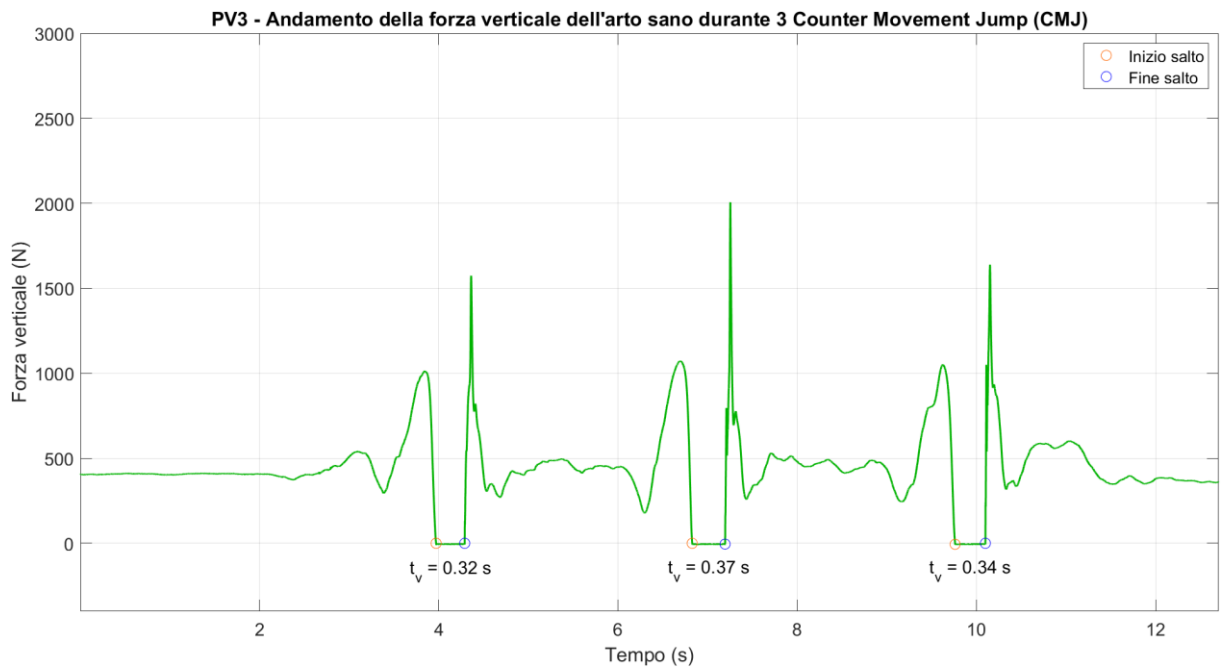


Figura 66: Andamento della forza verticale dell'arto sano durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV3

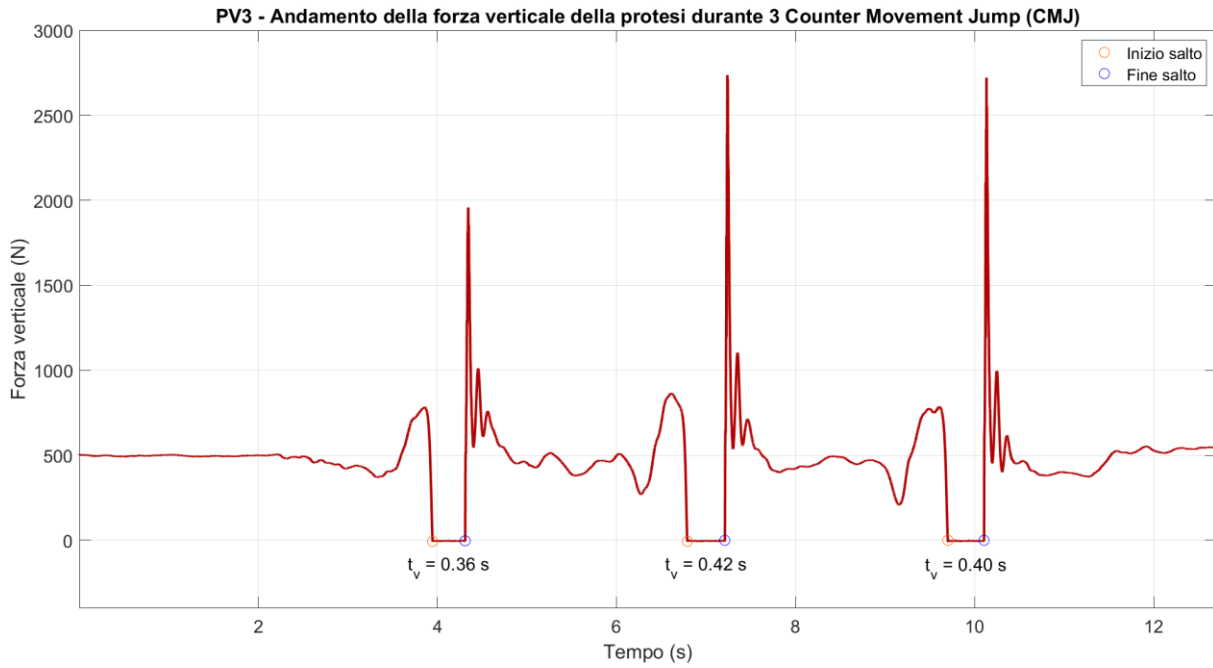


Figura 67: Andamento della forza verticale dell'arto protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV3

