

POLITECNICO DI MILANO

Facoltà di Ingegneria Industriale
Corso di Laurea in Ingegneria Meccanica
Dipartimento di Meccanica



**STUDIO SPERIMENTALE E NUMERICO
DI PROTESI TRANSTIBIALE
PER CAMMINO E NUOTO**

Relatore: Prof.ssa Laura VERGANI
Co-relatore: Ing. Chiara COLOMBO

Tesi di Laurea di:

Alberto DE GIORGI matr. 711736

Anno Accademico 2009 - 2010

Alla mia famiglia

*According to the laws of aerodynamics, the bumblebee can't fly,
but the bumblebee doesn't know anything about the laws of aerodynamics,
so it goes ahead and flies anyway.*

— I. Sikorsky

Indice

1	Le protesi per arto inferiore	3
1.1	Introduzione	3
1.2	Origine ed evoluzione delle protesi per arto inferiore	4
1.3	Amputazione transtibiale e protesizzazione	6
1.4	Il concetto di modularità applicato alle protesi per arto inferiore	6
1.5	La protesi di tipo transtibiale	7
1.6	Gait Analysis	11
1.6.1	Il cammino	12
1.6.2	Il nuoto	13
1.7	La protesi INAIL da bagno	13
1.8	Il piede protesico	17
1.8.1	Modello 1S49 (SACH)	17
1.8.2	Modello 1D10 (Dynamic)	18
2	Prove sperimentali sulla protesi	19
2.1	Normativa di riferimento	19
2.2	Tipi di test sulle protesi	20
2.3	Tipologie ed entità dei carichi	21
2.4	La prova sperimentale	23
2.4.1	Sistema di carico	28
2.4.2	Sistema di misura	29
2.5	Considerazioni sulla prova statica	33
2.6	Esecuzione	38
2.7	Analisi dei risultati	41
2.7.1	Verifica secondo la norma ISO 10328	43
3	Prove sperimentali sui piedi protesici	47
3.1	Obiettivi della prova sperimentale	47
3.2	Allestimento della prova	48
3.3	Esecuzione della prova	49
3.4	Risultati e considerazioni	50
3.5	Confronto tra struttura completa e piede singolo	53
3.6	Analisi dei piedi protesici	55
4	Realizzazione dei modelli CAD	59
4.1	Introduzione	59
4.2	Modello della caviglia	59
4.2.1	Modifiche ai componenti	60

4.3	Modello dei piedi protesici	61
4.3.1	Introduzione al reverse engineering	61
4.3.2	Tecniche e strumenti del reverse engineering	61
4.3.3	Lo scanner 3D Laser	64
4.3.4	I parametri della misura	66
4.3.5	Scansione del modello	67
4.3.6	Trattamento e assemblaggio delle scansioni	69
4.3.7	Creazione del modello CAD	72
4.3.8	Confronto geometrico del modello SACH e Dynamic	74
5	Modelli numerici	77
5.1	Introduzione al Metodo agli Elementi Finiti	77
5.1.1	Procedura di analisi	80
5.2	Modello del piede	82
5.2.1	Modello base	82
5.2.2	Modello a pressione	88
5.2.3	Modello a "coupling"	89
5.2.4	Modello a pistone rigido	89
5.3	Modello della protesi in titanio	92
5.4	Modello della struttura completa	96
5.4.1	Validazione del modello	99
5.4.2	Analisi dei risultati	102
5.5	Sottomodello del perno	104
5.5.1	Analisi dei risultati	107
5.6	Sottomodello del cursore	111
5.6.1	Analisi dei risultati	116
6	Analisi della configurazione da nuoto e dei materiali impiegabili	121
6.1	Protesi in configurazione da nuoto	121
6.1.1	Analisi biomeccanica della pinneggiata	121
6.1.2	Modello numerico in configurazione da nuoto	123
6.1.3	Analisi dei risultati	125
6.1.4	Verifica a fatica	128
6.2	Valutazione dei materiali impiegabili per la costruzione della protesi	130
6.2.1	Scelta dei materiali	130
6.2.2	Variazione della geometria	132
6.2.3	Alluminio 7075-T6	133
6.2.4	Acciaio inox austenitico AISI 310S	134
6.2.5	Acciaio inox duplex 1.4462	134
6.2.6	Analisi dei risultati	135
7	Conclusioni	137
A	Proprietà dei materiali	141

Elenco delle figure

1.1	Struttura di una protesi transtibiale per il cammino	9
1.2	Esempi di piedi protesici in carbonio attualmente in commercio	9
1.3	Allineamento di una protesi (transfemorale)	11
1.4	Fasi del passo	12
1.5	Protesi INAIL da bagno in posizione da cammino A) e da nuoto B)	14
1.6	Componenti della protesi INAIL da bagno	16
1.7	I piedi a disposizione per le prove: A) SACH , B) Dynamic	18
2.1	Configurazioni di carico e fasi del cammino corrispondenti	22
2.2	Andamento temporale delle forze applicate	24
2.3	Sistema di riferimento per piede destro (1) e sinistro (2)	24
2.4	Ankle reference point, Foot reference point, Asse del piede	26
2.5	Sistema di riferimento e collocazione della protesi nel caso generale di protesi transfemorale	27
2.6	Attuatore idraulico utilizzato per la prova statica	29
2.7	Estensimetro e circuito a ponte di Wheatstone	31
2.8	Collocazione dell'estensimetro	31
2.9	Angoli tra il sistema di riferimento e la protesi - Modo I e II	35
2.10	Dettaglio dell'attacco del piede protesico e piede vincolato alla piastra di contrasto	37
2.11	Dettaglio dei piedi protesici dopo l'esecuzione della prova	40
2.12	Risultati sperimentali della prova sulla struttura completa in configurazione Modo I e Modo II	44
2.13	Deformazioni sperimentali	45
3.1	Allestimento della prova sul piede singolo	49
3.2	Risultati sperimentali della prova sul piede singolo in configurazione Modo I e Modo II	51
3.3	Risultati sperimentali della prova sul piede singolo in configurazione Modo I e Modo II	52
3.4	Sezione dei piedi A) SACH e B) Dynamic	56
4.1	Fasi del processo di reverse engineering	62
4.2	Classificazione dei sensori utilizzati per il reverse engineering	63
4.3	Schema di funzionamento di uno scanner laser a triangolazione (in 2D)	64
4.4	Lo scanner a triangolazione del laboratorio HAPRE	65
4.5	Esempio di acquisizione del piede protesico	68
4.6	Esempio di allineamento delle scansioni durante il processo di acquisizione	68

