

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di laurea

**ANALISI CINEMATICA E DINAMICA DELLA TECNICA DI CORSA IN PISTA:
CONFRONTO TRA VELOCISTI PARALIMPICI E NORMODOTATI**

Relatore: Prof. Giuseppe Marcolin

Correlatrice: Dott.ssa Samira Giuliana Breban

Laureanda: Marta Ronconi

Matricola: 2014469

Anno Accademico 2022/2023

INDICE

1. INTRODUZIONE.....	3
1.1 Atletica leggera: definizione e storia	3
1.2 I 100 metri piani.....	4
1.3 Lo sprint: velocità e dinamica	6
1.4 Atletica paralimpica	8
1.5 Protesi per la corsa.....	10
2. ANALISI DELLA LETTERATURA SCIENTIFICA.....	15
3. MATERIALI E METODI	17
3.1 Partecipanti.....	17
3.2 Strumentazione	18
3.2.1 Pista di atletica.....	18
3.2.2 Pedane dinamometriche	19
3.2.3 Sistema di Motion Capture	20
3.3 Protocollo sperimentale.....	23
3.3.1 Prove pilota	23
3.3.2 Marker-set	25
3.3.3 Procedura acquisizione dati.....	30
4. ANALISI DATI E RISULTATI.....	33
4.1 Creazione modello VST	33
4.2 Elaborazione dati con Matlab	35
4.3 Risultati	36
4.3.1 Risultati parametri spazio-temporali.....	36
4.3.2 Risultati dell'analisi cinematica	37
4.3.3 Risultati dell'analisi dinamica (GRFs e impulsi)	41

5. DISCUSSIONE E CONCLUSIONI	43
Bibliografia.....	45
Sitografia	45

1. INTRODUZIONE

1.1 Atletica leggera: definizione e storia

L'atletica leggera è uno sport composto da diverse discipline sportive, ciascuna con le proprie caratteristiche e finalità, che si basano principalmente sulle azioni del marciare, correre, lanciare e saltare. Le competizioni di corsa vengono divise in quattro categorie: le gare di velocità pura, le corse ad ostacoli, le gare di mezzofondo e quelle di fondo; in ognuna di queste specialità l'obiettivo primario è di arrivare nel più breve tempo possibile al traguardo. Le competizioni di salto sono categorizzate in due gruppi sulla base dell'obiettivo da raggiungere: nei salti in estensione, la vittoria va a chi riesce ad effettuare il salto più lungo possibile e sono rappresentate dalle gare di salto in lungo e salto triplo; nei salti in elevazione, come il salto in alto e il salto con l'asta, chi guadagna la migliore posizione in classifica è l'atleta che riesce a raggiungere l'altitudine più alta, superando progressivamente l'asticella posta ad un'altezza sempre crescente durante la competizione. Le gare di lancio comprendono il getto del peso, il lancio del disco, il lancio del martello e il lancio del giavellotto, nelle quali l'obiettivo è lanciare l'attrezzo il più lontano possibile. Infine, vi sono le gare di marcia che si traducono in una camminata agonistica spinta alla massima velocità possibile regolata da specifiche norme.

L'atletica leggera è quindi suddivisa in diverse categorie a seconda del tipo di evento, e gli atleti possono specializzarsi in una o più di queste discipline. Oltre le gare singole vi sono le Prove Multiple ovvero l'insieme di gare che richiedono agli atleti di competere in diverse discipline in un'unica competizione. In altre parole, gli atleti che partecipano alle prove multiple devono dimostrare le loro abilità in più di una disciplina durante lo stesso evento.

Le competizioni di atletica si svolgono principalmente nella pista di atletica che è un'area specificamente progettata e costruita per consentire agli atleti di praticare le diverse discipline ed è caratterizzata da un percorso chiuso di forma ovale che comprende due rettilinei e due ampie curve su cui gli atleti corrono o competono negli altri eventi.

La lunghezza della pista standard è di 400 metri ed è divisa in corsie di larghezza variabile; in base alle norme internazionali le corsie misurano 1,22 metri e sono sufficientemente larghe per consentire ad ogni atleta di correre senza intralci.

Le piste possiedono linee di partenza per gare di varie distanze, nonché zone di salti e aree di lancio progettate in modo specifico al fine di garantire agli atleti condizioni ideali per competere in sicurezza e per misurare le prestazioni in base alle distanze raggiunte o ai tempi registrati.

Le piste di atletica possono essere realizzate sia all'aperto che al coperto e generalmente sono costruite con superfici in tartan o in materiali sintetici simili in quanto forniscono un'ottima trazione e ammortizzazione agli atleti durante la corsa e riducono il rischio di infortuni.

L'atletica, ad oggi, è riconosciuta come una delle discipline sportive più antiche e popolari al mondo, sia come sport professionistico che come attività amatoriale. Inoltre, rappresenta una base fondamentale per molti altri sport, poiché sviluppa la resistenza, la velocità, la forza e la coordinazione degli atleti.

Le prime forme di atletica leggera risalgono all'antica Grecia, dove i giochi panellenici più famosi erano i Giochi Olimpici. Questi giochi iniziarono nel 776 a.C. e si tenevano ad Olimpia ogni quattro anni per onorare il dio Zeus e comprendevano gare di corsa, salto e lancio. Successivamente i Romani adottarono e adattarono gli sport greci, contribuendo alla diffusione dell'atletica leggera in tutto il loro impero. Durante il Medioevo con la caduta dell'Impero Romano, l'atletica leggera subì un declino. Tuttavia, alcune tradizioni sportive locali e giochi folkloristici continuarono a essere praticati in alcune regioni. Nel Rinascimento l'interesse per l'atletica si riaccese e i giochi di corsa e salto tornarono ad essere popolari. L'atletica leggera, come la conosciamo oggi, iniziò a prendere forma nell'Inghilterra del XVIII e XIX secolo, quando le scuole e le università iniziarono ad organizzare competizioni regolari.

Nel 1896 i Giochi Olimpici moderni furono istituiti ad Atene, in Grecia, rinnovando l'antica tradizione olimpica. Da quel momento, l'atletica leggera divenne una parte fondamentale delle Olimpiadi moderne e continuò a crescere in popolarità in tutto il mondo.

1.2 I 100 metri piani

La gara regina dell'atletica leggera è rappresentata dai 100 metri piani, una specialità sia maschile che femminile di velocità pura: gli atleti corrono su una pista rettilinea lungo una distanza di 100 metri con partenza dai blocchi.

I 100 metri sono spesso considerati una misura del reale potenziale di un velocista, e i tempi registrati in questa gara sono spesso utilizzati per valutare la prestazione complessiva di un atleta nella corsa. In effetti, quello che ha sempre affascinato l'uomo in qualsiasi disciplina sportiva è stata proprio la velocità di cui questa gara ne è la massima espressione.

I concorrenti partono dai blocchi con tempi di reazione rapidissimi (solitamente i tempi di reazione medi a livello mondiale oscillano tra i 100 e i 200 millesimi di secondo) e corrono verso il traguardo. Essendo la distanza più breve dell'atletica outdoor, i tempi di percorrenza sono brevissimi, circa di 10 secondi per i maschi e 11 secondi per le femmine; infatti, per decretare il vincitore è necessario

visionare il cosiddetto “fotofinish” in quanto l’occhio umano non riesce a stabilire con certezza chi abbia attraversato per primo la linea del traguardo e il tempo cronometrico, viene rilevato all’esatto momento (al centesimo di secondo) del superamento della linea d’arrivo con il tronco.

Questa distanza è presente nella maggior parte degli eventi internazionali di atletica leggera, comprese le Olimpiadi, i Campionati Mondiali e altre importanti competizioni, dove atleti di talento da tutto il mondo si sfidano per guadagnarsi il titolo di campione dei 100 metri.

Il record mondiale maschile appartiene al giamaicano Usain Bolt con il tempo di 9’’58, stabilito in occasione dei Campionati del Mondo di Berlino nel 2009. Il record femminile spetta invece alla statunitense Florence Griffith-Joyner con 10’’49, tempo fatto registrare ai Trials statunitensi del 1988 ad Indianapolis.

Analizzando la gara dei 100 metri, essa si può dividere in quattro fasi principali: la partenza dai blocchi, la fase di accelerazione, la fase di mantenimento della velocità massima e la fase di decelerazione. Di seguito verranno descritte brevemente le fasi elencate prendendo liberamente spunto dal libro di Carlo Vittori [1].

La partenza dai blocchi è il momento iniziale della gara in cui gli atleti si posizionano a terra con i piedi sui blocchi di partenza. Questi blocchi sono dispositivi regolabili che permettono agli atleti di sistemarsi nella posizione più vantaggiosa per la partenza: solitamente viene posto il piede più forte davanti e l’altro piede dietro; successivamente si piegano le ginocchia e si posizionano le mani a terra in una posizione pronta per la spinta iniziale. La partenza avviene con i comandi del giudice seguiti dal suono di un colpo di pistola, dopo i quali gli atleti iniziano a spingere con forza contro i blocchi per lanciarsi in avanti e ottenere un rapido avvio. Durante i primi metri della corsa (circa 15 metri), gli atleti cercano di mantenere una posizione bassa e aerodinamica per ridurre la resistenza dell’aria e massimizzare la velocità. Una buona partenza dai blocchi può essere cruciale per guadagnare vantaggio sugli avversari e stabilire una solida base per il resto della gara.

La fase di accelerazione è una parte critica della gara in cui gli atleti cercano di raggiungere la massima velocità possibile partendo dai blocchi e accelerando fino a raggiungere la loro velocità di punta. Questa fase si verifica nei primi 30/50 metri della gara e richiede una combinazione di potenza, forza esplosiva e tecnica. Durante questa fase, gli atleti cercano di mantenere una forte angolazione del corpo in avanti per sfruttare la spinta delle gambe e delle braccia. Inizialmente, gli atleti oscillano rapidamente le braccia verso l’alto e verso il basso, mentre spingono forte contro il terreno con le gambe. La forza esplosiva generata dalla spinta contro il suolo aiuta l’atleta a guadagnare velocità. Mantenendo una frequenza di passi elevata, gli atleti cercano di generare la massima potenza possibile per aumentare la loro velocità. Questa fase della gara richiede una transizione fluida dalla partenza

dai blocchi all'entrata nella fase di corsa a piena velocità. Gli atleti devono bilanciare la potenza con la tecnica, evitando di cadere o di perdere l'equilibrio durante l'accelerazione.

Dopo la fase di accelerazione, gli atleti raggiungono la loro velocità di punta e passano alla fase di mantenimento con l'obiettivo di conservare quella velocità per il resto della gara dato che non è possibile incrementarla ulteriormente.

Infine, dato che non è possibile che la massima velocità duri per sempre, si assisterà alla cosiddetta fase di decelerazione. Solitamente gli atleti più forti sono coloro in grado di mantenere l'alta velocità per più tempo riducendo notevolmente la loro fase di decelerazione e quindi più semplicemente decelerano meno rispetto ad atleti meno esperti.

1.3 Lo sprint: velocità e dinamica

Lo scopo fondamentale in tutte le specialità di corsa è focalizzare la propria attenzione sul raggiungimento e sul mantenimento della massima velocità per più tempo possibile.

Nella dinamica di corsa il ciclo del passo è il risultato del tempo di contatto del piede con il suolo e della successiva fase di volo; la frequenza del passo è uguale al numero di passi in un dato intervallo di tempo e la lunghezza del passo è uguale alla distanza tra due appoggi consecutivi dello stesso piede.

Questi cambiamenti nella cinematica sono influenzati dalla cinetica. La lunghezza del passo aumenta infatti applicando forze maggiori lungo la componente orizzontale e verticale durante il contatto con il terreno del piede, il che aumenta le velocità di decollo orizzontale e verticale dello sprinter e quindi aumenta il tempo in volo e la distanza orizzontale percorsa dal centro di massa (CoM) del corridore. Aumenti della frequenza del passo si ottengono riducendo il tempo di contatto piede-terreno e/o il tempo impiegato per posizionare l'arto oscillante per il passo successivo.

Da ciò si può assumere che la velocità di corsa di un atleta è determinata dalla lunghezza e dalla frequenza del passo. La lunghezza ottimale è largamente definita dalle caratteristiche fisiche dell'atleta e dalla forza che riesce ad esercitare ad ogni appoggio del piede a terra. Questa forza è influenzata da diversi fattori quali: la forza muscolare, la potenza e la mobilità articolare dell'atleta. La frequenza del passo dipende invece dalla meccanica di corsa, dalla tecnica e dalla coordinazione dell'atleta.

Tra i due parametri che determinano la velocità esiste una relazione inversamente proporzionale: quando uno aumenta, l'altro diminuisce e viceversa, specialmente quando si cercano valori massimali. Pertanto, la massima frequenza possibile si raggiunge riducendo l'ampiezza del passo, mentre per sviluppare la massima lunghezza del passo si deve ridurre la frequenza. La massima

velocità nella corsa non deriva dal semplice prodotto tra la massima frequenza e la massima lunghezza del passo, ma piuttosto dall'ottimo compromesso tra questi due indicatori. In realtà, va precisato che la velocità non è intesa come una qualità o capacità singola, ma come una combinazione di abilità e competenze che si basano sulle diverse espressioni di forza e potenza neuro-muscolare.

