

**Università degli Studi di Padova**

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**BIOMECCANICA DELLA CORSA IN  
ATLETI AMPUTATI TRANSTIBIALI  
CON PROTESI DI TIPO FLEX-FOOT**

**Relatore**  
Prof. Piero Pavan

**Candidata**  
Maria Chiarot

Anno Accademico 2021-2022



# Indice

<b>1</b>	<b>La storia delle Paralimpiadi</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Le protesi Flex-Foot</b>	<b>5</b>
2.1	Oscar Pistorius . . . . .	5
2.2	Componenti protesiche . . . . .	6
<b>3</b>	<b>Biomeccanica della corsa</b>	<b>12</b>
3.1	Analisi della cinetica articolare . . . . .	14
3.2	Costo metabolico . . . . .	19
3.3	Parametri spaziotemporali . . . . .	22
3.4	Forza di reazione al suolo . . . . .	25
<b>4</b>	<b>Comportamento meccanico di una protesi Flex-Foot</b>	<b>31</b>
4.1	Analisi meccanica . . . . .	31
4.2	Resistenza di sprint . . . . .	35
<b>5</b>	<b>Conclusioni</b>	<b>38</b>

## **Sommario**

Le attuali protesi specifiche per la corsa permettono ad un atleta con doppia amputazione transtibiale di correre in una prova di sprint ottenendo le stesse prestazioni di un atleta normodotato. Partendo dal caso emblematico di Oscar Pistorius, doppio amputato transtibiale che riceve il consenso a partecipare nel 2008 alle Olimpiadi, ci poniamo l'obiettivo di determinare se l'utilizzo di protesi Flex-Foot specifiche per la corsa possa costituire un vantaggio rispetto alla corsa di un normodotato. Dopo aver esposto le componenti di una protesi transtibiale affrontiamo dunque l'analisi della corsa dal punto di vista cinetico, metabolico e meccanico per un doppio amputato transtibiale dotato di protesi specifiche per la corsa.

# Capitolo 1

## La storia delle Paralimpiadi

I Giochi Paralimpici hanno origini piuttosto recenti se confrontati con gli antichi Giochi Olimpici; risalgono infatti ai primi anni del secondo dopoguerra, collocandosi in un clima di cambiamento sociale e di sviluppo in ambito medico di nuove terapie riabilitative e terapeutiche. In quegli stessi anni in tutto il mondo occidentale, seppur in maniera molto graduale, si assiste ad un cambio di atteggiamento nei confronti della disabilità per seguire un'impostazione più inclusiva: alle persone disabili infatti furono garantite tutele economiche e fu riconosciuto il diritto all'integrazione nella società. A tal proposito fu fondamentale il ruolo dei reduci di guerra, i quali rivendicavano i diritti di chi era stato mutilato in combattimento. Le radici delle Paralimpiadi non a caso trovano il loro fondamento in Inghilterra nel 1944 nell'Ospedale Nazionale Di Lesioni Spinali Mandeville di Aylesbury sotto la direzione del Dr. Ludwig Guttmann il quale introdusse le attività sportive a scopo riabilitativo ai suoi pazienti, per lo più veterani di guerra su sedia a rotelle [1]. L'approccio nei confronti della riabilitazione fu completamente trasformato e lo sport diventò veicolo di inclusione sociale per i disabili, e in particolar modo per le persone in carrozzina, oltre che un potente strumento per la riabilitazione psicologica e morale. Le attività assunsero ben presto carattere agonistico e così il 28 luglio 1948, nei pressi dell'ospedale, fu istituita una manifestazione annuale, i Giochi di Stoke Mandeville, in cui i pazienti paraplegici si sfidarono inizialmente nella sola prova di tiro con l'arco. Questi furono disputati su espresso volere degli organizzatori lo stesso giorno in cui si tenevano i Giochi Olimpici al chiaro scopo di mettere i due Giochi in relazione tra loro. Da questa intenzione nasce quindi il termine ufficiale *Paralimpiadi* coniato poi nel 1964 ai Giochi di Tokyo allo scopo di sottolineare lo svolgimento *παρα* cioè in parallelo ai noti Giochi Olimpici [2]. L'approccio medico di Guttmann fu largamente condiviso dai medici degli altri paesi occidentali e nel 1952 i Giochi di Stoke Mandeville divennero a carattere internazionale coinvolgendo più di 130 atleti che si sfidarono nelle specialità di biliardo, freccette, tiro con l'arco e tennis da tavolo. Queste prime esperienze sportive tuttavia coinvolgevano unicamente pazienti in carrozzina escludendo disabilità fisiche diverse dalla paraplegia così come disabilità sensoriali e cognitive; esse inoltre erano caratterizzate da un approccio di tipo medicale, ovvero i partecipanti alle competizioni, prima che atleti,

erano considerati pazienti e la riabilitazione fisica e psicologica aveva la priorità rispetto alla prestazione agonistica.

Nel quadro italiano degli stessi anni, il miracolo economico e il riconoscimento del diritto all'assistenza delle persone disabili (in precedenza solo gli invalidi del lavoro e di guerra avevano diritto a tutele economiche) e in generale i cambiamenti cui stava andando incontro la società italiana, consentirono di raggiungere una diversa percezione della disabilità. Sull'onda della crescente diffusione dello sport sia come pratica amatoriale che come motivo di spettacolo fu il neurologo Antonio Maglio, un consulente dell'INAIL (Istituto nazionale per l'assicurazione contro gli infortuni dal lavoro) seguace delle idee di Guttmann, ad introdurre le attività sportive paralimpiche sostenendone l'importante funzione sociale [1]. Egli sosteneva infatti che lo sport fosse: *un insostituibile elemento per irrobustire i corpi e i caratteri, elementi congiunti, che fanno scattare la molla della volontà verso una vita che vale ancora la pena di essere vissuta, perché attraverso l'agonismo sportivo si sviluppano la volontà di agire, il desiderio di vincere e il bisogno di affermare la propria personalità; si stimolano le risorse morali e volitive che debbono essere recuperate, rieducate, riabilitate al pari dei muscoli ed è proprio attraverso lo spirito agonistico che ciò avviene in maniera più facile e più gradita alla personalità dell'invalido (citato in Pancalli e Marchesi, 2004).*

La grande svolta si ebbe grazie all'idea di Maglio che, spinto dal desiderio di dare maggiore visibilità ai Giochi di Stoke Mandeville, propose di metterli ancor più in relazione alle Olimpiadi, ora non più solo temporalmente ma anche spazialmente. Sulla scia di questo consiglio Guttmann richiese ed ottenne dall'IOC (International Paralympic Committee) il consenso per svolgere nel 1960 l'edizione dei Giochi di Stoke Mandeville a Roma, pochi giorni dopo la conclusione delle Olimpiadi. Per la prima volta il 18 settembre 1960 l'evento veniva disputato lontano dal suo contesto originario, ovvero quello ospedaliero, ottenendo una maggiore visibilità e coinvolgendo 400 atleti da 23 paesi diversi davanti ad un pubblico di 5000 spettatori: nasceva la prima edizione delle Paralimpiadi. Il programma agonistico prevedeva otto discipline sportive: pallacanestro, tennistavolo, nuoto, scherma, tiro con l'arco, tiro del dardo, biliardo e atletica leggera. Quest'ultima era suddivisa in quattro specialità di lanci: getto del peso e tiro del giavellotto, praticate anche dai normodotati, giavellotto di precisione (con un bersaglio posto a terra) e lancio della clava specifici per i paraplegici. In varie prove inoltre gli atleti erano suddivisi in tre classi in base alla gravità della paralisi e alla sensibilità residua al di sotto del tronco. In questa prima edizione emerge una notevole differenza rispetto alle attuali Paralimpiadi in quanto nell'atletica leggera non erano comprese prove di corsa e salto poiché i Giochi erano riservati a persone sulla sedia a rotelle. L'evoluzione cui sono andati incontro abbracciò vari ambiti, da quello prettamente organizzativo a quello disciplinare. Un rilevante passo in avanti risale infatti al 1976, anno in cui le Paralimpiadi furono aperte anche alle persone con disabilità diverse dalla paraplegia; inizialmente furono introdotti gli atleti con deficit visivo e negli anni successivi quelli affetti da paralisi cerebrale e disabilità intellettuale. La comparsa di nuove discipline, parallelamente alla crescita di notorietà dell'evento richiesero ben presto la nascita di un'organizzazione

strutturata, così per primo in Canada nacque il Coordinating Committee of Sports for the Physically Disabled rinominato in seguito nel 1989 Canadian Paralympic Committee. Tale esempio fu subito seguito dalle altre nazioni determinando la nascita di numerose organizzazioni sportive specifiche per le varie disabilità, rendendo evidente un'evoluzione sia nel linguaggio utilizzato per descrivere gli atleti sia in una maggiore attenzione nei confronti dello sport e della competizione piuttosto che nella disabilità. Nel 1987 nacque ufficialmente l'attuale IPC (International paralympic committee), l'unico organismo sportivo internazionale dei disabili riconosciuto nel mondo; esso rappresenta l'élite degli atleti disabili e ha come scopo l'organizzazione, la supervisione e il coordinamento dei Giochi Paralimpici e delle altre competizioni sportive che riguardano varie categorie di atleti disabili, tra cui i campionati mondiali e regionali.

L'usanza introdotta dalla prima edizione di Roma di svolgere le Paralimpiadi in concomitanza delle Olimpiadi fu pressoché mantenuta nel corso degli anni. Il principio di organizzazione nella stessa città tuttavia si affermò solo nel 1988 ai Giochi di Seoul e fu sancito ufficialmente nel 2001 grazie ad un accordo tra CIO ed il Comitato Internazionale Paralimpico. I Giochi di Seoul furono poi riconosciuti come inizio dei Moderni Giochi Paralimpici, divenuti ormai il secondo più grande evento multisport al mondo. Per la prima volta infatti il parallelismo tra i due giochi divenne, oltre che formale, anche sostanziale: furono uniformate le consuete cerimonie di apertura e chiusura, con la partecipazione del presidente della repubblica di Corea e fu creato all'interno del comitato di organizzazione dei giochi olimpici una sezione dedicata ai giochi paralimpici.

In tempi più recenti, nel 2008, la partecipazione di due atlete con disabilità ai Giochi Olimpici (Natalie du Toit e Natalia Partyka) divenne evento di grande interesse per la collettività pur non essendo la prima volta che ciò accadeva. Infatti già dal 1904 si erano verificati molteplici casi di atleti che partecipassero sia ai Giochi Paralimpici che Olimpici ma l'avvenimento non aveva mai riscontrato notevole attenzione. Questo rinnovato interesse fu dovuto anche al fervore mediatico che suscitò il caso dell'atleta Paralimpico Oscar Pistorius. La sua notorietà era dovuta alla causa contro l'IAAF (International Association of Athletics Federation) sul tema della propria eleggibilità a competere contro i corridori normodotati, causa che vinse ricorrendo in appello alla CAS (Court of Arbitration for Sport). Egli tuttavia non riuscì a realizzare il tempo minimo che gli permettesse di partecipare alle Olimpiadi di quell'anno ma, nonostante la sua assenza, la disputa pose l'attenzione sul tema del progresso tecnologico in relazione alle prestazioni atletiche. L'IAFF fu chiamata a rispondere al problema del possibile vantaggio dovuto all'utilizzo di protesi sportive e, nel caso specifico, dovette indagare se le protesi di Pistorius potessero ingiustamente migliorarne le prestazioni. La decisione della corte sancì, in seconda battuta, il diritto di partecipazione di Pistorius alle Olimpiadi, sottolineando però che tale decisione fosse limitata al caso specifico dell'atleta e delle protesi in questione. Il caso riguardante il possibile vantaggio di Pistorius nella corsa con l'utilizzo di protesi transtibiali di tipo Flex-Foot Cheetah, ed in generale l'utilizzo di protesi sportive, rimane un problema attuale sul quale si trovano ad indagare vari studi.

## Capitolo 2

# Le protesi Flex-Foot

### 2.1 Oscar Pistorius

Oscar Pistorius, soprannominato “the fastest man on no legs” e “Blade Runner” (in riferimento al celebre film diretto da Ridley Scott), è un velocista Sudafricano; nato con emimelia fibulare fu sottoposto all’età di soli 11 mesi ad amputazione transtibiale bilaterale. In più occasioni Pistorius ha manifestato la propria determinazione nel voler superare i propri limiti ottenendo i record mondiali nei 100, 200 e 400 metri piani nella categoria T44 (amputazione transtibiale di un arto, qualunque sia la lunghezza del moncone, agenesia o trauma), nonostante fosse tecnicamente classificato nella categoria T43 (amputazione di entrambi gli arti al di sotto del ginocchio). L’atleta appare per la prima volta in un evento di rilievo ai Giochi Paralimpici di Atene del 2004, dove all’età di 17 anni vince il bronzo nei 100 m piani e l’oro nei 200 m piani [3] ; e un anno dopo manifesta il desiderio di gareggiare con i normodotati nei successivi Giochi Olimpici di Pechino del 2008. La richiesta di Pistorius tuttavia viene inizialmente respinta dall’IAAF, la quale sostiene che l’utilizzo di protesi Flex-Foot Cheetah, e in generale di protesi a ritorno di energia, produca un vantaggio meccanico dimostrabile, se confrontato con un arto sano [4]. Basandosi su studi successivi però la Coorte Arbitrale per lo Sport acconsente alla sua partecipazione alle Olimpiadi, affermando che la corsa di un doppio amputato transtibiale sia “fisiologicamente simile ma meccanicamente diversa” da quella di un atleta normodotato [5]. Nonostante Pistorius non sia poi riuscito a realizzare il tempo minimo che gli permettesse di partecipare ai Giochi la sua carriera ha proseguito nella medesima direzione: il 19 luglio 2011 corre a Lignano Sabbiadoro i 400 m in 45”07, superando il tempo minimo per la partecipazione ai Giochi Olimpici di Londra 2012, venendo convocato sia per la prova individuale che per la staffetta 4×400 m. Diventa così il primo atleta amputato capace di gareggiare ai Giochi Olimpici nell’atletica leggera.

## 2.2 Componenti protesiche

Le Flex-Foot Cheetah di Pistorius sono diventate le protesi d'eccezione per correre i Giochi Paralimpici (e potenzialmente quelli Olimpici) per gli atleti con amputazione transtibiale. Come spiega Hilmar Janusson (vicepresidente esecutivo della sezione di ricerca e sviluppo nella casa produttrice Össur), durante la corsa il design J-shaped consente alla protesi di comprimersi nella fase d'impatto, e di conseguenza di accumulare energia e assorbire le notevoli tensioni che normalmente, in un soggetto sano, verrebbero assorbite dalle articolazioni di caviglia, ginocchio, anca e dalla zona lombare [6]. Il design Flex-Foot nasce dalla mente di Van Phillips, il quale a seguito di un incidente su sci d'acqua viene sottoposto ad amputazione della gamba al di sotto del ginocchio; deciso a non abbandonare uno stile di vita attivo decide di lavorare ad un nuovo tipo di protesi che potesse superare le prestazioni offerte dai dispositivi di quegli anni [7]. Ispirato dalla forma della zampa posteriore del ghepardo, Phillips crea i suoi primi prototipi realizzati, grazie all'aiuto dell'ingegnere aerospaziale Dale Abildskov, in fibra di carbonio. Questo materiale composito, all'epoca quasi sconosciuto in ambito biomedicale, garantiva le prestazioni cercate di flessibilità, resistenza, leggerezza e durezza oltre che soprattutto il requisito fondamentale di permettere un ritorno energetico. Nel 1984 Van Phillips fonda insieme ad Abildskov ed altri due partner la Flex-Foot, Inc., poi venduta alla società islandese di bioingegneria Össur, specializzata nella progettazione e realizzazione di protesi tecnologicamente avanzate. La generazione di protesi Flex-Foot a ritorno di energia compare dunque per la prima volta nel 1988 ai Giochi Paralimpici di Seoul; queste prime protesi in fibra di carbonio, indossate dall'atleta amputato transtibiale americano Denis Oehler, tuttavia comprendevano ancora una componente di supporto per il tallone. Proprio questa nuova generazione di protesi Flex-Foot (che va dal primo modello apparso nel 1988, a quello indossato da Pistorius, fino ai modelli attuali) sono state il fattore determinante per il miglioramento delle prestazioni; in modo diretto tramite le loro caratteristiche meccaniche specifiche (grazie alla lamina in fibra di carbonio) e in modo indiretto tramite un migliore comfort e una migliore conservazione del moncone, consentendo sessioni di allenamento più prolungate [8].