Elenco delle figure

4.7	Procedura di trattamento delle scansioni	69
4.8	Pulizia delle scansioni	71
4.9	Sovrapposizione di tutte le scansioni	71
4.10	Risultati della registrazione	71
4.11	Modello poligonale a) con texture b) senza texture	72
4.12	Fasi della creazione della superficie CAD: a) creazione delle regioni b) superfici NURBS c) modello finale	73
4.13	Punti di outlier nella creazione delle superfici	74
4.14	Risultati degli scostamenti nella geometria tra il piede SACH e Dynamic	75
5.1	Elementi finiti di tipo tetraedrico (4 e 10 nodi) e di tipo brick (8 e 20 nodi)	88
5.2	Spostamenti dei nodi dei piedi con il modello A) a coupling B) a pistone rigido	91
5.3	Confronto del piede deformato nella prova sperimentale e nel modello numerico con pistone rigido (Piede Dynamic F=2013 N)	93
5.4	Modello numerico della caviglia	95
5.5	Assembly della struttura completa	97
5.6	Punto di rilevamento dei valori di deformazione	99
5.7	Spina rimasta nel suo alloggiamento (A) e spina che ha sfondato la parete di legno (B)	101
5.8	Andamento degli sforzi secondo la configurazione di carico I e II	104
5.9	Sottomodello del perno - mesh e vincoli applicati	107
5.10	Distribuzione delle pressioni in funzione del tipo di discretizzazione adottata	109
5.11	Andamento degli sforzi nel perno in direzione longitudinale secondo il criterio di Von Mises (path di fig.5.12)	110
5.12	Sottomodello del piede - sforzi esterni e interni secondo il criterio di Von Mises	110
5.13	Sottomodello del cursore	114
5.14	Andamento della forza in direzione Y in funzione dello spostamento applicato	115
5.15	Confronto tra i metodi di schematizzazione dell'interazione tra cursore e pulsante	116
5.16	Risultati del sottomodello numerico del cursore: Configurazione deformata (x50), Pressioni di contatto, Sforzi (Von Mises)[MPa]	117
5.17	Risultati numerici del modello a supporto deformabile	119
6.1	Fasi della pinneggiata	122
6.2	Posizione della caviglia protesica in configurazione da nuoto	123
6.3	Aree soggette al vincolo di coupling per l'applicazione della forza di spinta sulla pinna	125
6.4	Sforzi di Von Mises in rappresentati sulla deformata nella configurazione da nuoto	126
6.5	Ampiezza massima del piede Dynamic nella simulazione della pinneggiata	127
6.6	Direzioni degli sforzi principali nell'elemento più sollecitato	129
6.7	Geometria proposta per ridurre gli sforzi nel punto più sollecitato del supporto del piede	133
6.8	Sforzi sul supporto del piede (secondo Von Mises) ottenuti utilizzando i materiali presi in considerazione. Amplificazione degli spostamenti: 50x	134

Elenco delle tabelle

2.1	Categorie di carico	21
2.2	Corrispondenza tra categorie di carico e peso del soggetto	22
2.3	Entità delle forze per i test statici sulle protesi transtibiali (da ISO 10328)	23
2.4	Offset per la direzione u	25
2.5	Tolleranze imposte dalla norma ISO 10328 per le prove statiche	28
2.6	Caratteristiche tecniche della cella di carico	30
2.7	Estratto delle caratteristiche tecniche della centralina di misurazione delle deformazioni	32
2.8	Equazioni delle proiezioni della retta di applicazione della forza sui piani di riferimento	34
2.9	Prove sperimentali sulla struttura completa	39
2.10	Deformazioni misurate sulla struttura completa	41
2.11	Spostamenti misurati sulla struttura completa	42
2.12	Deformazioni permanenti sulla struttura completa	45
3.1	Offset utilizzati nella prova sul piede singolo	48
3.2	Influenza degli angoli α e β sulla prova	49
3.3	Prove sperimentali sul singolo piede	50
3.4	Differenze degli spostamenti tra la struttura completa e il piede singolo	54
4.1	Confronto delle prestazioni dei metodi ottici analizzati	64
4.2	Parametri delle misure effettuate	66
4.3	Dati sulle scansioni per ciascun modello di piede	69
4.4	Dati relativi alle registrazioni, alla fusione e alla decimazione	72
4.5	Dati relativi al 3D compare: deviazione standard, valore medio per scostamenti positivi, valore medio per scostamenti negativi, valore massimo, valore minimo	75
5.1	Unita' di misura coerenti per il software ad elementi finiti	80
5.2	Valori del modulo elastico ricavati dal modello numerico	92
5.3	Confronto tra la lega di titanio e quella in bronzo-alluminio	93
5.4	Dati relativi alla mesh dei componenti della caviglia protesica	96
5.5	Confronto risultati numerici e sperimentali per la struttura completa	101
5.6	Coefficienti di sicurezza della protesi in titanio sollecitata secondo la norma ISO 10328	104
5.7	Spostamenti applicati agli estremi del perno	105
5.8	Spostamenti applicati agli estremi del cursore [mm]	113
5.9	Caratteristiche geometriche e meccaniche della molla	114

Elenco delle tabelle

6.1	Angoli di flessione dei piedi protesici in configurazione da nuoto	127
6.2	Sforzi di Von Mises, sforzi secondo gli assi x, y, z globali e sforzi principali del punto più sollecitato in configurazione da nuoto	128
6.3	Riepilogo dei risultati delle analisi in funzione dei materiali considerati .	135
A.1	Scheda del materiale: Acciaio Duplex 1.4462	142
A.2	Scheda del materiale: Lega di Titanio Ti-6Al-4V	142
A.3	Scheda del materiale: Legno di pioppo	143
A.4	Scheda del materiale: Acciaio inossidabile AISI 316	143
A.5	Scheda del materiale: Lega Bronzo-Alluminio UNS C95500	143
A.6	Scheda del materiale: Lega di Alluminio 7075	144
A.7	Scheda del materiale: Acciaio Inossidabile AISI 310S	144

Abstract

Questa tesi è stata svolta presso il Dipartimento di Meccanica del Politecnico di Milano. L'obiettivo è stato lo studio di un ausilio protesico modulare ambivalente sviluppato da INAIL, destinato all'utilizzo per cammino e nuoto su pazienti che hanno subito un'amputazione di tipo transtibiale.

Con lo scopo di effettuare una verifica strutturale e l'omologazione secondo normativa vigente della protesi di caviglia, si sono effettuate prove sperimentali sulla struttura della protesi e sui piedi protesici a disposizione, indagando la loro risposta alle sollecitazioni statiche. Non è stata considerata la fatica a causa del ridotto numero di cicli richiesto al dispositivo. Attraverso l'utilizzo di tecniche di reverse engineering si sono acquisite le geometrie di differenti piedi protesici. In parallelo si è creato e validato, utilizzando i dati sperimentali e geometrici raccolti, un modello numerico ad elementi finiti in grado di simulare la risposta statica della protesi completa (caviglia protesica con piede). Si sono ricreate le condizioni di carico imposte dalla normativa, studiando la protesi nella sua interezza e i particolari di dettaglio più critici sotto il profilo strutturale. La parte finale è stata dedicata alla simulazione della condizione di protesi in configurazione da nuoto per ciascun piede protesico a disposizione equipaggiato con pinne, effettuando una verifica a fatica in questa condizione. Infine, si è valutata la possibilità di realizzare la protesi da bagno con materiali più economici della lega di titanio utilizzata attualmente, mantenendo intatte le richieste di resistenza strutturale, di funzionalità e di resistenza alla corrosione.

This thesis was developed at Department of Mechanics in Politecnico di Milano. The purpose of this work was the study of a modular ambivalent prosthesis designed by INAIL, aimed at both walking and swimming on transtibial amputees. In order to make a structural control and the homologation of the ankle prosthesis, experimental tests on the prosthesis structure and the prosthetic feet available were performed, to studying their static behaviour. Fatigue was not considered due to the reduced number of cycles required to the device. The geometry of two different prosthetic feet were acquired, by means of reverse engineering techniques. In addition, an FE model was developed, by using the acquired experimental data, to simulate the static response of the whole prosthesis (ankle and prosthetic foot). It was possible to reproduce the loading conditions required by the standards, by studying the entire prosthesis, including the most critical structural details. In the last part of this work, the prosthesis behaviour in the swimming configuration was simulated, for each foot available, by providing the feet with swimming fins. Moreover, a fatigue test in the swimming condition was performed. Finally, a research was made to evaluate the possibility of manufacturing the swimming prosthesis with materials cheaper than the titanium alloys, which are commonly used, while satisfying the requirements in terms structural and corrosion resistance.