Un'altra caratteristica da evidenziare riguarda la ritmica di corsa ovvero l'organizzazione ordinata delle forme di movimento e la frequenza con cui le varie fasi si susseguono. Nella gara dei 100 metri, la successione riguarda l'ordine dei movimenti combinati e coordinati degli arti superiori e inferiori, che si ripetono in modo sincrono e alternato e sono parte integrante della tecnica di corsa. Ogni passo di corsa è considerato un gesto ciclico perché comprende una fase di appoggio ed una fase di volo. A loro volta queste possono essere distinte in una fase di ammortizzazione e di spinta per la gamba di appoggio e una fase di recupero e di oscillazione per la gamba libera.

Nella fase di ammortizzazione, in realtà si verifica una decelerazione del moto in avanti del corpo dell'atleta ed un leggero piegamento dell'arto necessari ad assorbire l'impatto dell'atterraggio e a creare le condizioni per la successiva fase di estensione. La perdita di velocità può essere limitata da un atterraggio attivo di metatarso-avampiede e da un'azione "reattiva" del piede, soprattutto nello sprint.

Nella fase di spinta il movimento di estensione dell'arto in appoggio, determinato dalla contrazione riflessa dei suoi muscoli estensori, produce un impulso che favorisce una nuova accelerazione del corpo dell'atleta. In questa fase, quanto maggiore è la quantità di forza espressa nell'unità di tempo tanto più elevata sarà l'accelerazione prodotta in ogni appoggio; per ottenere la massima accelerazione è essenziale che vi sia una completa estensione delle articolazioni di caviglia, ginocchio e anca, combinata con un'oscillazione attiva della gamba libera e con una potente oscillazione delle braccia.

Nella fase di volo l'arto anteriore è flesso avanti e poi si estende in basso ed arretra tornando verso il bacino per prendere contatto con il suolo (oscillazione), mentre l'arto posteriore, per effetto rimbalzo al suolo, sale per la flessione della gamba sulla coscia che a sua volta avanza (recupero).

Per migliorare la performance di uno sprinter sarà necessario dunque lavorare per ridurre al minimo la decelerazione e favorire l'avanzamento del corpo, rendere massima la riaccelerazione del corpo in avanti e implementare sia il controllo del movimento di recupero dell'arto di spinta rimanendo decontratti ed agili sia quello di oscillazione dell'arto libero per assumere una posizione efficace al momento del contatto col suolo.

Durante la corsa, un corridore è sottoposto a forze esterne che condizionano i propri movimenti, ecco quindi che per studiare il collegamento tra causa ed effetto viene in soccorso la scienza della biomeccanica. In altre parole, la biomeccanica è una disciplina scientifica che si occupa dello studio

delle leggi meccaniche e dei principi fisici applicati al corpo umano e agli organismi viventi in generale, analizzando come le forze esterne influenzano i movimenti e le strutture biologiche, come muscoli, ossa, articolazioni e tessuti, e come queste strutture rispondono a tali forze.

Questa scienza prende in considerazione in primis la posizione del corpo, cioè l'allineamento di ogni segmento durante la corsa, inclusa la postura della testa, della colonna vertebrale, delle spalle, del bacino e degli arti inferiori; infatti, una corretta posizione del corpo è essenziale per ottimizzare l'efficienza del movimento e per ridurre il rischio di infortuni. Essa, inoltre, ha l'obiettivo di condurre una valutazione cinematica per analizzare i movimenti degli arti, inclusi il passo, la lunghezza della falcata, l'angolo di flessione ed estensione delle articolazioni, la rotazione del bacino e altri parametri relativi al movimento durante la corsa. La cinetica analizza le forze e i carichi che agiscono sul corpo del corridore durante ogni passo per comprendere il carico sulle articolazioni e sui muscoli; per di più esamina sia l'impatto che l'assorbimento degli urti, cioè come il corpo dello sprinter assorbe e gestisce gli urti e gli impatti generati durante l'atterraggio dei piedi al suolo nella corsa. Infine, l'elettromiografia studia la meccanica muscolare ovvero l'attivazione e il ruolo dei vari gruppi muscolari durante i diversi stadi della corsa; quest'analisi può aiutare sicuramente a migliorare l'efficienza del movimento e ad ottimizzare la forza generata durante la corsa.

La biomeccanica della corsa è quindi impiegata sia per l'analisi degli atleti professionisti nel migliorare le prestazioni e prevenire gli infortuni, che per aiutare i corridori amatoriali a ottimizzare il loro stile di corsa e ridurre il rischio di lesioni. Le informazioni ottenute e i dati raccolti dall'analisi biomeccanica possono essere utilizzati per sviluppare programmi di allenamento personalizzati e per agevolare la scelta delle calzature e dell'equipaggiamento più adeguato a correre.

1.4 Atletica paralimpica

L'atletica paralimpica è nata come un movimento per fornire opportunità sportive alle persone con disabilità fisiche e sensoriali, affinché potessero competere a livello internazionale e dimostrare il loro talento atletico.

Tutto ha avuto inizio dopo la Seconda Guerra Mondiale. Nel 1944, Ludwig Guttmann, un neurologo tedesco di origine ebraica, ha fondato il National Spinal Injuries Centre presso lo Stoke Mandeville Hospital nel Regno Unito. Il suo approccio innovativo alla riabilitazione dei veterani di guerra paralizzati ha incluso l'uso dello sport come parte del processo di guarigione. Guttmann ha organizzato una competizione sportiva per pazienti con disabilità spinali, che è stata considerata una sorta di "Giornata sportiva per disabili". Questo evento si è svolto il giorno della cerimonia di apertura

delle Olimpiadi di Londra del 1948, dando inizio a quella che sarebbe diventata la tradizione degli eventi paralimpici in coincidenza con le Olimpiadi.

La prima edizione ufficiale dei Giochi Paralimpici, all'epoca noti come Giochi Olimpici per Disabili, si è tenuta nel 1960 a Roma, in Italia. Inizialmente a queste competizioni partecipavano solo gli atleti in carrozzina, ma nel corso degli anni le categorie di disabilità eleggibili si sono espanse per includere persone con altre condizioni, come gli atleti con amputazioni e atleti ciechi.

Il movimento paralimpico ha continuato a crescere e guadagnare riconoscimento internazionale. Nel 1976 i Giochi Paralimpici sono stati ufficialmente separati dai Giochi Olimpici e sono stati organizzati indipendentemente a Toronto, in Canada; da allora si sono tenuti regolarmente, adattandosi alla stessa agenda quadriennale delle Olimpiadi e offrendo agli atleti con disabilità la possibilità di competere a livello globale in diverse discipline sportive.

Uno degli sport significativi del movimento paralimpico è l'atletica paralimpica. Essa si compone di gare di corsa su pista e su strada, insieme ai concorsi di salto e di lancio e prove multiple (pentathlon). Gli atleti paralimpici dimostrano un'abilità eccezionale in queste specialità, superando le sfide fisiche e dimostrando il loro talento anche in campo internazionale.

I Giochi Paralimpici continuano a ispirare e a superare barriere, dimostrando che anche gli atleti con disabilità possono eccellere a livello globale e competere con il massimo impegno e determinazione. In relazione alla tipologia di disabilità e alla classificazione attribuita a seguito di una valutazione clinica e funzionale, l'atleta può gareggiare in piedi (con o senza ausili protesici) o in carrozzina; in caso di minorazione visiva è possibile gareggiare affiancati da atleti-guida. Le classificazioni funzionali sono stabilite da organizzazioni internazionali come il Comitato Paralimpico Internazionale (IPC) e la World Para Athletics (ex International Paralympic Committee Athletics), che definiscono le regole e i criteri per garantire un ambiente competitivo equo e inclusivo per tutti gli atleti paralimpici.

Le categorie vengono definite dall'unione di una lettera con un numero. Le lettere possibili sono tre e identificano il tipo di competizione:

- T: sta per Track, ossia "pista", e indica tutte quelle discipline che si svolgono sul tartan, come le corse, dai 100m alle distanze più lunghe, e i salti;
- F: sta per Field, che significa "campo" e indica le competizioni di lancio;
- P: iniziale di Pentathlon, comprende le competizioni delle prove multiple.

A ciascuna lettera viene quindi aggiunto un numero che identifica il profilo funzionale dell'atleta:

- 11-13: disabilità visiva
- 20: disabilità intellettiva e relazionale
- 31-38: cerebrolesioni

- 40-41: bassa statura
- 42-44: compromissione agli arti inferiori
- 45-47: amputazione degli arti superiori e assimilati
- 51-57: lesione midollare e assimilati
- 61-64: amputazione degli arti inferiori e assimilati

L'obiettivo principale delle classificazioni funzionali è consentire agli atleti di gareggiare con avversari simili in termini di capacità fisiche e garantire che il risultato sia determinato principalmente dalla prestazione dell'atleta e non dalla sua disabilità.

Con il passare degli anni, l'atletica paralimpica ha fatto progressi significativi in termini di tecnologie, inclusione e sensibilizzazione. Le protesi avanzate, le carrozzine sportive e altre attrezzature specializzate hanno consentito agli atleti paralimpici di competere al massimo livello e sfidare costantemente i propri limiti fisici.

Oggi l'atletica paralimpica è parte integrante dei Giochi Paralimpici, i quali attirano l'attenzione di milioni di spettatori in tutto il mondo. Questi eventi non solo celebrano l'eccellenza atletica, ma svolgono un ruolo cruciale nel cambiare la percezione della disabilità e promuovere la parità e l'inclusione nello sport e nella società in generale.

1.5 Protesi per la corsa

Il ritorno allo sport dopo un'amputazione è influenzato da una serie di fattori complessi e collegati tra loro, tra cui le caratteristiche del paziente, gli aspetti legati all'intervento chirurgico, la natura e l'intensità dell'attività sportiva desiderata e le caratteristiche della protesi. L'amputazione negli atleti comporta notevoli cambiamenti nel modo di vivere e praticare lo sport, oltre a influenzare l'autostima e la qualità della vita complessiva. L'effetto della perdita dell'arto sull'abilità atletica varia in base alla causa dell'amputazione e alla posizione dell'arto rimosso.

La partecipazione sportiva è stata favorita anche dal progresso delle protesi sportive, ma la scelta della protesi adeguata dipende da diversi fattori, come il tipo di attività sportiva e il livello dell'amputazione. La perdita di un arto o parte di esso comporta un cambiamento nella biomeccanica durante la camminata e la corsa, il che può provocare problemi alle articolazioni rimanenti dell'arto amputato e dell'arto controlaterale.

Al giorno d'oggi, uno degli avvenimenti più drammatici che può accadere ad un individuo è sicuramente quello di subire un trauma che comporti l'amputazione di uno o più arti o una lesione midollare; ma grazie ad una cultura istituzionale fortemente improntata al sociale, l'Inail ha

sviluppato e consolidato nel corso del tempo un'importante iniziativa focalizzata sul reinserimento dei soggetti infortunati.

Il Centro Protesi INAIL, istituito nel 1961, è un'organizzazione caratterizzata da una struttura articolata e complessa; al suo interno vengono applicate le più recenti conoscenze nel campo dell'ortopedia tecnica. Si distingue per la sua particolarità in Italia grazie alla sua azione di ricostruzione completa del quadro funzionale e psicosociale dell'infortunato, al fine di consentire una reintegrazione totale nel mondo del lavoro, nella famiglia e, più ampiamente, nella società.

L'azienda adotta un approccio multidisciplinare verso i pazienti, prendendoli in considerazione nella loro globalità. Questo si riflette nell'approccio protesico-riabilitativo, in cui la creazione e l'applicazione del dispositivo tecnico vanno di pari passo con il training riabilitativo. Un'équipe multidisciplinare composta da medici, infermieri, tecnici ortopedici, fisioterapisti, assistenti sociali, psicologi e altri professionisti, lavora insieme per elaborare un piano individuale per ogni paziente. Il Centro Protesi fornisce prodotti e servizi specifici nell'ambito del trattamento protesico-riabilitativo. Questi includono la creazione e l'applicazione di protesi e ortesi personalizzate per varie tipologie di amputazioni, consulenza e fornitura di dispositivi tecnici su misura e training riabilitativo per l'uso corretto dei dispositivi ortopedici. INAIL è infatti il fornitore di protesi per la squadra paralimpica italiana.

L'introduzione delle protesi specifiche per la corsa, abbreviate come RSPs (Running-Specific Prostheses), ha aperto nuove opportunità per gli atleti con amputazioni degli arti inferiori in quanto sono dispositivi ortopedici progettati appositamente per consentire loro di competere in discipline sportive come la corsa, lo sprint e il salto in lungo. Queste protesi sono differenti dalle protesi tradizionali, che sono generalmente progettate per fornire un supporto funzionale per le attività della vita quotidiana.

Le RSPs sono ottimizzate per massimizzare l'efficienza della corsa, fornendo una combinazione di leggerezza, reattività e resistenza. Solitamente esse sono realizzate utilizzando materiali avanzati come la fibra di carbonio, che le rendono leggere ma allo stesso tempo robuste e flessibili.

La forma e la struttura delle RSPs sono progettate per replicare il movimento naturale del piede e dell'arto inferiore durante la corsa, consentendo agli atleti di sfruttare al meglio la propria energia per ottenere alte prestazioni.

