UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in **Ingegneria Biomedica**

PROTESI SPORTIVE PER ATLETI AMPUTATI AGLI ARTI INFERIORI: PROPRIETA' INGEGNERISTICHE E LORO EVOLUZIONE TECNOLOGICA

SPORT PROSTHESIS FOR LOWER LIMBS-AMPUTATED ATHLETES: ENGINEERING PROPERTIES AND THEIR TECHNOLOGICAL EVOLUTION

Relatore:

Prof.ssa **Alida Mazzoli**

Tesi di Laurea di:

Novelli Pietro

Anno Accademico 2020/2021

Indice

Introduzione **4**

Capitolo 1 Tornare a fare sport dopo un'amputazione **6**

1.1 Il valore dello sport per le persone amputate 6

1.2 Cos'è una protesi 6

Capitolo 2 Protesi sportive **8**

2.1 Cenni di storia 8

2.2 Classificazione delle protesi in base al tipo di amputazione 9

2.3 Normativa 10

Capitolo 3 Evoluzione tecnologica delle protesi sportive **12**

Capitolo 4 Materiali degli elementi protesici **14**

4.1 Il liner 14

4.2 Il socket 16

4.3 La struttura tubolare 18

4.4 Il ginocchio protesico 19

4.5 Il piede dinamico 21

4.6 Altri materiali 22

Capitolo 5 La fibra di carbonio **24**

Capitolo 6 Processo di usura delle protesi sportive **27**

6.1 Test di valutazione dell'usura per le protesi sportive 27

6.2 Rottura a fatica delle protesi sportive 29

Capitolo 7 Rilevazione dati mediante invio questionario ad atleti paralimpici **32**

Capitolo 8 Il futuro delle protesi sportive per atleti **38**

Conclusioni **39**

Ringraziamenti **40**

Bibliografia **43**

Introduzione

Nel corso della vita potrebbe capitare che malattie, incidenti o infortuni sul lavoro portino una persona a perdere uno o più arti del proprio corpo.

Nella storia troviamo già nell'Antico Egitto le prime tracce di protesi in legno, ma la prima protesi di arto inferiore di cui si abbia notizia documentata risale al 300 a.C.: fu ritrovata nel 1858 riesumando un'antica tomba sannita della città di Capua. Si trattava di un ginocchio artificiale costruito in legno e rinforzato con bronzo, cuoio e ferro. È sorprendente come la forma della protesi di Capua fosse molto simile a quella di un ginocchio protesico moderno attualmente in uso.

L'estrema rarità di reperti protesici dell'antichità testimonia la lentezza dell'evoluzione storica: si passa infatti dall'inizio dell'Impero Romano al XV secolo.

L'esigenza degli amputati d'arto inferiore di dotarsi di una protesi è stata quindi sentita fin dall'antichità. Infatti, la perdita d'autonomia conseguente all'amputazione di una gamba è certamente superiore a quella dovuta all'amputazione di un braccio. Per questa ragione le protesi di arto inferiore sono state oggetto di continue ricerche per migliorarne la funzionalità.

La deambulazione umana, in apparenza così spontanea e naturale, è in realtà l'armonioso risultato di un insieme complesso di movimenti. È a questo perfetto modello che si ispira la tecnologia protesica per la ricerca e lo sviluppo di nuovi componenti e nuovi materiali.

Praticando atletica fin da piccolo, sono sempre stato appassionato dello sport paralimpico e ho sempre ammirato la forza di questi atleti di tornare a correre con una protesi a seguito di un incidente o di una malattia.

Questo elaborato si pone quindi come obiettivo lo studio di una tipica protesi sportiva, utilizzata dagli atleti con amputazione agli arti inferiori nelle competizioni su pista.

Per l'elaborazione sono state revisionate la letteratura scientifica e le risposte di alcuni atleti paralimpici a un questionario a loro posto.

Fig.1: Protesi per il piede dall'Antico Egitto di circa 3000 anni fa

Fig.2: "Gamba di Capua"

Capitolo 1

Tornare a fare sport dopo un'amputazione

1.1 Il valore dello sport per le persone amputate

Lo sport è un diritto di tutti (artt. I-VIII della Carta Europea dello Sport per Tutti), anche di chi ha una disabilità, per cui la mancanza di un arto non può essere considerata una limitazione.

La rivista *Sport Medicine* ha condotto una ricerca sulla relazione tra lo sport e le persone amputate: sei studi hanno analizzato in particolare la relazione tra la partecipazione allo sport, gli aspetti psicologici e la qualità della vita delle persone con amputazione degli arti. Nei suddetti studi sono stati utilizzati questionari e interviste per comprendere la motivazione a partecipare allo sport, l'autostima, i benefici percepiti e le difficoltà incontrate negli individui fisicamente attivi con amputazione degli arti.

E' stato rilevato che la qualità della vita e l'autostima dei soggetti amputati che hanno fatto sport, erano superiori a quelle di persone con amputazione degli arti che non avevano partecipato ad alcuna attività fisica. Lo sport e l'attività fisica hanno aiutato questi individui ad aumentare i loro rapporti sociali e incrementare la conoscenza delle attrezzature sportive.

In conclusione, lo studio dimostra che praticare sport ha aiutato i soggetti con amputazione degli arti inferiori ad accettare la loro disabilità e a migliorare le proprie capacità motorie. Inoltre i benefici psico-sociali per questi individui sono del tutto uguali a quelli sperimentati da persone abili.

1.2 Cos'è una protesi

In generale, una protesi è una sostituzione artificiale di una parte mancante del corpo e permette alle persone amputate agli arti inferiori di condurre la vita quotidiana in autonomia.

Il processo di protesizzazione fa parte della medicina riabilitativa. Le protesi, compresa quella sportiva, sono prescritte dal medico riabilitatore in stretta collaborazione con il tecnico ortopedico.

Negli ultimi decenni l'innovazione tecnologica di questi ausili è stata tale da permettere un'importante crescita nel settore e, vista l'importanza dello sport, viene svolta molta ricerca per la progettazione di protesi sportive, che permettono così di poter praticare le più svariate discipline, spesso a livelli agonistici molto alti, avvicinandosi a quelli dei normodotati.
Inoltre, la ricerca nell'ambito delle protesi sportive porta enormi benefici negli ausili protesici per gli amputati che non praticano sport. Questo perché le protesi sportive sono soggette a maggiori controlli e subiscono test (biomeccanici e sui materiali) più approfonditi, viste le caratteristiche dinamiche che devono avere.

Capitolo 2

Protesi sportive

2.1 Cenni di storia

L'attenzione verso le attività sportive per le persone disabili nacque su iniziativa di sir Ludwig Guttmann, un aristocratico inglese che fondò nel 1948 a Stoke Mandeville, nei pressi di Londra, un centro di riabilitazione per i lesionati midollari reduci di guerra, dove organizzò i primi giochi sportivi.

Le prime protesi per utilizzo sportivo, tuttavia, sono arrivate nel secondo dopoguerra, quando si è sentita la necessità, per un gran numero di persone, di aumentare l'inclusione sociale e il benessere attraverso lo sport.

Nel 1960, in concomitanza delle Olimpiadi, si disputarono a Roma i primi Giochi per disabili, ma solo nel 1976, a Toronto, questa manifestazione si aprì ad altre tipologie di handicap come quella degli amputati. Il livello tecnologico delle protesi di allora non consentiva agli atleti di correre e saltare in maniera adeguata tanto che molti partecipanti correvano e saltavano su un solo arto. Una rudimentale protesi da passeggio era invece sufficiente per assicurare un buon livello prestazionale nelle discipline di lancio.