Introduzione

Il presente lavoro di tesi si occupa dello studio sperimentale e numerico di una protesi transtibiale ambivalente per un utilizzo finalizzato sia al cammino che al nuoto. Ogni anno in Italia vengono effettuati circa un migliaio di interventi chirurgici di amputazione agli arti inferiori, con piano di amputazione sia sopra che sotto il ginocchio. Le principali cause che spingono i medici a ricorrere ad un intervento di questo tipo sono di tipo strettamente medico (malattie, problemi vascolari) o a causa di incidenti (principalmente stradali o sul lavoro).

Per garantire al paziente condizioni di vita il più possibile simili a quelle delle persone normodotate sono state sviluppate negli anni appendici meccaniche in grado di compensare il deficit fisico e funzionale. Attualmente le protesi sfruttano le possibilità garantite da una costruzione modulare delle stesse: riduzione dei costi e ampia gamma di soluzioni ottenibili. Se da una parte il progresso tecnico ha garantito la possibilità di ricorrere ad ausili sempre più performanti, il grosso limite della diffusione delle protesi a tutti i soggetti che ne hanno necessità è stato il prezzo di tali dispositivi. Specialmente nelle zone dove questa esigenza è più sentita, si pensi ad esempio ai paesi segnati dalle guerre dove alle condizioni sopracitate si aggiungono ferite dovute all'esplosione di ordigni quali le mine antiuomo, il prezzo e la disponibilità di protesi è proibitiva per la quasi totalità della popolazione. Nei paesi occidentali grazie allo sviluppo di un sistema sanitario un'assistenza dal punto di vista riabilitativo e di fornitura di strumenti idonei alla ripresa della funzionalità di base viene invece garantita a tutti i cittadini.

Per rendere sempre più simile lo stile di vita di una persona soggetta ad amputazioni a quello che possedeva precedentemente all'intervento, le protesi a disposizione si sono migliorate sia da un punto di vista tecnico, incrementando il grado di funzionalità, sia per quanto concerne la gamma di strumenti disponibili. Attualmente esistono protesi per arto inferiore non solo adatte alle attività di base come il cammino, ma anche per situazioni più complesse, come l'attività fisica, anche ad alti livelli. L'evoluzione dei materiali e delle tecniche costruttive ha portato a rendere disponibili protesi ottimizzate per differenti gradi di mobilità dell'individuo, dalla semplice passeggiata alla corsa amatoriale, alle prestazioni elevate richieste in situazioni agonistiche.

L'istituto nazionale per l'assicurazione contro gli infortuni sul lavoro (INAIL), il cui scopo è aiutare le persone vittime di incidenti sul lavoro, si occupa quotidianamente del supporto a soggetti che necessitano questo tipo di assistenza. Nell'ottica di ampliare le possibilità di una persona con una disabilità di questo genere è stato sviluppato un nuovo componente in grado di trasformare in pochi secondi una protesi da cammino in una da nuoto, senza dover cambiare l'intero dispositivo. Tale componente, che svolge le funzioni di una sorta di caviglia, è stato progettato in modo da interfacciarsi con la logica modulare e inserirsi nella struttura di una protesi utilizzando i componenti già disponibili sul mercato.

Il particolare tipo di protesi interessato da questa soluzione è quella transtibiale. Un dispositivo di questo genere presenta da subito una serie di problematiche legate alla funzione che svolge. Prima fra tutte la funzione strutturale, che deve sostenere il soggetto, inoltre tale funzione deve essere garantita secondo le norme vigenti in materia. Il particolare tipo di utilizzo a cui questo dispositivo è destinato fa sì che ci sia una particolare attenzione ai materiali impiegati nella sua costruzione. La configurazione da bagno può essere utilizzata sia nell'ambito del nuoto in vasca, sia in ambiente marino: questa flessibilità di utilizzo limita il campo dei materiali impiegabili lasciando spazio solo a quelli capaci di resistere ad ambienti salini e clorurati. Attualmente, sia per la resistenza strutturale richiesta che per le proprietà anticorrosive, l'intera protesi è realizzata in lega di titanio.

Questo lavoro di tesi si inserisce nel processo di sviluppo di tale dispositivo, con l'obiettivo di effettuare l'omologazione secondo le norme vigenti prima della messa in commercio. A questo fine andranno studiate le configurazioni di carico imposte dalla norma per le verifiche statiche su dispositivi protesici ed individuate le condizioni da applicare per svolgere le prove richieste dalla normativa. Si rende necessario anche progettare l'apparato sperimentale più idoneo a svolgere le prove sperimentali, compatibilmente con i vincoli imposti dai documenti normativi.

Un passo successivo sarà quello di sviluppare un modello numerico del componente nella particolare struttura protesica e poterlo validare attraverso il confronto dei dati numerici con i corrispettivi valori sperimentali, a tal fine può essere necessario studiare in dettaglio la risposta statica dei piedi protesici messi a disposizione per equipaggiare la protesi.

Una volta raggiunto quest'obiettivo si sfrutterà il modello numerico per analizzare l'influenza del tipo di piede protesico abbinato alla protesi e la conseguente risposta della struttura, analizzando sia la configurazione da cammino, sia quella da nuoto. L'analisi della configurazione da cammino può fornire un'idea di quanto può essere migliorata la costruzione della protesi per distribuire in modo uniforme gli sforzi nel componente. Si vuole simulare inoltre la particolare configurazione della protesi per l'utilizzo in acqua, affiancando al piede protesico l'utilizzo di una pinna. Per fare questo si utilizza il modello numerico della protesi già sviluppato.

Infine, nell'ottica di una riduzione dei prezzi di tali dispositivi, ci si pone l'obiettivo di riuscire a diminuire i costi della protesi realizzandola in materiali più economici mantenendo però le specifiche, oltre che sotto il profilo di funzionalità, anche in merito ad una resistenza strutturale e alla corrosione.

Capitolo 1

Le protesi per arto inferiore

L'uomo non esiste veramente che
nella lotta contro i propri limiti.

Ignazio Silone

L'uomo ha da sempre cercato di migliorare le proprie condizioni di esistenza, e lo ha fatto creando strumenti, agendo sul territorio, costruendo macchine, effettuando scoperte. Con l'avanzare della tecnologia e delle conoscenze a disposizione, il genere umano è riuscito a superare i limiti imposti dalla natura sotto vari aspetti, dalla possibilità di mantenersi al caldo utilizzando vestiti, a potenziare la propria forza con le armi, a raggiungere velocità sempre più elevate attraverso i mezzi di trasporto e con essi esplorare spazi dalla natura prima preclusi, come il cielo e lo spazio. Se da una parte gli sforzi si sono concentrati al miglioramento di qualcosa di esistente, dall'altra l'uomo si è accorto di non essere un essere perfetto, soggetto alle malattie, a ferite e traumi, al semplice e naturale processo di invecchiamento e indebolimento, caratteristico di ogni essere vivente. Parallelamente alle proprie capacità il genere umano ha sempre cercato di provi rimedio, dapprima attraverso riti magici (si pensi all'elisir di lunga vita), poi utilizzando sempre di più le conoscenze a propria disposizione. Da qui la creazione di oggetti capaci di correggere i difetti di un individuo per compensare particolari mancanze e riportarlo ad una condizione di normalità: occhiali, farmaci e terapie hanno rappresentato sempre qualcosa per ristabilire un equilibrio perduto. Le protesi hanno fatto e fanno tutt'ora parte di questi oggetti, prodotti di cui ciascuno farebbe volentieri a meno, ma che rappresentano per chi ne ha necessità uno strumento essenziale per riprendere una vita normale e ritrovare un proprio equilibrio, non solo dal punto di vista fisico, ma anche psicologico.