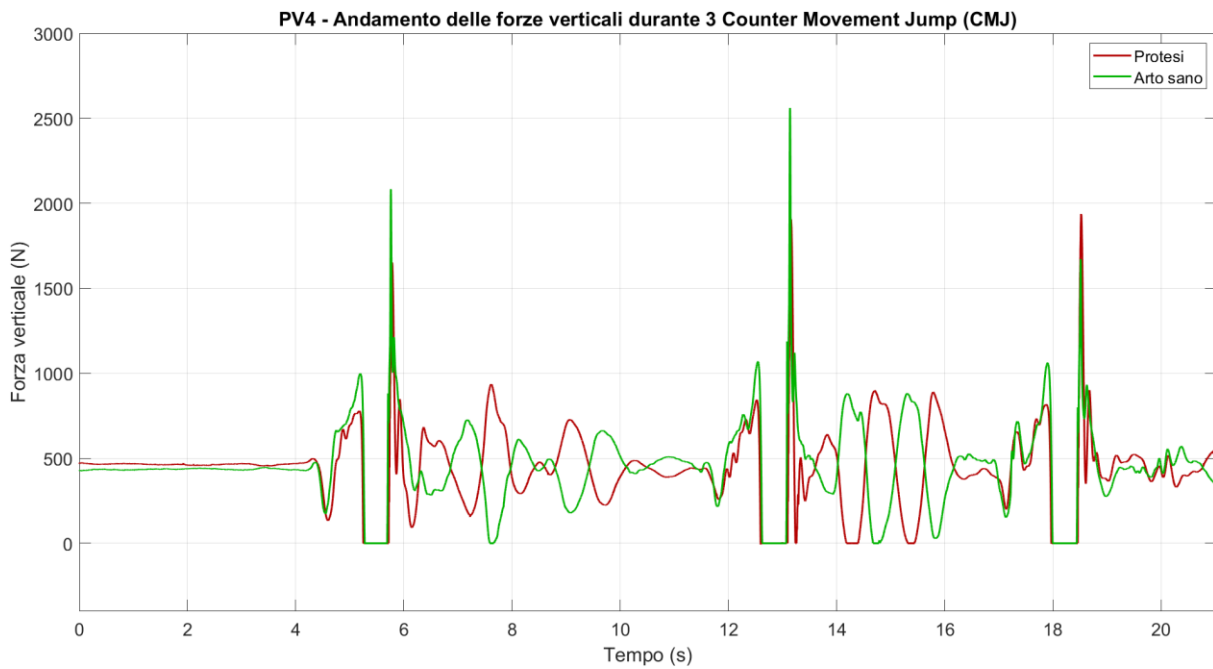


Figura 68: Andamento delle forze verticali di arto sano e protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV4

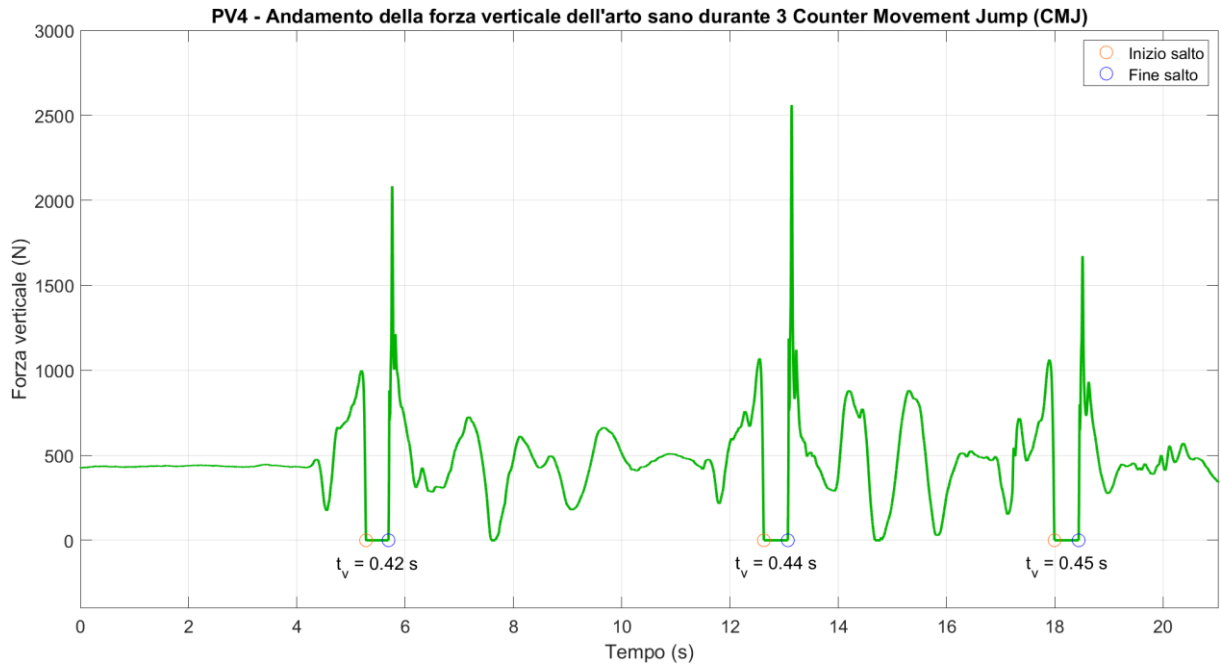


Figura 69: Andamento della forza verticale dell'arto sano durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV4