La vera svolta avvenne alle Paralimpiadi di Seoul, nel 1988, dove venne utilizzato il primo piede dinamico: un arto progettato con la funzione non solo di mero appoggio, come era prima, ma anche di impulso vero e proprio.

Si trattava di una molla che si comprimeva col carico dell'atleta e liberava energia in avanti. L'unico atleta che indossava questa protesi era lo statunitense Dennis Ohler che difatti superò i precedenti record mondiali dei 100, 200 e 400 metri per amputati sotto il ginocchio. Il nuovo

tipo di protesi si diffuse in breve in tutto il mondo anche grazie alla sua versatilità, utilizzabile anche per l'uso non agonistico.

Le Paralimpiadi del 1992 a Barcellona videro protagonista l'americano Tony Volpentest, privo dei piedi e delle mani eppure capace di correre i 100 metri in 11"63 e i 200 in 23"07 grazie a piedi di nuovo profilo, specifici per lo sprint.
Dal 1996 si può affermare che grazie alle nuove tecnologie, gli atleti hanno concretamente la possibilità di cimentarsi con successo in tutte le gare di corsa e salto, con prestazioni sempre più vicine a quelle degli atleti normodotati.

2.2 Classificazione delle protesi in base al tipo di amputazione

- Transfemorale (TF): protesi per amputazione sopra al ginocchio, al livello del femore. Per la protesizzazione sono necessari: un piede protesico, l'articolazione di ginocchio, i componenti di collegamento all'invasatura e, in molti casi, la cuffia, che collega la protesi al moncone.

- Transtibiale (TT): protesi per amputazione sotto al ginocchio che prevede l'asportazione di porzioni di tibia e perone. Per la protesizzazione sono necessari: un piede protesico, i componenti di collegamento all'invasatura e la cuffia, che collega la protesi al moncone.

L'amputazione può essere monolaterale o bilaterale: di conseguenza un atleta può correre con una o due protesi TF o TT.

In particolare il Comitato Paralimpico Internazionale classifica gli atleti nelle seguenti categorie, al fine di creare dei gruppi omogenei in gara:

- T42-44: compromissione di uno o due arti inferiori (non obbligatorio l'uso di protesi);
- T61-64: amputati bilaterali o monolaterali TF o TT (necessario l'uso di protesi).

2.3 Normativa

Le protesi d'arto inferiore, essendo un dispositivo medico, sono regolate dal Regolamento Europeo MDR 2017/745, che abroga la direttiva 93/42.
Devono essere dotate di marcatura CE, che indica la loro conformità e consente la libera circolazione nell'Unione.
Mentre nella direttiva 93/42 i fabbricanti erano tenuti a presentare una sorta di dichiarazione con alcune specifiche del dispositivo, con il regolamento MDR (cap.10 par.11 e allegato I punto 23) vengono ben definite tutte le informazioni che il dispositivo medico deve avere per circolare in Europa:

1. descrizione e specifiche del dispositivo, inclusi accessori e varianti;
2. informazioni fornite dal fabbricante (etichetta, tipo di confezionamento, istruzioni per l'uso);
3. informazioni di progettazione e fabbricazione;
4. requisiti generali di sicurezza e prestazione;
5. analisi dei rischi e dei benefici e gestione del rischio;
6. verifica e convalida del prodotto (dati preclinici e clinici, test effettuati in laboratorio);

Le protesi sportive, oltre a seguire le linee guida usate per tutte le protesi di arto inferiore, devono essere realizzate con materiali e componenti presenti sul mercato, in modo da non andare incontro al "doping tecnologico".
Attualmente, il test relativo alle protesi per soggetti transtibiali e transfemorali è documentato dalla normativa ISO (International Organization for Standardization) 10328, che presenta specifiche procedure per la realizzazione di test statici e ciclici per rilevare le deformazioni di protesi per arto inferiore. Il test si riferisce alle sole protesi per uso quotidiano e non a quelle sportive per la corsa, nonostante questo le verifiche eseguite assumono comunque come linee guida quelle proposte dalla ISO 10328.
I test relativi alla valutazione dell'usura di una protesi sportiva verranno analizzati nel capitolo 6.

Fig.3: Atlete con protesi transtibiali e transfemorali

Capitolo 3

Evoluzione tecnologica delle protesi sportive

Nella protesizzazione dell'arto inferiore, solo a partire dai primi anni Sessanta, grazie alla disponibilità di tecnologie avanzate provenienti dall'industria automobilistica ed aerospaziale, centri di ricerca ed aziende del settore (principalmente tedesche, statunitensi ed inglesi) hanno sviluppato materiali più confortevoli, resistenti e leggeri, articolazioni e componenti protesici più funzionali, tecniche di costruzione in grado di semplificare e migliorare le lavorazioni. Infatti, fino ad allora, le protesi erano realizzate con un sistema di costruzione detto "tradizionale" in quanto si utilizzavano componenti realizzati prevalentemente in legno.

La prima grande rivoluzione nelle protesi di arto inferiore si ebbe nel 1965, quando fu presentato il sistema di costruzione "scheletrico-modulare". Era caratterizzato da una struttura portante (scheletro) composta da componenti metallici (moduli ed articolazioni) facilmente collegabili, posizionabili e intercambiabili tramite un sistema registrabile a quattro viti. Per la rapidità con cui i componenti sono assemblati ed allineati (posizionamento relativo di uno rispetto all'altro), per l'elevata funzionalità delle articolazioni disponibili, per la loro varietà e per la qualità della cosmesi ottenibile, il sistema di costruzione scheletrico-modulare ha ormai sostituito quello tradizionale nella protesizzazione di tutti i livelli d'amputazione.

Nonostante questi vantaggi, poiché i primi componenti erano realizzati in acciaio, il peso delle protesi risultava di poco inferiore a quello dell'analoga protesi tradizionale. Il contenimento del peso della protesi è indispensabile in quanto consente di ridurre l'affaticamento (conseguente al continuo spostamento della protesi durante la fase di oscillazione del passo) e, quindi, permette un suo maggior utilizzo nell'arco della giornata.
Per ridurre il peso della protesi, a partire dalla prima metà degli anni '80, sono stati introdotti componenti realizzati con materiali che, a parità di resistenza meccanica rispetto all'acciaio, hanno un peso specifico inferiore: leghe d'alluminio, leghe di titanio e, soprattutto, fibre di carbonio.

Fig.4: Oscar Pistorius, primo atleta "bionico" a vincere una medaglia in una competizione per normodotati.

Capitolo 4

Materiali degli elementi protesici

Una protesi da corsa è formata da più componenti, ciascuno progettato con un materiale specifico per rispondere alle esigenze del paziente. Un materiale, per poter essere impiegato con successo in una determinata applicazione, deve avere sia le caratteristiche chimico-fisiche appropriate, sia le caratteristiche tecnologiche che consentono la trasformazione del materiale nel manufatto. La scelta dei materiali si riflette non solo sulle prestazioni, ma anche sulla sicurezza dell'atleta: occorre infatti garantire l'integrità strutturale di ogni singolo componente e della protesi intera mediante test meccanici che seguono la suddetta normativa ISO 10328 .