1.1 Introduzione

Quello del ricorso ad una protesi è un bisogno che nasce conseguentemente ad una menomazione fisica, congenita o accidentale, e che permette ad un individuo dopo un percorso riabilitativo di ritornare il più possibile ad uno stile di vita normale. Esistono molti tipi di protesi, che si dividono in due macroaree: esoprotesi ed endoprotesi. Le endoprotesi sono componenti che vengono impiantati all'interno del corpo umano attraverso un intervento chirurgico, si pensi ad esempio alle protesi destinate alla sostituzione di porzioni di ossa (ad esempio la testa del femore). Ciascun tipo di protesi

di questo genere è caratterizzato da un'elevata biocompatibilità con i tessuti del corpo umano e può essere considerato quasi permanente: la sua vita è dell'ordine della decina d'anni e può essere rimosso solo attraverso il ricorso ad un ulteriore intervento chirurgico. Le esoprotesi sono invece ausili che si trovano interamente all'esterno del corpo del paziente, possono di conseguenza essere indossate e rimosse in modo più o meno autonomo dal soggetto amputato. L'interfaccia con i tessuti umani è realizzata su misura, mentre il resto della componentistica è generalmente prodotta a livello industriale utilizzando una componentistica standard. Le esoprotesi in commercio si applicano sia agli arti superiori che a quelli inferiori, attraverso diverse soluzioni costruttive. In particolare, per gli arti inferiori sono disponibili differenti tipi di protesi in funzione del punto di amputazione dell'arto: transfemorale e transtibiale. L'amputazione transfemorale avviene a livello del femore, sopra il ginocchio, la protesi costituisce quindi un dispositivo che riproduce sia la funzionalità del ginocchio che quella del piede. L'amputazione transtibiale invece comporta la perdita del piede e di parte della tibia, mantenendo intatta la funzionalità del ginocchio: l'ausilio protesico si occupa in questo caso di ripristinare solamente la parte di arto della cavaglia e del piede e per quanto possibile, la loro funzione.

1.2 Origine ed evoluzione delle protesi per arto inferiore

La prima testimonianza di un'amputazione risale ad un periodo compreso tra il 1800 a.C e il 3500 a.C., in India, nel libro di Veda. Qui si narra della regina Vishpla, la quale subì un'amputazione ad una gamba a seguito delle ferite riportate in battaglia e in seguito le fu applicata una gamba artificiale in ferro, che le permise di ritornare in battaglia. Questa primitiva testimonianza giace ancora a cavallo del sottile confine tra storia e mito, riportando però una testimonianza delle esigenze che hanno spinto nel corso dei secoli la ricerca nell'ambito della sostituzione delle parti menomate del corpo utilizzando componenti artificiali. Nei periodi più antichi della storia dell'uomo l'amputazione degli arti non era una pratica diffusa per due principali ragioni: la prima medica, dato che le procedure chirurgiche non consentivano di ottenere tassi di sopravvivenza all'operazione accettabili, la seconda di tipo religioso. In numerose civiltà infatti si credeva nell'esistenza di un mondo ultraterreno nel quale ciascuno si sarebbe ritrovato con il proprio corpo terreno, una credenza di questo tipo scoraggiava le procedure di amputazione per non rimanere privati dei propri arti in entrambe le vite, quella terrena e quella nell'aldilà.

L'evoluzione delle protesi ha proseguito nella storia di pari passo con le conoscenze mediche e utilizzando spesso come terreno di pratica le guerre che si sono succedute costantemente lungo l'arco dei secoli. Le prime amputazioni a fini terapeutici di cui si ha notizia risalgono alla seconda metà del quinto secolo prima di Cristo, dove in un trattato medico rinvenuto dagli archeologi si prescriveva questo tipo di soluzione per i soggetti con arti in cancrena. Si pensa che l'autore di questo trattato possa essere Ippocrate o un suo contemporaneo [1]. Una testimonianza della riuscita di un'amputazione e della successiva protesizzazione del paziente è stata ritrovata nel 1858 su un vaso del IV secolo avanti Cristo rinvenuto a Capua. Sulla superficie del vaso era presente una persona che indossava una rudimentale protesi costituita da un bastone. Tale testimonianza, conservata a Londra, è andata però perduta nel 1941 in seguito ad un bombardamento sulla città durante il secondo conflitto mondiale.

Fino al 100 d.C. l'unica causa rilevante di amputazioni è stata il tentativo di cura contro la diffusione della cancrena, soprattutto negli arti inferiori. E' da ricordare come le tecniche di chirurgia erano ancora molto rudimentali, tali da lasciare pochissime speranze di sopravvivenza nel paziente soggetto all'intervento.

Nel XIV secolo, a seguito dello sviluppo delle prime armi da sparo e della loro diffusione nei campi di battaglia, il numero di amputati crebbe rapidamente, accelerando anche le tecniche chirurgiche utilizzate per le amputazioni. In questo periodo il barbiere/chirurgo francese Ambroise Parè introdusse nuove procedure mediche e sviluppò una serie di protesi rudimentali costruite utilizzando ferro, cuoio, carta e colla. Un nuovo miglioramento nella tecnica costruttiva delle protesi per gli arti inferiori si ebbe a Londra all'inizio del diciannovesimo secolo, dove James Potts costruì degli ausili più facili da indossare, più leggeri ma altrettanto resistenti attraverso l'impiego di un corpo di legno, giunti metallici e piedi articolati, con un sistema di cordicelle per coordinare i movimenti del piede e della gamba. Nemmeno mezzo secolo più tardi, nel 1843, sir James Syme scoprì un nuovo metodo di amputazione che riusciva a preservare l'integrità della coscia, limitando i traumi all'arto sano e consentendo maggiori possibilità di riprendere a camminare. Tre anni dopo, nel 1846, al Massachusetts General Hospital viene introdotto l'etere come anestetico: questo permise ai chirurghi di agire più liberamente durante gli interventi, prestando più attenzione al risultato dell'operazione piuttosto che a limitare le sofferenze del paziente, ora sedato. Ancora una guerra segnò l'evoluzione della tecnica protesica, in questo caso la guerra civile americana (1861-1865), costringendo anche gli americani a occuparsi dello sviluppo di arti artificiali, soprattutto per la deambulazione, anche se al termine della guerra ancora pochi dei feriti potevano effettivamente disporre di un aiuto di questo tipo. A seguito della seconda guerra mondiale e alla guerra in Vietnam, al notevole numero di feriti che questi conflitti portarono con sé, il governo degli Stati Uniti si impegnò a sviluppare i dispositivi protesici da un punto di vista tecnico così da fornire ai propri soldati un aiuto efficace contro le menomazioni che dovettero subire a causa del servizio sotto le armi. Una situazione molto differente era presente sul campo, dove soprattutto i prigionieri di guerra erano costretti a fabbricarsi protesi rudimentali utilizzando materiali di fortuna. Nel secondo dopoguerra la tecnica costruttiva ha continuato a migliorare e il prezzo di questi dispositivi è sceso, soprattutto grazie a materiali più economici ma altrettanto funzionali come le materie plastiche.

Attualmente le protesi in commercio sono prodotte su scala industriale, utilizzano in parte materiali comuni (acciaio, alluminio) abbinati a materiali polimerici e, sempre più spesso, utilizzano soluzioni all'avanguardia come i materiali compositi (ad esempio in fibra di carbonio). Il costo ridotto e lo sviluppo, almeno nei paesi occidentali, di adeguati sistemi sanitari nazionali, hanno permesso anche a chi un tempo non se lo sarebbe potuto permettere, di usufruire di adeguati dispositivi atti a rendere la vita di ogni giorno più facile. Le nuove frontiere dello sviluppo tecnico delle protesi stanno andando sia nella direzione dei materiali innovativi, sia nel campo dell'elettronica e dell'automazione, con protesi controllate e gestite da sistemi informatici in grado di assegnare un comportamento di tipo attivo all'arto.