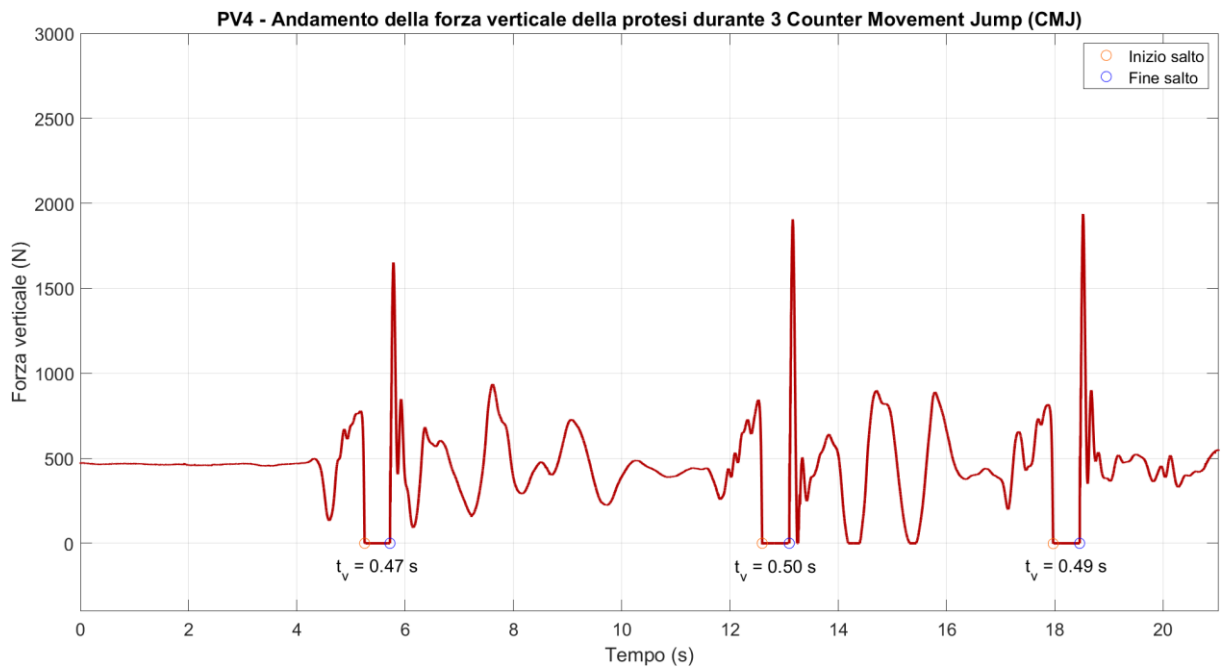


Figura 70: Andamento della forza verticale dell'arto protesico durante 3 Counter Movement Jump (CMJ). Atleta: PV4

Tabella 19: Tempi di volo degli atleti durante 3 Counter Movement Jump CMJ

	PV1		PV2		PV3		PV4	
	Arto sano	Arto protesico	Arto sano	Arto protesico	Arto sano	Arto protesico	Arto sano	Arto protesico
Tempo di volo 1' salto (s)	0.23	0.43	0.24	0.42	0.32	0.36	0.42	0.47
Tempo di volo 2' salto (s)	0.28	0.51	0.28	0.51	0.37	0.42	0.44	0.50
Tempo di volo 3' salto (s)	0.26	0.48	0.29	0.45	0.34	0.40	0.45	0.49

A partire dai dati raccolti dalle le pedane di forza durante l'esecuzione dei Counter Movement Jump (CMJ), è stato calcolato il tempo di volo per ciascun soggetto, sia per l'arto sano che per l'arto protesico. I dati relativi ai tempi di volo sono stati inseriti in Tabella 19.

Dall'analisi dei dati emerge chiaramente che i tempi di volo dei soggetti transtibiali sono significativamente maggiori rispetto a quelli dei soggetti transfemorali. Un altro aspetto evidente è che, in tutti e quattro i casi, l'arto protesico rimane in volo per più tempo rispetto a quello sano. La differenza tra tempo di volo dell'arto sano e protesico, tuttavia, risulta notevolmente diversa nel caso degli atleti con amputazione transfemorale rispetto a quelli con amputazione transtibiale. Nel primo caso, l'arto sano resta in volo per circa la metà del tempo rispetto a quanto rimane in volo l'arto protesico. Osservando i video e i grafici presentati in precedenza, si osserva infatti che l'arto protesico è sempre il primo a staccarsi dal terreno e sempre l'ultimo a riatterrare. Questo fenomeno è legato al fatto che, in questi casi, i soggetti sono maggiormente limitati, poiché devono controllare e coordinare accuratamente due articolazioni protesiche. Nel caso dei soggetti amputati transtibiali (PV3 e PV4), la differenza è minima, pari a circa il 15%. Questo dato è indice di una minor limitazione e, quindi, una maggior facilità di controllo dell'arto protesico. Alla luce di questi risultati, risulta evidente che l'amputazione transtibiale comporti un minor impatto sulle prestazioni motorie dinamiche rispetto all'amputazione transfemorale.



# Conclusioni

Questa tesi si propone di porre le basi per lo sviluppo di una classificazione evidence-based del Para-Standing Tennis (PST). L'introduzione di una classificazione ben strutturata renderebbe possibile l'inclusione di questo sport in competizioni internazionali, garantendo un gioco equo in cui siano l'eccellenza e il merito a portare alla vittoria un atleta. Attraverso l'uso di una strumentazione all'avanguardia e analisi biomeccaniche svolte sui dati raccolti, è stata evidenziata l'importanza di trovare parametri quantitativi, e non solo qualitativi, per comprendere le dinamiche del movimento e quindi definire quale impairment impatti maggiormente sul gioco. Questo permetterà la definizione di criteri oggettivi in grado di suddividere gli atleti in diverse classi.

Le tre fasi principali della tesi hanno fornito i seguenti risultati:

- **Analisi preliminare tramite AI.** I dati raccolti sulle velocità e altri parametri legati alla palla durante i fondamentali del tennis hanno mostrato che queste metriche sono più influenzate dall'allenamento e dalla tecnica piuttosto che dal tipo di disabilità. Pertanto, tali parametri non si sono rivelati utili a differenziare gli atleti in classi in base al loro impairment. Questa prima fase è risultata essere un passaggio cruciale perché ha messo in luce la maggior problematica per lo sviluppo una classificazione, ossia la distinzione tra gli effetti dell'allenamento e quelli legati al tipo di impairment. Inoltre, è stata una fase fondamentale per orientare e definire le successive fasi sperimentali.
- **Analisi del movimento in partita.** Tramite l'utilizzo di software di motion tracking, sono state osservate differenze significative nel movimento tra atleti amputati transfemorali e transtibiali. Si è notata una minor simmetria tra il movimento di spostamento legato ai due arti negli atleti transfemorali rispetto ai transtibiali, inoltre gli spostamenti degli atleti con amputazione sopra al ginocchio risultano essere caratterizzati da velocità di spostamento durante uno scatto inferiori rispetto a quelle che caratterizzano gli atleti con amputazione sotto al ginocchio. Questi risultati riflettono le maggiori limitazioni nel controllo delle articolazioni protesiche negli amputati transfemorali rispetto a quelli transtibiali, in cui il movimento risulta essere più naturale e mostra una maggiore somiglianza con il movimento di un normodotato.
- **Test strumentali in laboratorio.** Le prove condotte su quattro atleti hanno permesso di quantificare parametri come la distribuzione del peso, la tecnica di spostamento antero-posteriore, e la tecnica di salto. I risultati ottenuti mostrano che la distribuzione di peso non

risulta essere un parametro che permette la suddivisione in classi, poiché dipende da quanta padronanza ha un atleta con quella specifica protesi. Al contrario, l'analisi degli spostamenti antero-posteriori e dei salti ha evidenziato tecniche di movimento diverse tra i due gruppi di atleti. Analizzando infatti i due arti separatamente, è stata riscontrata una tecnica di movimento simmetrica e quindi pressoché uguale tra i due arti nel caso di amputati transtibiali. Al contrario, nel caso degli atleti con amputazione transfemorale, sono emerse differenze sostanziali tra i movimenti dei due arti; infatti, l'arto sano sviluppa movimenti e forze che tendono ad andare a compensare le limitazioni dell'arto protesico. La differenza percentuale tra l'area che viene coperta durante uno spostamento tra i due arti, il ROM delle pelvi e il tempo di volo si sono dimostrati parametri potenzialmente utili per la suddivisione degli atleti in classi.