Una protesi transtibiale nel suo complesso è formata da vari componenti che insieme all'elemento principale, nello specifico il piede protesico Flex-Foot, concorrono al raggiungimento di una maggior ergonomia e maggiori prestazioni sportive. Gli elementi che la costituiscono sono nell'ordine: cuffia per il moncone (liner), sistema di ancoraggio, involucro (socket) e piede protesico [9].

### Cuffia o Liner

La cuffia o liner è il primo elemento che influisce sul comfort dell'amputato; viene applicata direttamente sul moncone con lo scopo di creare uno spessore, uniformare le pressioni (evitando la formazione di punti di pressione localizzati) ed eliminare quasi del tutto la frizione tra cute ed involucro. I diversi materiali con cui

viene prodotta, a seconda dello stato del moncone, sono: silicone (SIL), poliuretano (PUR) ed elastomeri. Il silicone o polisilossano è un polimero inorganico prodotto dalla chimica del silicio, biocompatibile e affidabile; è particolarmente indicato per adattarsi ai monconi con una buona copertura di tessuti molli, così come a tessuti compatti, forme di moncone cilindriche e strutture osee prominenti; tuttavia non è adatto ai soggetti che necessitano di una grande mobilità. Il poliuretano, appartenente alla famiglia delle materie plastiche, offre una distribuzione uniforme delle pressioni ed è particolarmente adatto per i soggetti che presentano cicatrici o pelle particolarmente sensibile; inoltre è il materiale più indicato per i soggetti che compiono attività ad alta intensità. Gli elastomeri infine sono prodotti tramite una miscela polimerica con entrambe le proprietà termoplastiche ed elastomeriche (solo in grado di sopportare grandi deformazioni elastiche); contengono un olio minerale che permette un'ottima simbiosi con la pelle, tuttavia sono indicati per i soggetti con un basso livello di mobilità e non sono dunque adeguati per l'utilizzo sportivo.

### Sistemi di ancoraggio

I principali sistemi di ancoraggio sono di due tipi: sistemi meccanici e sistemi a sottovuoto attivo o passivo. Il sistema di ancoraggio meccanico è costituito da due componenti: un perno filettato posto all'estremità distale della cuffia ed un sistema meccanico di ancoraggio nel quale il perno viene bloccato e fissato (Figura 2.1). All'esterno dell'invaso è presente un bottone che una volta premuto permette di svincolare il perno dal sistema e sfilare il moncone. Sebbene questo sistema permetta di eliminare l'utilizzo di cinturini, cosciali e ginocchiere, presenta alcuni svantaggi quali: la possibile roteazione del moncone all'interno dell'invasatura con conseguente intra-extra rotazione della protesi; aumento del peso complessivo della protesi (di circa 400g), maggior ingombro nei monconi lunghi e aumento delle sollecitazioni nella porzione apicale del moncone.

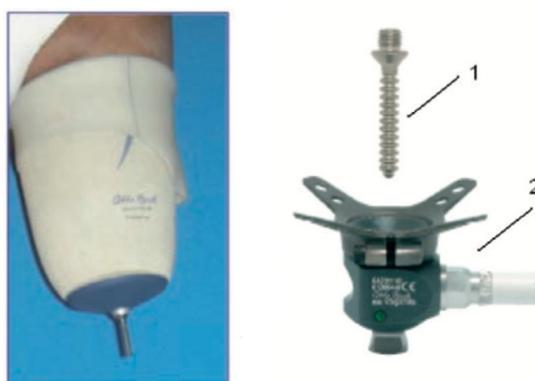


Figura 2.1: sistema di ancoraggio meccanico; 1)perno filettato, 2)sistema di bloccaggio del perno

I sistemi di ancoraggio a vuoto passivo consistono in delle cuffie sigillanti ipobariche (Figura 2.2). Tali cuffie permettono una facile vestizione del paziente, il

quale deve solo srotolare il liner sul moncone, indossare l'invasatura e compiere un piccolo passo che gli permetta di creare un vuoto ed una tenuta ottimale; per rimuovere la protesi invece, è presente un bottone che consente all'aria di rientrare nell'invasatura allentando la presa sul moncone. Questo sistema di sospensione permette di ottenere una pressione negativa tra invasatura e liner creando così un'azione di suzione sulla cuffia, facendola aderire alla pelle per evitare eventuali rotazioni. La pressione ipobarica di natura passiva si ottiene mediante una valvola unidirezionale che spinge fuori l'aria; tuttavia una piccola quantità di aria rimane nella porzione distale dell'interfaccia socket-liner al fine di distribuire in modo uniforme le pressioni sul moncone, determinando una sorta di galleggiamento della cuffia nell'invaso (contatto definito TBS, Total Surface Bearing). Questo sistema è caratterizzato da una notevole semplicità di utilizzo e inoltre minimizza il pistonamento, riduce le forze di taglio e soprattutto distribuisce in maniera uniforme le pressioni su tutta la superficie del moncone eliminando eventuali picchi.

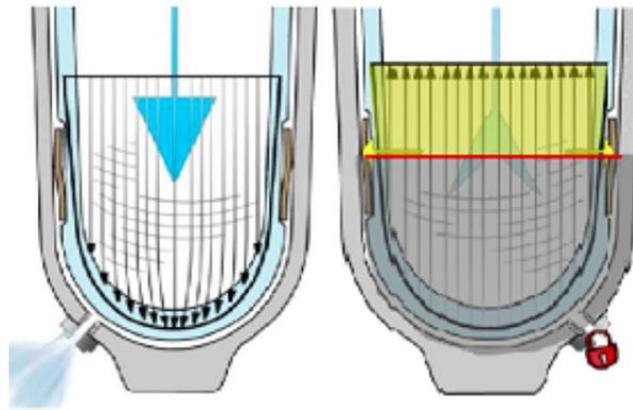


Figura 2.2: Principio di funzionamento della cuffia sigillante ipobarica che consente di ottenere il vuoto in maniera passiva mediante una valvola.

Il sistema a sottovuoto attivo Harmony (Figura 2.3) è una tecnologia recente che assicura il corretto accoppiamento tra moncone e invasatura. Ciò avviene mediante una pompa esterna che elimina totalmente l'aria, creando il vuoto tra liner e invasatura, e stabilizza le variazioni volumetriche cui va incontro il moncone, garantendo così un'aderenza continua. Normalmente i soggetti portatori di protesi subiscono perdite di volume del moncone nel corso della giornata poiché con i tradizionali sistemi di ancoraggio meccanici e a vuoto passivo, la pressione sulle pareti di vasi e capillari del moncone, fa sì che il fluido ritenuto nei tessuti scorra più velocemente verso l'esterno rispetto a quanto ne venga riportato al moncone dal circolo arterioso e linfatico. A maggior ragione durante attività come la corsa o il cammino, in cui viene incrementato l'afflusso di sangue per ossigenare i tessuti, tali riduzioni di volume sono accentuate. Nel sistema a sottovuoto attivo questo problema viene risolto grazie a semplici valvole ad una via (le quali rilasciano la quantità d'aria che il volume del moncone è in grado di

far fuoriuscire, fornendo da sole una sufficiente adesione senza però prevenire le variazioni di volume) unite ad un sistema di suzione attiva che interviene fornendo allo stesso tempo stabilità e stimolazione della circolazione, permettendo così un corretto equilibrio dei fluidi nel moncone. L'utilizzo di un sistema di ancoraggio Harmony offre numerosi vantaggi quali il miglioramento del circolo ematico e linfatico a livello del moncone; l'ottenimento di una perfetta adesione all'invasatura; l'aumento della propriocezione, del comfort e della sicurezza e il bilanciamento della trasmissione delle forze durante la deambulazione.



Figura 2.3: sistema Harmony di ancoraggio a vuoto attivo.

## Invaso o Socket

L'invaso o socket è un componente creato su misura per ogni soggetto per potersi adattare alle diverse forme e dimensioni di ciascun moncone. Viene realizzato da un tecnico ortopedico tramite un calco in gesso, dopo aver individuato eventuali zone dolorose e punti specifici dove non deve essere scaricato il peso. Il calco viene poi riempito tramite una colata di gesso per poter ottenere il corrispettivo positivo su cui viene modellato l'invaso vero e proprio (Figura 2.4). Le invasature si suddividono poi in due diverse categorie; a seconda dei materiali utilizzati e del metodo di produzione distinguiamo le invasature a pareti rigide e quelle a pareti flessibili.

Le invasature a pareti rigide sono realizzate in materiali quali resine di laminazione e polipropilene. Le resine epossidiche da laminazione sono caratterizzate da un'ottima resistenza meccanica e termica (oltre i 150°), bassa viscosità, ottima bagnabilità delle fibre e resistenza all'ingiallimento oltre che da un'elevata rifinitura superficiale. Il polipropilene (PP) invece è un polimero termoplastico molto resistente dal punto di vista chimico, inoltre mantiene le proprie caratteristiche di resistenza meccanica fino a 120° e la sua lavorazione è relativamente semplice. Questi due materiali sono applicati sul calco positivo in due diversi modi:

- Laminazione: le fibre, solitamente in carbonio, vengono posizionate su uno stampo sul quale viene versata la resina epossidica; l'indurimento avviene



Figura 2.4: Invaso di una protesi transfemorale rivestita in fibra di carbonio

a temperatura ambiente facendo passare il materiale composito attraverso dei rulli in modo da semplificare l'impregnazione delle fibre;

- **Termoformatura:** è una tecnica di stampaggio delle materie plastiche a caldo, fatta sotto pressione o sottovuoto. È particolarmente indicata nel caso in cui occorra formare uno spessore delle pareti molto sottile con una precisione però superiore al millimetro. In questo caso una lastra sottile di propilene viene riscaldata in forno per poi essere adattata sul modello positivo del gesso. L'invasatura che ne deriva risulta rigida e resistente ma allo stesso tempo leggera e con pareti sottili.

L'invasatura a pareti flessibile è applicabile per tutti i tipi di amputazione; è costituita da pareti sottili, flessibili e trasparenti unite ad un telaio rigido portante in fibre di carbonio laminate, il quale trasferisce il carico allo scheletro protesico. L'invasatura vera e propria è costruita in polietilene; un materiale leggero e molto resistente, con una elevata resistenza agli agenti chimici, agli urti e all'acqua, caratterizzato inoltre da un basso coefficiente di attrito (che lo rende ottimo per essere applicato sul moncone) e da un'ottima resistenza alla fatica (fenomeno meccanico per cui un materiale sottoposto a carichi variabili nel tempo si danneggia fino a rottura anche se rimasto all'interno del proprio limite di elasticità). L'invasatura flessibile e trasparente ha la funzione di proteggere e contenere il moncone; questa viene inserita in una struttura portante che a sua volta può essere fatta da fibre di carbonio ma anche nylon, kevlar, dacron o fibre di vetro. Questa tipologia di socket permette un comfort più elevato poichè in grado di adattarsi alle variazioni volumetriche cui va incontro il moncone durante le contrazioni muscolari che permettono il movimento.

## Piede protesico

In commercio esistono diversi piedi protesici per adattarsi alle diverse necessità di ciascun soggetto e tra questi, i piedi protesici a restituzione di energia sono quelli più indicati per l'utilizzo in ambito sportivo. In particolare i piedi della linea Flex

(impiegati nella corsa) sono realizzati in fibra di carbonio e sono caratterizzati dalla possibilità di restituire in misura considerevole parte dell'energia meccanica immagazzinata durante la fase di carico [10]. Sono attualmente commercializzati dalla società Össur che offre diverse soluzioni sulla base del tipo di corsa che si vuole praticare (Figura 2.5):

- Cheetah Xcel: è un piede da scatto di nuova generazione, progettato specificatamente per gli sprint esplosivi di breve distanza. Possiede una curva estrema della lamina ed una forma dinamica che permettono al piede di flettersi e di restituire un potente picco di energia, oltre che di assorbire livelli elevati di stress che diversamente verrebbero assorbiti dal ginocchio, dall'anca e dalla parte inferiore della schiena dell'atleta. La punta lunga inoltre migliora il contatto con il suolo ed il pilone plantare flesso favorisce la progressione in avanti.
- Cheetah Xtend: è destinata alla corsa su lunghe e brevi distanze (400-5000 m); consente agli utenti di aumentare al massimo la spinta grazie a un piede reattivo e comodo per tutta la durata dell'attività. La lamina in fibra di carbonio è caratterizzata da una curvatura continua verso la punta che consente un roll-over fluido.
- Cheetah Xtreme: è progettata per lo sprint su brevi distanze (100-200 metri) ed è detentore di numerosi record del mondo. La lamina in carbonio ha una curvatura più decisa e accentuata rispetto agli altri modelli Cheetah, aumentando la flessione del piede protesico a favore di una maggiore resa energetica.



Figura 2.5: Sono rappresentate nell'ordine, partendo da sinistra verso destra, le protesi della linea Flex-Foot finalizzate alla corsa di sprint Cheetah Xcel, Cheetah Xtend e Cheetah Xtreme. Si osservano leggere differenze nella forma della lamina.

# Capitolo 3

## Biomeccanica della corsa

Le variabili che vincolano la massima velocità raggiungibile nella corsa umana sono tre: la velocità con cui la gamba viene riposizionata per il passo successivo, la distanza che il corpo riesce a percorrere in avanti durante la fase di appoggio al suolo e infine l'entità della forza che l'arto è in grado di applicare al suolo in relazione al peso corporeo. L'incremento di uno o più tra questi aspetti al di sopra dei limiti imposti dalla biologia umana, ad esempio con l'utilizzo di protesi dedicate, si tradurrebbe dunque in un miglioramento "artificiale" della prestazione [11]. La meccanica della corsa umana viene definita in letteratura come analoga a quella di una palla che rimbalza in avanti lungo il percorso e, in quanto tale, l'energia meccanica di un corridore e il suo momento di progressione in avanti, vengono conservati tramite scambi di energia cinetica e potenziale. L'arto umano si comporta quindi come una sorta di molla che rimbalza al suolo ad ogni passo: durante l'atterraggio l'energia di deformazione viene accumulata (energia dovuta all'azione combinata di peso corporeo e velocità di avanzamento che comprimono l'arto d'appoggio e producono l'allungamento di muscoli e tendini) per poi essere rilasciata poco prima della fase di stacco quando l'arto inizia ad estendersi per sollevarsi e accelerare il corpo in aria. Dunque, contrariamente a quanto si possa pensare, il meccanismo primario della corsa è l'applicazione di una forza di reazione al suolo sufficiente a garantire il tempo aereo necessario a riposizionare l'arto per il prossimo passo. Definiamo ora i principali parametri spazio-temporali così come le forze che caratterizzano l'analisi della corsa [12].