Un ulteriore miglioramento futuro, su cui si sta già lavorando, sarà quello di un'integrazione uomo-macchina più stretta, a livello quasi di simbiosi, in cui il paziente potrà gestire attivamente la protesi, in grado di ricevere ed interpretare i segnali del sistema nervoso e controllare attraverso di essi il proprio comportamento. [2] [3]

1.3 Amputazione transtibiale e protesizzazione

Numerose sono le persone che ogni anno in Italia subiscono un'amputazione ad uno o più arti inferiori, in particolare, solo nel 2005, si sono registrati 621 ricoveri a cui è seguita un'amputazione transfemorale e ben 1143 ricoveri che hanno portato ad un'amputazione di tipo transtibiale [4]. Le cause delle amputazioni ad arti inferiori, in particolare all'altezza della tibia e del perone, sono di varia natura [5]:

- conseguenza di malattie che provocano una necrosi dei tessuti (ad. es. diabete) o per seri problemi vascolari (arteriopatie periferiche);
- in seguito a traumi, incidenti stradali, infortuni;
- a causa di malformazioni congenite dell'arto inferiore.

In ogni caso un'amputazione è un evento traumatico, tanto sotto il profilo fisico quanto quello psicologico. La possibilità di disporre di un sostituto dell'arto il più possibile simile (funzionalmente ed esteticamente) a quello originale rende più facile la vita di tutti i giorni, consentendo di condurre uno stile di vita normale.

Il percorso che porta un paziente dall'operazione chirurgica di amputazione ad una condizione stabile di utilizzo della protesi è lunga e complessa. Il primo intervento in funzione di una protesizzazione del paziente inizia al momento dell'operazione chirurgica, durante la quale il moncone viene operato tenendo conto della funzionalità residua. Per esempio, l'osso rimasto viene ricoperto con finalità di ammortizzazione dai tessuti morbidi, così da non lasciare aree sensibili della pelle in situazioni di forte sollecitazione. Nella fase post-operatoria di guarigione, le ferite vengono controllate di frequente per prevenire infezioni e la coagulazione del sangue. Una volta stabilizzato il moncone e riassorbiti eventuali edemi si effettua un calco del moncone per una protesi provvisoria. Dopo la guarigione delle ferite, si aiuta il paziente a riprendere il movimento dell'articolazione per riacquistare il più possibile il range naturale di movimento. A seguire si effettuano terapie riabilitative dei muscoli residui del moncone, per consentire un utilizzo pieno e corretto della protesi, che passa da una tipologia provvisoria ad una definitiva. Il paziente inizia ad indossare la protesi per un breve periodo di tempo, aumentando lentamente i periodi di utilizzo per consentire alla pelle ed ai tessuti di adattarsi al dispositivo protesico [6].

1.4 Il concetto di modularità applicato alle protesi per arto inferiore

Alla luce dei dati sul numero di persone soggette ad amputazioni, ci si rende conto come la disponibilità di ausili protesici possa cambiare in meglio la vita di migliaia di persone. Negli ultimi anni, la costruzione e la fabbricazione delle protesi ha assunto una dimensione industriale, e la loro diffusione si è estesa ad ampie fasce della popolazione sia per l'intervento di un sistema sanitario in grado di partecipare (parzialmente o totalmente) all'acquisto dei dispositivi, sia per un parallelo abbattimento dei costi. Uno dei contributi più importanti a tale riduzione del prezzo delle protesi, in particolare per quelle destinate agli arti inferiori, è dovuto all'applicazione di un concetto di costruzione modulare delle stesse.

Il concetto di modularità consiste nel suddividere l'intera protesi in componenti più piccoli, suddivisi in base alla loro funzione, ciascuno in grado di interfacciarsi con gli altri attraverso collegamenti standardizzati. In questo modo, ad esempio, su una tibia

in acciaio può essere montato un tipo di piede protesico differente in funzione dell'utilizzo che si deve fare dell'arto, e si può connettere un piede destinato alla corsa o uno da camminata. Attraverso questa standardizzazione la maggior parte dei componenti risulta di fatto una produzione in serie, con un drastico abbattimento di costi: l'unica parte che deve essere fabbricata su misura è quella a contatto con il moncone, destinata ad un utilizzo continuativo e in grado di interfacciarsi a sua volta con ogni tipo di componente.

Ciascun elemento può essere montato e smontato velocemente senza dover ricorrere a procedure elaborate, le condizioni di allineamento possono essere riprodotte in modo immediato e con risultati costanti. Ovviamente si deve prestare attenzione ad abbinare tra loro componenti che possono essere interfacciati tra loro anche per il tipo di utilizzo a cui sono destinati. Esistono di conseguenza sistemi di classificazione che si basano su alcuni parametri, i principali sono il peso del soggetto e il grado di mobilità associato all'utilizzo del componente. Vengono definite infatti alcune fasce di peso, che permettono di scegliere i componenti adatti a sostenere determinati tipi di carichi, risulta quindi facile individuare gli elementi che possono essere tra loro collegati. Il secondo criterio è il grado di mobilità previsto per l'utilizzo di un elemento della protesi: ogni componente è progettato per uno specifico utilizzo, ad esempio per la corsa, di conseguenza anche gli elementi ad esso associati devono essere in grado di sostenere un tipo di sollecitazione di questo genere. Uno dei criteri adottati dalle case produttrici è quello prescritto dal servizio sanitario tedesco, che prevede quattro categorie [7]:

1. paziente con livello di attività molto limitato
2. paziente con livello di attività ridotto
3. paziente con livello di attività normale
4. paziente con elevate esigenze funzionali

Il concetto di modularità è attualmente talmente spinto che è possibile scegliere attraverso un catalogo quali componenti adottare e costruire in modo autonomo una protesi specifica per le proprie esigenze e per l'utilizzo che se ne vuole fare. Ad esempio, per quanto riguarda gli arti inferiori sono previsti componenti modulari che sono adattabili da una condizione di disarticolazione dell'anca a una di amputazione transtibiale.

1.5 La protesi di tipo transtibiale

Una moderna protesi di tipo transtibiale è un assieme di differenti componenti che, formando un tutt'uno, riescono a consentire al paziente amputato di compiere diverse attività, dalle più semplici come il cammino alle più complesse come la corsa o l'attività sportiva in genere. I componenti principali che costituiscono una normale protesi transtibiale (cfr. fig. 1.1), adatta ad un'attività standard come può essere il cammino, sono [6] [8]:

Liner : è il componente della protesi che si interfaccia con il moncone dell'arto amputato. Il suo ruolo è di creare un'intercapedine morbida che non trasmetta forze eccessive alla porzione di arto sano, ed è l'unico componente che va a contatto diretto con i tessuti biologici. La forma è lievemente conica e chiusa all'estremità inferiore, è fatto per essere indossato come una calza e viene commercializzato in differenti misure standard, eventualmente accorciato dall'utente in base alle proprie esigenze. La superficie esterna può essere liscia od ondulata per favorire la flessione e la presa. Il materiale di cui è costituito è variabile a seconda

dei modelli e al grado di mobilità, si va dai liner più semplici realizzati in silicone a modelli più complessi che prevedono inserti particolarmente smorzanti nella parte inferiore e fabbricati con differenti qualità di silicone. Le tipologie di liner più avanzate prevedono anche la possibilità di risucchiare l'aria che fa da intercapedine tra l'arto amputato e i liner stesso con il fine di migliorarne l'adesione.