Le evidenze raccolte rappresentano un primo passo verso lo sviluppo di una classificazione. L'obiettivo futuro risulta quello di estendere l'analisi a un campione più ampio di atleti e di integrare ulteriori parametri biomeccanici e funzionali.

## Riferimenti bibliografici

- [1] «Kibler\_1995\_Biomechanical Analysis of the Shoulder During Tennis Activities».
- [2] A. B. Perspective e B. C. Elliott, «Biomechanics of the Serve in Tennis».
- [3] G. Fleisig, R. Nicholls, B. Elliott, e R. Escamilla, «Tennis: Kinematics used by world class tennis players to produce high-velocity serves», *Sports Biomech*, vol. 2, n. 1, pagg. 51–64, gen. 2003, doi: 10.1080/14763140308522807.
- [4] R. Shimokawa, A. Nelson, e J. Zois, «Does ground-reaction force influence post-impact ball speed in the tennis forehand groundstroke?», *Sports Biomech*, vol. 21, n. 7, pagg. 850–860, 2022, doi: 10.1080/14763141.2019.1705884.
- [5] J. Colomar, F. Corbi, Q. Brich, e E. Baiget, «Determinant Physical Factors of Tennis Serve Velocity: A Brief Review», 1 agosto 2022, *Human Kinetics Publishers Inc.* doi: 10.1123/ijsp.2022-0091.
- [6] «Lower-Limb Activity during the Power Serve».
- [7] M. Kovacs e T. Ellenbecker, «An 8-stage model for evaluating the tennis serve: Implications for performance enhancement and injury prevention», *Sports Health*, vol. 3, n. 6, pagg. 504–513, nov. 2011, doi: 10.1177/1941738111414175.
- [8] M. Reid, B. Elliott, e J. Alderson, «Lower-limb coordination and shoulder joint mechanics in the tennis serve», *Med Sci Sports Exerc*, vol. 40, n. 2, pagg. 308–315, feb. 2008, doi: 10.1249/mss.0b013e31815c6d61.
- [9] B. Elliott, «Biomechanics and tennis», maggio 2006. doi: 10.1136/bjism.2005.023150.
- [10] D. Eygendaal, F. T. G. Rahussen, e R. L. Diercks, «Biomechanics of the elbow joint in tennis players and relation to pathology», novembre 2007. doi: 10.1136/bjism.2007.038307.
- [11] G. Fleisig, R. Nicholls, B. Elliott, e R. Escamilla, «Tennis: Kinematics used by world class tennis players to produce high-velocity serves», *Sports Biomech*, vol. 2, n. 1, pagg. 51–64, gen. 2003, doi: 10.1080/14763140308522807.
- [12] E. P. Roetert, T. S. Ellenbecker, e M. Reid, «Biomechanics of the Tennis Serve: Implications for Strength Training THE DESIGN OF STRENGTH AND CONDITIONING PROGRAMS SPECIFIC TO». [Online]. Disponibile su: [www.nscalift.org](http://www.nscalift.org)
- [13] C. Ölmez *et al.*, «Is isokinetic shoulder strength a determinant of serve ball velocity in tennis?», *Sports Biomech*, 2024, doi: 10.1080/14763141.2023.2300315.
- [14] J. Lambrich e T. Muehlbauer, «Effect of stroke direction on plantar pressure in each foot during the forehand and backhand stroke among healthy adult tennis players of different performance levels», *BMC Sports Sci Med Rehabil*, vol. 15, n. 1, dic. 2023, doi: 10.1186/s13102-023-00632-4.

- [15] G. D. Abrams, A. L. Sheets, T. P. Andriacchi, e M. R. Safran, «Review of tennis serve motion analysis and the biomechanics of three serve types with implications for injury», novembre 2011. doi: 10.1080/14763141.2011.629302.
- [16] X. Xie, «Analysis of the movement track of top spinning ball and biomechanics in the process of hitting tennis ball», *MCB Molecular and Cellular Biomechanics*, vol. 18, n. 3, pagg. 147–156, 2021, doi: 10.32604/mcb.2021.016246.
- [17] Y. Yin e T. Gou, «Motion Picture Analysis: A Mechanical Study of Tennis Players during Forehand and Backhand Strokes», *HighTech and Innovation Journal*, vol. 5, n. 1, pagg. 88–95, mar. 2024, doi: 10.28991/HIJ-2024-05-01-07.
- [18] R. K. N. Ryu, J. McCormick, ; Md, F. W. Jobe, D. R. Moynes, e D. J. Antonelli, «An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players\*».
- [19] T. A. Muhamad, A. A. Rashid, M. R. A. Razak, e N. Salamuddin, «A comparative study of backhand strokes in tennis among national tennis players in Malaysia», in *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 2011, pagg. 3495–3499. doi: 10.1016/j.sbspro.2011.04.324.
- [20] M. Reid e B. Elliott, «Tennis: The one- and two-handed backhands in tennis», *Sports Biomech*, vol. 1, n. 1, pagg. 47–68, gen. 2002, doi: 10.1080/14763140208522786.
- [21] A. Stępień, T. Bober, e J. Zawadzki, «The kinematics of trunk and upper extremities in one-handed and two-handed backhand stroke», *J Hum Kinet*, vol. 30, n. 1, pagg. 37–47, dic. 2011, doi: 10.2478/v10078-011-0071-4.
- [22] «IPC Classification Fundamentals, International Paralympic Committee.» Consultato: 3 settembre 2024. [Online]. Disponibile su: [https://ipc-classification.reclaim.hosting/courses/fundamentals\\_2023/index.html](https://ipc-classification.reclaim.hosting/courses/fundamentals_2023/index.html).
- [23] «Para-Standing Tennis». Consultato: 3 settembre 2024. [Online]. Disponibile su: <https://www.parastandingtennis.com/>
- [24] «EyesOn». Consultato: 29 novembre 2024. [Online]. Disponibile su: <https://www.eyeson.sport/>
- [25] «Vicon Nexus». Consultato: 14 novembre 2024. [Online]. Disponibile su: <https://help.vicon.com/space/Nexus216/11605140/Lower+body+modeling+with+Plugin+Gait>