La sfida più grande nello sviluppo di gambe protesiche sportive adeguate è quella di ottenere una buona cooperazione tra utente e gamba protesica nel complesso contesto dello sport. La volontà dell'atleta di avere il controllo completo della propria gamba è il fattore più complesso. Per ottenere l'idea di controllo completo, l'atleta deve acquisire una "sensazione estesa" della gamba protesica. Il sistema uomo-macchina deve quindi essere sviluppato in modo tale che si crei un legame diretto tra l'attivazione dei sistemi fisiologici propri dell'organismo (muscoli e articolazioni) e il movimento di una protesi.
Per riuscire in questo intento ogni elemento che compone la protesi sportiva deve essere realizzato con materiali adatti, tali da favorire sia l'alto livello prestazionale sia il comfort dell'atleta durante l'uso.

4.1 Il liner

Il liner ha un ruolo molto importante di collegamento tra il moncone e l'invasatura. E' a tutti gli effetti una cuffia che riveste e protegge il moncone, garantendo una maggior superficie di contatto con l'invasatura. Il suo ruolo è inoltre quello di limitare il movimento della protesi e la conseguente frizione tra invasatura e moncone che potrebbe danneggiare la pelle. Il liner uniforma le forze che si generano sulla gamba durante il movimento, evitando la formazione

di punti di pressione localizzati. Può essere formato da tre diversi materiali a seconda dello stato del moncone: silicone (SIL), poliuretano (PUR), elastomeri (TPE).

- Il silicone è un polimero inorganico, biocompatibile e meccanicamente buono. E' resistente, offre stabilità e ottima adesione. E' particolarmente indicato per adattarsi sui monconi con tessuti molli in eccesso. Ha inoltre una durata molto elevata e garantisce un'ottima compressione. Il silicone è utilizzato sia per protesi transtibiali che transfemorali, ma è più adatto per quei soggetti con amputazione transtibiale che non necessitano di una grande mobilità. E' indicato anche per monconi di forma cilindrica e strutture ossee prominenti;
- Il poliuretano (rientra nella classe degli elastomeri termoplastici) offre una distribuzione uniforme della pressione, oltre ad una calzata confortevole; è particolarmente adatto per quei soggetti che presentano cicatrici e/o pelle sensibile perché riesce a smorzare le forze da impatto. E' adatto per tutti i soggetti che compiono attività a bassa o alta intensità e per qualsiasi grado di amputazione;
- Gli elastomeri termoplastici sono una classe di copolimeri, cioè una miscela polimerica (di solito plastica e gomma) con proprietà termoplastiche ed elastomeriche (capaci quindi di subire grandi deformazioni elastiche). E' applicato ai soggetti che presentano cute secca, in quanto il materiale contiene olio minerale che permette un'ottima simbiosi con la pelle. Gli elastomeri termoplastici sono utilizzati principalmente per soggetti transtibiali con un livello di mobilità medio-basso, raramente per soggetti transfemorali.

Fig.5: Liner in silicone della Ottobock

4.2 Il socket

L'invasatura (socket) è sicuramente il componente più importante: è l'effettiva interfaccia protesi-moncone e, quindi, permette il movimento e il controllo della protesi.
L'invaso è fatto sempre su misura perché ogni paziente presenta un moncone con forma e dimensioni uniche. Il primo passo della progettazione prevede la realizzazione di un calco negativo in gesso del moncone, ed è essenziale perché non è possibile creare l'invasatura direttamente sul moncone, in quanto i tempi di progettazione e realizzazione sono sempre molto lunghi. Il calco negativo è riempito tramite una colata di gesso per ottenere il corrispettivo positivo. Una volta ottenuto il calco occorre creare l'invasatura vera e propria.

- **Invasatura a pareti rigide**: sono utilizzati materiali quali resine di laminazione e polipropilene. Le resine epossidiche da laminazione reticolano insieme ad un indurente a temperatura ambiente, sopra i 25° o a caldo; sono caratterizzate da un'ottima resistenza meccanica e termica (oltre i 150°), bassa viscosità, ottima bagnabilità delle fibre e resistenza all'ingiallimento oltre ad un'elevata finitura superficiale. Il polipropilene (PP) è un polimero termoplastico molto resistente dal punto di vista chimico, fino a 120° mantiene le proprie caratteristiche di resistenza meccanica e la sua lavorazione è relativamente semplice.
  Questi due materiali sono applicati sul calco positivo in due diversi modi:
  - Laminazione: le fibre, spesso in carbonio, vengono posizionate su uno stampo sul quale viene versata la resina epossidica; l'indurimento è fatto 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 di materie plastiche a caldo, fatta sotto pressione o sottovuoto. E' una tecnica efficace se occorre formare uno spessore delle pareti molto sottile e se la precisione dimensionale richiesta è superiore al millimetro. In questo caso una lastra sottile di propilene è riscaldata in forno poi adattata sul modello positivo del gesso. Alla fine si ottiene un'invasatura rigida, resistente ma a pareti sottili e quindi leggera.

Fig.6: Invasatura rivestita in fibra di carbonio

- **<u>Invasatura a pareti flessibili</u>**:questo tipo di invasatura, più moderna, è applicabile per tutti i tipi di amputazione. Presenta pareti sottili, flessibili e trasparenti; un telaio rigido portante in fibre di carbonio laminate che deve trasferire il carico allo scheletro protesico. L'invasatura vera e propria è costruita con il polietilene, un materiale leggero ma molto resistente con un'elevata resistenza agli agenti chimici, agli urti e all'acqua. Il polietilene è largamente utilizzato perché presenta un basso coefficiente di attrito, quindi ottimo per essere applicato sul moncone, e resiste molto bene alla fatica (fenomeno meccanico per cui un materiale sottoposto a carichi variabili nel tempo si danneggia fino a rottura anche se rimasto nel suo limite di elasticità). L'invasatura flessibile e trasparente è inserita nella struttura portante: questa può essere fatta da fibre di carbonio ma anche da nylon, kevlar, dacron o fibre di vetro:
    - <u>Nylon</u>: è uno dei polimeri termoplastici più comuni per la realizzazione di fibre ed è caratterizzato da una buona resistenza all'abrasione. Inoltre resiste bene all'acqua, è leggero ed economico;
    - <u>Kevlar</u>: è una fibra sintetica aramidica, ovvero una fibra polimerica ad altissime prestazioni meccaniche ottenuta per lavorazione di poliammidi aromatiche. Il Kevlar è utilizzato come fibra di rinforzo grazie alla sua grande resistenza meccanica alla trazione;

- Fibre di vetro: caratterizzate da ottima resistenza meccanica, basso costo, buona tenacità, basso modulo elastico. Inoltre non assorbe umidità, ha elevata resistenza alla compressione e un'ottima compatibilità con le resine per la creazione di materiali compositi;
- Dacron: si tratta del polietilene tereftalato (PET), cioè una resina termoplastica che si presenta trasparente, flessibile e con resistenza a trazione, strappi e urti. Ha ottime proprietà meccaniche, termiche e resistenza chimica.

Questa tipologia di socket permette un comfort molto elevato: durante il movimento le contrazioni muscolari modificano forma e geometria del moncone, di conseguenza un'invasatura flessibile si adatta meglio a queste variazioni volumetriche.