- Ciclo del passo: movimento che va dall'appoggio di un piede fino al successivo istante di contatto dello stesso piede; comprende due fasi aeree e un appoggio del piede controlaterale.
- Fase di contatto: parte del ciclo del passo in cui il piede si trova a contatto con il suolo; la lunghezza e la durata del tempo di contatto vengono determinati a partire dai dati di una pedana di forza e nello specifico tramite gli istanti in cui la forza verticale misurata è non nulla.
- Fase aerea: fase del ciclo del passo che va dallo stacco di uno dei due piedi fino all'appoggio del suo controlaterale.

- Fase di oscillazione: fase di riposizionamento dell'arto; inizia con lo stacco di un piede e termina con l'appoggio del medesimo piede. Il tempo di oscillazione viene determinato sottraendo il tempo di contatto dalla durata totale del ciclo del passo.
- Frequenza del passo (cadenza): numero di passi eseguiti in un secondo.
- Lunghezza di contatto: distanza percorsa dal centro di massa corporeo, durante la fase di contatto, nella direzione di progressione.
- Forza di reazione al suolo: forza applicata perpendicolarmente alla superficie di corsa, solitamente espressa come multiplo del peso corporeo; viene acquisita tramite una pedana di forza.
- Impulso applicato al suolo: è determinato dal prodotto tra la forza applicata al suolo e la durata della fase di contatto; l'impulso effettivo (dato dalla componente di forza effettiva, cioè dalla forza ottenuta sottraendo il peso corporeo alla forza applicata al suolo, poi normalizzata sulla componente di forza peso) si misura in secondi e corrisponde alla durata della fase aerea nella condizione in cui l'altezza del centro di massa corporeo rispetto alla superficie di corsa sia la medesima tra istante di atterraggio e stacco.

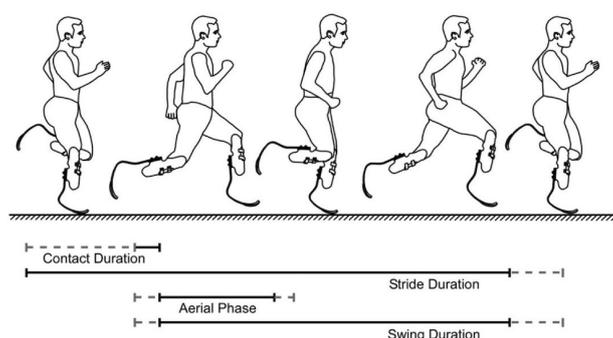


Figura 3.1: Fase di contatto, fase aerea e di oscillazione rappresentate con una linea continua per un atleta con doppia amputazione transtibiale, in linea tratteggiata per un atleta normodotato (durante una prova di sprint su tapis roulant ad una velocità di 10.5 m/s).

L'utilizzo di protesi specifiche per la corsa consente da ormai una trentina d'anni ad atleti con amputazione transtibiale di correre 100 m in poco più di 11 secondi e infatti, fin dalla prima introduzione della protesi dotata di "sprinting foot", solo piccole variazioni sono state apportate al design originale, costituito da una lamina in fibra di carbonio priva di una componente di tallone [4]. Attraverso piccole ottimizzazioni nell'allineamento e adeguati allenamenti, un velocista con amputazione transtibiale è ormai in grado di raggiungere una velocità media di 8.64 m/s. In occasione del Golden Gala athletic meeting di Roma nel 2007, infatti, l'atleta Oscar Pistorius ha raggiunto nel tempo parziale più veloce, nella

specialità dei 400 m, una velocità di 10.8 m/s (con una velocità media totale di 9.25 m/s); ciò significa che protesi di tipo Flex-Foot dedicate per la corsa permettono ad un atleta con doppia amputazione transtibiale di raggiungere una massima velocità simile a quella di un velocista normodotato.

### 3.1 Analisi della cinetica articolare

Tra i primi sostenitori del vantaggio tecnologico ritroviamo Gert-Peter Brüggemann con il suo studio sulla biomeccanica di un atleta con amputazione transtibiale nello svolgimento di una prova di velocità utilizzando protesi dedicate (nello specifico si tratta dello stesso Oscar Pistorius e delle sue protesi Flex-Foot Cheetah) [4]. Egli ritiene infatti che queste permettano di correre alla stessa velocità di un atleta normodotato ma con un minore consumo energetico. È proprio sulle conclusioni di Brüggemann che basò l'iniziale sentenza di ineleggibilità di Pistorius a partecipare alle Olimpiadi del 2008. Lo scopo dello studio era quello di esaminare la cinetica complessiva e la cinetica delle articolazioni di arto inferiore di un doppio amputato transtibiale in una prova di sprint alla sua massima velocità, e di confrontare i risultati con quelli di un gruppo di controllo costituito da cinque atleti normodotati caratterizzati dallo stesso livello di performance. L'analisi in conclusione ha messo in evidenza, per l'atleta dotato di protesi Cheetah, durante delle prove alla stessa velocità del gruppo di controllo, un minore lavoro meccanico durante la fase di appoggio, un minore momento esterno alle articolazioni di anca e ginocchio, una maggiore potenza e un maggiore rapporto tra lavoro meccanico positivo e negativo per l'articolazione protesica di caviglia in fase d'appoggio. In generale quindi emergono varie differenze e viene rifiutata l'ipotesi di una simile cinetica complessiva tra gli atleti normodotati di controllo e il velocista in questione. Da questa analisi emerge secondo Brüggemann una biomeccanica della corsa vantaggiosa e quindi una giustificata esclusione di Pistorius dai Giochi Olimpici.

Lo studio è basato su un approccio di dinamica inversa, dunque per prima cosa sono stati determinati i parametri antropometrici e le caratteristiche inerziali di protesi, segmenti corporei sani e monconi, così come le caratteristiche meccaniche di deformazione e la curva d'isteresi della lamina in fibra di carbonio. Gli atleti (5 velocisti normodotati H1-H5 che costituiscono il gruppo di controllo ed il velocista Oscar Pistorius, che indichiamo con "A", con doppia amputazione transtibiale, tutti con il medesimo livello di prestazione) sono stati sottoposti a tre prove di 70 m a velocità massimale ed altrettante prove di 50 m a velocità submassimale, intervallate da un tempo di recupero di almeno 10 minuti. I dati di cinematica sono stati registrati tramite un sistema stereofotogrammetrico costituito da un totale di 16 telecamere, mentre i dati di reazioni al suolo sono stati acquisiti tramite pedane di forza integrate nella pista e ricoperte dello stesso materiale di quest'ultima. Per descrivere cinetica e cinematica articolare si è assunto che la gamba fosse assimilabile ad un sistema di tre corpi rigidi uniti dalle articolazioni di ginocchio e caviglia, modellate a loro volta come articolazioni di

tipo “ball and socket” cioè dotate di tre gradi di libertà. La protesi invece è stata modellata con due corpi rigidi (corrispondenti alla parte superiore e inferiore della lamina) interconnessi da un’articolazione a cerniera con asse mediolaterale. Le articolazioni poi sono state definite secondo i metodi dell’analisi del movimento tramite l’identificazione di due sistemi di riferimento locali, il primo solidale al segmento prossimale (JCS1) e il secondo al segmento distale (JCS2) rispetto all’articolazione, e in seguito i dati di cinematica sono stati calcolati individuando l’orientamento del sistema di riferimento distale rispetto a quello prossimale.



Figura 3.2: I markers sulla protesi sono posti in riferimento alla posa definita per un arto sano; i punti di reperte anatomico considerati sono quindi: malleolo mediale e laterale, condilo femorale mediale e laterale, quinta testa metatarsale, calcagno, punto mediale e laterale del calcagno, stinco anteriore, condilo tibiale mediale e laterale, coscia prossimale e distale, gran trocantere. Nell’immagine compare lo stesso Oscar Pistorius.

Dall’analisi biomeccanica sono emerse molteplici differenze circa la meccanica di sprint tra i due gruppi in analisi. Sono state misurate delle massime velocità di sprint rispettivamente di 9.2 m/s e 9.5 m/s per l’atleta con doppia amputazione e il gruppo di controllo, ed una velocità submassimale per entrambi compresa tra gli 8.5 e 8.8 m/s; dunque si è potuto affermare che la massima velocità media dei due gruppi non fosse significativamente diversa e che il livello di performance fosse il medesimo. Analogamente non sono emerse differenze significative in termini di durata della fase di contatto (compresa tra 103 e 130 ms), durata della fase di volo (leggermente più breve per l’atleta con doppia amputazione) e di lunghezza del passo (anche se leggermente più corto per l’atleta A in questione, con una lunghezza media di 2.26 m). Le differenze sopracitate risultano invece dall’analisi della GRF (ground reaction force) verticale e orizzontale, normalizzata rispetto al peso corporeo e mediata su un numero di tre trial validi. Di seguito le maggiori differenze che caratterizzano la cinetica dei due gruppi analizzati. La massima forza verticale di reazione al suolo (soggetto A:  $32.7 \pm 4.6$  N/kg; H1-H5:  $37.6 \pm 2.6$

N/kg), così come la velocità media di carico, è significativamente maggiore nel gruppo di controllo di normodotati rispetto al doppio amputato transtibiale (Figura 3.3); la forza di reazione al suolo in direzione anteroposteriore produce una minore forza di frenata durante l'appoggio per l'atleta A in questione. Il termine di impulso verticale normalizzato rispetto al peso corporeo, il quale determina la durata della fase di volo, è significativamente minore per l'atleta A (soggetto A:  $2.14 \pm 0.31$  Ns/kg; H1-H5:  $2.46 \pm 0.05$  Ns/kg). Il lavoro meccanico totale positivo e negativo durante la fase d'appoggio risulta significativamente maggiore per il gruppo di atleti normodotati (soggetto A:  $142.2 \pm 8.6$  J; H1-H5:  $180.9 \pm 16.6$  J).

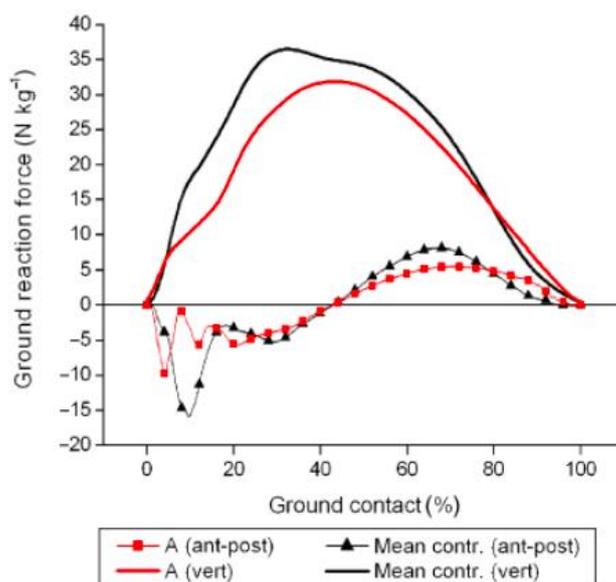


Figura 3.3: Forze di reazione al suolo verticale e anteroposteriore ad una velocità di sprint di 9.2-9.5 m/s. Le forze sono normalizzate sul peso corporeo e il tempo in percentuale della fase d'appoggio. I dati in rosso rappresentano l'atleta (A) con doppia amputazione transtibiale, quelli in nero il gruppo di controllo (H1-H5) di atleti normodotati.

Risultati diversi emergono anche dall'analisi dei momenti articolari di anca, ginocchio e caviglia facendoci allontanare sempre di più dall'ipotesi di una analogia cinetica complessiva. Brüggemann riporta per il momento articolare esterno alla caviglia del gruppo di controllo un valore di picco di  $4.2 \pm 0.29$  Nm/kg; l'articolazione di caviglia protesica produce un momento esterno estensorio durante tutta la fase di appoggio, con valore di picco pari a  $6.19 \pm 0.53$  Nm/kg, il 47% superiore di quello ottenuto per un arto sano. Va notato che i valori qui riportati nel calcolo dei momenti articolari esterni non si combinano con quelli di un precedente studio svolto da Buckey, il quale analizza la cinetica articolare di due velocisti con singola amputazione transtibiale sottoposti a prove di sprint con protesi dedicate (Flex-Foot Cheetah e Sprint Flex) [13]. Buckey infatti riporta un valore di massimo momento estensorio alla caviglia dell'arto sano di 4.9

Nm/kg per i due atleti con singola amputazione transtibiale, ed un corrispondente valore di picco all'arto protesico notevolmente inferiore, pari a 3.47 Nm/kg (in contrasto dunque con i risultati di Brüggemann). Tali risultati tuttavia sono imputabili ai diversi effetti di compensazione che distinguono velocisti con singola e doppia amputazione transtibiale oltre che al punto sulla protesi scelto come centro articolare. I momenti esterni all'articolazione di ginocchio rilevati da Brüggemann mostrano una cinetica completamente diversa tra atleti normodotati ed il velocista in questione con doppia amputazione. Il momento di massima flessione esterna si colloca nei primi istanti della fase d'appoggio per gli atleti di controllo, mentre per l'atleta A raggiunge il suo valore di picco nella porzione centrale dell'appoggio (Figura 3.4). Allo stesso modo i normodotati esibiscono un apprezzabile momento di estensione del ginocchio nell'ultimo quarto della porzione d'appoggio a differenza del notevolmente ridotto momento d'estensione esibito negli istanti finali dell'appoggio dall'atleta con doppia amputazione. Complessivamente i valori di picco di flessione esterna risultano significativamente ridotti nell'atleta A rispetto ai soggetti normodotati, ed il massimo momento di flessione esterna inferiore a 2 Nm/kg indica un evidente riduzione del lavoro dei muscoli estensori di ginocchio per il velocista in analisi. La curva che descrive il momento all'articolazione d'anca dell'atleta A si sviluppa in direzione opposta e con ampiezza nettamente inferiore rispetto a quella del gruppo di controllo: i valori di picco di quest'ultima rappresentano un momento esterno di tipo flessorio nei primi istanti d'appoggio, viceversa nell'atleta con doppia amputazione si riscontra nei medesimi istanti un momento estensorio.