# Appendice

## Grafici relativi agli sprint

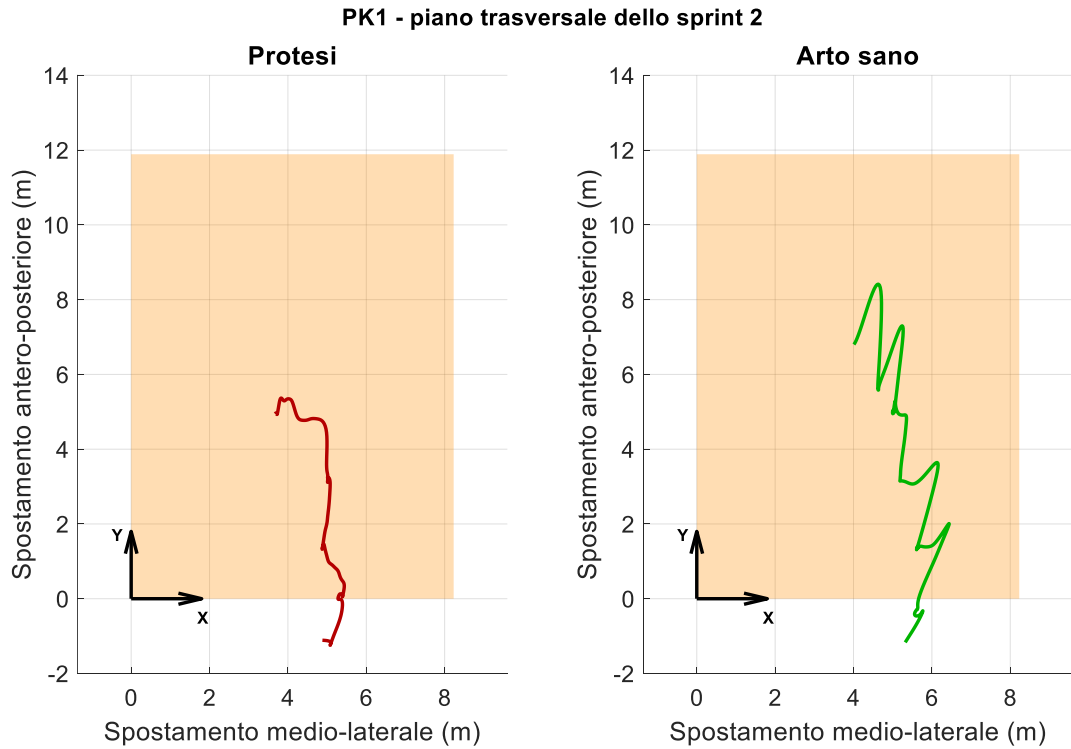


Figura 71: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 2. Atleta: PK1

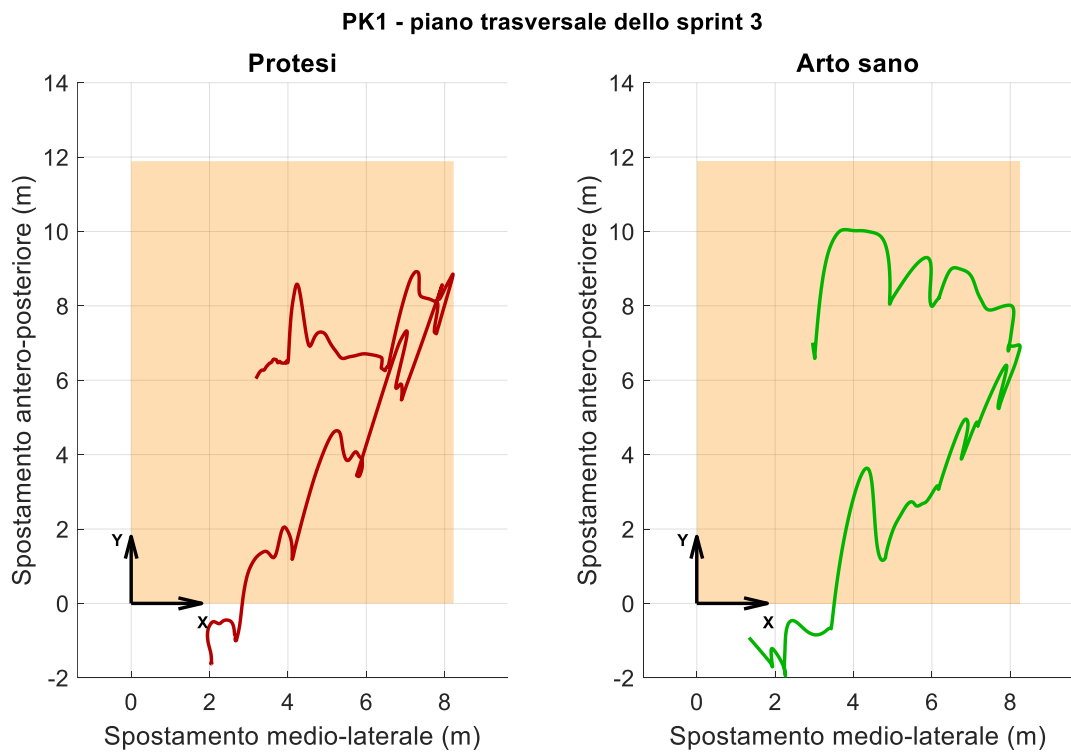


Figura 72: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 3. Atleta: PK1

PK1 - piano trasversale dello sprint 4

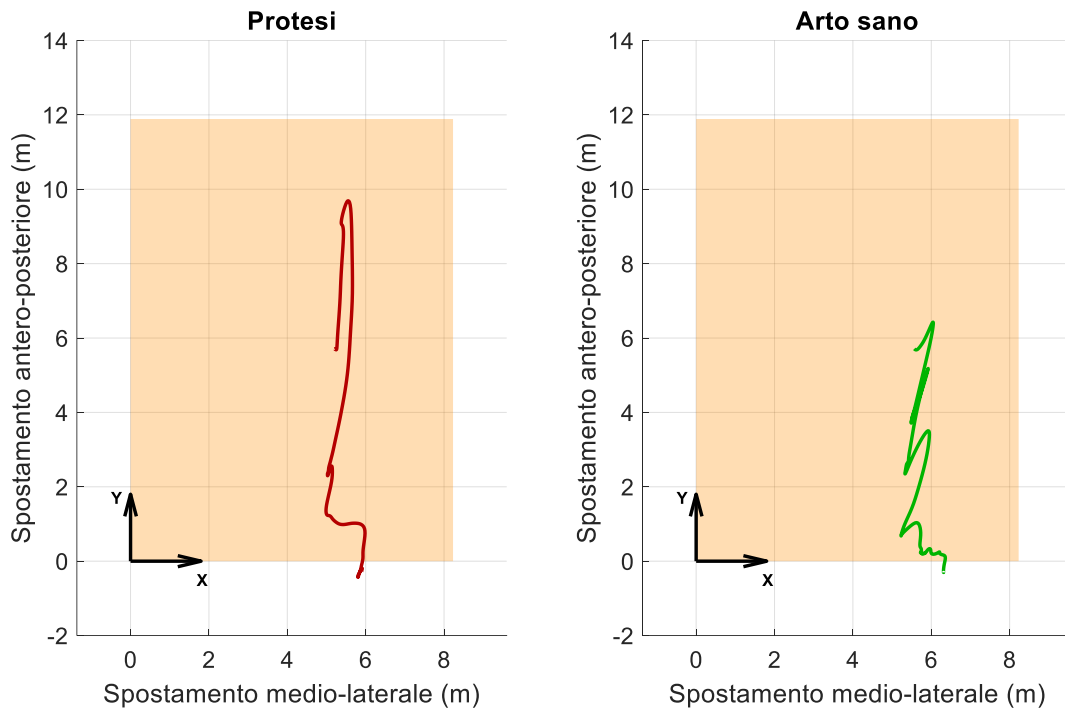


Figura 73: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 4. Atleta: PK1

PK1 - piano trasversale dello sprint 5

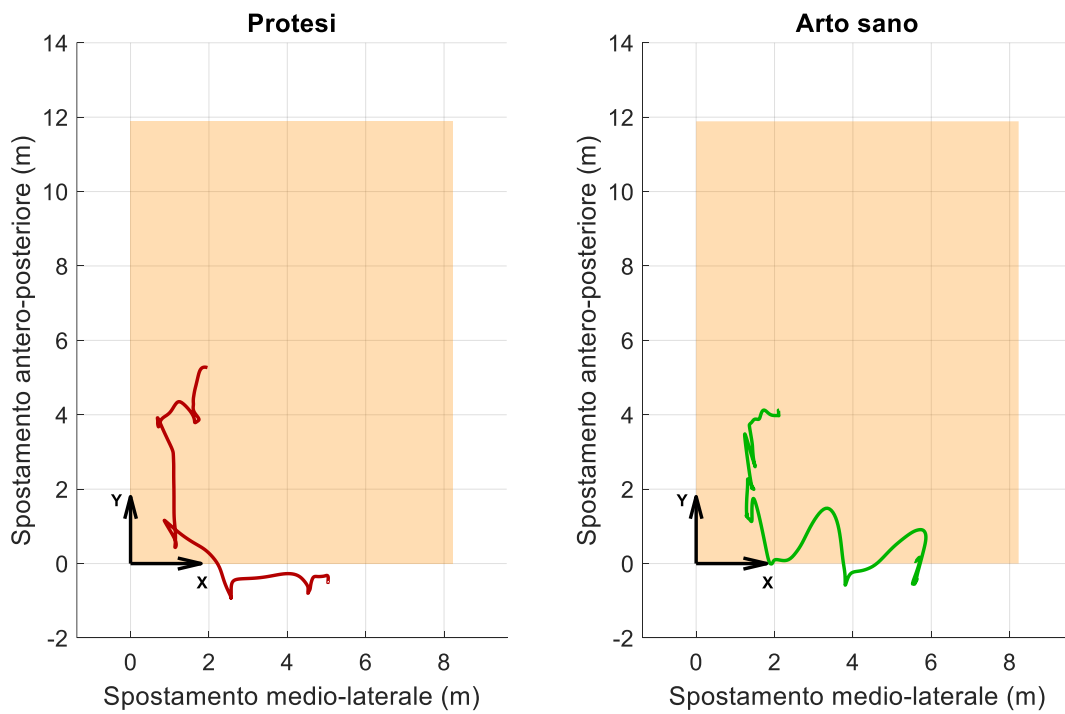


Figura 74: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 5. Atleta: PK1

PK1 - piano trasversale dello sprint 6

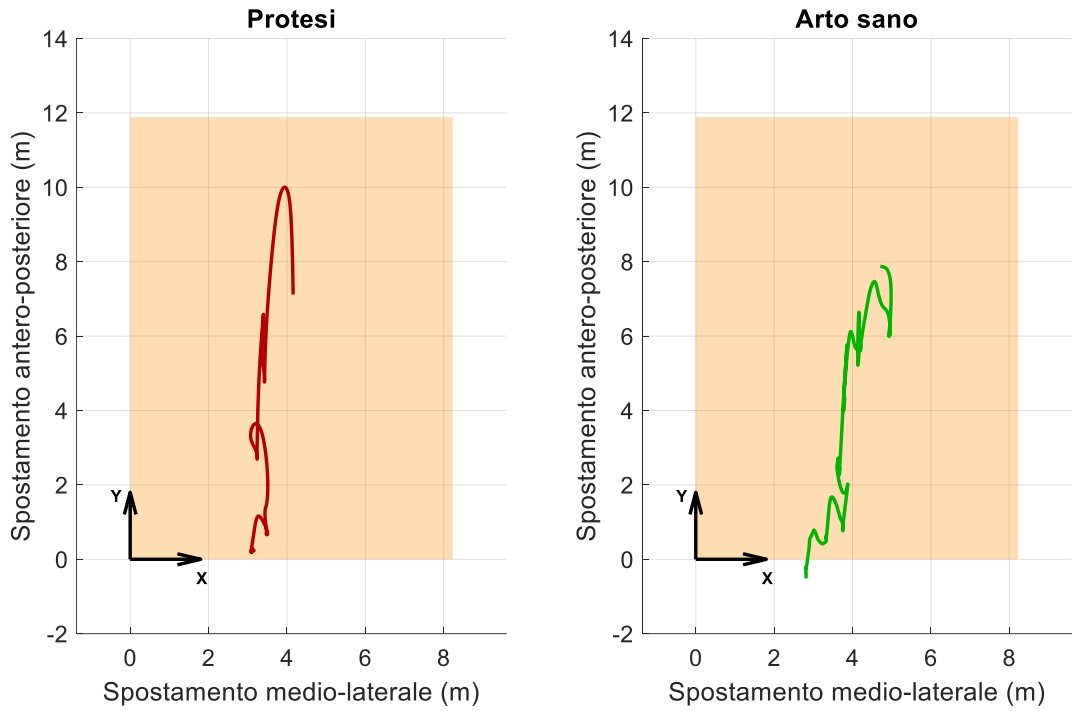


Figura 75: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 6. Atleta: PK1

PK2 - piano trasversale dello sprint 2

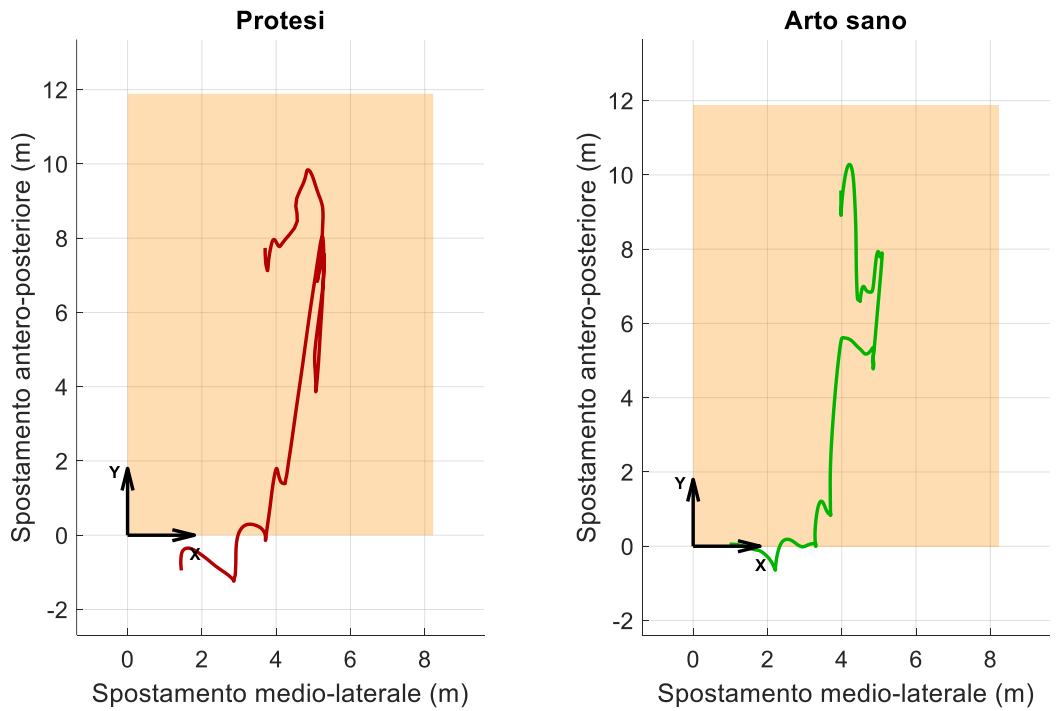


Figura 76: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 2. Atleta: PK2

PK2 - piano trasversale dello sprint 3

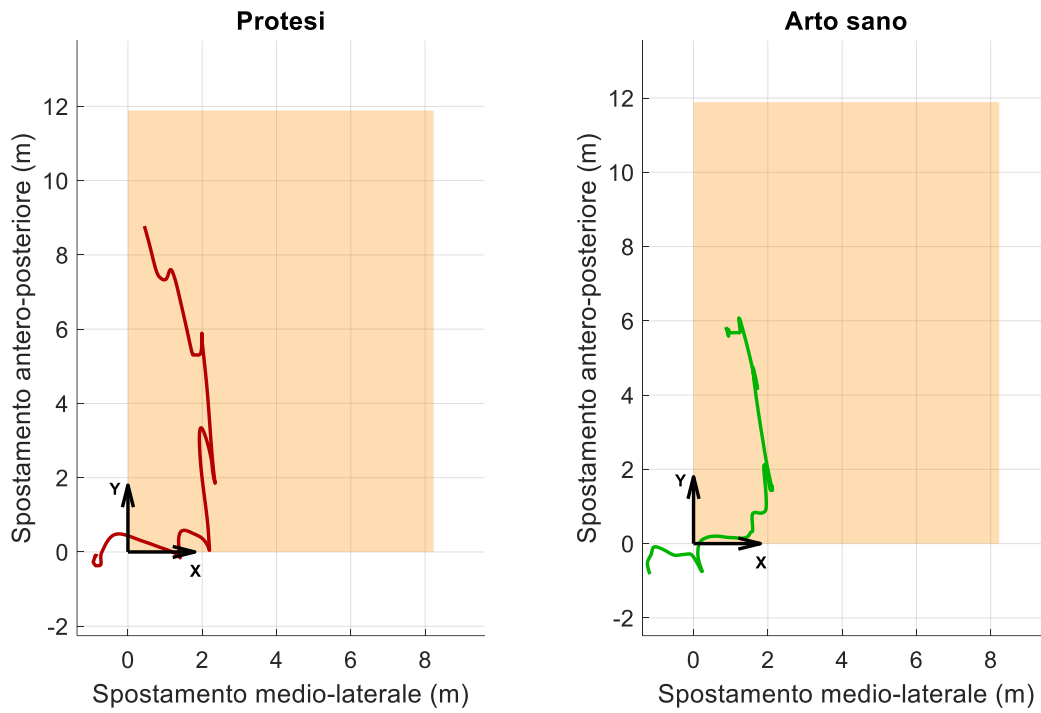


Figura 77: Spostamento sul piano trasversale dello sprint 3. Atleta: PK2



## Procedura seguita per il montaggio dei video

Durante il torneo di Para-standing tennis tenutosi a giugno 2024 sono stati acquisiti i video di 16 partite utilizzando 3 Go Pro Hero 8. Per motivi di spazio di archiviazione, le GoPro suddividono il video di una partita in più file del peso di 3.73 