I componenti principali di una RSP sono: l'invaso, il ginocchio protesico, le strutture di connessione come il pilone, l'attacco piramidale, il morsetto e naturalmente il piede protesico come mostrato in figura 1.

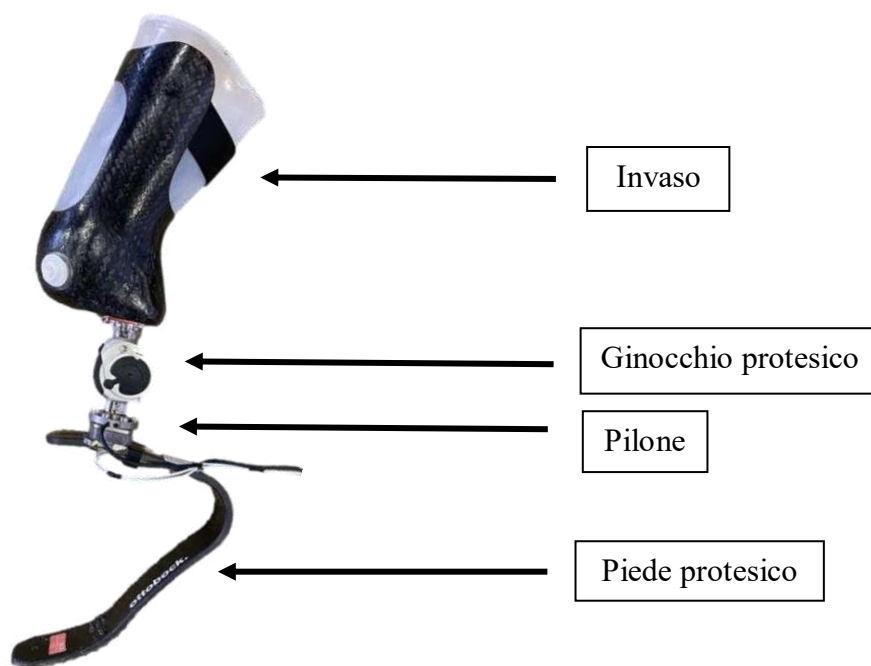


Figura 1 – Modello della protesi da corsa con i rispettivi componenti

L'invaso è l'elemento personalizzato che rappresenta l'interfaccia tra l'arto residuo e i componenti protesici distali. Il ginocchio protesico è composto di alluminio ed è in grado di sopportare le elevate sollecitazioni sviluppate durante la corsa; esso permette agli atleti di effettuare un movimento di oscillazione più naturale e quindi avere una corsa più simmetrica. Il pilone è un elemento tubolare rigido che collega la calza all'unità del ginocchio o direttamente al piede e contribuisce al sostegno del peso e all'assorbimento degli urti della protesi. Il piede protesico da corsa (Running Prosthetic Foot, RPF) è caratterizzato da una propria forma, categoria e altezza.

Il modello di una RSP è generalmente a forma di "C" o "J": le RSPs a forma di C sono posizionate sotto la presa e si attaccano tramite un pilone di metallo; mentre le RSPs a forma di J sono posizionate dietro e si attaccano direttamente alla presa.



Figura 2 – RPF a forma di C (sinistra) e RPF a forma di J (destra)

Solitamente, i fabbricanti di protesi sportive consigliano agli atleti che desiderano correre distanze più lunghe di utilizzare un RPF a forma di C, mentre suggeriscono un RPF a forma di J per coloro che desiderano cimentarsi nelle prove di velocità. Inoltre, i tecnici specializzati in protesi prescrivono un RSP con una rigidità basata sulla massa corporea e il livello di attività dell'atleta, oltre a valutare visivamente la simmetria del tempo di contatto al suolo tra le gambe durante la corsa.

Studi precedenti mostrano che la configurazione di una RSP può influenzare le prestazioni, in particolare il costo metabolico e la velocità massima, di un atleta con amputazione [2]. Nonostante attacchi e forme differenti, entrambi i tipi di RSP agiscono in serie con il moncone.

Per quanto riguarda l'altezza di una RSP, è possibile regolarla modificando la lunghezza del pilone per una RSP a forma di C o regolando la posizione di attacco per una RSP a forma di J. Nel caso di atleti con amputazione unilaterale della gamba, l'altezza della RSP viene generalmente determinata dal protesista considerando l'allineamento dei fianchi durante la corsa e le preferenze personali dell'atleta. Solitamente, la lunghezza della gamba interessata senza carico è di 2-8 cm maggiore della lunghezza della gamba non interessata quando l'atleta è in piedi.

Tuttavia, l'interazione tra le RSPs ed il corpo umano è ancora poco compresa dal punto di vista meccanico (progettazione strutturale statica e a fatica) e biomeccanico (carichi muscolo scheletrici ed efficienza del movimento).

Per la messa a punto delle protesi e il miglioramento delle prestazioni degli atleti, sono necessarie misurazioni cinematiche e dinamiche specifiche; pertanto, si ritiene necessario l'utilizzo di un sistema adeguato costituito da piattaforme di forza integrate con un sistema di motion capture affinché vengano acquisiti dati da entrambi gli arti (sano e protesico), i quali saranno poi impiegati per analizzare la cinematica e dinamica di corsa del modello interessato. Se la tecnologia in questo contesto è un elemento essenziale per la raccolta e l'acquisizione dei dati, diventa altrettanto fondamentale il lavoro degli esperti del settore tecnico per elaborare ed interpretare i dati forniti dalla tecnologia con consapevolezza e nesso di causa.

2. ANALISI DELLA LETTERATURA SCIENTIFICA

L'analisi della letteratura scientifica ha messo in risalto come la quasi totalità degli studi effettuati con sistemi integrati di motion capture e pedane dinamometriche sia eseguito su treadmill strumentati. Questo da un lato consente una maggior standardizzazione delle prove ma dall'altro è chiaro che il treadmill non è in grado di simulare quanto effettivamente avviene sulla pista di atletica.

Premesso ciò, uno studio interessante di Sakata et al. [3] svolto su treadmill ha analizzato parametri quali la forza verticale di reazione al suolo, la frequenza del passo e il tempo di contatto tra arto intatto e arto protesico. Lo studio dimostra che la frequenza del passo è simile tra i due arti, il tempo di contatto dell'arto protesico risulta più lungo rispetto a quello dell'arto integro e per quanto riguarda la forza verticale di reazione al suolo, l'arto protesico ne genera meno rispetto all'arto intatto. La forza verticale esercitata sul terreno è un aspetto cruciale nel determinare la velocità di corsa. In questo contesto, diverse ricerche concordano nel mostrare che l'arto protesico genera una forza verticale significativamente più bassa (-9%) rispetto a quella prodotta dall'arto intatto. Questa differenza rappresenta il principale fattore limitante per raggiungere le massime velocità come dimostrato nell'articolo di Baum [4]. Inoltre, va considerato che le persone con amputazioni transtibiali e transfemorali hanno una parte della muscolatura del piede e della caviglia mancante, la quale solitamente fornisce gran parte dell'energia utilizzata per accelerare il corpo durante la corsa. Ulteriori asimmetrie si riscontrano anche nella cinematica articolare degli arti in atleti amputati unilaterali. Per quanto riguarda la cinematica del ginocchio, alcuni studi hanno riportato che il ginocchio residuo (nei pazienti con amputazione transtibiale) si flette maggiormente rispetto al ginocchio dell'arto integro, sia al contatto che nel distacco del piede [4], e successivamente si iperestende nella fase finale di volo. Il comportamento dell'articolazione dell'anca dell'arto integro è comparabile a quello dei corridori senza amputazione, tranne per il fatto che mostra una minore flessione prima dello stacco del piede, mentre l'anca residua mostra una maggiore flessione al contatto del piede rispetto all'arto integro.

Alla luce della premessa iniziale e degli studi sopra riportati, l'obiettivo del presente studio era quello di analizzare le forze di reazione al suolo (dinamica), gli angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia in relazione al piano sagittale (cinematica) e i parametri spazio-temporali (tempo di contatto, lunghezza della falcata e velocità di corsa) durante prove di sprint in atleti paralimpici per confrontarli con un atleta normodotato. In particolare, sono stati valutati un atleta con amputazione monolaterale transtibiale e uno con amputazione monolaterale transfemorale.

Il presente lavoro di tesi si inserisce all'interno del progetto OLIMPIA finanziato da INAIL che coinvolge per l'Università di Padova il dipartimento di ingegneria industriale e il dipartimento di

scienze biomediche. Tale progetto ha compreso, tra i vari obiettivi, la strumentazione della pista di atletica del Palaindoor di Padova per misurare la cinematica e la dinamica degli atleti nelle condizioni che incontrano quotidianamente durante allenamenti e gare. L'obiettivo finale è quello di ottenere informazioni sempre più utili per l'ottimizzazione delle protesi e di conseguenza della prestazione di corsa.

3. MATERIALI E METODI

3.1 Partecipanti

Il progetto OLIMPIA prevede il coinvolgimento di diversi atleti appartenenti al movimento paralimpico italiano di livello internazionale sia di genere maschile che femminile. Ai fini della nostra ricerca la selezione si è rivolta a soggetti che fossero di genere maschile e specialisti dello sprint, ossia atleti che svolgessero con una certa frequenza competizioni di velocità, nello specifico i 100 metri piani, a livello nazionale ed internazionale. Uno dei criteri di discrepanza riguardava la categoria di appartenenza che si basava sulle condizioni mediche preesistenti. Come anticipato nell'introduzione, le categorie dell'atletica paralimpica sono basate su classificazioni che vengono stabilite da un organo internazionale specifico.

Nel seguente studio si è pertanto incluso un atleta appartenente alla categoria T63 (amputazione monolaterale transfemorale con protesi) e uno alla categoria T64 (amputazione monolaterale transtibiale con protesi). Per ulteriori analisi di confronto dei parametri analizzati, si è individuato un atleta normodotato specialista dei 100 metri con tempi cronometrici equiparabili ai due atleti paralimpici. L'età dei tre partecipanti era compresa tra i 20 e i 36 anni. L'atleta normodotato è tesserato per la società "Assindustria Sport" di Padova, è specialista dello sprint con record personale sui 100 metri di 10"65 e compete in gare di livello regionale e nazionale nella categoria U23. Il velocista transtibiale è tesserato per il Gruppo Sportivo "Fiamme Azzurre" e compete nella categoria T64. Tra il 2021 e il 2022 ha ottenuto i suoi primi titoli nazionali di velocità. Nel 2023 ha partecipato ai mondiali paralimpici disputatisi a Parigi, conquistando la medaglia d'oro nei 100 metri e nei 200 metri T64 e siglando in entrambe le occasioni il record europeo della disciplina. È il più forte velocista italiano della categoria T64 e possiede un record personale nei 100 metri piani di 10"64. L'atleta transfemorale ha esordito nel 2019 diventando specialista nella gara dei 100 metri e dal 2021 è entrato a far parte del Gruppo Sportivo "Fiamme Azzurre". Appartiene alla classe sportiva T63, ha partecipato a numerose competizioni di livello europeo e mondiale e possiede un personale di 12"66, stabilito in occasione delle Olimpiadi di Tokyo nel 2021.

3.2 Strumentazione

3.2.1 Pista di atletica

L'acquisizione dati ha avuto luogo al Palaindoor di Padova, struttura fornita di una pista indoor di atletica leggera, situata in Viale Nereo Rocco 35136, Padova (Pd), di proprietà del Comune di Padova e gestita dalla società sportiva Corpo Libero Athletics Team.



Figura 3 – Palaindoor di Padova, panoramica della pista dall'alto

La pista di atletica è stata omologata in data 19 marzo 2014 dal Comitato Regionale FIDAL Veneto (c/o Stadio Euganeo, Viale Nereo Rocco, 35135 Padova – PD) come impianto di Classe A (secondo Circ. 2013) del Catasto Nazionale degli Impianti Sportivi.

Le caratteristiche della pista sono riportate in Tabella 1:

Descrizione	Tipo di manto e costruzione	
	Sì/No/Q.tà	
Lunghezza della pista ad anello (m)	200.00	Mondotrack – 13+1 mm
1° raggio di curvatura al cordolo (m)	50.00	Angolo 3.40
2° raggio di curvatura al cordolo (m)	19.00	Angolo 14.60°
3° raggio di curvatura al cordolo (m)	15.00	Angolo 72.00°
Numero delle corsie pista ad anello	6	Larghezza corsia 95 cm
Lunghezza della pista rettilinea centrale (m)	81.89	Mondotrack – 13+1 mm
Numero delle corsie pista rettilinea	8	Larghezza corsia 1.22
Pedana per i salti in estensione		2 Mondotrack – 13+1 mm
Pedana per il salto in alto		1 Mondotrack – 13+1 mm
Occupazione altre pedane o rettilineo o anello		
Pedana rincorsa per il salto con l'asta		1 Mondotrack – 13+1 mm

Occupazione altre pedane o rettilineo o anello			
Pedana per il getto del peso		1	Vedi note
Gabbia protezione getto del peso			
Occupazioni pedana/e e/o rettilineo, ecc			

Tabella 1 – Caratteristiche della pista di atletica del Palaindoor di Padova

3.2.2 Pedane dinamometriche

Sono state installate nove piattaforme di forza dell'azienda AMTI - Advanced Mechanical Technology, (Inc., 176 Waltham Street, Watertown, MA 02472-4800 USA) di cui due di dimensioni 40x60 cm e sette di dimensioni 60x90 cm descritte rispettivamente nelle tabelle 2 e 3 e mostrate nella figura 4. Esse consentono di rilevare le forze lungo di 6,9 metri di pista.