Fig.7: Invasatura a pareti flessibili

4.3 La struttura tubolare

La struttura tubolare di una protesi è costituita da più moduli strutturali che collegano l'invasatura alle articolazioni di ginocchio e caviglia; il loro compito è quello di ricoprire il ruolo del femore, del perone e/o della tibia a seconda del tipo di amputazione. I moduli sono costituiti da materiali che consentono di ottenere leggerezza, rigidezza e capacità di resistere

alle sollecitazioni esterne, specialmente a compressione. La scelta ricade quindi sulle leghe di titanio, leghe di alluminio e fibra di carbonio.
In particolare il titanio è il miglior materiale che possa essere utilizzato per la fabbricazione della struttura tubolare, perché possiede allo stesso tempo leggerezza e buone proprietà meccaniche, sebbene sia più costoso rispetto agli altri materiali citati.
L'alluminio è presente nella lega finale in una concentrazione maggiore del 90%. Il grande vantaggio di questo materiale è quello di essere altamente leggero, sebbene presenti proprietà meccaniche inferiori.

La fibra di carbonio sarà analizzata nel capitolo 5.

4.4 Il ginocchio protesico

Nei soggetti con amputazione transfemorale, la perdita del retto femorale (uno dei quattro muscoli del quadricipite) causa una mancata propriocezione a livello di stabilità dell'anca e di controllo del ginocchio, di conseguenza la flessione di quest'ultimo risulta essere incompleta durante le fasi di una corsa veloce. Questo porta a un'andatura anomala che richiede la presenza di una protesi artificiale di ginocchio efficace.

Sono stati analizzati in particolare due tipi di protesi.

Il primo ginocchio è il *Cheetah I* dell'azienda Ossur: un ginocchio leggero con controllo dell'oscillazione idraulica trifase, appositamente progettato per una rapida flessione ed estensione per la corsa e lo sprint. Il design policentrico offre una buona stabilità in appoggio, con una decelerazione controllata che consente agli utenti di partecipare a una vasta gamma di attività sportive.

Fig.8: Ginocchio protesico Cheetah I, Ossur

Il secondo è il *Ginocchio Modulare Sportivo 3S80* della Ottobock: un ginocchio sportivo in grado di resistere ai carichi elevati generati durante la corsa, dotato inoltre di bloccaggio manuale. Compatto e robusto, è ottimizzato per ogni tipo di corsa sportiva. Nel senso della flessione, l'arto protesizzato inferiore si solleva liberamente fino a un angolo di flessione di circa 60°. Anche con una velocità del passo elevata, è assicurato un arresto armonico dell'estensione grazie all'ammortizzazione della stessa, che aumenta notevolmente poco prima di raggiungere la posizione finale. L'ammortizzazione della flessione e dell'estensione possono essere regolate separatamente.

Fig.9: Ginocchio protesico 3S80, Ottobock

4.5 Il piede dinamico

La parte inferiore della protesi è costituita dal piede protesico, che è il medesimo per entrambi i soggetti transtibiali e transfemorali. Nella transtibiale l'invasatura è unita al piede protesico per mezzo di aggancio e, insieme al liner, è simile a quella applicata per le amputazioni transfemorali; non è presente naturalmente l'articolazione artificiale del ginocchio.

In particolare nelle competizioni di corsa (nella specialità della velocità) due sono i modelli di piede protesico più utilizzati.

Il primo è il *Cheetah Xtreme* dell'azienda Ossur: è il piede da scatto ottimale per gli sprint su brevi distanze, detentore di numerosi record del mondo. La lamina in carbonio, progettata specificamente per gli scatti su brevi distanze, ha una curvatura più decisa e accentuata rispetto agli altri modelli Cheetah. La sua forma dinamica aumenta la flessione del piede, a favore di una maggiore resa di energia. Il piede lungo e piatto potenzia la spinta, mentre il supporto plantare flesso promuove la progressione in avanti.

Fig.10: Cheetah Xtreme, Ossur

Il secondo più utilizzato è il piede *1E90 Sprinter* dell'azienda Ottobock che si distingue per il peso contenuto, ed è indicato per amputati transfemorali e transtibiali. Il profilo della molla in fibra di carbonio assicura un'elevata risposta dinamica e una bassa resistenza, caratteristiche indispensabili per un piede protesico ad alte prestazioni.

Fig.11: 1E90 Sprinter, Ottobock

4.6 Altri materiali

In una protesi da corsa, oltre agli elementi protesici già studiati, troviamo anche la bulloneria in titanio e le solette, spesso caratterizzate da inserti in plastica su cui possono essere fissati i chiodi. La soletta chiodata, attaccata alla parte della lama in carbonio corrispondente all'avampiede di un essere umano, vuole replicare la funzionalità di una scarpa chiodata tipicamente usata dai velocisti normodotati, garantendo stabilità e aderenza alla pista durante la corsa.

Fig.12: Scarpe chiodate per la velocità

Fig.13: Particolare delle protesi da corsa: soletta chiodata

Capitolo 5

La fibra di carbonio

Le prestazioni sportive degli amputati sono notevolmente migliorate negli ultimi venti anni insieme allo sviluppo delle protesi in fibra di carbonio. In origine, l'obiettivo del miglioramento delle protesi era quello di cercare di aumentare le prestazioni, riducendo lo svantaggio funzionale del piede protesico rispetto al piede umano. Ora le protesi sportive possono addirittura fornire un vantaggio meccanico sull'arto umano.

Nell'ortopedia protesica sono quattro i metodi di lavorazione del carbonio:

1. la lavorazione per colata: è la più tradizionale nella tecnica ortopedica, sebbene ci siano alcuni limiti quali il peso molto elevato del prodotto finale e un certo grado di nocività: il carbonio in tessuto rilascia infatti microparticelle particolarmente dannose per l'essere umano.
2. le lastre termoformabili: le più utilizzate sono quelle in acrilico, poiché garantiscono una forte resistenza; quelle in polietilene, invece, ottime in altri campi, non presentano la stessa efficacia nell'ortopedia. Fra le lastre di carbonio più efficaci nel loro genere c'è il Gilacril: sono lastre termoformabili combinate con dell'acrilico e lavorabili già a 130°; di ottima qualità, facili da utilizzare e acquistabili con spessori diversi, sono fra le lastre di carbonio migliori presenti sul mercato.
3. l'Easypreg: è ormai considerato la soluzione di carbonio migliore per la tecnica ortopedica. Si tratta di lastre di carbonio molto sottili ma resistenti come quelle più spesse. Sulle lastre si può disegnare la forma che si desidera e in seguito ritagliarla come su un foglio di carta. Questo materiale inoltre si combina tramite fusione con tutti i suoi derivati senza l'ausilio di prodotti a base di acrilico. In definitiva l'Easypreg garantisce massima resistenza in uno spessore veramente minimo e una leggerezza irraggiungibile per gli altri materiali. Un'altra sua particolarità sta nel poter facilmente creare punti di maggior spessore e di maggiore resistenza esattamente dove lo si desidera, grazie alla fusione a caldo. Di conseguenza gli sprechi sono minimi

(ecosostenibile): ogni ritaglio di materiale scartato può essere infatti riutilizzato fondendolo per creare un punto di maggiore resistenza. A differenza delle lastre di carbonio tradizionali, l'Easypreg si lavora a 220°/250° per permettere la fusione a caldo. Per tutte le peculiarità di questo materiale c'è bisogno che chi lo lavora abbia conoscenze specifiche.

Se il piede protesico in fibra di carbonio fosse modellato come una molla, il lavoro fatto per comprimerla può essere calcolato tramite l'integrale di una curva forza-spostamento.
L'efficienza energetica può essere calcolata tramite la formula

$$\frac{energia\ restituita}{energia\ immagazzinata} \text{x } 100\% \qquad [1]$$

La caviglia umana produce in pratica più lavoro di qualsiasi altra articolazione di arto inferiore. Usando la formula precedente, è stato calcolato che il piede umano ha un'efficienza energetica del 241% durante una corsa a 2.8 m/s, immagazzinando e rilasciando energia dal tendine di Achille, attivando la flessione plantare.
Il dispendio di energia cresce con l'aumento del livello di amputazione e può essere influenzato dal tipo di protesi usata durante la corsa.