GB, corrispondente a una durata di 8 minuti e 51 secondi l'uno (ad eccezione dell'ultimo, che risulta più corto). Per poter analizzare i video in modo efficace, si è deciso di eseguire un montaggio unendo tutti i video relativi alla stessa partita e creando così un filmato finale in cui fosse visibile un solo giocatore. Questo ha anche consentito di eliminare l'alternanza tra i due giocatori dovuta ai cambi campo. Per realizzare questo, è stata seguita la seguente procedura:

1. Installazione del software. È stato scaricato e installato VSDC Free Video Editor dal sito ufficiale (Figura 78). Una volta completata l'installazione, il software è stato aperto.



Figura 78: Icona VSDC Free Video Editor

2. Creazione del progetto. In alto a sinistra è stata cliccata l'icona "Nuovo progetto". Si è aperta una finestra relativa alle impostazioni di progetto. In questa finestra è stato definito il nome del progetto come "CognomeAtleta\_nomeTelecamera", dove con *CognomeAtleta* si intende il cognome dell'atleta analizzato e con *nomeTelecamera* si intende a quale telecamera si riferiscono i video (back, left o right in base al video selezionato). In questa fase è stato importante impostare la frequenza dei fotogrammi pari a 119.88 fps. Successivamente, cliccando su "Fine" si è aperta una schermata nella quale è stato necessario andare a caricare tutti i file .mp4 relativi al video della