Il lavoro meccanico alle articolazioni è composto da una porzione di lavoro negativo nella fase eccentrica (nella quale il muscolo, e similmente l'arto protesico, assorbono potenza) e da una porzione di lavoro positivo nella fase concentrica (nella quale le strutture biologiche e la protesi restituiscono l'energia accumulata, mentre i muscoli si accorciano generando tensione). La potenza muscolare erogata in luogo dell'articolazione è definita come  $P_j = M_m \cdot \omega_j$  (W), dove  $M_m$  è il momento all'articolazione (Nm) e  $\omega_j$  è la velocità angolare (rad/s); tale approccio permette di determinare la potenza in output per un generico gruppo muscolare, che sia un gruppo flessorio oppure estensorio [13]. Il lavoro svolto nella fase eccentrica, così come in quella concentrica, da un gruppo muscolare si ottiene tramite l'integrazione della potenza nel tempo:  $W_{mj} = \int P_j dt$ , con  $P_j$  potenza istantanea all'articolazione; il lavoro eccentrico è dunque descritto dall'area negativa e quello concentrico dall'area positiva individuata al di sotto della curva di potenza. La curva di potenza mostrata in Figura 3.5 avvalorava l'ipotesi secondo cui la protesi permetterebbe un minor dispendio energetico. I dati mostrano una maggiore potenza all'articolazione protesica di caviglia nella fase eccentrica, poi restituita per la maggior parte nella fase concentrica, (fase negativa  $-32.6 \pm 3.1$  W/kg, fase positiva  $28.7 \pm 4.4$  W/kg) rispetto alla medesima articolazione sana del gruppo di controllo (fase negativa  $-23.7 \pm 4.2$  W/kg, fase positiva  $14.4 \pm 7.3$  W/kg). Il rapporto medio tra lavoro positivo e negativo misurato alla caviglia protesica è pari a 0.907: in termini assoluti durante l'appoggio vengono immagazzinati nella lamina protesica 90 J e ne vengono restituiti 81.6

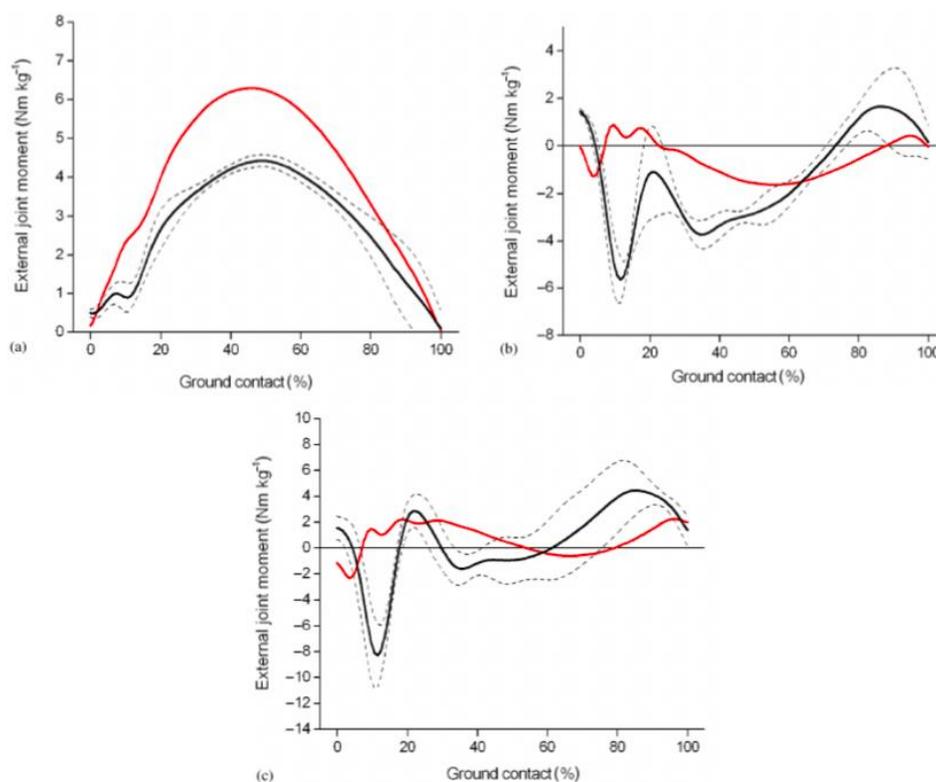


Figura 3.4: Momenti esterni alle articolazioni di caviglia (a), ginocchio (b) e anca (c) durante la fase di appoggio (i momenti sono normalizzati sulla massa corporea). In rosso i momenti dell'atleta A, in nero i momenti del gruppo di controllo.

J in fase positiva. L'articolazione sana di caviglia invece assorbe durante la fase negativa 68.3 J dei quali ne vengono restituiti in fase positiva solo 28.3 J con un rapporto medio tra lavoro positivo e negativo di appena 0.413; risulta quindi una maggiore perdita di lavoro meccanico alla caviglia per gli atleti normodotati. L'articolazione di ginocchio invece esercita per il doppio amputato transtibiale una potenza articolare molto più ridotta di quella del gruppo di controllo; il lavoro negativo al ginocchio sano è 11 volte più elevato rispetto al soggetto A così come il lavoro negativo è 8.1 volte più elevato nell'articolazione sana.

In conclusione, dall'analisi di Brüggemann, emerge un netto rifiuto dell'ipotesi di una cinetica complessiva per un atleta con doppia amputazione transtibiale conforme a quella di un atleta normodotato in una prova di sprint allo stesso livello di prestazione. In particolare le minori proprietà inerziali, la ridotta massa della protesi rispetto all'arto sano e il comportamento della lamina di carbonio (che garantisce un elevato ritorno energetico e un minore lavoro meccanico svolto dalle articolazioni durante la fase di appoggio) portano Brüggemann a concludere che un atleta con doppia amputazione transtibiale sia in grado di correre in una prova di sprint alla medesima velocità di un atleta normodotato ma con un minore costo metabolico.

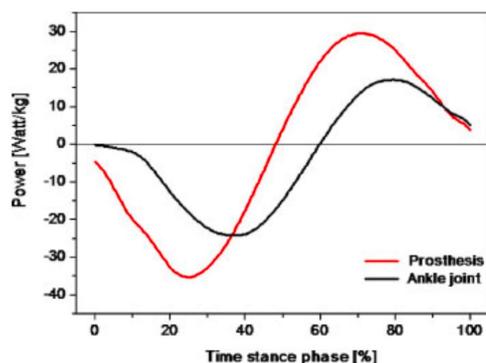


Figura 3.5: Potenza all’articolazione di caviglia durante la fase di appoggio in una prova di sprint per un atleta con doppia amputazione transtibiale ed un gruppo di controllo di atleti normodotati.

## 3.2 Costo metabolico

Il costo metabolico viene definito in termini di  $V_{O_2}$ , volume di ossigeno consumato per minuto (in millilitri) per chilogrammo di peso, e definisce il livello cardiorespiratorio e aerobico personale di un’atleta. La massima potenza aerobica, espressa come  $V_{O_2,max}$ , è quindi equivalente alla massima quantità di ossigeno che può essere consumata nell’unità di tempo da un individuo, nel corso di un’attività fisica coinvolgente grandi gruppi muscolari, di intensità progressivamente crescente e protratta fino all’esaurimento. Un’analisi più approfondita circa il costo metabolico permette di valutare se dunque la diversa cinetica che emerge dallo studio di Brüggemann, caratterizzata da minori momenti e carichi di lavoro alle articolazioni, maggiore potenza generata e maggiore efficienza dell’arto protesico, si traduca in un effettivo minor costo metabolico. Per dissipare ogni dubbio facciamo riferimento al lavoro di Brown e Millard-Stanford [14], i quali dimostrano che soggetti con amputazione transtibiale dotati di protesi specifiche per la corsa (AMP-RP) sono in grado di ottenere le medesime massime velocità e capacità aerobiche di un soggetto sano. Secondo il loro studio dunque, l’utilizzo di protesi specifiche per la corsa non conferisce alcun vantaggio metabolico e anzi dimostrano che il costo energetico, tra un atleta dotato di tali protesi ed il gruppo di controllo durante una corsa alla medesima velocità, non è significativamente diverso. Vengono presi in esame un gruppo di controllo costituito da 12 atleti (8 uomini e 4 donne) ed un gruppo costituito da 5 atleti con singola amputazione transtibiale ed un soggetto con doppia amputazione transtibiale (nei quali l’amputazione è avvenuta per cause di natura non vascolare), caratterizzati dallo stesso livello di allenamento e prestazioni fisiche. Lo scopo è quello di esaminare la relazione che intercorre tra HR (heart rate) e  $V_{O_2}$  durante delle prove su tapis roulant che variano fino a raggiungere la velocità massima. Dopo un riscaldamento di circa 5 minuti ad un passo scelto liberamente da ciascun soggetto è stato eseguito un test per raggiungere la velocità submassimale, intesa come la corsa che genera un costo metabolico tra il 50% e il 70% della  $V_{O_2,max}$ . I soggetti

hanno dunque ripetuto blocchi di corsa della durata di 5 minuti intervallati da 3 minuti di riposo (che permettessero ai valori di  $V_{O_2}$  e HR di ritornare a quelli raggiunti dopo il riscaldamento), finché non hanno raggiunto il 75% del massimo HR previsto per la propria età o analogamente un RPE (indice dello sforzo percepito) di 15; tutti i soggetti hanno corso almeno 2 blocchi alla velocità di 2.23 m/s. Subito dopo gli atleti sono stati sottoposti ad un protocollo per il raggiungimento della velocità massima e della  $V_{O_{2,max}}$  caratterizzato da blocchi di velocità crescente privi di intervalli di recupero. La massima potenza aerobica è stata considerata raggiunta al conseguimento di almeno due dei seguenti criteri: la presenza di un plateau nei valori di  $V_{O_2}$  negli ultimi due blocchi (incremento inferiore del 2.1 mL/kg·min); HR inferiore al più di 10 bpm rispetto ai valori di massimo HR previsto sulla base dell'età; RER  $\geq 1.10$ ; ventilazione  $> 115$  L/min; BLa (concentrazione di lattato nel sangue)  $> 8$  mmol/L. Per i soggetti dotati di protesi dedicate per la corsa sono stati registrati una  $V_{O_{2,max}}$ , normalizzata sulla massa corporea e sulla sola massa magra, comparabili con quelli del gruppo di controllo (Figura 3.6). I valori di picco di concentrazione di lattato nel sangue e la massima velocità raggiunta non evidenziano differenze statisticamente significative, mentre per i risultati di  $HR_{,max}$  è emerso un trend positivo di 8 bpm negli atleti con protesi sportive.

	AMP	C
$\dot{V}O_{2max}$ (L·min <sup>-1</sup> )	3.90 ± 0.8	3.96 ± 0.9
$\dot{V}O_{2max}$ (mL·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )	56.3 ± 7.6	56.1 ± 7.3
$\dot{V}O_{2max}$ per FFM (mL·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )	69.4 ± 6.1	67.9 ± 4.4
HR <sub>max</sub> (beats·min <sup>-1</sup> )	195.7 ± 6.6*	187.5 ± 4.6
Peak TM speed (m·min <sup>-1</sup> )	254.8 ± 32.2	278.9 ± 32.2
Peak BLa (mmol·L <sup>-1</sup> )	8.2 ± 3.1	7.8 ± 3.1

\*  $P < 0.05$ .

Figura 3.6: Valori di picco medi (SD) nella risposta fisiologica del gruppo di amputati con protesi dedicate per la corsa e del gruppo di controllo

Le prove con incremento di velocità da 134 a 241 m/min hanno evidenziato valori di  $V_{O_2}$  e HR non significativamente diversi tra gruppo di controllo e AMP-RP, tuttavia in cinque delle sei coppie di atleti (coppie date dallo stesso livello di prestazioni tra gruppo di controllo e atleti con amputazione) i valori di HR sono risultati più elevati negli atleti AMP-RP ad ogni velocità sperimentata, mentre nella coppia rimanente HR è risultato più elevata per velocità maggiori di 174 n/min. In termini di BLa, anche se questo tende ad essere leggermente più elevato negli atleti AMP-RP, non si sono riscontrate differenze significative.

L'American College of Sports Medicine (ACSM), la quale fornisce le linee guida per la minima intensità di allenamento necessaria a migliorare le prestazioni dell'apparato cardiorespiratorio, raccomanda un allenamento al 50/70% della massima capacità aerobica ( $V_{O_{2,max}}$ ) oppure al 70/80% della massima frequenza cardiaca, basandosi sull'assunzione di una relazione lineare tra HR e  $V_{O_2}$ . Tuttavia la relazione che intercorre tra HR e  $V_{O_2}$  non è applicabile a priori a soggetti

con amputazione di un arto in quanto la mancanza di una porzione di muscoli scheletrici, così come l'atrofia che affligge la muscolatura del moncone residuo, potrebbero tradursi in un insufficiente ausilio della muscolatura alla circolazione. Dalle analisi emerge che la relazione HR- $V_{O_2}$  in termini assoluti è leggermente spostata verso valori più alti di HR negli atleti dotati di protesi sportiva (+12-15 bpm) (Figura 3.7); viceversa normalizzando HR e  $V_{O_2}$  rispetto ai loro valori massimi nelle curve che descrivono la relazione tra le due variabili di AMP-RP e gruppo di controllo non emergono differenze. In particolare i valori di  $\%HR_{max}$ ,

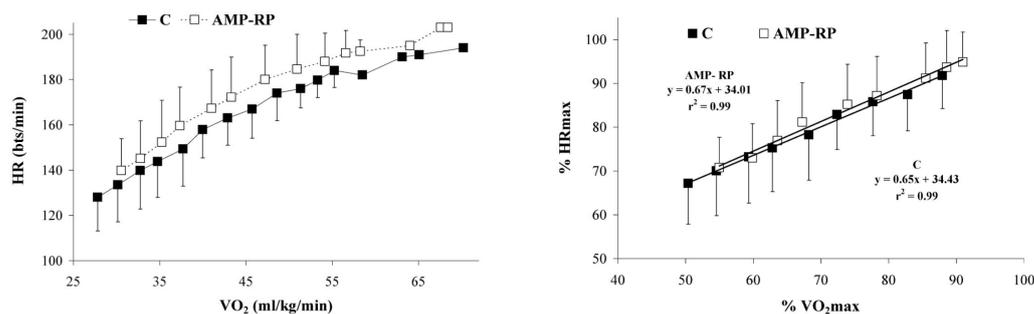


Figura 3.7: Relazione tra HR e  $V_{O_2}$  per soggetti amputati dotati di protesi dedicate per la corsa (AMP-RP) e soggetti di controllo (C) durante una prova su tapis roulant a velocità submassimale e massimale. A sinistra la reazione in termini assoluti, a destra in termini relativi (HR e  $V_{O_2}$  normalizzati rispetto ai relativi valori di picco).

calcolati al 50%, 60%, 70% e 80% della  $V_{O_{2,max}}$  sulla base dell'equazione di regressione lineare ottenuta per ciascun gruppo (quello di atleti con amputazione transtibiale e quello con atleti normodotati) risultano molto simili a quelli ottenuti tramite la relazione lineare stabilita dall'ACSM per dei soggetti normodotati (Figura 3.8), secondo cui  $\%HR_{max} = 0.73(\%V_{O_{2,max}}) + 30$ .