Finora solo uno studio ha esaminato il costo energetico durante la corsa degli amputati rispetto a quella dei normodotati.
Tre soggetti, un amputato bilaterale e due monolaterali, correndo a 2.2 m/s, hanno mostrato una frequenza cardiaca (FC) e un VO_2 max (massimo consumo di ossigeno nell'unità di tempo) inferiori nella corsa svolta con una protesi in fibra di carbonio rispetto alla corsa svolta con una protesi non specificatamente realizzata per tale scopo. Inoltre, correndo con la protesi in fibra di carbonio, la loro FC (186 ± 3.5 bpm) e VO_2 max (50.7 ± 9.1 ml/kg/min) erano simili a quelle di soggetti normodotati con stessa età, stato di allenamento e corporatura (FC=182 ± 2.5 bpm, VO_2 max= 55.0 ± 8.7 ml/kg/min).
Pertanto, le protesi in fibra di carbonio consentono agli amputati di raggiungere gli stessi livelli di dispendio energetico delle persone abili durante la corsa.

La fibra di carbonio permette di creare protesi da corsa di forme e rigidità diverse. La rigidità delle gambe protesiche da corsa è risultata essere significativamente correlata con la massima velocità raggiungibile da una persona amputata.
L'utilizzo del piede *Cheetah Xtreme* con una categoria di rigidità maggiore ha portato a una migliore simmetria nella corsa degli amputati transtibiali e a un aumento dell'angolo di flessione plantare della protesi stessa, creando efficacemente una leva più corta e riducendo i momenti estensori dell'anca.

Infine, una protesi da corsa deve essere più leggera di un arto umano affinché il soggetto amputato abbia un dispendio energetico simile a quello dei normodotati.

Capitolo 6

Processo di usura delle protesi sportive

6.1 Test di valutazione dell'usura per le protesi sportive

La normativa ISO 10328 prevede un carico massimo di compressione, di natura statica, di 3360 N, che viene applicato al piede protesico. Secondo le acquisizioni cinetiche-dinamiche della corsa di soggetti amputati e normodotati, è emerso che l'arto protesico scarica sul terreno una forza verticale compresa tra 2500 N e 2700 N, mentre un arto sano arriva a 3000 N e, nel caso di atleti d'èlite, anche 3200 N.
Viene quindi fissato un valore di -4000 N (carico di compressione) come resistenza a rottura, mentre per la prova a fatica si applicano -1500 N per un totale di 300.000 cicli.
Il numero di cicli proposto corrisponde a circa tre ore di allenamento quotidiano per tutto l'anno, al termine del quale la protesi va sostituita perché vengono meno le sue proprietà meccaniche, causando una diminuzione delle prestazioni.
La normativa ISO 10328, anche se specifica per le sole protesi ad uso quotidiano, presenta comunque delle linee guida che devono essere necessariamente seguite per una corretta validazione dei dispositivi sportivi; i test proposti sono gli stessi che sarebbero effettuati su una protesi da cammino, ma occorrerà modificare il punto di rottura della protesi stessa, per cui si applicherà una maggior tensione per i test statici e ciclici e si incrementeranno i cicli di utilizzo.

Secondo la ISO 10328 una protesi per arto inferiore deve essere progettata in modo tale da sostenere le sollecitazioni che si presentano quando il soggetto amputato compie il movimento per il quale la protesi è stata progettata.
La normativa prevede tre tipologie di test a cui il dispositivo protesico deve essere sottoposto:

- *Proof strength*: un carico statico elevato, rappresentativo di una qualsiasi azione o evento occasionale, è applicato sul dispositivo, il quale deve rispondere in maniera

positiva, deve cioè essere ancora in grado di compiere la funzione per cui è stato progettato;

- *Ultimate strength*: si applica un carico statico, rappresentativo di un singolo evento traumatico di intensità molto elevata, che può essere sostenuto dalla protesi, ma che, a seguito della sollecitazione, non riesce a mantenere intatte le sue funzionalità;
- *Fatigue strength*: un carico ciclico applicato per un periodo di tempo ben definito, che deve essere sostenuto dalla protesi senza che perda le sue proprietà meccaniche.

E' da sottolineare il fatto che l'ausilio protesico, o un suo qualsiasi componente, non deve in nessun caso arrivare a rottura nei test proposti al fine della validazione.

Le prove statiche, che comprendono i test *proof strength* e *ultimate strength*, sono applicati sia sulla protesi intera che sui singoli componenti; per l'articolazione del ginocchio è eseguito anche un test a flessione di tipo *ultimate strength*.
Il test *fatigue strength* è utilizzato sia sull'intera protesi sia sull'articolazione del ginocchio, di caviglia e sul piede protesico.

Per quanto riguarda la protesi da corsa, considerando la letteratura in merito, i test effettuati si concentrano soprattutto sul piede protesico in fibra di carbonio, che è sottoposto a prove di compressione statiche e cicliche per la rilevazione della resistenza a fatica.
Per quanto concerne il test a fatica, la normativa propone un numero di cicli più elevato (2.000.000). La torsione non è testata perchè difficilmente il componente si danneggia a causa di questa sollecitazione; la componente più critica è quella di compressione che si genera ogni volta che il piede spinge verso terra per generare la spinta in avanti.
I risultati dei test permettono di creare un modello matematico che consente di valutare come i parametri quali il modulo elastico, la lunghezza delle fibre e lo spessore delle lamine influenzano la diminuzione della rigidità del piede, oltre a ottimizzare il materiale della protesi.

6.2 Rottura a fatica delle protesi sportive

Il fenomeno della fatica è un aspetto molto rilevante dei materiali compositi; l'applicazione ciclica di carichi variabili su un composito può dar vita a una frattura, di tipo fragile, anche se le tensioni subite sono inferiori a quella di rottura.
In un piede protesico un'eventuale rottura a fatica è da tenere in considerazione. Infatti, il ripetuto contatto con il terreno e il peso corporeo, scaricato attraverso l'invasatura, stressano di continuo la struttura protesica e, di conseguenza, il prolungato utilizzo del dispositivo, altamente votato alla ricerca della massima prestazione, può condurre a una sua rottura improvvisa o a una progressiva perdita di rigidezza.
Nei compositi la rottura a fatica è una rottura progressiva causata dalla formazione e propagazione di difetti presenti all'interno della protesi.
Le conseguenze derivanti sono le seguenti:
- rottura della fibra;
- scollamento tra fibra e matrice (*debonding*);
- scollamento delle lamine in prossimità dei bordi (delaminazione);
- fessurazione della matrice.

Un composito che ha come carica di rinforzo delle fibre lunghe in carbonio, tende all'anisotropia: le sue proprietà fisiche e chimiche dipendono dalla direzione lungo la quale sono considerate le fibre. Il danneggiamento a fatica può iniziare ben prima del suo cedimento meccanico.
La formazione di cricche, cioè fenditure sottili e profonde, è dovuta prevalentemente a carichi applicati ciclicamente sul materiale; queste tendono a diventare più profonde con il passare del tempo, ma, se nel composito sono utilizzate delle fibre che rendono il materiale anisotropo su una certa direzione, lo sviluppo dimensionale di una cricca può andare incontro a un arresto a causa della disposizione delle fibre stesse. In ogni caso nella progettazione a fatica si fa in modo che il carico subito dal materiale sia sempre inferiore rispetto a quello che produce un suo danneggiamento.