Socket : è l'elemento rigido che ricopre il liner, con la funzione di creare un supporto strutturale per il resto della protesi. Viene fabbricato su misura per ciascun soggetto, partendo da un calco in gesso del moncone o da una serie di misure di circonferenza parallele tra loro ad una distanza fissa. Attualmente esistono in commercio appositi kit per realizzare il calco in modo quasi autonomo. La costruzione su misura del socket è necessaria per garantire il sufficiente comfort al soggetto amputato nell'utilizzo della protesi, dato che le forze che si scaricano su di esso devono essere ripartite in modo il più possibile uniforme. I materiali di cui è costituito variano anche in questo caso a seconda del grado di mobilità associato alla protesi, generalmente vengono realizzati in resina poliestere rinforzata da fibre di vetro, per applicazioni particolari si può ricorrere a socket in fibra di carbonio. La parte terminale del socket è costituita da un attacco a piramide rovesciata metallico (in acciaio o lega di titanio) integrato con il resto della struttura.

Components : al di sotto del socket si installano dei collegamenti (*components*) che permettono di passare dall'attacco piramidale ad un'interfaccia idonea all'accoppiamento con la parte inferiore della protesi. Trattandosi di un dispositivo modulare sulla parte terminale del socket possono essere montati dispositivi differenti in base alle esigenze del soggetto. Per una protesi da cammino standard si aggiunge un collegamento che termina con una sede cilindrica per permettere l'alloggiamento e il successivo serraggio dei piloni. Il collegamento con l'attacco piramidale avviene con il serraggio di quattro viti a brugola, poste con gli assi a 90° tra di loro. Una soluzione analoga è adottata tra il piede e il pilone.

Pylon : rappresenta l'equivalente della tibia in un soggetto sano, è un tubo di lunghezza variabile che collega il socket con il piede protesico. Il diametro è standard e le soluzioni costruttive prevedono l'impiego di materiali differenti, si va dall'alluminio, all'acciaio, al titanio.

Foot (piede) : è il componente più importante all'interno della protesi in quanto l'unico che si interfaccia con il terreno. Il principale obiettivo, oltre garantire il sostenimento del soggetto, è di riprodurre il comportamento di un piede sano in ogni fase del cammino. Per questo è prevista generalmente una funzione di assorbimento degli urti nella parte posteriore e una risposta più o meno elastica nell'avampiede. La gamma di piedi protesici disponibile sul mercato copre tutte le possibili esigenze di cammino associate ai diversi gradi di mobilità. I materiali impiegati spaziano dal legno, alle gomme, alle schiume, ai materiali compositi (specialmente i laminati a fibra di carbonio).

Cosmesi : ciascun componente elencato può essere ricoperto da dispositivi di cosmesi, il cui scopo è di riprodurre sotto l'aspetto visivo la conformazione di un arto sano. Tali coperture non svolgono alcuna funzione strutturale e il loro apporto è esclusivamente estetico. I materiali utilizzati sono in genere materiali polimerici o elastomeri.

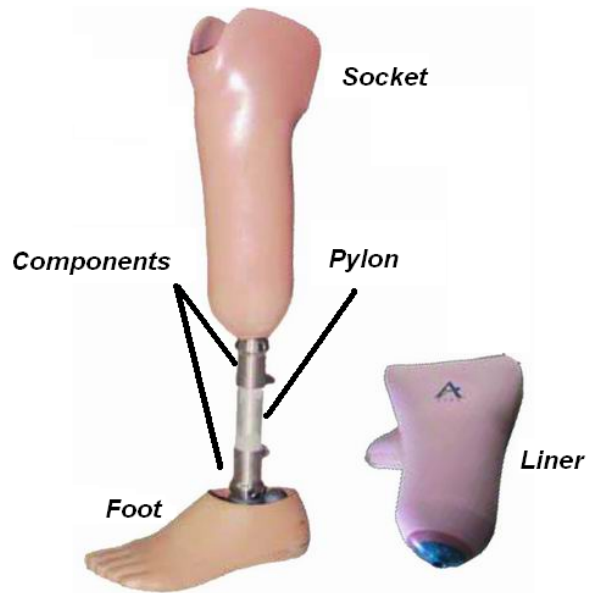


Figura 1.1: Struttura di una protesi transtibiale per il cammino

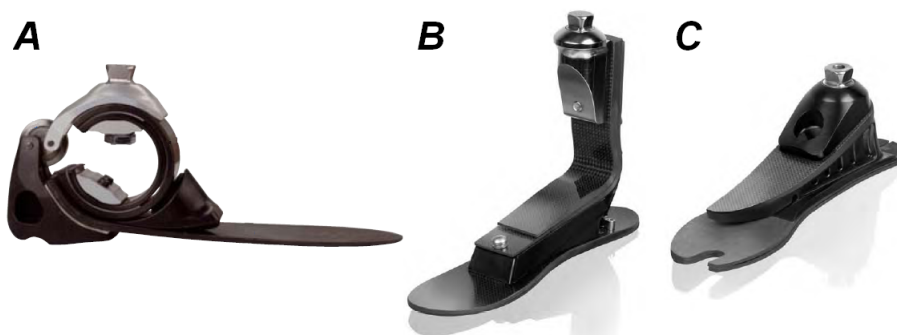


Figura 1.2: Esempi di piedi protesici in carbonio attualmente in commercio

Il livello tecnologico raggiunto permette ai soggetti amputati di assumere uno stile di vita pressoché identico a quello di una persona normodotata, sia per le applicazioni standard svolte nella vita di tutti i giorni, sia per performance di alto livello. Per la vita quotidiana sono disponibili prodotti ad alto contenuto tecnologico, come ad esempio il ginocchio bionico, che prevede un controllo elettronico autonomo e attivo sul proprio movimento a seconda della fase del cammino in cui si trova. In merito alle protesi transtibiali il miglioramento dei componenti è stato spinto verso la risposta statica e dinamica del piede, che per sua natura rappresenta la parte fondamentale della protesi. Esistono in commercio come prodotti standardizzati piedi protesici costruiti per riprodurre il comportamento del piede sano e consentire una camminata naturale, utilizzando all'interno dello stesso componente materiali differenti, ciascuno con una propria funzione. Si prenda ad esempio il piede C-Foot® prodotto da Otto Bock®, costituito da una lamina in carbonio sagomata a C con elementi smorzanti (1.2A), inserita all'interno di una struttura cosmetica in gomma, oppure, prodotti dall'azienda Ossur®, i piedi della serie FlexFoot® anch'essi in carbonio e destinati ai diversi gradi di mobilità (1.2B e C). Lo stato dell'arte per quanto riguarda l'uso dei piedi protesici nelle applicazioni di tutti i giorni si riscontra negli ausili costruiti per il grado di mobilità 4: le protesi di questo tipo vengono progettate per abbinare i benefici della zona smorzante sul tallone con un naturale apporto della risposta elastica sulla parte anteriore, così da permetterne un utilizzo nelle più svariate condizioni. Questo tipo di piedi protesici viene utilizzato generalmente abbinato ad una cosmesi che riproduce la forma di un piede umano. In figura 1.2 si può anche notare il caratteristico attacco piramidale nell'estremità superiore di ciascun piede, indipendentemente dal produttore e dal modello.