Nonostante il progetto iniziale prevedesse l'installazione delle sopracitate pedane nell'ottava corsia del rettilineo di 60 metri all'interno dell'anello, per motivi legati all'alterazione sostanziale della struttura del campo di gara, che avrebbero richiesto una nuova omologazione dell'impianto, le pedane sono state disposte al di fuori delle corsie del rettilineo centrale di sprint, creando di fatto una nona corsia, come mostrato in figura 5. Inoltre, le due piattaforme di forza più piccole sono state affiancate per consentire la possibilità di montare un singolo blocco di partenza su ciascun trasduttore di forza al fine di raccogliere le forze di reazione al suolo dei due arti indipendentemente.

Dimensions (WxLxH)	400 x 600 x 82.55 mm	Mounting hardware	Reccomended
Weight	31.82 kg	Sensing elements	Strain gage bridge
Channels	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz	Amplifier	Required included OPT-SC
Top plate material	Aluminium	Analog outputs	6 Channels
Temperature range	-17.78 to 51.67°C	Digital outputs	USB: see Notes below
Excitation	10V maximum	Crosstalk*	±0.2% of applied load
Fx, Fy, Fz hysteresis	±0.2% full scale output		
COP Accuracy*	Typical less than 0.5 mm	Measurement Accuracy*	±0.5% of applied load*

*Typical value: minimum applied load of 50 lbs

Channel	Fx	Fy	Fz	Units	Mx	My	Mz	Units
Capacity	2224	2224	4448	N	1332	892	666	N-m
Sensitivity	0.674	0.674	0.169	µv/v-N	1.4	1.78	3.27	µv/v-N
Natural frequency	280	280	370	Hz	-	-	-	Hz

Tabella 2 – Specifiche tecniche pedana BMS400600

Dimensions (WxLxH)	600 x 900 x 101.6 mm	Mounting hardware	Recommened
Weight	31.82 kg	Sensing elements	Strain gage bridge
Channels	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz	Amplifier	Required – see Notes below
Top plate material	Composite	Analog outputs	6 Channels
Temperature range	-17.78 to 51.67°C	Digital outputs	USB: see Notes below
Excitation	10V maximum	Crosstalk*	±0.2% of applied load
Fx, Fy, Fz hysteresis	±0.2% full scale output		
COP Accuracy*	Typical less than 0.5 mm	Measurement Accuracy*	±0.5% of applied load*

*Typical value: minimum applied load of 50 lbs

Channel	Fx	Fy	Fz	Units	Mx	My	Mz	Units
Capacity	2224	2224	4448	N	2033	1355	1016	N-m
Sensitivity	0.674	0.674	0.169	µv/v-N	0.93	1.03	2.06	µv/v-N
Natural frequency	270	270	500	Hz	-	-	-	Hz

Tabella 3 – Specifiche tecniche pedana BMS600900

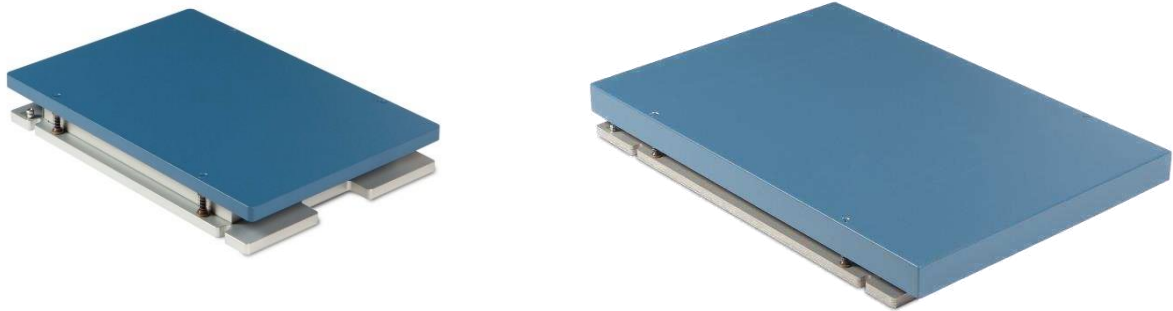


Figura 4 – Pedana dinamometrica BMS400600 (sinistra) e pedana dinamometrica BMS600900 (destra)

3.2.3 Sistema di Motion Capture

I dati cinematici sono stati raccolti mediante l'utilizzo di un sistema di motion capture composto da:

- 6 videocamere optoelettroniche a luce infrarossa con sorgente di luce integrata per l'acquisizione del movimento *Vicon, Vantage v8* con risoluzione di 8 Megapixels per ottenere un'adeguata risoluzione spaziale dei dati e frequenza di acquisizione di 240 Hz;
- 4 videocamere *Vicon Vantage v16* con risoluzione 16MP e frequenza di acquisizione di 240 Hz;

- 2 camere video RGB sincronizzate e calibrabili, le quali presentano una frequenza massima di almeno 120 fps, un sensore di risoluzione full-HD (1920×1080) e un'ottica a lunghezza focale variabile; esse hanno acquisizione video nel piano sagittale da sinistra e nel piano frontale frontalmente.



Figura 5 – Videocamere per il motion capture. Vicon Vero (sinistra) e Vicon Vantage (destra)

Queste videocamere sono state installate su una struttura a doppio portale formata da tralicci in alluminio (figura 7). Le dimensioni della struttura sono: 13 x 7 x 3,5 metri (lunghezza x larghezza x altezza), tali da consentire a più di un atleta di correre contemporaneamente, per ricreare l'effetto "sfida" tipico delle gare ufficiali; inoltre possiede una massa di circa 250 kg. Ogni telecamera è collegata alla postazione di lavoro Vicon tramite cavi Ethernet.

Di seguito viene riportato il rendering relativo alla disposizione effettiva della strumentazione di misura nella pista da sprint strumentata (figura 6).

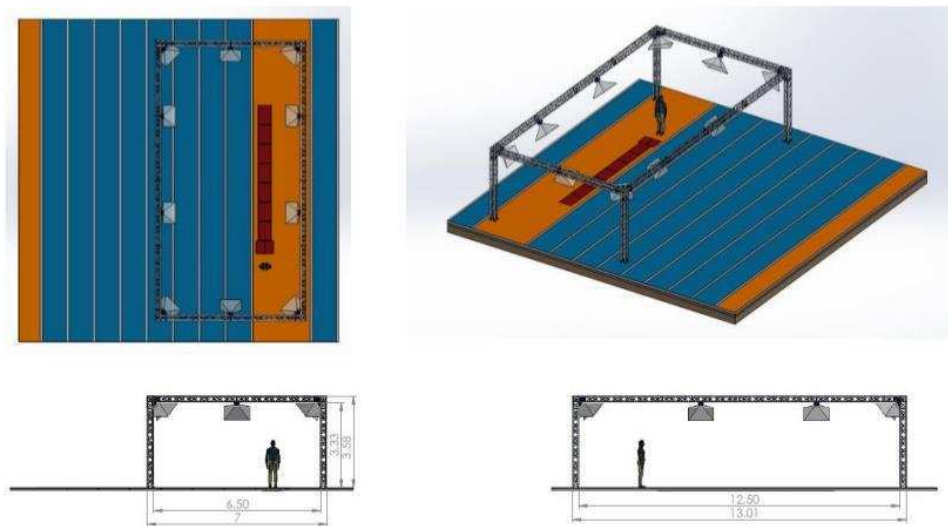


Figura 6 – Rendering della pista da sprint con in evidenza 9 pedane dinamometriche e la struttura a doppio portale, il cui scopo è supportare le 10 videocamere ad infrarosso del sistema motion capture



Figura 7 – Visione d’insieme del setup sperimentale all’interno del PalaIndoor di Padova

Il sistema optoelettronico utilizzato necessita di due tipologie di calibrazione, una statica e una dinamica. La calibrazione statica viene effettuata attraverso l’acquisizione, da parte delle telecamere, di una terna di calibrazione, rappresentante i tre assi del movimento e posizionata nella zona di svolgimento del gesto da analizzare. La calibrazione dinamica viene effettuata attraverso una bacchetta di dimensioni note che viene mossa all’interno del volume di acquisizione delle telecamere. Sia la terna che la bacchetta di calibrazione sono composte da dei marker passivi riflettenti, la cui distanza relativa è nota dal sistema di acquisizione. Tanto più preciso e accurato sarà il processo di calibrazione e tanto migliori saranno le analisi svolte in termini di accuratezza.

Per l’intero processo dall’acquisizione all’elaborazione dei dati, si è utilizzato il Software “Vicon Nexus”, il quale permette appunto di registrare e analizzare i movimenti di un soggetto o di un oggetto al fine di creare una rappresentazione digitale del movimento stesso.

Qualsiasi sistema optoelettronico utilizza dei marcatori sferici, cosiddetti “marker” (figura 8), di dimensioni differenti che vengono posizionati su punti di repere anatomici specifici. Le telecamere emettono un fascio di luce infrarossa, all’interno del loro campo visivo, che colpisce i markers passivi, i quali riflettono la luce verso l’obiettivo della telecamera. In questo modo, nelle immagini acquisite dalle telecamere, i markers compaiono come punti luminosi su uno sfondo scuro mentre il resto della forma del corpo dell’atleta non è più visibile. Ciascun marker, posizionato nel volume, deve essere visto da almeno due telecamere affinché si possano ottenere le sue coordinate tridimensionali nello spazio, istante per istante. Il posizionamento dei marker sui punti di repere del soggetto è un passaggio fondamentale, avviene manualmente e deve essere fatto da personale esperto, con formazione

specifica e adeguata e con nozioni di anatomia palpatoria. La scelta di quanti marker utilizzare e di dove posizionarli (marker-set) dipende dai parametri che si vogliono calcolare.



Figura 8 – Markers passivi per l'analisi cinematica

3.3 Protocollo sperimentale

3.3.1 Prove pilota

Inizialmente sono state effettuate delle prove pilota con atleti normodotati che si sono resi disponibili come volontari al fine di perfezionare il protocollo e il marker-set per le sessioni successive, con l'obiettivo di acquisire dati cinematici e cinetici della corsa in pista e delle partenze dai blocchi.

Il 5 ottobre si è svolto il primo test pilota condotto grazie alla disponibilità di un'atleta specialista del salto con l'asta. Sono stati eseguiti due tipi di test: nel primo l'atleta aveva il compito di accelerare fino al raggiungimento di una velocità costante mentre nel secondo, l'atleta doveva eseguire degli sprint con partenza dai blocchi.



Figura 9 – Sistema di motion capture per le prova pilota del 5 ottobre all'interno del Palaindoor di Padova

Nello specifico i materiali impiegati in questa prova pilota sono stati i seguenti:

- 25 videocamere *Vicon Vero v2.2*, 2 videocamere *Vicon Vantage v16* e 1 videocamera *Vicon Vantage v5* con frequenza di acquisizione di 300 Hz e alloggiare su treppiedi;
- 7 videocamere *Vicon Vue* usate per la registrazione 2D del gesto;
- blocchi di partenza equipaggiati con celle di carico (*Gefran CU K5D* e *CU K1C*) con frequenza di acquisizione pari a 1000 Hz;

Dopo aver applicato i markers sul corpo dell'atleta secondo il marker-set concordato si eseguiva una acquisizione della statica del soggetto all'interno del volume calibrato. Successivamente venivano rimossi alcuni markers tecnici e si procedeva con la registrazione delle prove di corsa. Nel caso in cui uno o più markers si staccassero durante le prove in pista, veniva registrata una nuova prova statica prima di procedere con le successive prove di corsa.

Le due configurazioni di test prevedevano:

1. TSSR – Track Steady State Running: in questa prova l'atleta effettuava una partenza in piedi o dai blocchi di partenza fuori dal volume di acquisizione con l'obiettivo di raggiungere in circa 15 metri una velocità costante, equivalente al 60% del proprio potenziale. Questa velocità doveva poi esser mantenuta per altri 20 metri che corrispondevano alla parte della pista inclusa nel volume di acquisizione del sistema optoelettronico.
2. START – Start from starting blocks: in questa prova l'atleta eseguiva una partenza dai blocchi, localizzati all'interno del volume di acquisizione del sistema optoelettronico (figura 10), con l'obiettivo di raggiungere il 60% della propria velocità massima in circa 15 metri.



Figura 10 – Posizione di partenza dai blocchi

La prova pilota ha consentito di evidenziare i limiti del marker-set utilizzato e del non sincronismo tra i blocchi di partenza strumentati e il sistema optoelettronico rendendo necessarie ulteriori prove pilota.

In data 19 aprile si è svolto infatti un ulteriore test che ha coinvolto un'atleta specialista nelle corse di breve distanza. Il principale scopo era verificare il funzionamento delle piattaforme dinamometriche che erano state installate da poco all'interno del Palaindoor di Padova e l'adeguatezza del nuovo marker-set. In questa occasione l'atleta ha eseguito le stesse prove della sessione del 5 ottobre (test di TSSR e START).