La rigidezza dei piedi protesici è un parametro fondamentale: il loro danneggiamento si misura, oltre che per un'eventuale rottura fisica, anche in base alla diminuzione di rigidezza, eventi causati entrambi da fenomeni di fatica.
L'orientamento delle fibre e la sequenza dell'impacchettamento incidono sul fenomeno della fatica: è appurato che la massima resistenza è mantenuta lungo la direzione delle fibre, ma se il composito ha lamine aventi tutte le fibre allineate con il carico applicato allora è probabile che si verifichi un cedimento dovuto alla bassa resistenza del laminato in direzione trasversale. Una soluzione efficace è quella di disporre di alcune lamine a 90° (*cross-ply*), oppure disporle a 5° - 10°.
In un laminato *cross-ply*, le cricche a fatica iniziano sempre nelle lamine a 90° e sono sempre disposte ortogonalmente rispetto al carico applicato (che è minore del 20% della resistenza a trazione del laminato) e interessano l'intera sezione resistente della lamina.
Se il carico è invece superiore al 15% - 20%, al crescere del numero dei cicli le cricche si sviluppano longitudinalmente portando a una completa separazione e indipendenza delle lamine, diminuendo considerevolmente la rigidezza della protesi.

Se la cricca si forma nella matrice e, con il passare dei cicli, si avvicina alla fibra, si può generare il fenomeno del *debonding* quando la concentrazione di tensione, cioè un incremento di tensione causato dalla presenza di una discontinuità o da variazione di forma, coinvolge la zona di interfaccia fibra-matrice.
Lo scollamento che ne deriva è caratteristico dei compositi con bassa adesione fibro-matrice; se invece l'adesione è alta, la cricca, una volta incontrata la fibra resistente, aggira l'interfaccia fibra-matrice per continuare a propagarsi al di là di questa; al contrario, se la fibra è poco resistente, la cricca può attraversarla senza problemi.

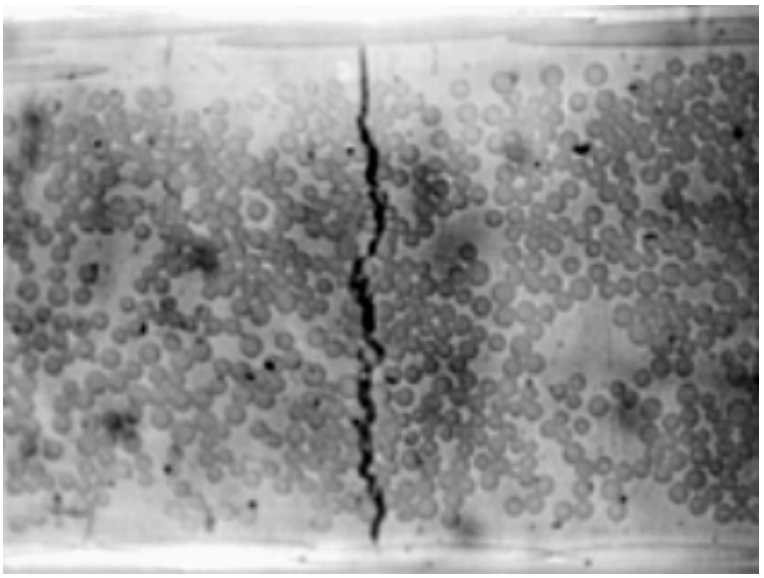

Fig.14a: Cricca in direzione ortogonale rispetto al carico.

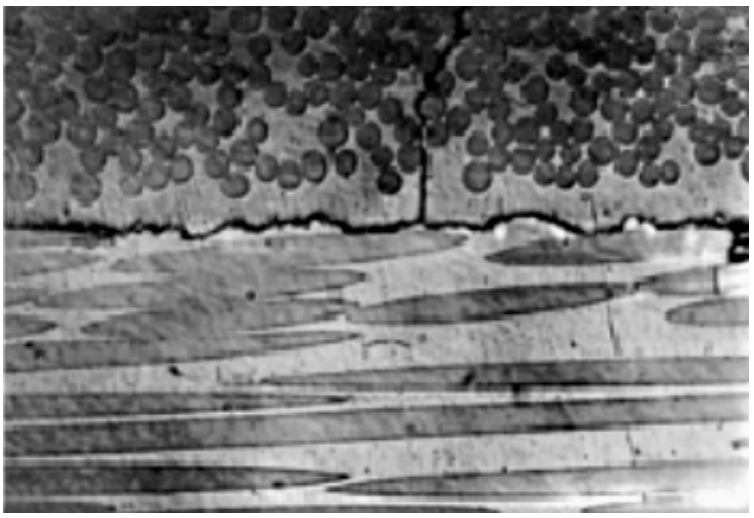

Fig.14b: Cricca in direzione longitudinale rispetto al carico.

Capitolo 7

Rilevazione dati mediante invio questionario ad atleti paralimpici

Durante la stesura di questo elaborato, mi sono reso conto della complessità che caratterizza una protesi sportiva da corsa e, per quanto la letteratura scientifica possa aiutare a comprenderne la composizione e il funzionamento, ho capito che nessuno meglio dei paratleti può spiegare la propria esperienza di corsa a seguito di un'amputazione.
Ho contattato quindi diversi atleti italiani che corrono con le protesi e ho ricevuto risposta da Martina Caironi e Andrea Lanfri, ai quali ho posto alcune domande volte ad avere maggiori informazioni sulle loro protesi da corsa.

Martina Caironi, nata ad Alzano Lombardo nel 1989, è vittima, nel 2007, di un incidente in motorino che le cambia la vita: le viene amputata la gamba sinistra, sopra il ginocchio. Nel 2010 inizia a praticare atletica nelle specialità del salto in lungo e dei 100 e 200 metri. Nel 2012 si laurea campionessa paralimpica ai Giochi di Londra nei 100 metri. Alle Paralimpiadi di Rio, nel 2016, conquista un oro nei 100 metri e un argento nel salto in lungo. Il suo ultimo grande risultato sono stati i due argenti, nei 100 metri e nel salto in lungo, ai Giochi di Tokyo 2020.
L'atleta delle Fiamme Gialle conta un totale di 13 ori e 6 argenti, dal 2012 in poi, tra Giochi, Mondiali e Europei Paralimpici.
Questo è il suo contributo.

1. A quale centro protesi fai riferimento?

Faccio riferimento al centro protesi Inail di Vigorso di Budrio (BO) per quanto riguarda le protesi sportive e alla sede della Ottobock di Budrio per quanto riguarda la protesi da cammino.

2. Quanto è lungo il processo di costruzione della tua protesi da corsa (dal primo incontro con gli ortopedici alla prima prova)? E quanto può costare una protesi come la tua?

La protesi da corsa richiede una prima fase di calco: vengono prese le misure del moncone (che possono variare molto durante la vita di un amputato) tramite un sistema a pressione con l'acqua (acqua-system), oppure tramite il sistema manuale con bende intrise di gesso, che si solidificano mentre le modellano sul moncone. Dopo qualche giorno c'è la fase di prova, in cui ricevi un invaso rigido e trasparente da testare per qualche ora o giorno per vedere se stringe, se fa male, se va bene. Dopo le ultime modifiche il tecnico prepara l'invaso definitivo e ci possono volere giorni tra la creazione e l'asciugatura dei materiali. L'invaso definitivo sarà formato da termoplastica e fibra di carbonio, per le parti più rigide. Una volta pronto l'invaso si vanno ad assemblare le altre componentistiche, ovvero il ginocchio da corsa (standard) e la lamina, della giusta durezza a seconda del peso della persona. Poi in fase finale si verificherà la statica, possibilmente su una pista di atletica, per permettere all'atleta di verificare, insieme al tecnico, che tutti i componenti siano montati correttamente e che non ci siano problemi di altezza o sbilanciamenti.