Una fase fondamentale antecedente all'utilizzo quotidiano della protesi è quella dell'allineamento. Una protesi derivata da componenti standardizzati è per sua natura destinata ad un utilizzo per un gruppo il più possibile esteso di soggetti. Ogni persona possiede però un determinato modo di camminare che, anche se corretto, è individuale e proprio di ciascuno. Risulta così impossibile conciliare l'esigenza di una componentistica standard con la personalizzazione della risposta della protesi nel cammino.

Anche l'ammontare totale dell'altezza della protesi è un valore che è unico per ogni paziente, deve essere quindi possibile adattare tutta la componentistica in modo tale da ottenere questa distanza. Per una corretta postura e per un cammino agevole tale valore deve essere realizzato con l'accuratezza del millimetro. Per ottenere ciò, ad ogni componente della protesi è associata una lunghezza caratteristica, funzione della lunghezza del componente e del tipo di connessione con i dispositivi adiacenti: sommando le lunghezze caratteristiche di tutti i componenti assemblati deve essere ottenuta l'altezza totale della protesi.

L'allineamento di una protesi transtibiale ha un'influenza importante sull'efficacia della protesi e di conseguenza sulla qualità del comfort durante il suo utilizzo. La procedura di allineamento avviene in tre fasi:

1. Allineamento di massima dei componenti e verifica dell'altezza corrispondente all'arto sano (per amputazione unilaterale) o all'altra protesi (amputazione bilaterale)
2. Ottimizzazione statica: si allineano i componenti attraverso apposite linee di riferimento nel piano frontale e laterale (rispetto al soggetto), utilizzando come riferimento il ginocchio. Il centro del piede viene posto circa 30 mm avanti la linea di riferimento della gamba e viene fissata la flessione plantare del piede.

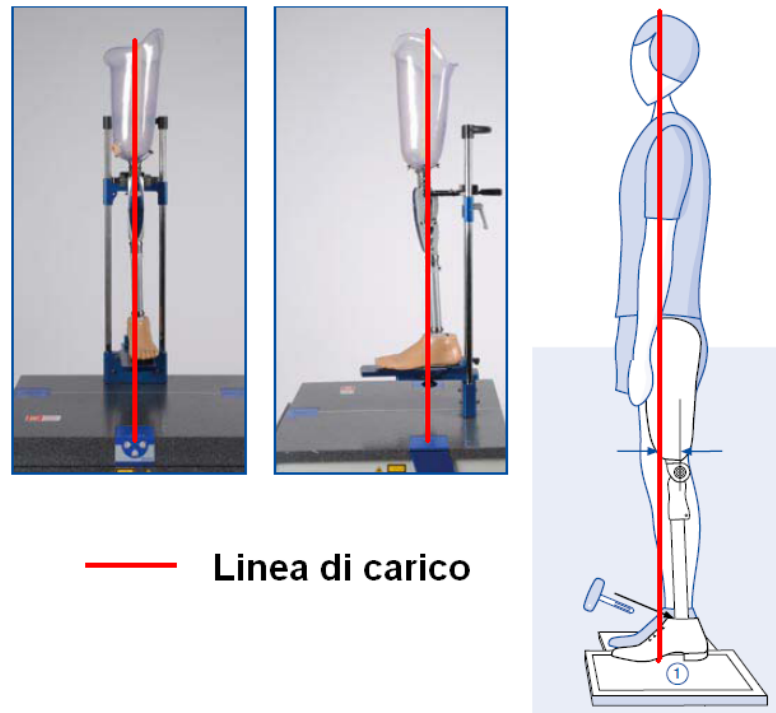


Figura 1.3: Allineamento di una protesi (transfemorale)

Utilizzando una piattaforma dinamometrica in grado di misurare il carico su di essa applicato si misurano le componenti della linea di carico della gamba e si regolano i giunti in modo da posizionare la forza di reazione in modo opportuno rispetto al baricentro del corpo. Eventuali minime correzioni vengono effettuate inserendo particolari plantari al di sotto del piede protesico (cfr. fig. 1.3).

3. Ottimizzazione dinamica: si effettua analizzando il movimento dell'arto su una passerella, adattando ulteriormente le regolazioni dei giunti su indicazione delle sensazioni del paziente e dalle osservazioni del tecnico ortopedico che esegue la procedura.

1.6 Gait Analysis

Un aspetto essenziale che è necessario conoscere per affrontare le problematiche connesse con una protesi per arto inferiore è sicuramente la cinematica relativa alle situazioni in cui la protesi deve essere utilizzata: cammino e nuoto. Per affrontare questo argomento si utilizza la *gait analysis* (analisi del cammino), che descrive la cinematica degli arti inferiori durante il loro movimento, che sia esso di cammino, di corsa o per altre attività. Uno studio di questo genere avviene utilizzando particolari telecamere ed appositi marker applicati a soggetti in movimento, in modo da acquisire le traiettorie nel tempo di alcuni punti significativi e da qui ricostruire in modo affidabile il movimento di tutto l'arto [9]. Si analizzano qui i risultati per quanto riguarda il cammino e il nuoto in relazione alle specifiche della protesi oggetto di studio, per le quali si rimanda al paragrafo 1.7.

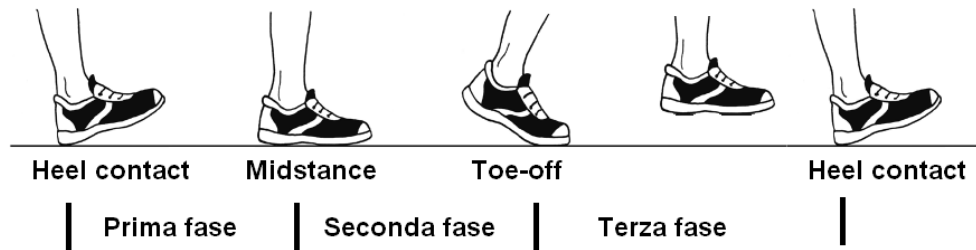


Figura 1.4: Fasi del passo

1.6.1 Il cammino

Il cammino è una serie di movimenti realizzati degli arti inferiori che consente ad un individuo di spostarsi mantenendosi in equilibrio, in modo tale da non staccare mai da terra entrambe le gambe. E' frutto di movimenti muscolari complessi e finemente coordinati, che non verranno qui analizzati in modo approfondito (per un'analisi più dettagliata si rimanda a [10]), il cui risultato è di imprimere una legge di moto alle gambe che permette la deambulazione del soggetto. Il cammino è composto da una successione di passi, ciascuno costituito da tre distinte fasi che si ripetono ciclicamente, per questo motivo alla fine del ciclo le gambe devono trovarsi ancora nella posizione iniziale:

Prima fase: dall'appoggio iniziale del tallone (*heel contact*) al sostegno mediano (*mid stance*)

Seconda fase: dal sostegno mediano allo stacco del tallone (*heel off*), chiamata anche *stance phase*

Terza fase: dal distacco delle dita (*toe off*) al contatto del tallone, chiamata anche fase di oscillazione (*swing phase*)

Durante la prima fase il tallone è in appoggio (*heel contact*) e aumenta l'angolo tra il piede e la tibia (flessione plantare) fino ad arrivare nella condizione di piede orizzontale dove tutta la pianta del piede poggia sulla superficie piana, l'angolo tra il piede e la tibia raggiunge in questa posizione i 90° . A seguire inizia la flessione dorsale del piede con diminuzione dell'angolo tra il piede e la tibia e ci si porta in una situazione di sostegno mediano, dove tutto il peso del corpo si scarica sulla porzione di avampiede a contatto con il terreno. Con la seconda fase aumenta progressivamente il distacco del piede, interessando prima tutto l'avampiede e successivamente anche le dita. Nel momento in cui le dita si staccano dal suolo inizia la terza fase (*swing phase*) in cui la gamba grazie ad un piegamento del ginocchio compie un'oscillazione che la porta in avanti in modo da ricadere al suolo con il tallone e riprendere il ciclo dall'inizio, il piede in questa fase rimane sollevato dal suolo di circa 2 ± 3 cm. La ripartizione delle tre fasi avviene in modo non uniforme:

Fase di appoggio : $60 \div 65$ %

Fase oscillante : $35 \div 40$ %

Fase di doppio appoggio : 25 %

Il ciclo del passo avviene in modo identico per entrambe le gambe, un appoggio costante del corpo a terra avviene grazie al sincronismo tra i due arti: poco prima del distacco delle dita di un piede avviene l'appoggio del tallone dell'altro piede.