partita in analisi. Dopo aver fatto questa selezione, è riapparsa la schermata relativa alle impostazioni di progetto, a questa bisogna nuovamente cliccare il comando "Fine". Si è così avuto accesso all'interfaccia di editing. Tutti i video caricati erano visibili nella sezione inferiore denominata "Scene 0". È risultato fondamentale in questo momento assicurarsi che i video fossero stati caricati in ordine corretto.
3. Montaggio video. È stato selezionato un video alla volta e, utilizzando il cursore temporale, è stato individuato il momento in cui il giocatore scelto per l'analisi iniziava a comparire

nel video. Dopo aver selezionato il video, si accedeva alla finestra accanto a “Scene 0”, che riportava il nome del file, ad esempio “GH018492”. Quindi è stato annotato il tempo in un file Excel, indicando il punto preciso in cui il video sarebbe stato tagliato. Successivamente, si è tornati alla sezione “Scene 0” e si è utilizzato il comando di taglio, indicato da un cerchio in Figura 79 nella parte alta dell’interfaccia, per tagliare il video in due parti e rimuovere quindi la parte in cui il giocatore non era presente. In generale, il giocatore era visibile o dall’inizio fino a un determinato momento, o da un certo istante fino alla fine del video. In questi casi, nel file Excel è stato sufficiente annotare “Start” e il momento in cui il giocatore smetteva di essere visibile, oppure