La protesi da corsa come la mia può costare dai 10 ai 15 mila euro.

3. Con che tipo di protesi corri?

Corro con protesi transfemorale con ginocchio 3S80 e lamina 1E91, entrambi questi componenti della Ottobock.

4. Quanto pesa la protesi?

La mia protesi da corsa pesa circa 3,5 Kg.

5. Quali sono i materiali che compongono la protesi?

Principalmente fibra di carbonio, termoplastica e alluminio.

6. Dalla tua esperienza, in che modo noti che la protesi si sta rovinando?

La protesi si sta rovinando quando l'invaso inizia a cedere, oppure quando il ginocchio va a scatti, oppure quando la lamina è sfibrata e non ha la stessa reattività dell'inizio.

7. Ogni quanto hai bisogno di cambiare la protesi? Queste sostituzioni sono regolamentate da qualche normativa (norme emanate dall'azienda produttrice, dal Comitato Paralimpico o altro) o semplicemente è una decisione presa da te e dal tuo team in libertà?

Per un atleta d'élite la protesi va tenuta sempre sotto controllo: la lamina va cambiata ogni anno, il ginocchio ogni due o tre, l'invaso ogni volta che serve. La decisione viene presa dai tecnici federali insieme ai tecnici ortopedici dell'Inail. La convenzione tra CIP e Inail fa sì che tutta l'assistenza degli atleti d'élite sia a loro carico.

8. Quanto tempo ci vuole per abituarsi ogni volta a una nuova protesi?

Più hai esperienza e più ti adatti facilmente. Di solito, se si cambia totalmente piede o sistema, ci vogliono un paio di allenamenti per riassestarsi.

9. Partecipando a gare nazionali e internazionali, il comitato paralimpico italiano e/o internazionale richiede certificati tecnici sui materiali usati per la costruzione della protesi e sui suoi aspetti funzionali?

C'è un regolamento internazionale che prevede che tutti gli atleti indossino protesi con elementi che siano sul mercato e a disposizione di tutti, per non andare incontro al doping tecnologico. Le certificazioni dei prodotti sono presenti prima che vengano messi sul mercato.

Fig.15: Martina Caironi, argento a Tokio 2020 nei 100 metri.

Andrea Lanfri, nato a Lucca il 26 novembre 1986, è stato colpito nel 2015 da una meningite fulminante, che gli ha causato l'amputazione bilaterale degli arti inferiori sotto al ginocchio. Andrea ha praticato atletica leggera dal 2016 al 2018 e, dopo la malattia, ha ripreso anche l'arrampicata e l'alpinismo, attività in cui si cimentava già dal 2012. Nel suo palmarès da atleta ricordiamo l'argento nella staffetta 4x100 ai mondiali paralimpici di Londra 2017, l'argento nella 4x100 e il bronzo nei 200 metri ai campionati europei paralimpici del 2018 a Berlino. In Italia è stato vincitore di nove titoli nazionali ed è l'attuale detentore dei record, nella sua categoria, sui 100, 200 e 400 metri.
Ecco il suo contributo.

1. A quale centro protesi fai riferimento?

Per tutte le protesi, da corsa e non, ho sempre fatto riferimento al centro di Lucca: Ortopedia Michelotti.

2. Quanto è lungo il processo di costruzione della tua protesi da corsa (dal primo incontro con gli ortopedici alla prima prova)? E quanto può costare una protesi come la tua?

Il percorso di realizzazione è abbastanza lungo, mentre il perfetto allineamento o si ha fortuna o è lunghissimo. Inizia con il calco in gesso (per capire il miglior sistema di collegamento moncone-protesi), per poi passare al primo invaso in cemplex

(plastica) dove si possono fare varie prove di carico e modifiche all'invaso. Sempre con questo invaso, provvisorio e di facile rottura, si collegano le lame per fare qualche passo e magari una corsetta, per vedere i primi allineamenti. Dopo varie prove, si passa a realizzare l'invaso definitivo in carbonio e si iniziano a fare dei veri test su pista e, se necessario, si può modificare l'allineamento di qualche grado, ma a quel punto non si possono fare grandi modifiche, solamente piccoli ritocchi.

Una protesi completa formata da invaso, lama, cuffia e ginocchiera può arrivare anche a 8000 euro l'una.

3. Con che tipo di protesi corri?

Ho sempre corso con lame Ossur Extreme. La mia classificazione inizialmente era T43 poi recentemente trasformata in T62: sempre comunque amputazione transtibiale bilaterale.

4. Quanto pesa la protesi?

Il peso di una protesi da corsa va dai 1,4 Kg a 1,7 Kg e dipende dal tipo di carbonio dell'invaso, dal tipo di soletta, …

5. Quali sono i materiali che compongono la protesi?

Carbonio al 99%, solo le bullonerie sono in titanio, mentre le solette hanno inserti in plastica.

6. Dalla tua esperienza, in che modo noti che la protesi si sta rovinando?

La lama, dopo molti mesi di utilizzo in allenamento o in gara, tende a perdere energia e a diventare più rigida, risultando quindi meno performante per competere ad alti livelli. Però, se non si hanno pretese di super performance, soprattutto in velocità, la sua durata può essere molto lunga. Mentre per le cuffie e le ginocchiere l'usura è tangibile e a volte si possono bucare anche dopo solo un mese di vita.

7. Ogni quanto hai bisogno di cambiare la protesi? Queste sostituzioni sono regolamentate da qualche normativa (norme emanate dall'azienda produttrice, dal Comitato Paralimpico o altro) o semplicemente è una decisione presa da te e dal tuo team in libertà?

E' una decisione personale. Come detto prima, per essere al top a livelli mondiali, una lama all'anno, se ti alleni tutti i giorni con la stessa lama.

8. Quanto tempo ci vuole per abituarsi ogni volta a una nuova protesi?

Inizialmente impiegavo due o tre giorni, ora, maturando ormai una sensibilità particolare, è praticamente nullo questo tempo se le protesi sono regolate in relazione ai miei standard; se sono sbagliate per la mia configurazione risulta impossibile correre.

9. Partecipando a gare nazionali e internazionali, il comitato paralimpico italiano e/o internazionale richiede certificati tecnici sui materiali usati per la costruzione della protesi e sui suoi aspetti funzionali?

Il comitato internazionale obbliga all'utilizzo di protesi regolarmente in commercio e non a lame create "a titolo personale".

Fig.16: Andrea Lanfri ai mondiali paralimpici di Berlino 2018.

Capitolo 8

Il futuro delle protesi sportive per atleti

L'innovazione per ausili e protesi che permettono ai disabili di praticare sport fa passi da gigante, con incredibili novità. La tecnologia che avanza permette di creare protesi sempre più performanti, leggere e funzionali. Spesso tuttavia, soprattutto per i disabili che praticano sport a livello amatoriale, diventa impossibile dotarsi di una protesi hi-tech a causa del loro costo elevato non rimborsato.
Quindi, per quanto riguarda le protesi sportive tutte, una sfida importante è quella di renderle accessibili alla maggior parte dei disabili, che sul territorio nazionale sono più di tre milioni di cui solo il 10% pratica sport.