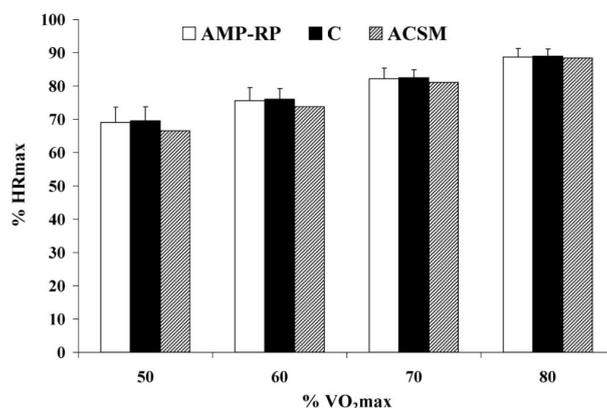


Figura 3.8: Valori effettivi di  $\%HR_{max}$  alle diverse intensità metaboliche  $\%V_{O_{2,max}}$  per AMP-RP e C, e quelli stimati tramite l'equazione di regressione dell'American College of Sports Medicine

In conclusione, nonostante le protesi rivolte alla corsa siano progettate per ottimizzare i costi energetici, non possiamo affermare che queste producano un ingiusto vantaggio in termini di costo metabolico rispetto agli atleti normodotati. I costi energetici durante la corsa hanno evidenziato in ogni risultato (sia per gli atleti con singola che per l'unico atleta con doppia amputazione transtibiale) valori statisticamente comparabili tra gli atleti dotati di protesi sportive dedicate ed il gruppo di controllo. Gli atleti dotati di protesi piuttosto hanno dimostrato di poter raggiungere le medesime velocità di picco e capacità aerobiche di un atleta normodotato, tuttavia, con una maggiore frequenza cardiaca assoluta. Una possibile spiegazione del fenomeno è che questo sia dovuto ai cambiamenti che la mancanza di una porzione d'arto inferiore induce sull'emodinamica. La gittata sistolica infatti è fortemente dipendente dalla condizione di precarico degli atri e, di conseguenza, dall'efficienza del ritorno venoso; in assenza di alcuni muscoli scheletrici e di una forte muscolatura in luogo del moncone che assistano efficacemente la circolazione, il sangue pompato da un ventricolo nel corso di una singola contrazione si rivela leggermente inferiore per un soggetto che abbia subito un'amputazione. Oltre a ciò, da un'analisi sull'apparato cardiovascolare di atleti che abbiano subito amputazione d'arto inferiore, è emerso che questi possiedono un flusso volumetrico di sangue ridotto ed un lume centrale dell'arteria femorale prossimale (in rapporto alla superficie corporea) inferiore rispetto non solo ad un atleta ma anche ad un generico soggetto normodotato. A maggior ragione, date le evidenze sperimentali, possiamo affermare che l'utilizzo di protesi dedicate per la corsa, a differenza di ciò che sostiene Brüggemann, non producano alcun vantaggio metabolico.

### 3.3 Parametri spaziotemporali

La notorietà di Oscar Pistorius e gli eccellenti risultati che ha raggiunto con l'utilizzo delle protesi transtibiali Flex-Foot Cheetah hanno dato inizio a numerose controversie circa le prestazioni offerte dalle moderne protesi artificiali. Tramite alcune analisi sulla somiglianza funzionale tra velocisti con doppia amputazione transtibiale e normodotati, Wayand e Bundle dimostrano come la corsa su protesi appositamente concepite per una prova di sprint, appaia fisiologicamente simile ma meccanicamente differente da una corsa su arti sani [5]. Nel loro studio presuppongono che le caratteristiche passive ed elastiche della protesi permettano di simulare ad ogni appoggio il comportamento somigliante ad una molla offerto da un arto sano. In un primo momento, inoltre, ipotizzano che la meccanica di sprint tra soggetti sani e amputati, ad una medesima velocità, sia la stessa e che, dunque, l'entità della forza di reazione al suolo (in relazione al peso corporeo) e le durate di fase di contatto, oscillazione, durata totale del ciclo del passo e di fase aerea, non differiscano tra arto sano e protesico. L'esperimento è stato condotto paragonando un soggetto con doppia amputazione transtibiale (anche qui lo stesso Oscar Pistorius) ad un gruppo di quattro atleti con simile massima velocità di sprint, misurata in una prova su tapis roulant. I soggetti del gruppo

di controllo sono stati opportunamente scelti in modo che le loro caratteristiche antropometriche corrispondessero a quelle dell'atleta con doppia amputazione (stessa lunghezza dell'arto inferiore con una differenza al più di 4 cm), e che la loro massa corporea coincidesse con quella tipica di un velocista appartenente alla specialità dei 400 m. I soggetti sono stati sottoposti ad un test su tapis roulant a velocità crescente al fine di determinare la meccanica della corsa e la massima velocità di sprint; quest'ultima in particolare è stata definita come la massima velocità che l'atleta è stato in grado di raggiungere completando un numero di otto passi senza indietreggiare. Ogni soggetto ha eseguito un trial a 3.0, 4.0, 5.0, 6.0, 7.0, 8.0, 9.0, 10.0 m/s (ad eccezione di uno dei soggetti normodotati), della durata di 10-30 s per le velocità medio-basse e di 2-10 s per le velocità più elevate, ciascuno intervallato da un opportuno tempo di recupero. I risultati ottenuti tramite prove su tapis roulant sono stati poi estesi ad una generica prova di sprint su pista a seguito di alcune considerazioni. Innanzitutto i soggetti in esame erano abituati ad usare regolarmente il tapis roulant durante gli allenamenti ed hanno esibito ad ogni velocità una corsa qualitativamente simile. In secondo luogo i dati metabolici, meccanici e di performance esibiti su pista all'atleta dotato di protesi sono risultati simili a quelli ottenuti in laboratorio su tapis roulant. Dallo studio è emerso per entrambi i gruppi sotto analisi un andamento dei parametri spaziotemporali dipendente dalla velocità della prova (Figura 3.9): la durata della fase di contatto diminuisce all'aumentare della velocità; fase aerea e fase di oscillazione, invece, esibiscono il loro massimo valore a 4.0 m/s per poi diminuire progressivamente; infine la forza verticale di reazione al suolo aumenta in modo netto fino a 4.0 m/s e poi più lentamente fino a 10.0 m/s. Alle velocità più elevate (8.0, 9.0 e 10.0 m/s), inoltre, la GRF verticale aumenta lievemente nel caso degli atleti normodotati mentre rimane del tutto costante nel caso dell'atleta con doppia amputazione. Il grado di disuguaglianza tra soggetti normodotati e il nostro atleta amputato è anch'esso dipendente dalla velocità: per valori medio-bassi i parametri spaziotemporali e la GRF si discostano moderatamente tra i due gruppi, per poi mostrare differenze più marcate a velocità maggiori. La meccanica di maggiore interesse è dunque quella che emerge alle velocità superiori, in quanto in ciascuna delle tre gare Olimpiche di sprint il fattore di maggiore rilevanza è appunto la massima velocità raggiunta da un atleta. Alla velocità di 10.0 m/s la durata del tempo di contatto per il nostro soggetto con doppia amputazione era il 14.1% maggiore, la fase aerea il 34.3% più corta, il tempo di oscillazione il 21.0% più breve e la GRF verticale il 22.8% minore rispetto al gruppo di controllo (In Figura 3.10 sono rappresentati i risultati alla velocità di 10 m/s ed a quella massimale di 10.8 m/s). Ciascun soggetto ha raggiunto la massima velocità di sprint in corrispondenza del minimo tempo di contatto e del minimo impulso verticale (sufficienti a garantire una adeguata durata della fase aerea per poter riposizionare l'arto), oltre che della massima forza verticale di reazione al suolo. I parametri durata della fase aerea, tempo di oscillazione e forza di reazione al suolo (normalizzata sul peso corporeo) sono marcatamente diversi tra un soggetto con doppia amputazione transtibiale ed un normodotato, nonostante le loro massime velocità di sprint

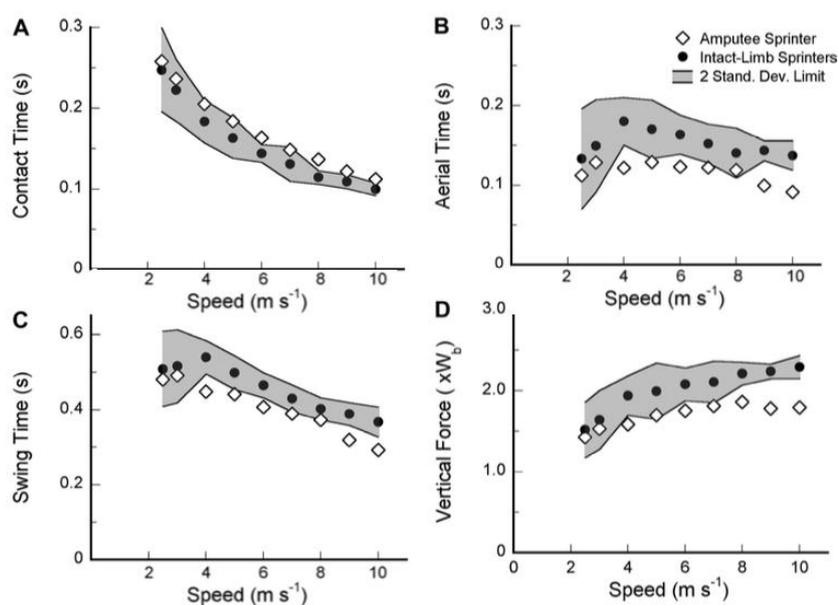


Figura 3.9: Sono rappresentati in figura i dati di durata della fase d'appoggio (A), fase aerea (B), tempo di oscillazione (C) e forza di reazione al suolo (D) durante dei trial svolti su tapis roulant a diverse velocità costanti. Sono indicati i dati di un atleta con doppia amputazione transtibiale e del gruppo di controllo di quattro atleti normodotati; in grigio è raffigurato l'intervallo dato dalla media dei valori del gruppo di controllo  $\pm 2$ SD.

siano le medesime. Tali differenze sono ragionevolmente attribuibili proprio all'utilizzo delle protesi in fibra di carbonio di tipo Flex-Foot finalizzate alla corsa. Si nota infatti che la massa totale dell'arto inferiore, data dalla somma del moncone e della protesi Flex-Foot Cheetah, è pari all'incirca a metà della massa del segmento distale di una gamba sana (costituita da polpaccio e piede). Apparentemente quindi, riducendo la massa da spostare ad ogni passo, sarebbe possibile riposizionare più rapidamente l'arto. Secondo precedenti studi inoltre il minimo tempo di oscillazione in atleti normodotati di diverse specialità varia in maniera limitata in funzione della massima velocità del soggetto. In un range di velocità massimali che oscillano tra 6.2 e 11.1 m/s si osserva infatti una differenza di soli 0.03 s, mentre il nostro atleta con doppia amputazione transtibiale è in grado di riposizionare l'arto 0.10 s (cioè il 21%) più rapidamente rispetto ai valori medi riportati. L'ultimo parametro affetto da differenze evidenti è forza di reazione al suolo, inferiore del 22% rispetto alla forza esercitata dai normodotati. Anche in questo caso è ragionevole attribuire tale diversità alla condizione intrinseca di un atleta con amputazione transtibiale, piuttosto che ad una possibile variabilità fisiologica dovuta al fatto che qui viene preso in analisi un singolo soggetto; l'assenza di alcuni muscoli monoarticolari e poliarticolari, che attraversino falangi, caviglia e ginocchio, impedisce infatti il trasferimento della forza muscolare fino al suolo. La minore forza di reazione al suolo esercitata dall'atleta amputato transtibiale costituisce dunque una evidente limitazione rispetto a un normodo-

Measure	10.0 m/s	Top Speed
<b>Time of contact, s</b>		
Intact limb sprinters	0.099 (0.004)	0.094 (0.008)
Amputee sprinter	0.113	0.107
Difference ( $\times$ SD)	+3.5	+1.7
Percent difference	+14.1	+14.2
<b>Swing time, s</b>		
Intact limb sprinters	0.371 (0.022)	0.359 (0.019)
Amputee sprinter	0.293	0.284
Difference ( $\times$ SD)	-3.5	-4.0
Percent difference	-21.0	-21.0
<b>Aerial time, s</b>		
Intact limb sprinters	0.140 (0.011)	0.136 (0.011)
Amputee sprinter	0.092	0.090
Difference ( $\times$ SD)	-4.4	-4.3
Percent difference	-34.5	-34.4
<b>Stance average vertical force (<math>\times</math> Wb)</b>		
Intact limb sprinters	2.32 (0.10)	2.30 (0.13)
Amputee sprinter	1.79	1.84
Difference ( $\times$ SD)	-5.2	-3.6
Percent difference	-22.9	-21.7
<b>Peak vertical force (<math>\times</math> Wb)</b>		
Intact limb sprinters	3.72 (0.31)	3.93 (0.51)
Amputee sprinter	3.24	3.38
Difference ( $\times$ SD)	-1.5	-1.1
Percent difference	-12.8	-14.0

Figura 3.10: Valori medi (SD), Top Speed pari a 10.8 m/s sia per l'atleta con doppia amputazione sia per il gruppo di controllo.

tato. In conclusione Wayand e Bundle dimostrano che la corsa di un atleta con doppia amputazione transtibiale può essere allo stesso tempo fisiologicamente simile ma meccanicamente diversa da quella di un atleta normodotato; rimane quindi da valutare se questa differente meccanica possa essere vantaggiosa o meno. Ad ogni modo notiamo che un arto sano svolge numerose funzioni durante le varie fasi della corsa, nella fase a velocità costante così come nella partenza e nell'accelerazione iniziale. Wayand e Bundle sottolineano come sia difficile provvedere a tutte le funzioni meccaniche di un arto sano con una protesi dal design peraltro così semplice.

### 3.4 Forza di reazione al suolo

Wayand si è occupato in più battute dello studio delle performance e dei meccanismi più rilevanti nella corsa. Egli afferma che velocità massimali più elevate si ottengono con maggiori forze di reazione al suolo piuttosto che con un più veloce riposizionamento dell'arto. La massima velocità, in una corsa a velocità costante, può essere espressa secondo Wayand per mezzo delle tre principali proprietà meccaniche che caratterizzano la performance [12]:

$$\text{Speed} = \text{Freq}_{\text{step}} \cdot F_{\text{avge}}/W_b \cdot L_c \quad (3.1)$$

dove  $\text{Freq}_{\text{step}}$  è la frequenza d'appoggio,  $F_{\text{avge}}/W_b$  è la forza specifica (normalizzata sul peso corporeo  $W_b$ ) applicata al suolo in opposizione alla forza di gravità e  $L_c$  è la distanza che il corpo percorre durante la fase d'appoggio. Tramite una

semplice analisi preliminare si può già anticipare che le differenze nella massima velocità raggiunta da un corridore dipendono in misura predominante dal termine di forza applicata al suolo. È noto innanzitutto che il tempo di oscillazione, il quale comprende la maggior parte della durata totale del passo, e la frequenza d'appoggio hanno un range di variazione alle diverse velocità piuttosto limitato (ci aspettiamo dunque piccole variazioni di  $Freq_{step}$  alle diverse massime velocità di ciascun corridore). In secondo luogo la distanza  $L_c$  percorsa durante l'appoggio, a velocità sia intermedie che elevate, non varia considerevolmente. Da queste due osservazioni ne deriva che il termine restante, il quale stabilisce dunque l'aumento della massima velocità, sarà necessariamente la forza  $F_{avge}/W_b$  applicata al suolo.