il punto in cui entrava in campo e “End”. Tuttavia, in alcune situazioni il giocatore era presente solo in una porzione intermedia del video. In tal caso, è stato necessario tagliare sia l’inizio sia la fine, annotando l’istante in cui entrava in campo e quello in cui usciva, che risultava pari all’istante visualizzato nella sezione del video in analisi sommato all’istante in cui il video era stato tagliato all’inizio. Questa procedura di divisione dei video è stata ripetuta per ogni file video relativo alla partita.

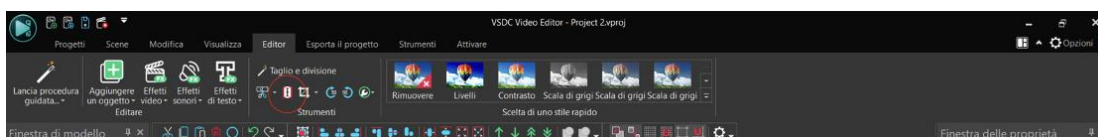


Figura 79: Icona relativa al comando per il taglio video

4. Esportazione del video finale. Per esportare il progetto è stata selezionata la voce “Esporta progetto” dalla barra superiore, seguita dal comando “Esporta progetto video” (Figura 80). A questo punto è comparsa una finestra che segnalava l’uso di funzioni premium, il messaggio è stato ignorato cliccando su “Continua”. Successivamente, è stato richiesto di confermare il salvataggio del progetto. Dopo aver cliccato su “Sì”, è stata scelta la cartella di destinazione in cui salvarlo. L’esportazione del video in formato .mp4 è quindi iniziata. Il tempo necessario per completare l’operazione variava in base alla lunghezza totale del video montato.

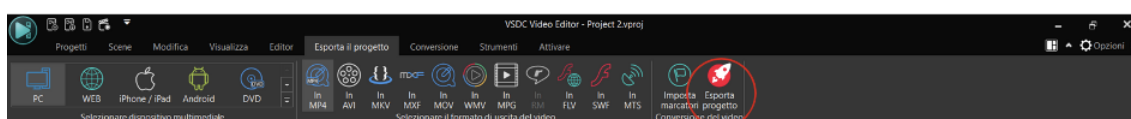


Figura 80: Icona relativa al comando per l’esportazione del progetto