Per completezza si riporta l'elenco dei materiali utilizzati per l'acquisizione dei dati:

- 6 camere optoelettroniche *Vicon Vantage v8* (8 MP) e 4 camere optoelettroniche *Vicon Vantage v16* (16 MP) con frequenza di acquisizione di 240 Hz;
- 2 videocamere *Vicon Flir*;
- 9 piattaforme dinamometriche AMTI (2 x BMS400600 e 7 x BMS600900);
- blocchi di partenza.

3.3.2 Marker-set

Il marker-set sviluppato dopo le 2 prove pilota è costituito da un totale di 22 markers da applicare nella parte superiore del corpo descritti in tabella 4 e mostrati in figura 11. Per quanto riguarda la parte inferiore, il numero totale di markers varia da soggetto a soggetto in base al tipo di protesi utilizzata.

Di seguito vengono riportate quattro tabelle contenenti i gruppi di markers posizionati sui diversi segmenti corporei; nella prima colonna viene indicato il segmento corporeo di riferimento, nella seconda è riportato l'elenco di markers in linea con il segmento corporeo e nella terza colonna è presente la lista di markers tecnici che vengono utilizzati solo nella prova statica e rimossi nelle successive prove di corsa. Nelle tabelle 5.1, 5.2 e 5.3, i markers hanno un prefisso <s> che codifica il lato e che viene sostituito nelle etichette dei markers nei software di analisi con "L" per il lato sinistro e "R" per il lato destro. Ad esempio, il marker <s>ASI sarà LASIS se posizionato sulla spina iliaca anteriore sinistra, oppure RASIS se posizionato sulla spina iliaca anteriore destra.

Segmento	Markers	Markers statici
Testa	H1, H2, H3, H4	RAM, LAM, GB, CH
Tronco	C7, T8, IJ, PX	
Braccio destro	RAC, RHLE, RMSS	
Braccio sinistro	LAC, LHLE, LMSS	
Pelvi	LASIS, LPSIS, RASIS, RPSIS	

Tabella 4 – Elenco markers applicati nella parte superiore del corpo di tutti e tre i soggetti

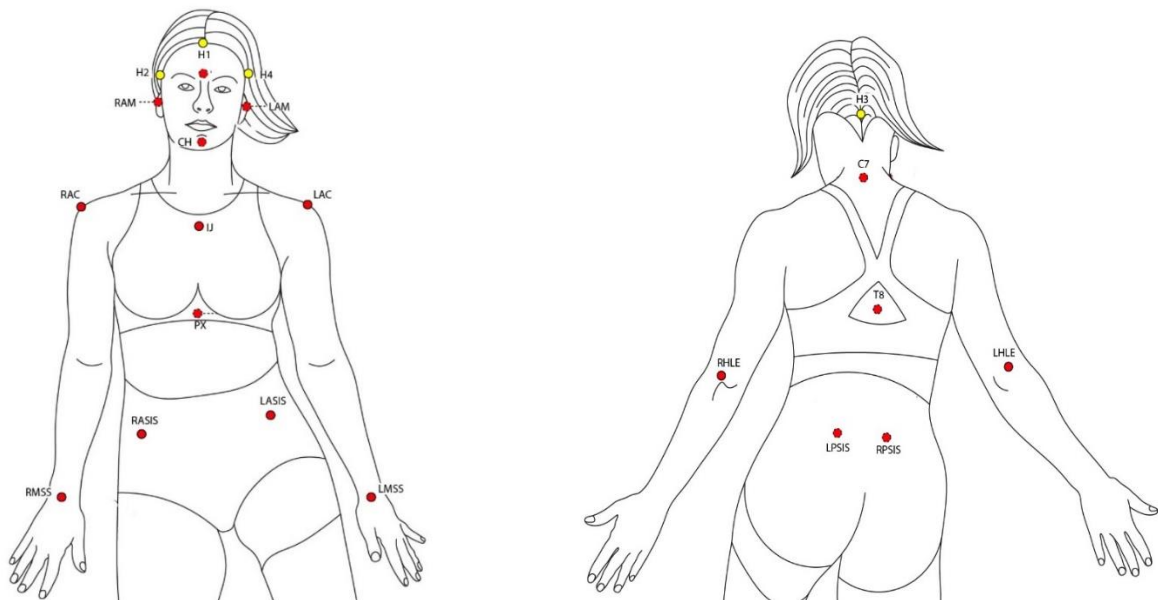


Figura 11 – Visione sul piano frontale anteriore e posteriore del marker-set relativo alla parte superiore del corpo

Segmento	Markers	Markers statici
Coscia	<s>GT, <s>T1, <s>T2, <s>T3, <s>T4, <s>FLE	<s>FME
Gamba	<s>TT, <s>HF, <s>LM, <s>SH1	<s>MM
Piede	<s>AC, <s>VMH, <s>IIMH	<s>IMH

Tabella 5.1 – Elenco markers applicati nella parte inferiore di S1 normodotato (no protesi)

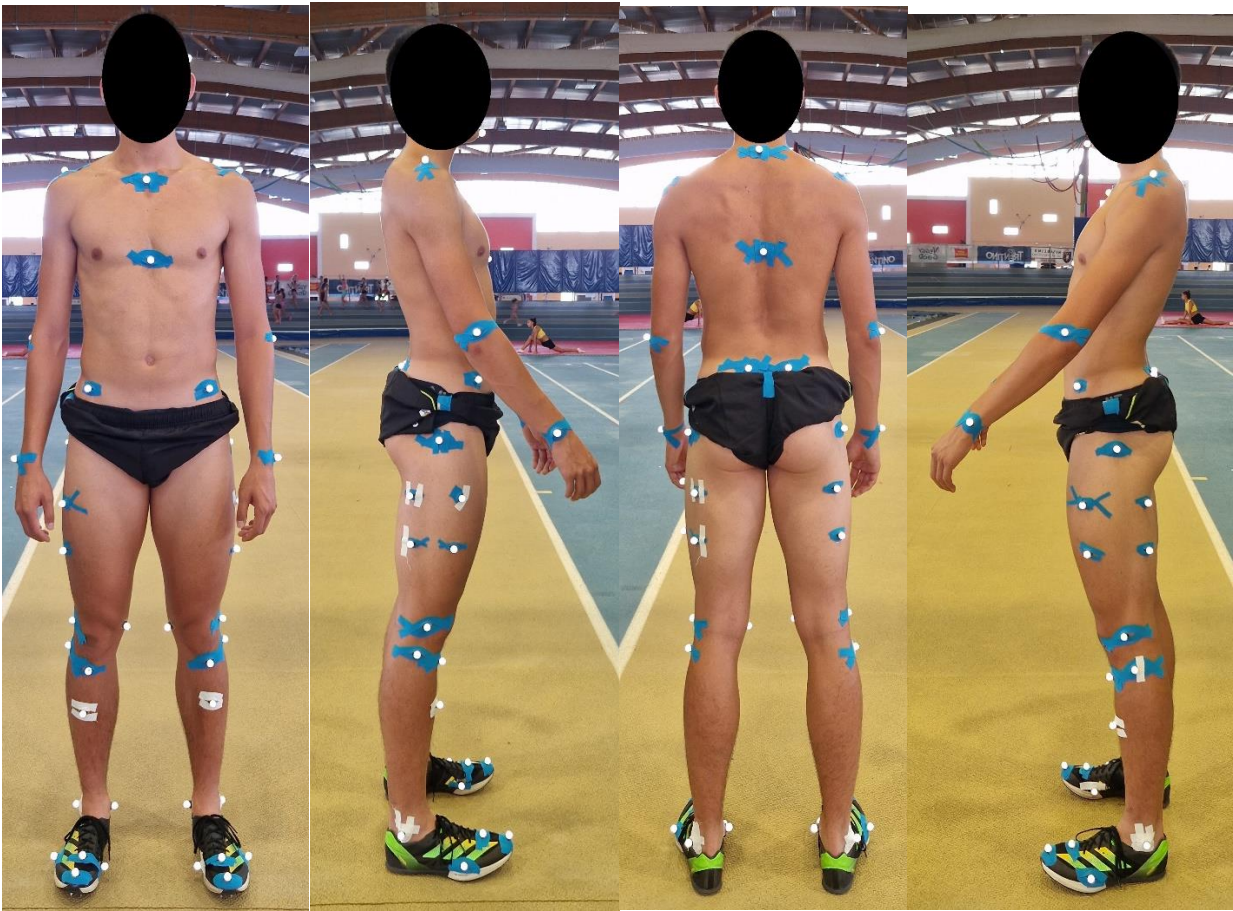


Figura 12 – Visione sagittale e frontale del modello di marker-set applicato a S1 (normodotato)

Segmento	Markers	Markers statici
Invaso	<s>GT, <s>FAP, <s>FAD, <s>LAP, <s>LAD, <s>TT	<s>MAP, <s>MAD
Piede prossimale	<s>FPA, <s>FP1, <s>FP2, <s>FP3	
Piede tecnico	<s>FM1, <s>FL1, <s>FM2, <s>FM3	
Piede distale	<s>FD1, <s>FD2, <s>FD3	

Tabella 5.2 – Elenco markers applicati nella parte inferiore di S2 con amputazione transtibiale (TT)

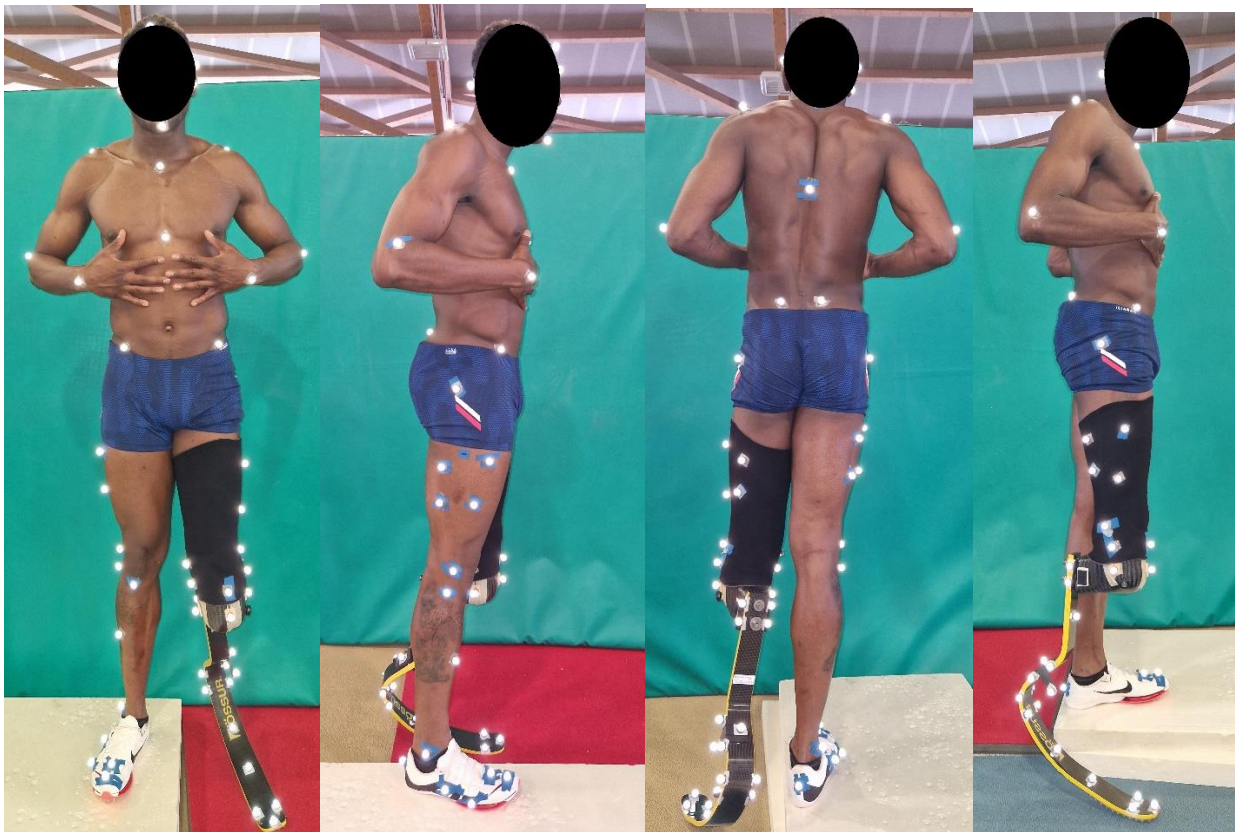


Figura 13 – Visione sagittale e frontale del modello di marker-set applicato a S2 (amputato transtibiale)

Segmento	Markers	Markers statici
Invaso	<s>GT, <s>FAP, <s>FAD, <s>LAP, <s>LAD, <s>PAP, <s>PAD, <s>KL, <s>KM, <s>WAM, <s>WAL, <s>WPM, <s>WPL	<s>MAP, <s>MAD
Piede prossimale	<s>FPA, <s>FPP, <s>FP1, <s>FP2, <s>FP3	
Piede tecnico	<s>FM1, <s>FL1, <s>FM2, <s>FM3	
Piede distale	<s>FD1, <s>FD2, <s>FD3	

Tabella 5.3 – Elenco markers applicati nella parte inferiore di S3 con amputazione transfemorale (TF)



Figura 14 – Visione sagittale e frontale del modello di marker-set applicato a S3 (amputato transfemorale)

3.3.3 Procedura acquisizione dati

La raccolta dati per le prove di corsa dell'atleta normodotato (S1), transtibiale (S2) e transfemorale (S3), si sono svolte in tre giornate distinte. A livello organizzativo optare per tre date diverse si è resa una scelta obbligata dato che per ciascun atleta il tempo necessario per eseguire tutti i test corrispondeva a circa mezza giornata. Inoltre, essendo in corso la stagione agonistica, si è reso fondamentale conciliare al meglio i loro programmi di allenamento e le competizioni in calendario con l'esecuzione dei test in pista per il seguente studio.