Per dimostrare queste ipotesi Wayand ha condotto due test. Nel primo sono stati presi in esame 33 soggetti (24 maschi e 9 femmine tra i 18 e i 36 anni) i quali hanno eseguito alcuni test di sprint alla massima velocità su tapis roulant al fine di dimostrare che lunghezza di contatto  $L_c$ , frequenza d'appoggio  $Freq_{step}$  e durata della fase di oscillazione non variano notevolmente tra corridori con diverse massime velocità di sprint, ma che viceversa la forza applicata al suolo è chiaramente maggiore nei soggetti che raggiungono velocità più elevate. Nel secondo, invece, i medesimi soggetti hanno svolto alcuni test su tapis roulant alle diverse inclinazioni di  $-6^\circ$  e  $+9^\circ$ , al fine di valutare la massima velocità raggiunta, mantenendo invariati la frequenza d'appoggio e la lunghezza di contatto e facendo variare unicamente il termine di forza  $F_{avge}/W_b$ . Anche qui l'ipotesi che Wayand vuole dimostrare è quella secondo cui i soggetti raggiungerebbero velocità massimali più elevate nella condizione declinata poichè in grado di applicare una maggiore forza di reazione al suolo, mantenendo tuttavia lo stesso intervallo minimo di riposizionamento dell'arto, misurato sia per la condizione piana che per quella inclinata. Gli esperimenti sono stati condotti su tapis roulant piuttosto che su pista per facilitare le misure di forza al suolo oltre che per eliminare le differenze date dalla resistenza dall'aria alle diverse velocità massimali e la variabilità meccanica che insorge quando i soggetti corrono ad una velocità non fissata. I risultati ottenuti sono tuttavia generalizzabili ad una corsa su pista poichè le variabili meccaniche considerate sono affette in scarsa misura dalle caratteristiche della superficie di corsa e in secondo luogo perchè il meccanismo di applicazione della forza al suolo per poter risposizionare l'arto è il medesimo nelle due diverse condizioni. I soggetti hanno eseguito in tutte e tre le condizioni (inclinata, declinata e piana) un test a partire da una velocità di 3.0 m/s fino a raggiungere la propria velocità massimale. Quest'ultima è stata considerata come la massima velocità che ciascun soggetto è riuscito a mantenere per una durata di almeno 8 step senza avanzare o indietreggiare per più di 20 cm. La meccanica della corsa, con cui i soggetti raggiungono la propria velocità massimale a partire da una corsa lenta, è velocità-dipendente ed i meccanismi con cui la velocità aumenta sono diversi. Come mostrato in Figura 3.11 i meccanismi con cui vengono raggiunte le velocità più elevate, partendo da una velocità di 3.0 m/s, sono: l'aumento della lunghezza del passo nel caso di velocità modeste (a velocità più elevante la funzione raggiunge un plateau), l'aumento

della frequenza d'appoggio, la diminuzione del tempo di contatto e della durata d'oscillazione (che nel loro insieme costituiscono la durata totale del ciclo del passo), la diminuzione della fase aerea e l'aumento della forza di reazione al suolo. La diminuzione della fase aerea inoltre deriva da una corrispondente riduzione dell'impulso effettivo, dato dal prodotto della durata della fase di contatto per la forza effettiva, il quale determina il tempo che un corridore impiega nella fase di volo. Tale riduzione dell'impulso effettivo al raggiungimento delle velocità più elevate, a sua volta deriva da una più marcata diminuzione del tempo di contatto rispetto all'aumento della forza applicata al suolo.

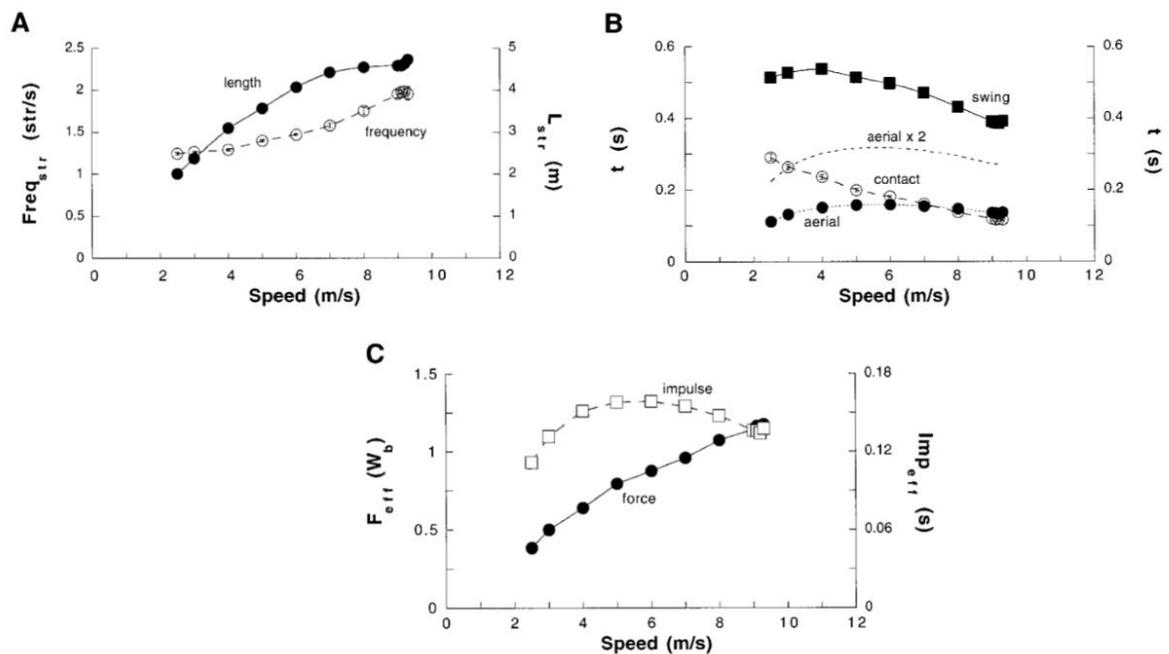


Figura 3.11: Meccanica della corsa; sono rappresentati in funzione della velocità: la frequenza e la lunghezza del passo (A), durata dell'oscillazione, della fase di contatto e della fase aerea (B), l'ampiezza della forza e dell'impulso effettivo (C).

Al raggiungimento delle varie velocità massimali per ciascun atleta, invece, la relazione tra caratteristiche meccaniche della corsa e velocità (massimale) assume un andamento leggermente diverso. Per primo il tempo di oscillazione non varia significativamente in funzione della massima velocità, in particolare diminuisce all'aumentare della velocità fino a raggiungere il medesimo minimo valore in corrispondenza della top speed, sia per gli atleti più veloci che per quelli con velocità massimale inferiore; l'unico valore che ha mostrato una differenza significativa è quello in condizione inclinata, con un tempo di oscillazione dell'8% inferiore rispetto alla condizione declinata. La forza di reazione al suolo aumenta in funzione della velocità massimale (nel range di massime velocità misurate la GRF aumenta di 1.26 volte) e in particolare aumenta di una quantità pari a metà del peso corporeo, tra la condizione declinata e inclinata. La durata della fase aerea non varia significativamente in funzione della velocità massimale; ciò

è dovuto all'equivalenza dell'impulso verticale che determina la durata della fase aerea sia nei soggetti più veloci che in quelli più lenti. In particolare i soggetti raggiungono velocità massimali più elevate applicando una maggiore forza di reazione al suolo per un ridotto intervallo di contatto; viceversa i soggetti più lenti ottengono il medesimo impulso verticale dalla combinazione di una forza al suolo di ampiezza inferiore ed una durata maggiore dell'intervallo di contatto. Durata della fase aerea ed impulso effettivo alla top speed sono invece maggiori durante la condizione declinata (rispetto alla corsa su superficie sia inclinata sia piana), situazione in cui infatti viene esercitata una maggiore forza di reazione al suolo. La frequenza del passo risulta significativamente maggiore nei soggetti più veloci ( $Freq_{str} = 1.5 + 0.06x$ , con  $x$  velocità massimale), mentre rimane invariata alla velocità massimale nelle tre condizioni (inclinata, declinata, in piano). Tuttavia l'incremento in frequenza all'aumentare della top speed è notevolmente ridotto (non a caso non emergono differenze significative nella durata della fase di oscillazione, la quale costituisce la maggior parte del ciclo del passo). Infine la lunghezza di contatto  $L_c$  è apparsa significativamente maggiore all'aumentare della velocità massimale (Lunghezza di contatto =  $0.68 + 0.015x$ , con  $x$  Top Speed), inoltre non sono emerse differenze tra corsa in piano e declinata, tuttavia,  $L_c$  è risultato significativamente minore durante la condizione inclinata.

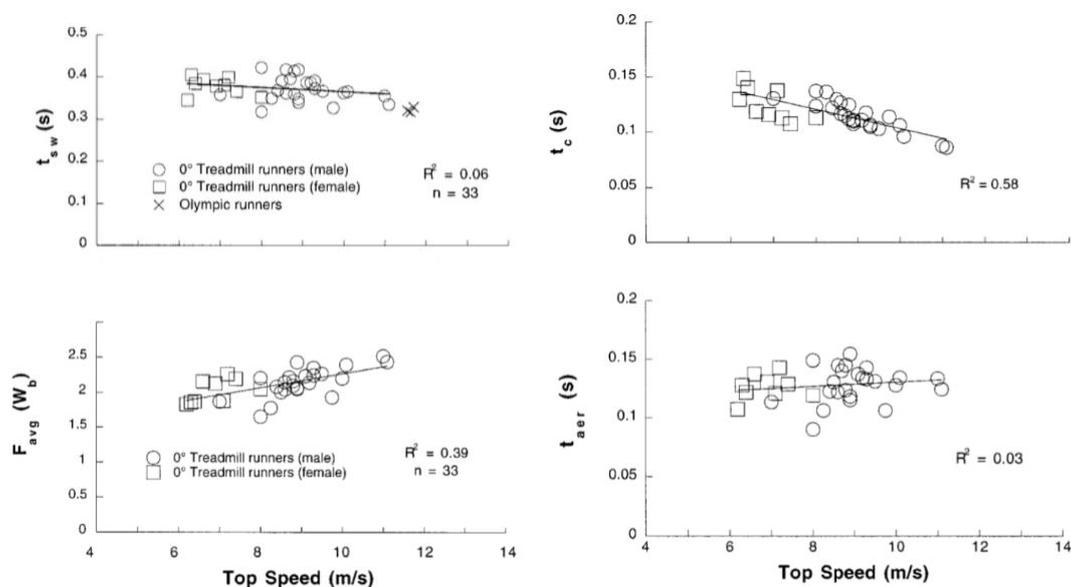


Figura 3.12: Durata di fase di oscillazione (swing), fase di contatto, fase aerea e ampiezza della forza di reazione al suolo (normalizzata sul peso corporeo) in funzione della Top Speed.

I risultati sopra riportati necessitano di qualche considerazione per essere correttamente interpretati e per capire come le diverse variabili influenzino la velocità massimale di un atleta. Nonostante sia emersa una relazione lineare tra massima velocità e frequenza del passo, tale relazione risulta piuttosto debole; l'equazione di regressione calcolata sui 33 soggetti ha evidenziato infatti che al-

l'aumentare della velocità da 6.2 a 11.1 m/s si ha un incremento in frequenza di sole 1.16 volte. Questo è dovuto al fatto che la durata totale del passo è costituita per i tre quarti dal tempo di oscillazione, il quale alla velocità massima raggiunge il medesimo minimo sia a velocità moderate che a quelle più elevate (Figura 3.12). Uno dei soggetti più lenti qui analizzati, con una massima velocità di soli 6.2 m/s, infatti ha esibito un tempo per riposizionare l'arto pari a quello di uno degli atleti olimpici più veloci al mondo nella specialità dei 100 m (tempo di oscillazione rispettivamente di 0.344 s e 0.320 s) pur correndo alla metà della velocità di quest'ultimo. Da queste osservazioni si deduce quindi che la massima frequenza del passo ha un range di variazione limitato e che un più veloce riposizionamento dell'arto (che si traduce in una minore durata della fase di oscillazione) contribuisce in maniera molto limitata alla velocità massima. Per quanto riguarda la lunghezza percorsa durante la fase di contatto, nonostante all'aumentare della velocità massima da 6.2 a 11.1 m/s  $L_c$  abbia un incremento di 1.10 volte, tale variazione è un risultato fuorviante dovuto alla variabilità del gruppo sotto esame, costituito sia da donne che da uomini (le donne sono caratterizzate da gambe generalmente più corte, durata di contatto più corta e velocità massima inferiore). All'interno dello stesso genere di soggetti infatti non emerge alcuna variazione significativa della lunghezza di contatto in funzione della massima velocità. Il termine di lunghezza percorsa durante l'appoggio dunque non condiziona per nulla la velocità massima di ciascun atleta. Al contrario la massima velocità si è dimostrata fortemente sensibile a piccole variazioni nella forza applicata al suolo: l'aumento della forza di contatto di un decimo della forza peso del soggetto è sufficiente ad aumentare la velocità di ben 1 m/s. Questo è dovuto principalmente all'effetto positivo che la forza ha di riflesso sulla massima frequenza del passo oltre che sulla lunghezza del passo. Poiché sia gli atleti più veloci che quelli più lenti a velocità massima hanno bisogno dello stesso tempo aereo minimo, la modesta variazione nella massima frequenza del passo deriva direttamente dalla durata della fase d'appoggio, che appare più ridotta a velocità superiori. Applicando una maggiore forza di reazione al suolo, un atleta è dunque in grado di ottenere l'impulso effettivo necessario a riposizionare l'arto tramite una durata della fase di contatto inferiore e dunque di aumentare la propria frequenza oltre che lunghezza del passo. Ne consegue dunque che l'incapacità di un atleta di generare un'adeguata forza muscolare o di trasferire opportunamente il carico al suolo si traduca in una ridotta velocità massima.

I risultati del secondo esperimento confermano la forza di reazione al suolo come parametro di maggior rilevanza nel raggiungimento di una maggiore velocità massima, e relegano i termini di lunghezza di contatto e frequenza d'appoggio (Equazione 3.1) ad un ruolo nullo o del tutto marginale. Nelle tre diverse condizioni sperimentali (inclinata, declinata e piana) infatti, come sopra riportato, alle varie velocità massimali non sono emerse differenze significative nel parametro di frequenza d'appoggio. La piccola differenza che invece emerge alla massima velocità, nel termine di durata della fase di oscillazione, non è sufficiente a spiegare il largo incremento di velocità che emerge nella condizio-

ne declinata. Ad un aumento della velocità del 41% tra un'inclinazione di  $-6^\circ$  e  $+9^\circ$  corrisponde una diminuzione del tempo di oscillazione solamente dell'8% nella condizione declinata. Questa piccola differenza può invece essere attribuita proprio all'assetto sperimentale che porta ad interrompere la traiettoria dell'arto leggermente prima o dopo, durante la fase di volo, nelle condizione rispettivamente inclinata e declinata. La piccola parte di variabilità espressa dalle velocità massimali non spiegata da un incremento nella forza di reazione al suolo, dipende dalla maggiore lunghezza di contatto che caratterizza la corsa su una superficie declinata. In particolare la lunghezza di contatto a velocità massimale è risultata 0.07 m maggiore nella condizione declinata rispetto a quella inclinata. In generale però i dati dimostrano che i velocisti esibiscono alle velocità più elevate una lunghezza di contatto leggermente ridotta rispetto al caso di velocità moderate; dunque possiamo spiegare le differenze che emergono nella sola condizione inclinata, come degli aggiustamenti dovuti alla necessità di modificare la posizione dell'arto per poter più efficacemente opporsi alla forza di gravità e risollevare il corpo. La diversa forza di reazione applicata al suolo spiega ben il 75% della variabilità nelle diverse velocità massimali; in particolare, durante la condizione declinata, i soggetti applicano una forza incrementata rispetto alla condizione inclinata pari alla metà del peso corporeo. Va messo in evidenza però che, seppur è noto dall'esperienza comune che su una superficie declinata si raggiungano velocità maggiori, i dati qui riportati dimostrano che la massima velocità ottenibile dipende sostanzialmente da un'unica variabile, cioè dalla massima forza che un soggetto è in grado di applicare al suolo. Facendo riferimento ai risultati emersi dal precedente studio dello stesso Wayand e di Bundle [5] possiamo dunque affermare che un atleta con doppia amputazione transtibiale dotato di protesi dedicate per la corsa, sia affetto da un notevole svantaggio: l'incapacità di applicare una forza di reazione al suolo di ampiezza pari a quella esercitata da un atleta normodotato. Inoltre in tale studio è emersa, per un atleta con doppia amputazione transtibiale, una meccanica caratterizzata da una maggiore durata della fase di contatto e una minore durata di fase aerea e di oscillazione. Nello specifico i termini di oscillazione e fase aerea porterebbero a pensare che l'utilizzo di protesi dedicate consenta un riposizionamento dell'arto più rapido e di conseguenza vantaggioso rispetto ad un normodotato. Ciò nonostante abbiamo appena constatato che il meccanismo che permette nella corsa umana di ottenere velocità massimali più elevate è appunto l'applicazione di una forza di reazione al suolo maggiore. Il restante termine che contraddistingue la meccanica di un atleta con doppia amputazione, cioè la maggiore durata della fase d'appoggio, costituisce inoltre nient'altro che un meccanismo di compensazione. Potendo esercitare una limitata forza di reazione al suolo, infatti, un amputato è costretto a prolungare la fase di contatto in modo da assicurare il minimo impulso verticale necessario a riposizionare l'arto. In conclusione emerge che le differenze nei parametri spaziotemporali e nella forza di reazione al suolo per un atleta con doppia amputazione transtibiale dotato di protesi dedicate per la corsa, non possano essere considerate motivo di vantaggio rispetto ad un atleta normodotato.