Nel campo dell'ortopedia protesica occorre distinguere quella normalmente utilizzata durante lo svolgimento della vita quotidiana e quella sportiva: nel primo caso si parla già di protesi stampate in 3D (per abbassare il costo, considerando che alcune stampanti iniziano ad essere compatibili con materiali nuovi quali il titanio leggero), di interfaccia cervello-computer (per controllare la protesi solo con il pensiero), di pelle sintetica intelligente (dotata di feedback tattile e sensoriale); mentre nella protesica sportiva bisogna, come già spiegato, stare attenti a non andare incontro al doping tecnologico, ovvero l'uso distorto della tecnologia per migliorare le prestazioni.

Per quanto riguarda le protesi per atleti che competono in gare di velocità, sicuramente i nuovi studi sulla biomeccanica della corsa e sui biomateriali, porteranno a miglioramenti nella forma della protesi, sempre più performante e "a misura d'atleta", e nella combinazione dei materiali usati, che permetteranno una corsa comoda, tecnica e bilanciata.
In particolare, l'utilizzo di materiali compositi sempre più all'avanguardia permetteranno un maggior controllo articolare, applicando un lavoro sempre più preciso di correzione in fase di spinta nelle gare di velocità.

Conclusioni

Le protesi permettono a tante persone di tornare a svolgere una vita quanto più normale possibile: traumi dovuti a infortuni sul lavoro, incidenti, malattie o malformazioni congenite, oggi non limitano la qualità della vita come un tempo, grazie alla tecnologia protesica che aumenta l'indipendenza nel quotidiano e l'inclusione sociale.

Dagli anni Sessanta la protesica sportiva, in particolare, permette ai soggetti amputati di iniziare uno sport (o continuare a farlo dopo una o più amputazioni), aumentando il benessere psico-fisico e, soprattutto, aiutando la persona ad accettare la propria disabilità.

Le protesi da corsa per atleti con amputazione transtibiale o transfemorale, oggetto di studio di questa tesi, si sono evolute negli ultimi decenni tanto da diventare un'importante oggetto di ricerca: più di tutte le altre protesi sportive, le lame da corsa sono tra le più testate e studiate, perché possono portare importanti benefici nella ricerca sulla protesica di tutti i giorni.
L'avvento della fibra di carbonio nel settore delle protesi da corsa è stato di fondamentale importanza, al fine di rendere la lama leggera e resistente, rigida al punto giusto (parametro variabile per ciascun atleta) e performante in termini di restituzione di energia.

La ricerca sicuramente aprirà nuovi scenari su altri materiali, forme e tecnologie per aumentare, sempre nei limiti del lecito, il livello agonistico delle lame da corsa.

Ringraziamenti

Nel Settembre del 2018, prima di iniziare questo percorso universitario, sapevo bene che sarebbe stato difficile. Avevo già messo in conto che nei primi due anni avrei dovuto affrontare esami per me poco entusiasmanti, ma un sogno e una forte motivazione personale mi hanno convinto ad iscrivermi a Ingegneria Biomedica e, soprattutto, a non mollare.
Se all'inizio pensavo che sarebbe stato difficile, adesso posso dire che per me è stato difficilissimo e veramente complicato arrivare alla Laurea: esami ripetuti più e più volte (fino a sette volte), lezioni a tratti incomprensibili, voti più bassi del previsto negli esami in cui credevo di poter fare bene e tanti altri ostacoli che mi hanno reso la strada tortuosa, nonostante il mio studio costante. Comunque riesco a laurearmi in corso nella sessione straordinaria di Febbraio 2022 e per questo non posso che essere fiero di me, della mia testardaggine, determinazione e perseveranza.

Ringrazio la mia famiglia che mi ha sempre supportato e incoraggiato con la sua costante presenza. Se sono arrivato a questo importante traguardo lo devo anche ai miei genitori, che mi hanno dato la possibilità di studiare quello che più mi appassiona incoraggiandomi ogni giorno, e a mio fratello, che ha seguito sempre con molto interesse il mio percorso universitario.

Ringrazio la professoressa Alida Mazzoli che ha seguito la stesura della tesi con disponibilità e professionalità.

Ringrazio per la grande disponibilità gli atleti paralimpici Martina Caironi e Andrea Lanfri, perché mi hanno aiutato a comprendere meglio il mondo delle protesi da corsa grazie alle loro risposte precise e esaurienti.

Ringrazio i colleghi con i quali tante volte mi sono confrontato, condividendo con loro le gioie dei 18 e la rabbia dei 17.

Ringrazio gli amici di San Benedetto del Tronto che saranno ormai stanchi di sentirmi parlare dell'università, e ricordate… "*Pedo Mellon A Minno*"!

Ringrazio infine gli amici della Fuci di Urbino, che ho avuto la fortuna di conoscere negli ultimi mesi e con i quali ho avuto l'enorme piacere di trascorrere alcuni giorni a Novembre. Nel clima sereno di fraternità in cui mi hanno accolto, ho finito di preparare l'ultimo esame e ho scritto alcuni capitoli di questa tesi. Un ringraziamento particolare va a chi mi ha aiutato in quei giorni, con estrema cura e disponibilità, a correggere gran parte di questo elaborato.

Bibliografia

[1] Mihail Bragaru, Rienk Dekker, Jan H.B. Geertzen, Pieter U. Dijkstra. *Amputees and Sports A Systematic Review*, Sports Medicine, 2011.

[2] Biomedicalcue.it, *Protesi sportive, come tornare a praticare sport dopo un'amputazione*.

[3] D. Pailler, P Sautreuil, J-B Piera, M. Genty, Hélène Goujon. *Évolution des prothèses des sprinters amputés de membre inférieur*. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, Elsevier Masson, 2004.

[4] alessandrokuris.it, *Le Protesi*.

[5] Ottobock, *Livelli di amputazione*.

[6] van Keeken H, Bongers RM, Dekker R, van der Woude LH. *Sporten met een prothese* [*Sport performance with a prosthesis*], 2013.

[7] alessandrokuris.it, *Storia*.

[8] panathlontrieste.it, *L'evoluzione delle tecnologie e dei materiali nello sport per disabili*, 2019

[9] Pazzagli N., *Analisi strutturale e biomeccanica di protesi da corsa transtibiali e transfemorali*, Università di Bologna, A.A. 2015-16.

[10] Ottobock, *Il liner*.

[11] Albanito E., *Interfaccia protesi moncone: diversi materiali per esigenze diverse*, 2014.

[12] Manuale Dispositivi Ortopedici, *Protesi di arto inferiore*, 2017.

[13] Nolan L., Foot and Ankle surgery, *Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review*, 2008.

[14] Gila-Italia, *Il carbonio per l'ortopedia*.

[15] Cavaliere A., *Protesi transtibiali e transfemorali e relative prove meccaniche*, Università di Padova, A.A. 2011-12.

[16] Mihai Bragaru, Rienk Dekker, Jan HB Geertzen, *Sport prostheses and prosthetic adaptations for the upper and lower limb amputees: an overview of peer reviewed literature*, 2011.

[17] Össur, *La scienza delle lamine da corsa*.

[18] Regolamento Europeo MDR 2017/745

[19] Fig.4, nonsolotrail.it

[20] Fig.15, ilgiorno.it

[21] Fig.16, planetmountain.com