Il protocollo per ciascun atleta prevedeva una serie di fasi che dovevano essere eseguite nell'ordine preciso affinché i test potessero essere considerati validi, ripetibili e quindi paragonabili tra di loro. Per prima cosa veniva chiesto agli atleti di eseguire un'attivazione, cioè, ognuno doveva svolgere esercizi specifici con l'obiettivo di aumentare la propria temperatura corporea, migliorare la circolazione sanguigna, aumentare la flessibilità muscolare e preparare i muscoli e le articolazioni allo sforzo fisico richiesto nelle prove di corsa in pista. Successivamente venivano applicati i markers sul corpo dell'atleta e sulla protesi in accordo con il marker-set descritto nel paragrafo precedente. In questa fase è stato fondamentale utilizzare una colla spray anallergica per aumentare la tenuta del nastro biadesivo utilizzato per l'applicazione dei markers. Inoltre, il fissaggio veniva rinforzato con del kinesioteape.

In seguito, l'atleta si disponeva in piedi (assumendo una posa base statica a forma di T), all'interno del volume di acquisizione per eseguire la registrazione della sua postura statica e per registrare alcuni markers virtuali mediante l'uso di una bacchetta (figura 15). Questa prova consente di determinare la posizione di tutti i centri di articolazione, così da poter definire i sistemi di riferimento locali e solidali ai segmenti corporei (per esempio il centro di articolazione dell'anca).

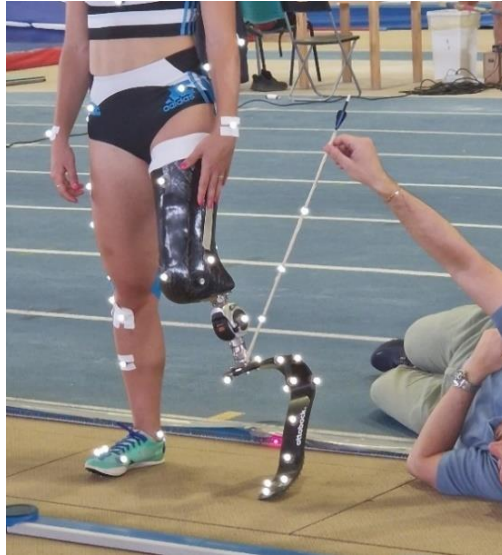


Figura 15 – Calibrazione marker virtuali con bacchetta

Si procedeva poi alla rimozione dei markers tecnici e si iniziavano le prove di corsa.

Le prove che gli atleti hanno eseguito (TSSR e START) erano le medesime svolte nelle due prove pilota e che sono quindi già state descritte nel paragrafo 3.3.

4. ANALISI DATI E RISULTATI

4.1 Creazione modello VST

Dopo aver acquisito i dati cinematici e dinamici di ogni singola prova, è stato necessario elaborarli al fine di ottenere i parametri biomeccanici che descrivessero il gesto della corsa dei tre atleti. Quando si utilizza Vicon, i dati grezzi acquisiti dalle telecamere vengono salvati in un formato di file .x2d. Questi possono essere caricati direttamente in Nexus, e per visualizzare i markers all'interno del volume di calibrazione, è necessario eseguire la procedura di ricostruzione degli stessi. L'interfaccia grafica di Nexus consente quindi la visualizzazione della posizione 3D dei markers, delle piattaforme di forza e del vettore della Forza di reazione al suolo. In questo modo è possibile procedere individuando gli istanti in cui si verifica il contatto iniziale e il distacco del piede, osservando i rispettivi vettori di forza.

Successivamente si procede creando un "Modello di scheletro", che associa ciascun marker al corrispondente punto di repere anatomico in maniera univoca. Nel dettaglio, l'utente va alla sezione "Strumenti - Preparazione del Soggetto" e nella sezione "Costruzione modello di etichettatura" inserisce il nome di un segmento corporeo nella casella dedicata, ad esempio "Testa" e si selezionano tutti i markers appartenenti a quel determinato segmento. È essenziale creare tutti i segmenti nello stesso frame, indipendentemente se sia o no il primo frame della prova. Conviene pertanto sceglierne uno in cui siano visibili e riconoscibili più markers possibili per agevolare questa procedura di etichettatura. Di norma, tutti i segmenti creati avranno lo stesso colore e i markers vengono denominati utilizzando il nome del segmento e numeri progressivi ad esempio Head1, Head2 e così via; in alternativa è possibile modificare sia il nome che il colore dei markers di un segmento. Nel caso degli arti destro e sinistro, se la parola "Left" o "Right" è scritta all'inizio del nome del segmento, il software assegnerà automaticamente a quel segmento rispettivamente il colore rosso o verde.

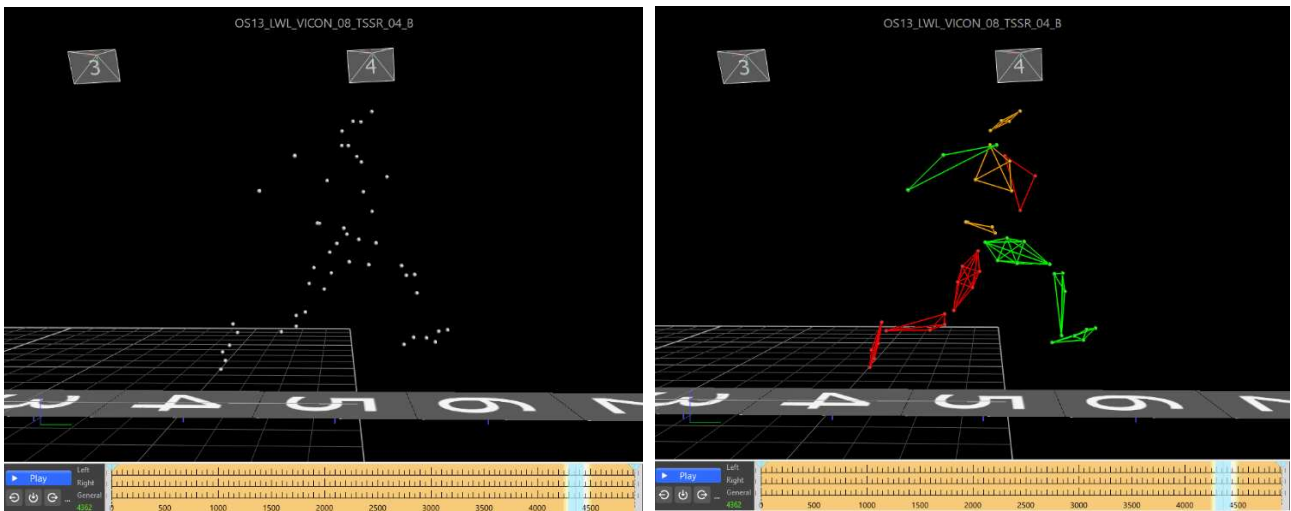


Figura 16 – Interfaccia di visualizzazione Vicron prima (sinistra) e dopo (destra) la creazione del modello etichettato

A questo punto è necessario scorrere la prova fotogramma per fotogramma e verificare che ciascun marker sia etichettato correttamente in ogni istante. Può succedere che alcuni markers, soprattutto quelli molto vicini tra loro, come nel caso del piede protesico, vengano scambiati o non rilevati da un numero minimo di telecamere (solitamente il numero minimo è tre). Nel primo caso è necessario rimuovere l’etichetta dalla traiettoria e assegnare nuovamente l’etichetta corretta al marker, mentre nel secondo caso, il Software Nexus fornisce alcuni strumenti per interpolare le traiettorie (figura 17). Questi ultimi passaggi elencati, richiedono del tempo, ma sono di importanza fondamentale per procedere con l’analisi successiva dei dati, poiché gli errori nella procedura di etichettatura possono condizionare le fasi successive.

Una volta completate tutte le operazioni di etichettatura ed interpolazione, i dati della prova possono essere esportati in un nuovo file in formato .c3d.

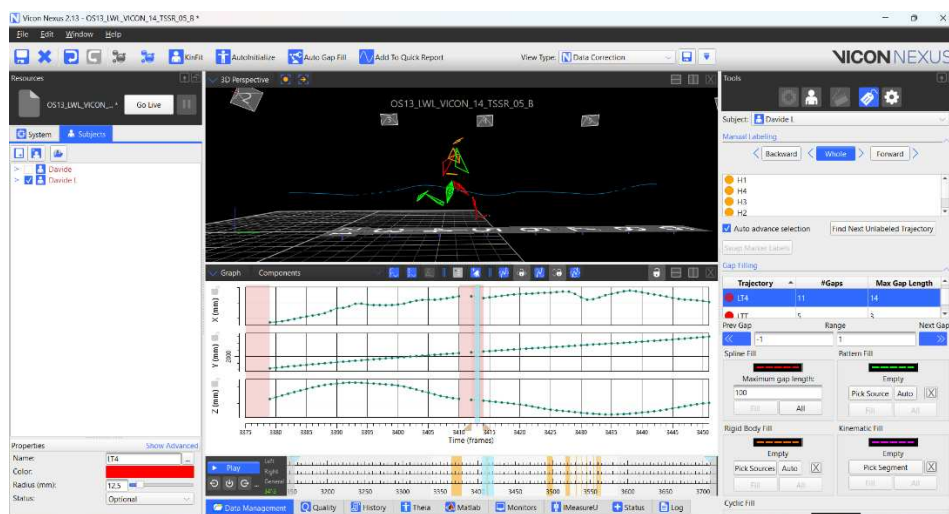


Figura 17 – Visione dell’interfaccia grafica Nexus durante la ricostruzione delle traiettorie mancanti

4.2 Elaborazione dati con Matlab

Dopo aver creato il modello etichettato per ciascuno dei tre soggetti partecipanti, si è passati all'utilizzo del software di programmazione Matlab al fine di estrapolare i grafici della cinematica e dinamica normalizzati sul ciclo della corsa. Questa procedura, che verrà descritta a grandi linee nel prossimo paragrafo, si basa su un codice sviluppato dai bioingegneri coinvolti nel progetto OLIMPIA.

La prima fase consisteva nella solidificazione nelle prove di corsa dei markers registrati solo nella prova statica, cioè quelli posizionati medialmente sugli arti inferiori. Essi infatti venivano rimossi nelle prove di corsa perché d'intralcio ai movimenti che l'atleta effettuava durante il gesto motorio. La loro ricostruzione nella prova dinamica che si voleva esaminare, si basava su cluster tecnici di 4 markers presenti sia nelle prove statiche che dinamiche. Esse consentivano di determinare un sistema di riferimento tecnico, calcolare le coordinate x,y,z relative del marker in statica e utilizzarle per la solidificazione del marker virtuale in dinamica. Successivamente si è passati all'analisi dei parametri di interesse.

Per il calcolo degli angoli articolari sono stati ricostruiti e definiti i sistemi di riferimento per ciascun segmento corporeo, sia anatomico che protesico, in linea con le convenzioni definite dall'ISB (International Society of Biomechanics) nel 2002 [5].

Pertanto, per convenzione i sistemi sono definiti dalla seguente terna (figura 18):

- Asse x: antero-posteriore
- Asse y: verticale
- Asse z: medio-laterale con orientamento verso destra

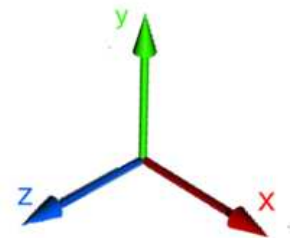


Figura 18: sistema di riferimento ISB

Quindi si procedeva selezionando per le articolazioni di interesse, il segmento prossimale e quello distale; ad esempio, per l'articolazione dell'anca sono stati presi in considerazione i segmenti di pelvi e coscia. Successivamente basandosi sui markers di ciascun segmento si definivano i sistemi di riferimento solidali ai segmenti (sistema di riferimento solidale alla pelvi e sistema di riferimento solidale alla coscia). Infine, venivano calcolati gli angoli di Eulero con la sequenza di rotazione z, x, y. In pratica la prima rotazione del sistema di riferimento solidale alla coscia rispetto a quello solidale alla pelvi avviene attorno all'asse z (flesso-estensione), la seconda attorno all'asse x (ab-adduzione) e la terza attorno all'asse y (intra-extra rotazione). Riguardo all'angolo del piede protesico si è invece utilizzata la seguente sequenza di rotazione: z, y e x.

I dati cinematici presentati nel presente lavoro di tesi sono quelli relativi alla flessione-estensione dell'anca, del ginocchio e alla dorsiflessione del piede intero.

Per il calcolo delle forze di reazioni al suolo verticali e antero-posteriori e i relativi impulsi si è proceduto filtrando i segnali grezzi delle pedane di forza e successivamente individuando gli eventi di foot contact (FC) e foot off (FO), tramite l'impostazione di un valore soglia sulla componente verticale filtrata delle GRFs. Come per i parametri cinematici i risultati sono stati inseriti in grafici normalizzati rispetto alla fase di appoggio.