# Capitolo 4

## Comportamento meccanico di una protesi Flex-Foot

### 4.1 Analisi meccanica

Il meccanismo della corsa può essere sommariamente rappresentato tramite un modello massa-molla, il quale assimila il comportamento in fase d'appoggio della gamba ad una molla lineare e concentra tutta la massa del soggetto nel proprio centro di massa; così come avviene per una molla, la gamba si comprime accumulando energia elastica durante la fase iniziale dell'appoggio, per poi restituirla verso la fine del contatto [15]. Se nel modello la gamba viene considerata completamente elastica, nella realtà invece le strutture biologiche hanno un comportamento viscoelastico e, a causa del fenomeno di isteresi, solo una porzione dell'energia elastica immagazzinata viene poi restituita. Nonostante il modello massa-molla non sia completamente esplicativo del reale comportamento dei tessuti, costituisce una buona prima approssimazione, e dunque tramite questo possiamo rappresentare la rigidità della gamba tramite la relazione:

$$k_{leg} = \frac{F}{\Delta l} \quad (4.1)$$

data dal rapporto tra la massima forza applicata ( $F$ ) e la variazione di lunghezza ( $\Delta l$ ) cui va incontro l'arto tra istante d'appoggio e mid-stance. Il comportamento di una protesi specifica per la corsa (RSP, running-specific prostheses) è pensato per imitare il comportamento elastico di un arto sano e permettere ad un amputato di correre, tuttavia con alcune differenze. È noto infatti che in un atleta normodotato la caviglia sana esibisce una rigidità metabolicamente ottimale e costante a tutte le diverse velocità, viceversa in una RSP la rigidità diminuisce all'aumentare della velocità fino alla velocità massima. Inoltre se una rappresentazione lineare della curva forza spostamento è adeguata nel caso di un arto sano, per un arto protesico questa ha un andamento curvilineo, il che suggerisce una dipendenza della rigidità dalla forza. Le abilità di un atleta soggetto ad amputazione di un arto inferiore dipendono in modo diretto dalle caratteristiche meccaniche della propria protesi. Per poter valutare le funzionalità

di una RSP e migliorare la prestazione atletica, è dunque necessario caratterizzarne la rigidità meccanica e capire in modo puntuale qual è la relazione che ne descrive il profilo di forza e spostamento. A tal proposito lo studio di Beck [15] si prefigge l'obiettivo di caratterizzare le proprietà meccaniche di 55 protesi specifiche per la corsa (riportiamo qui i risultati per le sole protesi J-shaped Ottoblock 1E90 Sprinter e Össur Cheetah Xtend), appartenenti a diversi modelli, categorie di rigidità (indicate dai produttori) e di altezza, utilizzando forze e angoli caratteristici della corsa di un atleta con amputazione transtibiale. Viene così dimostrato che la rigidità è dipendente dalla velocità della corsa e che i valori di rigidità tra modelli e categorie corrispondenti non coincidono. Per poter individuare, e in seguito riprodurre, le caratteristiche della corsa tramite l'utilizzo di RSP sono stati ingaggiati 11 atleti (5 uomini e 6 donne) soggetti a singola amputazione transtibiale i quali hanno corso alle velocità di 3 e 6 m/s su un tapis roulant. Tramite l'utilizzo di una pedana di forza e di markers posti sulla porzione laterale prossimale e distale della protesi sono stati dunque calcolati, alle due diverse velocità, la forza di reazione al suolo e l'angolo che l'asse longitudinale della protesi forma nel piano sagittale con la GRF (Figura 4.1). Alla velocità di 3 m/s sono stati misurati un'angolo medio  $\beta_3$  di  $20.9^\circ \pm 8.9^\circ$  ed una GRF di  $2.6 \pm 0.3$  volte il peso corporeo; a 6 m/s un'angolo medio  $\beta_6$  di  $24.2^\circ \pm 9.3^\circ$  ed una GRF di  $2.8 \pm 0.3$  volte il peso corporeo. Per valutare i termini di rigi-

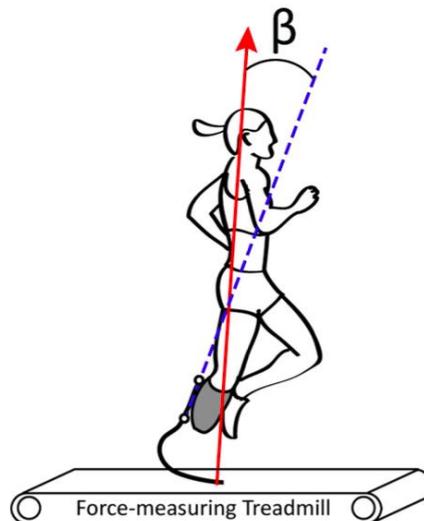


Figura 4.1: angolo  $\beta$  individuato nel piano sagittale tra l'asse longitudinale della protesi e la GRF.

dezza e isteresi di ciascuna protesi è stata impiegata una cella di carico dotata di una base rotante (Figura 4.2) che permettesse di riprodurre gli angoli individuati nella valutazione preliminare con cui un atleta amputato effettua il contatto al suolo. Le protesi dunque sono state sottoposte a tre successivi cicli di carico e scarico a 100 N/s per entrambe le condizioni di utilizzo (cioè per entrambi gli angoli  $\beta_3$  e  $\beta_6$ ). Per quantificare la massima forza di reazione al suolo applicata in condizioni fisiologiche su ciascuna RSP, si è considerato il massimo peso cor-

poreo raccomandato per ciascuna categoria e lo si è moltiplicato rispettivamente per 3.0, per replicare il picco di GRF tipicamente prodotto ad una velocità di 3.0 m/s da un amputato, e per 3.5 per riprodurre la medesima situazione a 6.0 m/s. Dunque a partire dalla massima GRF e dalla conseguente compressione cui va incontro la protesi durante la prova di carico, si sono ricavati i termini di rigidità e isteresi, valutando anche gli effetti dei diversi angoli e delle diverse altezze delle protesi. In particolare per determinare l'effetto dell'altezza sulla rigidità (misurata verticalmente partendo dalla superficie d'appoggio, fino al punto di attacco della cella di carico) sono state testate la protesi 1E90 Sprinter a 25.0, 31.5 e 38.0 cm e la protesi Cheetah Xtend a 31.5, 38.0 e 41.5 cm.

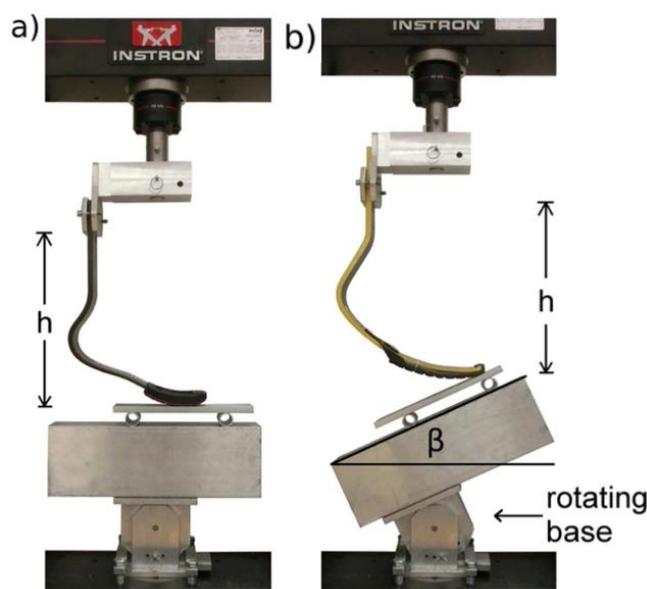


Figura 4.2: protesi sottoposte a prova di carico con angolazione di  $0^\circ$ ,  $\beta_3$  e  $\beta_6$  gradi nel piano sagittale. Entrambe le protesi sono J-shaped: a) Ottoblock 1E90 Sprinter, b) Össur Cheetah Xtend.

Per determinare la relazione forza-spostamento che meglio descrivesse la rigidità delle protesi durante l'attività della corsa è stato individuato il coefficiente di determinazione medio ( $R^2$ ) per il caso di una relazione lineare e curvilinea; tale coefficiente è stato opportunamente pesato su ciascuna delle tre prove per un dato modello, una data categoria di rigidità, altezza e combinazione di angoli. Da questa analisi è emerso dunque che una curva polinomiale di secondo grado è capace di spiegare per la relazione forza-spostamento, valutata negli angoli individuati a 3.0 e 6.0 m/s, il 4.4% in più della varianza rispetto ad una semplice curva lineare; nonostante quest'ultima rimanga comunque fortemente predittiva. La dipendenza della rigidità dall'entità della GRF porta quindi a rigettare l'ipotesi secondo cui una protesi sia in grado di simulare le caratteristiche meccaniche di un arto sano. Infatti se quest'ultimo è caratterizzato da una rigidità costante, nel caso di una RSP la rigidità risulta dipendente dalla velocità. Questo è dovuto al combinato effetto della forza di reazione al suolo,

la quale aumenta all'aumentare della velocità, e degli aggiustamenti nell'angolo formato dall'asse longitudinale della protesi alle diverse velocità. Ad esempio per un'atleta di 70 kg che genera tramite l'arto protesico delle GRF di 2.2, 2.6, 3.0 e 3.4 volte il proprio peso corporeo (usando una protesi Cheetah Xtend di altezza 38 cm, con un angolo di 25°) le rigidzze misurate sono rispettivamente 25.1, 26.1, 28.1 kN/m; allo stesso modo aumentando l'angolo formato con la GRF da 15° fino a 30°, con un incremento di 5°, la rigidzza assume i valori di 32.7, 29.9, 27.1, 24.3 kN/m, evidenziando un andamento decrescente. Va messo inoltre in evidenza come le procedure per la valutazione della rigidzza necessitino di essere standardizzate. Comparando infatti i risultati ottenuti per il medesimo modello di protesi Flex-Foot Cheetah tramite il protocollo di Brüggemann [4] (forza: 1500 N, angolo di test: 0°, velocità di carico: 1 m/min) con quelli qui misurati (forza: 2724 N, angolo di test: 25°, velocità di carico: 100 N/s), emerge nel primo caso una sovrastima della rigidzza che alle diverse velocità va dal 10% fino al 39%. Tale discrepanza è dovuta principalmente al fatto che Brüggemann svolge la propria analisi considerando l'asse longitudinale della protesi perpendicolare al suolo, dunque con un angolo di 0° rispetto alla GRF, misurando una rigidzza (lineare) di 34.2 kN/m, maggiore perciò rispetto a quella qui riportata pari a 29.2 kN/m. Ulteriori discrepanze emergono dalle categorie in cui vengono classificate le protesi sulla base della rigidzza. I produttori infatti non riportano i valori puntuali della rigidzza bensì assegnano ciascuna protesi ad una categoria (es. 1-7) sulla base del peso corporeo ottimale che possono supportare e del livello di attività cui sono destinate. Generalmente per un atleta con una massa corporea più consistente o per una prestazione di corsa di sprint è consigliata una RSP appartenente ad una categoria più elevata, tuttavia confrontando modelli diversi appartenenti alla medesima categoria le rigidzze cambiano. Confrontando i valori ottenuti sperimentalmente per una data massa corporea tra quelle consigliate dai produttori per la medesima categoria, una protesi Cheetah Xtend esibisce una rigidzza del 20-28% più elevata rispetto al modello 1E90 Sprinter alla velocità di 3.0 m/s, e del 3-21% più elevata alla velocità di 6.0 m/s. In tabella 4.3 sono riportate le varie rigidzze misurate per i due modelli J-shaped.

Dal seguente studio emergono in conclusione due importanti risultati, e cioè che la rigidzza di una protesi specifica per la corsa dipende dalla velocità e che il suo andamento viene descritto in maniera puntuale da una curva polinomiale del secondo grado. Poiché risulta fondamentale quantificare la rigidzza di una RSP per valutarne le future prestazioni, le categorie assegnate dalle diverse case produttrici risultano inadeguate ed emerge inoltre la necessità di definire un protocollo di analisi standardizzato per poter confrontare tra loro i risultati di modelli diversi.

La risposta a quest'ultimo problema viene data da Rigney [16], il quale valuta l'adeguatezza dell'analisi agli elementi finiti (FEA, finite element analysis) nel definire le caratteristiche meccaniche di una protesi ESAR (energy storage and return), svolgendo entrambe le analisi, numerica e sperimentale, sulle quattro protesi Vari-flex Modular, 1E90 Sprinting, Flex-foot Cheetah e Cheetah Xtreme.

Users Mass (kg)	3 m/s		6 m/s	
	1E90 Sprinter (kN/m)	Cheetah Xtend (kN/m)	1E90 Sprinter (kN/m)	Cheetah Xtend (kN/m)
55	16.2	20.7	19.0	21.5
60	18.6	23.2	19.5	23.5
65	19.1	23.7	22.7	23.9
70	21.8	26.1	23.1	26.4
75	22.2	26.6	23.5	26.8
80	22.7	28.8	26.4	28.9
85	23.2	29.3	26.8	29.4
90	25.9	32.3	27.2	32.4
95	26.3	32.7	27.6	32.8
100	26.7	33.2	32.1	33.1

Figura 4.3: rigidezze misurate a 3.0 e 6.0 m/s per i due modelli Cheetah Xtend e 1E90 Sprinter valutando sperimentalmente la categoria di rigidezza consigliata dai produttori per una data massa corporea.