Infine, sono stati calcolati i seguenti parametri spazio-temporali: i tempi di contatto e di volo di ciascun arto, la velocità della corsa e la lunghezza della falcata.

4.3 Risultati

4.3.1 Risultati parametri spazio-temporali

Dall'analisi dei parametri spazio-temporali (tabella 6) si nota che i tempi di contatto erano molto simili sia tra i due arti di ciascun atleta, che tra gli atleti stessi. Si può vedere che nel soggetto normodotato S1 la media dei tempi di contatto tra i due arti corrisponde a 0,10 secondi; mentre per quanto riguarda i due soggetti con amputazione la media è di 0,11s. Esaminando i tempi di volo invece la media del primo soggetto è di 0,38s mentre per il secondo soggetto con amputazione transtibiale corrisponde a 0,37s e infine, il terzo soggetto con amputazione transfemorale ha una media di 0,36s. La lunghezza della falcata rimane pressoché invariata tra i due arti del soggetto S3 (amputato transfemorale) come mostrato dai valori riportati in tabella 6; mentre si può notare una differenza di circa 0,2m tra gli arti destro e sinistro del soggetto S1 e una differenza di 0,12m tra arto intero e arto protesico del soggetto S2 (amputato transtibiale).

Soggetto	S1	S2	S3
Velocità (m/s)	8,7	9,5	8,3
Tempo di appoggio dx (s)	0,11	0,10	0,11
Tempo di volo dx (s)	0,39	0,37	0,36
Lunghezza passo dx (m)	4,49	4,42	4,02
Tempo di appoggio sx (s)	0,09	0,12	0,11
Tempo di volo sx (s)	0,37	0,37	0,36
Lunghezza passo sx (m)	4,29	4,54	4,00

Tabella 6 – Parametri spazio-temporali dei tre soggetti partecipanti

4.3.2 Risultati dell'analisi cinematica

Dall'analisi dei risultati inerenti alla cinematica, si evince che nel soggetto S1 non vi siano grandi differenze tra i due arti negli angoli di anca e ginocchio. Infatti è possibile osservare che le due curve, le quali rappresentano arto destro in blu e arto sinistro in rosso, sono sostanzialmente simili tra di loro. Nei soggetti S2 (amputato transtibiale) ed S3 (amputato transfemorale) si notano invece parecchie asimmetrie tra arto protesico e arto integro.

Nella cinematica articolare dell'anca in S1 (figura 19) si può notare al 25% dello stride che l'arto destro raggiunge un picco di estensione maggiore arrivando fino a -20° , rispetto a quello sinistro che arriva a -15° ; mentre nel picco di flessione corrispondente al 75% dello stride, si nota come le curve rappresentanti i due arti arrivino ad un valore di $+85^\circ$. In S2 e in S3 emerge, come evidenziato nei grafici sottostanti (figura 19) che le curve corrispondenti all'arto protesico (in rosso) raggiungono picchi minori sia nel movimento di estensione che in quello di flessione rispetto all'arto controlaterale integro. Questi valori corrispondono a circa 10° in S2 e 20° in S3 all'istante di massima estensione compresa tra il 20% e il 30% dello stride. Nel picco di massima flessione d'anca (75% dello stride) vi è una differenza di circa 15° tra arto destro e sinistro del soggetto S2 e di soli 5° in S3.

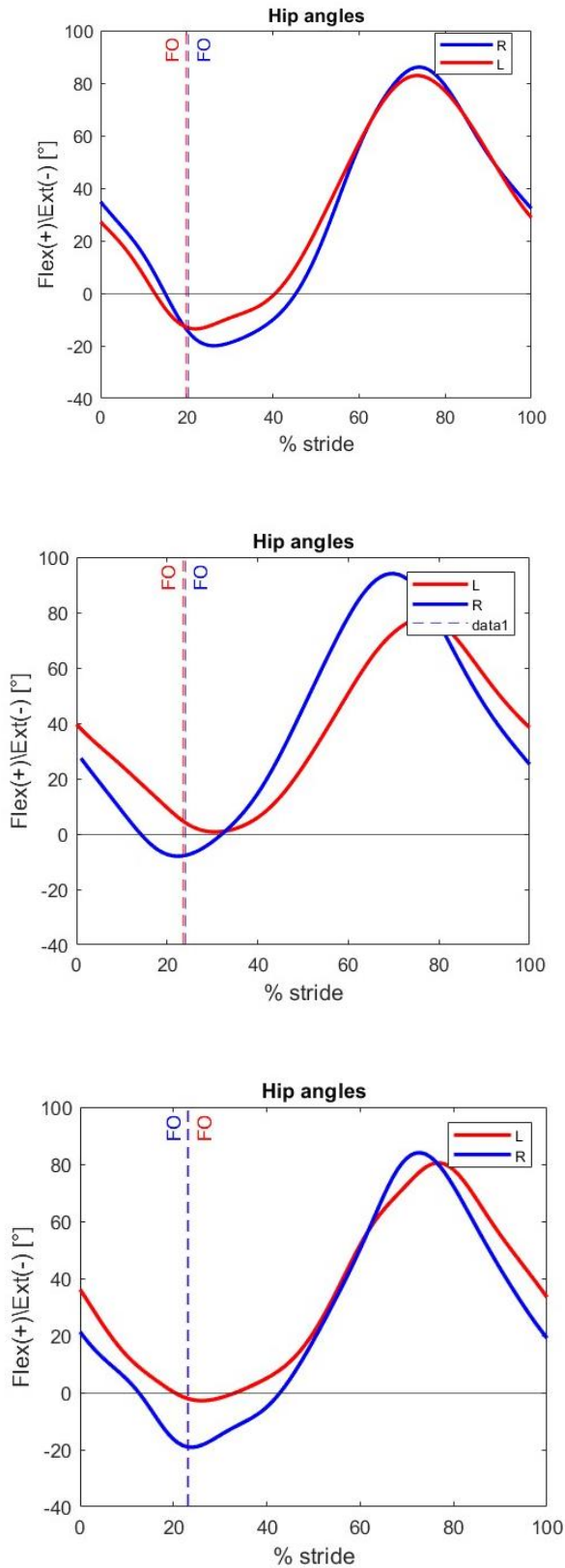
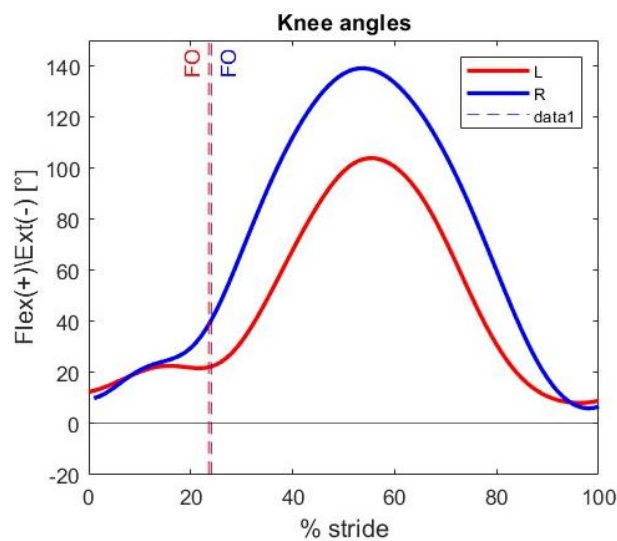
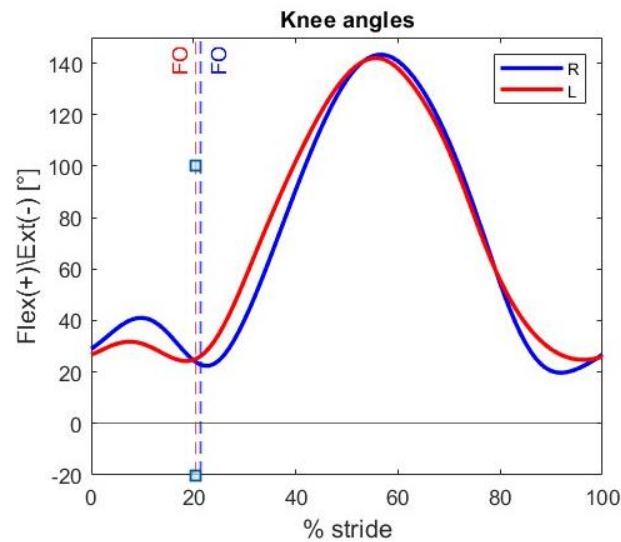


Figura 19 – Grafici della cinematica articolare di anca di S1 (normodotato), S2 (amputato transtibiale) ed S3 (amputato transfemorale). In rosso le curve relative all'arto protesico, in blu quelle relative all'arto integro.

Per quanto riguarda la flessione-estensione di ginocchio (figura 20) del soggetto S1, è possibile notare la presenza di un picco di flessione maggiore dell'arto destro al 10% dello stride rispetto all'arto sinistro. Il picco di massima flessione di ginocchio che viene raggiunto da entrambi gli arti al 55% dello stride corrisponde a circa $+140^\circ$. Dal grafico della cinematica articolare di ginocchio del soggetto S2 (grafico 20) si evidenzia, al picco di massima flessione relativo al 55% dello stride, un'asimmetria sostanziale di circa 40° tra i valori raggiunti dalla curva blu (arto integro) rispetto a quelli raggiunti dalla curva rossa (arto protesico). Questa differenza è riscontrabile anche nel grafico del soggetto S3 ma con un valore di 10° superiore al confronto con S2. Il picco di massima flessione dell'arto intatto al 55% dello stride, raggiunge i $+140^\circ$ nel soggetto S2 e i $+135^\circ$ nel soggetto S3 mentre l'arto protesico arriva solo a $+100^\circ$ in S2 e a $+85^\circ$ in S3.



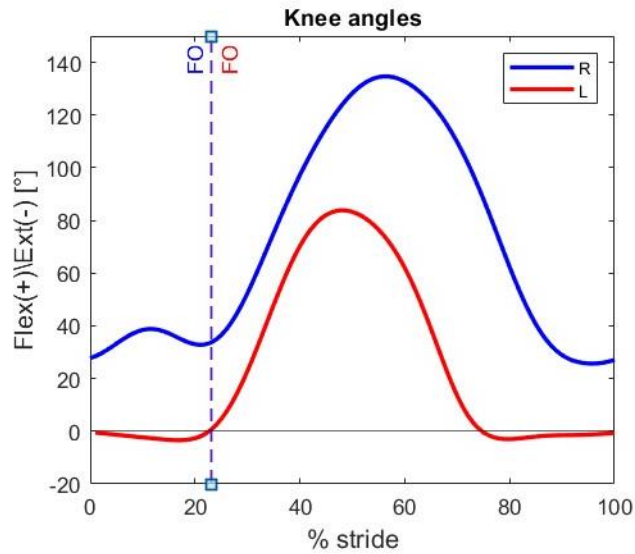


Figura 20 – Grafici della cinematica articolare di ginocchio di S1 (normodotato), S2 (amputato transtibiale) ed S3 (amputato transfemorale). In rosso le curve relative all'arto protesico, in blu quelle relative all'arto integro.

Per quanto riguarda l'analisi cinematica dell'articolazione della caviglia, i dati di S1, S2 ed S3 rispecchiano un andamento piuttosto regolare (figura 21). Si osserva come S2 raggiunga picchi minori sia nella dorsiflessione al 10% (+15°) e al 70% (-5°) dello stride che nella plantaflessione al 35% (-40°) e al 95% (-20°) dello stride rispetto agli altri due soggetti. Inoltre, il picco maggiore nel movimento di flessione plantare al 35% dello stride è raggiunto dal soggetto S3 arrivando fino a -45°; mentre il soggetto S1 arriva ad un picco di dorsiflessione di +10° al 75% dello stride.

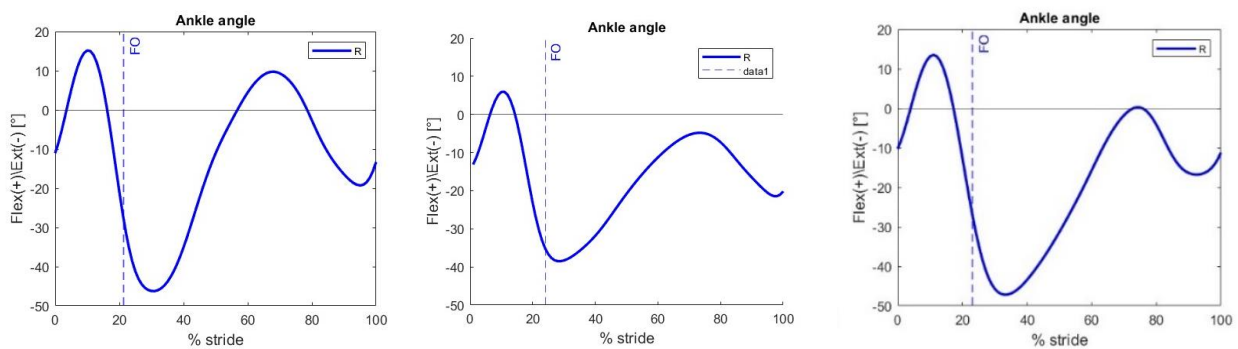


Figura 21 – Grafici della cinematica articolare della caviglia destra dei tre soggetti (S1 – S2 – S3)

4.3.3 Risultati dell'analisi dinamica (GRFs e impulsi)

Analizzando i dati delle forze verticali (F_v) e di quelle antero-posteriori (F_{ap}) di ciascun arto, si può vedere come nel soggetto normodotato non vi siano differenze degne di nota ma le curve siano sostanzialmente simmetriche (figura 22). Questo può essere confermato dai valori presenti nel grafico degli impulsi, dove emergono valori molto simili tra i due arti sia per l'impulso di frenata che per quello di propulsione e di conseguenza dell'impulso netto.

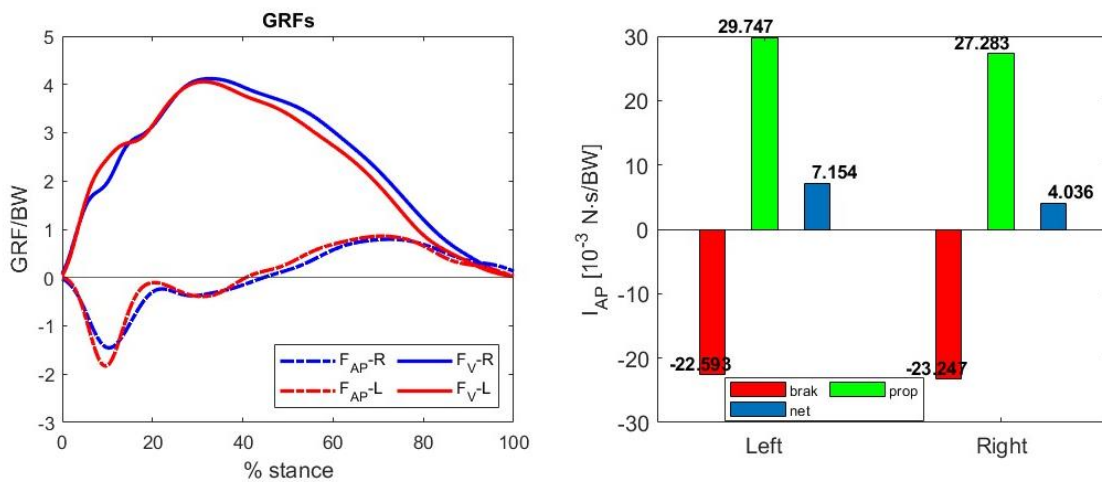


Figura 22 – Grafici delle GRFs e degli impulsi di S1 (normodotato)

Dall'analisi delle GRFs dei soggetti con arto protesico emerge una netta differenza tra arto protesico e arto integro (figure 23 e 24). Il lato sano rappresentato dalla curva blu segue un andamento paragonabile a quello di S1, mentre quello protesico esprime forze minori sia per quanto riguarda la componente verticale che per quella antero-posteriore. Dal grafico degli impulsi è possibile notare come l'arto protesico abbia una minore azione frenante (in rosso) rispetto all'arto integro controlaterale. Mentre per quanto riguarda l'impulso propulsivo (in verde), l'arto protesico riesce a produrre valori maggiori rispetto a quello integro. L'impulso netto risultante è quindi maggiore nell'arto protesico con una differenza riscontrabile di circa 18×10^{-3} Ns/BW in entrambi i soggetti.

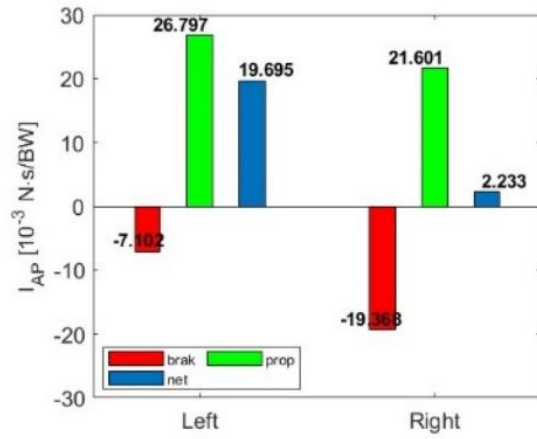
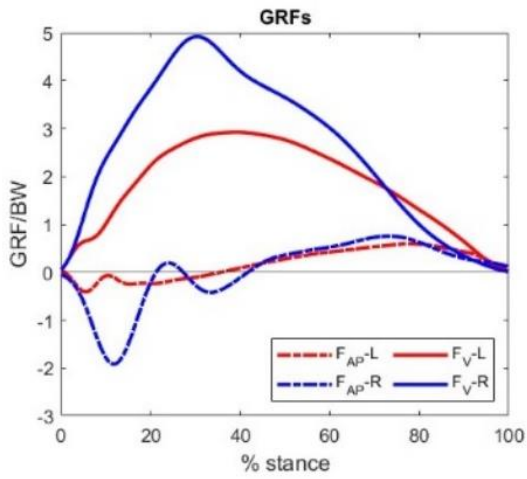


Figura 23 – Grafici delle GRFs e degli impulsi di S2 (amputato transtibiale)

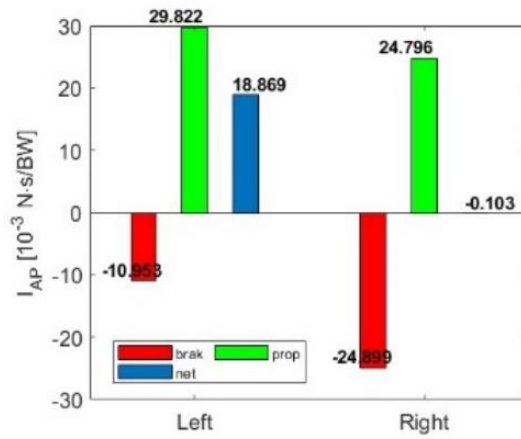
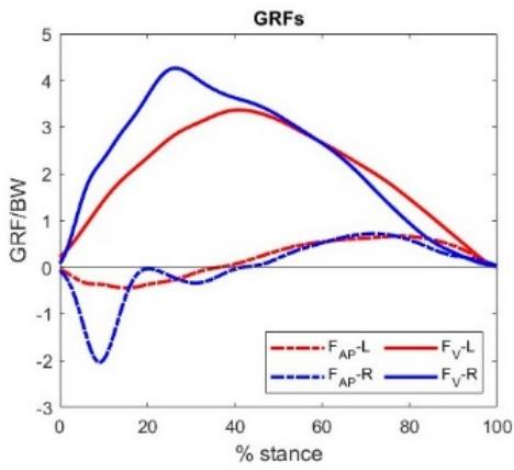


Figura 24 – Grafici delle GRFs e degli impulsi di S3 (amputato transfemorale)

5. DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

L'obiettivo di questo lavoro è stato lo sviluppo di un protocollo per l'analisi cinematica e dinamica della corsa in pista ed il confronto tra tre diverse tipologie di velocisti: transtibiale, transfemorale e normodotato. I risultati, supportati anche da ampia letteratura scientifica, hanno evidenziato che i parametri spazio-temporali e la capacità di esprimere forza degli atleti con amputazione sono fortemente asimmetrici nel confronto tra l'arto sano e l'arto protesizzato. Dall'analisi dei parametri spazio-temporali durante la corsa in pista si sono riscontrate differenze minime nei tempi di contatto e in quelli di volo sia nei due arti di ciascun soggetto che nel confronto tra i tre soggetti. Nonostante la differenza riscontrata, tra i tre soggetti, equivalga a soli 0,03s e considerati i valori ottenuti sulla lunghezza della falcata, si può constatare come tempi di contatto minori si traducano in una lunghezza della falcata maggiore. Inoltre, ad un aumento della velocità media di corsa, si è riscontrato un aumento della lunghezza della falcata. Infatti, dalle rilevazioni in pista il soggetto S2 ha evidenziato una falcata maggiore di 0,20m e 0,40m rispetto al primo e al terzo soggetto. Ciò è imputabile alla velocità di corsa superiore rispetto agli altri due soggetti. A supporto di quanto appena detto, il soggetto con amputazione transfemorale (S3) ha registrato la velocità media di corsa più bassa e la falcata più corta.

Dai grafici dei valori angolari delle articolazioni di anca e ginocchio che avvengono sul piano sagittale, è possibile notare come l'arto sano dei due atleti paralimpici segua una flessione-estensione molto simile a quelle del soggetto normodotato; al contrario, si osserva una netta asimmetria tra arto integro e arto protesico. Nel movimento di flessione-estensione d'anca, le curve corrispondenti all'arto protesico raggiungono picchi minori con una differenza compresa tra i 5° e i 20° rispetto all'arto controlaterale integro. Nel picco di flessione di ginocchio vi è una differenza di circa 40° tra i due arti, destro e sinistro, per S2 (soggetto con amputazione transtibiale) e di ben 50° per S3 (amputato transfemorale). Questa differenza sostanziale potrebbe essere causata dal particolare allineamento della protesi che apporta modifiche alla biomeccanica di corsa dei due arti oppure dalla differenza presente già in posizione statica e che quindi poi si riflette nella cinematica durante le prove in dinamica.

Per quanto riguarda la cinematica articolare della caviglia, è possibile notare che il soggetto S2 ha una curva con picchi di flessione dorsale e plantare minori rispetto agli altri due soggetti; questo tipo di adattamento asimmetrico può essere il risultato di compensi dovuti all'arto protesico.

Le forze di reazione al suolo dell'arto protesico assumono valori minori sia per quanto riguarda la componente verticale che per quella antero-posteriore. Questi dati ci suggeriscono che le protesi

specifiche per la corsa potrebbero in qualche modo limitare la capacità di produzione di forza negli sprinter. Nell'analisi degli impulsi si è riscontrato come l'arto protesico al momento del contatto col terreno abbia una minore azione frenante e una successiva fase propulsiva maggiore rispetto all'arto integro in quanto il piede protesico agisce come una molla, la quale immagazzina energia e la rilascia durante la spinta aumentando l'accelerazione e migliorando l'efficienza e la naturalezza del movimento.

Alla luce di queste asimmetrie, sarebbe d'interesse futuro studiare l'efficacia di protocolli di esercizi di forza specifici per arto in funzione delle diverse sollecitazioni a cui vengono sottoposti durante la corsa in pista. Anche l'efficacia di tali protocolli nel ridurre l'incidenza di infortuni dell'arto più sovraccaricato (intatto) è un argomento di sicuro interesse.

In conclusione, ogni atleta possiede i propri punti di forza e punti deboli a livello sportivo, che dovrebbero essere presi in considerazione per riuscire ad adattare il più possibile non solo gli allenamenti tecnico-atletici, ma anche la scelta della protesi a lui più congeniale. Per un atleta poter scegliere il tipo di protesi con cui correre è un valore aggiunto anche per quanto riguarda la consapevolezza nei propri mezzi. Sarà inoltre interessante valutare se durante la prova dei diversi allineamenti di protesi e piedi protesici, le percezioni soggettive di un atleta vengono confermate dalle misure oggettive riscontrate nell'elaborazione dei dati ottenuti. In questa direzione, l'analisi cinematica e dinamica del gesto della corsa, oltre allo studio delle caratteristiche meccaniche dei piedi protesici, risulta fondamentale per massimizzare la prestazione degli atleti con amputazioni agli arti inferiori. L'applicazione di queste analisi ad un numero elevato di atleti consentirà di ottenere dati più solidi e generalizzabili sia per quanto riguarda l'ottimizzazione della prestazione che la riduzione del rischio infortuni.

Bibliografia

1. Carlo Vittori, “*L’allenamento delle specialità di corsa veloce per gli atleti d’élite*” supplemento al n. 4/2003 ottobre-dicembre di *Atleticastudi*
2. Tacca JR, Beck ON, Taboga P, Grabowski AM. 2022 “Running-specific prosthesis model, stiffness, and height affect biomechanics and asymmetry of athletes with unilateral leg amputations across speeds”.
3. Sakata, Hiroyuki; Hashizume, Satoru; Kobayashi, Yoshiyuki; Takemura, Hiroshi; and Hobara, Hiroaki (2018) “*RUNNING MECHANICS IN UNILATERAL TRANSFEMORAL AMPUTEES ACROSS A RANGE OF SPEEDS*” *ISBS Proceedings Archive: Vol. 36: Iss. 1, Article 236*
4. B. Baum, “*Running after lower extremity amputation with daily-use and running-specific prostheses: A review of biomechanics outcomes*”, vol. 23, pp. 121–130, Feb. 2020.
5. WU GE (2002). “*ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion --part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics*”. *J Biomech*

Sitografia

- https://en.wikipedia.org/wiki/List_of_world_records_in_athletics
- <https://www.inail.it/portale/budrio>
- https://en.wikipedia.org/wiki/List_of_IPC_world_records_in_athletics
- <https://www.prostheticrunning.com/runningprostheses>
- <https://www.ottobock.com/en-us/product/3S80>
- <https://www.accessiway.com/blog/le-categorie-e-le-classificazioni-degli-atleti-con-disabilita-alle-paralimpiadi>
- <https://www.gpem.net/prodotti>
- <https://www.amti.biz/>
- <https://www.vicon.com/hardware/cameras/vero>