La definizione di un metodo universalmente accettato per definire le proprietà meccaniche di una ESAR si rende necessario non solo per avere risultati confrontabili ma anche per poter superare i limiti che hanno le differenti analisi prese singolarmente. Per primo il *link-segment model* si basa sull'analisi del movimento di un soggetto sano per calcolare tramite dinamica inversa la cinetica articolare e gli scambi energetici. Questo modello però si rivela inadeguato per l'analisi di una protesi prettamente deformabile, in quanto viola completamente l'ipotesi di base del modello secondo cui i segmenti sarebbero assimilabili a dei corpi rigidi. Il modello ai parametri concentrati come anche il modello agli elementi finiti permettono di modellare il comportamento di sistemi distribuiti nello spazio con un modello matematico costituito di entità discrete. L'accuratezza di tali modelli dipende in modo diretto dalle condizioni sotto le quali vengono sviluppati e dunque i classici protocolli per la caratterizzazione della rigidezza, risultano inadeguati nel caso di una protesi. Per ottenere dei risultati indicativi del vero comportamento meccanico bisogna infatti includere nel modello le condizioni al contorno date dall'angolo di orientazione e le informazioni sullo spostamento del punto distale della protesi. Rigney propone quindi un protocollo per la valutazione meccanica delle ESAR dato dalla combinazione dell'analisi agli elementi finiti e analisi sperimentale; questo permette dunque di controllare tramite FEA le variabili di controllo quali peso, frizione, orientazione, svincolandosi dai risultati incerti dall'analisi soggetto-specifico.

## 4.2 Resistenza di sprint

Le caratteristiche meccaniche invarianti nel tempo di una protesi RSP inducono ad individuare un'ulteriore differenza nella corsa di un amputato transtibiale rispetto a quella di un normodotato. Si può ipotizzare infatti che l'utilizzo di protesi con rigidezza costante nel tempo e intrinsecamente non soggette a fatica

possa permettere ad un atleta amputato di mantenere una velocità massima elevata e costante nel tempo, a differenza di quanto avviene invece per un arto sano, i cui muscoli sono invece soggetti a fatica. In letteratura viene fornita la formula che descrive l'andamento decrescente della velocità massima in funzione della durata di una prova di sprint per un atleta normodotato. Risultati diversi in termini di resistenza alla massima velocità, rispetto a quelli predetti per un normodotato, porterebbero quindi alla conclusione che le caratteristiche meccaniche di una protesi siano motivo di vantaggio nelle performance di un atleta amputato [5]. L'andamento della massima velocità in una prova della durata compresa tra i 3 ed i 300 secondi è quindi descritto da:

$$Spd(t) = Spd_{aer} + (Spd_{ts} - Spd_{aer}) \cdot e^{-kt} \quad (4.2)$$

dove  $Spd(t)$  è la massima velocità che un atleta normodotato è in grado di sostenere in funzione della durata,  $Spd_{ts}$  è la massima velocità in assoluto che un atleta riesce a mantenere per otto passi consecutivi (per una durata di 2 s circa),  $Spd_{aer}$  è la minima velocità alla quale viene raggiunto il massimo sforzo aerobico  $V_{O_2,max}$  e  $k$  è una costante esponenziale definita per la corsa ( $0.013 \text{ s}^{-1}$ ). Per valutare quindi l'ipotesi secondo cui le RSP produrrebbero, in virtù delle loro proprietà meccaniche, un vantaggio in termini di resistenza di sprint, prendiamo ancora una volta in considerazione i risultati di Wayand e Bundle sull'analisi della corsa di un atleta con doppia amputazione transtibiale [5]. Lo studio consiste nel determinare per un gruppo di atleti normodotati l'andamento della massima velocità in funzione del tempo come descritto dall'equazione 4.2, per poi confrontare i risultati con quelli ottenuti sperimentalmente per un atleta amputato. I test sono stati condotti su tapis roulant al fine di eliminare l'influenza dell'accelerazione iniziale, e inoltre i soggetti hanno completato dai 6 ai 15 test a velocità costante per una durata di 3-5 minuti fino all'istante di fallimento (in cui ciascun soggetto non era più in grado di sostenere la velocità del tapis roulant). Per l'atleta con doppia amputazione ( $Spd_{ts} = 10.8 \text{ m/s}$ ,  $Spd_{aer} = 5.0 \text{ m/s}$ ) la velocità  $Spd(t)$  è stata misurata in un range compreso tra la top speed di  $10.8 \text{ m/s}$  ed una velocità di  $6.6 \text{ m/s}$ , durante uno sforzo di  $89.8 \text{ s}$ . La curva che descrive la  $Spd(t)$  per l'atleta amputato ha evidenziato un andamento esponenziale pari a quello descritto dall'equazione 4.2. In particolare esprimendo la velocità  $Spd(t)$  di tre atleti normodotati e del solo atleta dotato di protesi in funzione della propria riserva aerobica (definita dalla differenza tra la top speed e la minima velocità aerobica), le curve ottenute risultano del tutto coincidenti (Figura 4.4).

Possiamo quindi concludere che l'equazione sopra descritta sia valida anche per un atleta con doppia amputazione transtibiale dotato di protesi specifiche per la corsa e che la sua resistenza di sprint sia identica a quella di un normodotato. Rimuovendo gli effetti dovuti al momento della partenza e dell'accelerazione iniziale, tipici di una corsa su pista, la capacità di mantere nel tempo la propria massima velocità di sprint è la medesima tra soggetti amputati e normodotati. Il fatto che un atleta amputato ottenga solitamente delle migliori prestazioni nelle prove di sprint più lunghe (200 o 400 metri) non è dunque imputabile al fatto

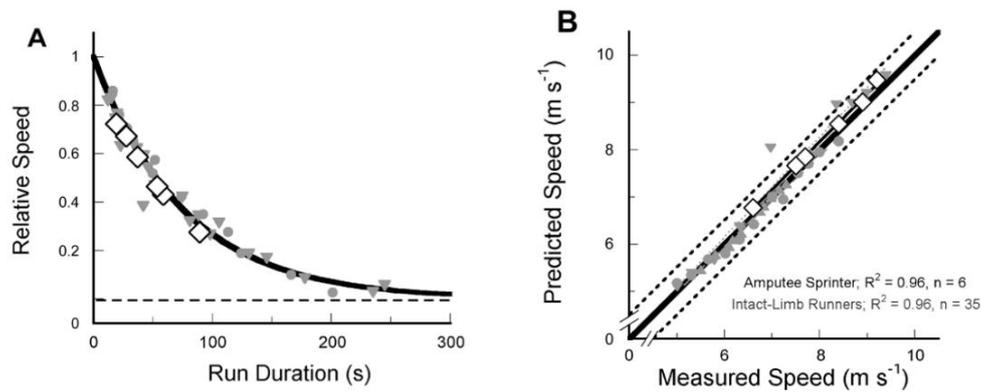


Figura 4.4: a) andamento della velocità massima normalizzata sulla velocità di riserva aerobica per tre soggetti normodotati ed un soggetto con doppia amputazione transtibiale; b) relazione tra velocità predetta e velocità effettiva misurata sperimentalmente.

che le protesi non siano soggette a fatica ma piuttosto al fatto che nelle prove più brevi il momento di accelerazione iniziale assume un'importanza fondamentale. La mancanza dell'articolazione e dei muscoli estensori di caviglia e di un piede sano, che trasmettano opportunamente la forza muscolare durante la fase di spinta, si traduce infatti in scarse performance nella fase di accelerazione. Ancora una volta quindi possiamo affermare che non emerge alcun vantaggio dovuto all'utilizzo di protesi specifiche per la corsa.

# Capitolo 5

## Conclusioni

Dal caso emblematico di Oscar Pistorius, il quale ha dimostrato di potersi qualificare alle Olimpiadi insieme ai normodotati seppur affetto da doppia amputazione transtibiale, nasce l'interrogativo sul possibile vantaggio che l'utilizzo di protesi dedicate per la corsa potrebbe procurare. Gli studi dimostrano infatti che le protesi di tipo Flex Foot permettono ad un atleta di raggiungere velocità pari a quelle di un normodotato tramite una corsa qualitativamente simile, tuttavia con alcune differenze dal punto di vista cinetico e dei parametri spazio-temporali. Partiamo dall'analisi di Brüggemann che dimostra per un atleta con doppia amputazione transtibiale un minor lavoro meccanico complessivo durante l'appoggio, un minore momento esterno alle articolazioni di caviglia e ginocchio e una minore forza applicata al suolo. Ci soffermiamo poi sullo studio di Wayand e Bundle i quali sostengono l'ipotesi di una corsa "fisiologicamente simile ma meccanicamente diversa" sulla base delle differenze emerse nei parametri spazio-temporali, che sono: un maggiore tempo di contatto, una durata della fase aerea più corta e anche qui una forza di reazione al suolo di ampiezza inferiore rispetto ad un normodotato. Concludiamo infine con l'indagine sul possibile incremento della resistenza a fatica durante una prova di sprint, dovuta alle caratteristiche meccaniche tempo-invarianti di una protesi dedicata per la corsa. Ciascuna di queste differenze viene però dimostrato non essere un reale motivo di vantaggio per un atleta amputato. La cinetica articolare analizzata da Brüggemann si rivela fonte di interpretazioni ambigue; idea sostenuta anche dagli stessi Wayand e Bundle, i quali evitano dichiaratamente un approccio basato sulla stima della potenza articolare e dei trasferimenti energetici. Tramite un'analisi mirata viene infatti smentita l'idea secondo cui la cinetica di un amputato transtibiale si traduca in un minor costo metabolico ma anzi, viene dimostrata l'estrema somiglianza delle capacità aerobiche tra un atleta amputato ed un normodotato durante una prova alla medesima velocità. Alle stesso modo da un'analisi più approfondita, per altro dello stesso Wayand, emerge che le differenze riguardanti i parametri spazio-temporali non sono fonte di vantaggio ma che invece dovremmo porre una maggiore attenzione alla minore forza che un atleta amputato riesce ad applicare al suolo. Quest'ultima determina quasi totalmente la massima velocità che un atleta può raggiungere nella corsa, perciò, possiamo sostenere che la mancanza

di alcuni muscoli d'arto inferiore e dell'articolazione della caviglia si traducano in uno svantaggio per un atleta amputato, poichè non in grado di generare e trasmettere opportunamente la forza al suolo. Infine le caratteristiche meccaniche della protesi, a differenza di quanto si potrebbe ragionevolmente pensare, non influiscono sulla capacità di mantenere una data velocità nel tempo, in particolare Wayand e Bundle dimostrano che l'equazione che descrive l'andamento della massima velocità di un'atleta in funzione del tempo ben si adatta a descrivere la corsa di un atleta con doppia amputazione transtibiale. Gli esiti di questa analisi permettono di affermare che durante una corsa a velocità sostenuta e pressochè costante, le protesi specifiche per la corsa garantiscono delle prestazioni sommariamente simili e sicuramente non superiori a quelle di un'arto sano. Resta tuttavia da indagare il comportamento di queste durante le fasi iniziali di partenza e accelerazione, per determinare se il design J-shaped di una protesi per la corsa sia in grado di fornire tutte le prestazioni offerte da un arto sano.

# Bibliografia

- [1] «Alle origini delle Paralimpiadi. I "Giochi internazionali per paraplegici" di Roma 1960». en. In: *ICSR Mediterranean Knowledge Working Paper Series* (gen. 2021), pp. 7–36. ISSN: 2464-9538. DOI: 10.26409/2021WPSMK01. URL: <https://doi.org/10.26409/2021WPSMK01>.
- [2] David Legg e Robert Steadward. «The Paralympic Games and 60 years of change (1948–2008): unification and restructuring from a disability and medical model to sport-based competition». en. In: *Sport in Society* 14.9 (nov. 2011), pp. 1099–1115. ISSN: 1743-0437, 1743-0445. DOI: 10.1080/17430437.2011.614767. URL: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17430437.2011.614767>.
- [3] Nachiappan Chockalingam et al. «By designing 'blades' for Oscar Pistorius are prosthetists creating an unfair advantage for Pistorius and an uneven playing field?» en. In: *Prosthetics & Orthotics International* 35.4 (dic. 2011), pp. 482–483. ISSN: 0309-3646. DOI: 10.1177/0309364611426346. URL: <https://journals.lww.com/00006479-201135040-00023>.
- [4] Gert-Peter Brüggemann et al. «Biomechanics of double transtibial amputee sprinting using dedicated sprinting prostheses». en. In: *Sports Technology* 1.4-5 (gen. 2008), pp. 220–227. ISSN: 1934-6182, 1934-6190. DOI: 10.1080/19346182.2008.9648476. URL: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/19346182.2008.9648476>.
- [5] Peter G. Weyand et al. «The fastest runner on artificial legs: different limbs, similar function?» en. In: *Journal of Applied Physiology* 107.3 (set. 2009), pp. 903–911. ISSN: 8750-7587, 1522-1601. DOI: 10.1152/jappphysiol.00174.2009. URL: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.00174.2009>.
- [6] Rose Eveleth. *Should Oscar Pistorius's prosthetic legs disqualify him from the Olympics?* Lug. 2012. URL: <https://www.scientificamerican.com/article/scientists-debate-oscar-pistorius-prosthetic-legs-disqualify-him-olympics/>.
- [7] *Inventor of the week*. URL: <https://web.archive.org/web/20070714023614/http://web.mit.edu/invent/iow/phillips.html>.

- [8] D Pailler et al. «Évolution des prothèses des sprinters amputés de membre inférieur». fr. In: *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 47.6 (ago. 2004), pp. 374–381. ISSN: 01686054. DOI: 10.1016/j.annrmp.2004.05.007. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0168605404000984>.
- [9] «Protesi di arto inferiore». In: *Dispositivi ortopedici*. Giu. 2020, pp. 148–267.
- [10] *Össur. life without limitations*. URL: <https://www.ossur.com/>.
- [11] Peter G. Weyand e Matthew W. Bundle. «Point: Artificial limbs do make artificially fast running speeds possible». en. In: *Journal of Applied Physiology* 108.4 (apr. 2010), pp. 1011–1012. ISSN: 8750-7587, 1522-1601. DOI: 10.1152/jappphysiol.01238.2009. URL: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.01238.2009>.
- [12] Peter G. Weyand et al. «Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements». en. In: *Journal of Applied Physiology* 89.5 (nov. 2000), pp. 1991–1999. ISSN: 8750-7587, 1522-1601. DOI: 10.1152/jappl.2000.89.5.1991. URL: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.2000.89.5.1991>.
- [13] John G. Buckley. «Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses». en. In: *Clinical Biomechanics* 15.5 (giu. 2000), pp. 352–358. ISSN: 02680033. DOI: 10.1016/S0268-0033(99)00094-7. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003399000947>.
- [14] Mary Beth Brown, Mindy L. Millard-Stafford e Andrew R. Allison. «Running-Specific Prostheses Permit Energy Cost Similar to Nonamputees». en. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 41.5 (mag. 2009), pp. 1080–1087. ISSN: 0195-9131. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181923cee. URL: <https://journals.lww.com/00005768-200905000-00014>.
- [15] Owen N. Beck, Paolo Taboga e Alena M. Grabowski. «Characterizing the Mechanical Properties of Running-Specific Prostheses». en. In: *PLOS ONE* 11.12 (dic. 2016). A cura di Steven Allen Gard, e0168298. ISSN: 1932-6203. DOI: 10.1371/journal.pone.0168298. URL: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0168298>.
- [16] Stacey M. Rigney, Anne Simmons e Lauren Kark. «Mechanical characterization and comparison of energy storage and return prostheses». en. In: *Medical Engineering & Physics* 41 (mar. 2017), pp. 90–96. ISSN: 13504533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2017.01.003. URL: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453317300048>.