Il resto del corpo durante il cammino viene parzialmente interessato: il bacino compie una lieve oscillazione dopo il contatto del tallone per contribuire al movimento in avanti dell'altra gamba, il busto si alza rimanendo stabile nella sua posizione. Anche il capo si sposta verticalmente di pochi centimetri, ma il movimento più significativo viene effettuato dagli arti superiori, che oscillano in modo reciproco rispetto agli arti inferiori, compiendo anche una rotazione verso l'interno [10]. Essenziale per il cammino è lo spostamento del baricentro del corpo: dopo la spinta sull'avampiede, il busto si flette leggermente in avanti, facendo perno sul piede che si trova in posizione avanzata, si sposta il baricentro del corpo in avanti, sbilanciandolo e facendolo tendere a cadere lungo la direzione del movimento. L'equilibrio si recupera nel momento in cui l'arto che oscilla si distende e tocca di nuovo terra in posizione avanzata. In ogni fase il carico sull'arto e, di conseguenza, sul piede, viene ripartito in modo non uniforme. Il massimo carico si presenta nella fase di contatto del tallone con il terreno, dove deve smorzare le forze dovute alla decelerazione in seguito all'urto con il terreno.

1.6.2 Il nuoto

Durante il nuoto la posizione del piede varia istante per istante, a seconda dello stile di nuoto adottato dall'atleta. Ci si occupa qui dello stile di nuoto chiamato comunemente stile libero (crawl) e gli stili che prevedono una cinematica del piede simile (dorso). Nel crawl gli arti inferiori sono caratterizzati da un movimento ciclico, tale movimento permette al corpo durante l'avanzamento in acqua di rimanere sollevato. Un movimento oscillatorio viene impresso a livello dell'anca a tutta la gamba, con una flessione parziale del ginocchio e del piede. La funzione principale delle gambe durante il nuoto è sia galleggiante che propulsiva, inoltre il movimento ciclico effettuato correttamente permette di stabilizzare il corpo in acqua. La fase principale per la propulsione si verifica quando l'arto si sposta dall'alto verso il basso, movimento che avviene completamente in immersione, ad una profondità variabile dai 20 ai 40 cm sotto il pelo dell'acqua: il piede in questa fase deve essere esteso per una maggiore spinta. L'angolo tra piede e tibia viene comunemente definito come angolo δ e vale 0° quando sono ad angolo retto, aumenta a seguito della flessione plantare e diminuisce con la dorsiflessione del piede. Durante il nuoto il piede assume una posizione distesa, con un angolo minimo di circa 45° e un angolo massimo compreso tra i 60° e i 65° (indicato in fig. 1.5), posizione nella quale la spinta sull'acqua è più efficace.

1.7 La protesi INAIL da bagno

La protesi INAIL da bagno è un ausilio protesico concepito per essere in grado di aiutare il soggetto amputato durante l'esercizio del nuoto, sia a livello sportivo che in generale nelle situazioni dove è richiesto un movimento di pinneggiata degli arti inferiori, come ad esempio l'attività subacquea. La caratteristica peculiare di questa protesi è di permetterne l'utilizzo sia per il normale movimento del cammino che per l'attività natatoria senza dover ricorrere a due modelli differenti di protesi.

Sfruttando il concetto di modularità, la protesi INAIL da bagno è stata progettata in modo da potersi interfacciare agevolmente con il resto dei prodotti disponibili sul mercato. Nel complesso la protesi in quanto tale costituisce quella che si potrebbe definire come la caviglia di una normale articolazione, non contiene infatti nessuna parte che è destinata alla funzione del piede (e quindi all'appoggio al suolo) e non può essere direttamente collegata con il socket. Utilizzando i piedi protesici presenti sul mercato,

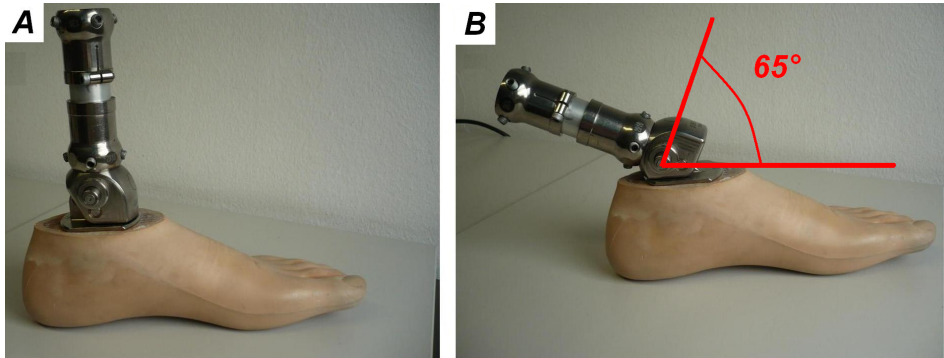


Figura 1.5: Protesi INAIL da bagno in posizione da cammino A) e da nuoto B)

generalmente molto simili ai corrispondenti reali, possono essere indossate le normali calzature, comprese le pinne per il nuoto. In questo modo si evita il problema che riguarda altre protesi per usi particolari, in generale sportivi, come le protesi da corsa, dove la protesi stessa è molto specifica per una determinata attività ed è destinata solo a quell'uso. Il tipo di utilizzo della protesi in esame invece è orientato a permettere di passare dalla situazione di cammino a quella di nuoto in pochi secondi e senza l'utilizzo di strumenti esterni. Si pensi ad esempio all'ambiente delle piscine, dove si deve camminare fino ad entrare nella vasca e da lì poi assumere un posizionamento dell'arto inferiore adatto al nuoto, oppure nella pratica subacquea dove si può stazionare sulla barca fino al momento del tuffo muovendosi quasi normalmente.

La protesi INAIL da bagno è costituita da diversi componenti che formano un assemblato compatto in grado di svolgere la funzione della caviglia nell'insieme protesico ed in grado di assumere due diverse posizioni, una adatta al cammino ed una al nuoto. Il passaggio tra una condizione e l'altra avviene premendo un pulsante posto lateralmente alla caviglia, per mezzo del quale si sblocca il meccanismo che permette la rotazione del piede. Una volta nella posizione desiderata, il pulsante viene rilasciato in modo da riportare in condizioni di blocco la caviglia. Gli angoli δ riproducibili tra piede e tibia sono quello a 0° (configurazione da cammino) e a 65° (configurazione da nuoto).

Di seguito sono analizzati in dettaglio componenti della protesi:

A - Supporto del piede: è costituito da una parte inferiore piatta e da una sporgenza verticale, ottenute attraverso fresatura da un singolo blocco. La parte inferiore è destinata al contatto con il piede protesico ed è provvista di due fori filettati (M5) per permettere il fissaggio delle spine. Nella parte inferiore si trova una madrevite (M10), anch'essa di pezzo, per l'alloggiamento della vite necessaria al fissaggio del piede. Nella parte superiore del pezzo si trova un'apertura passante da parte a parte, provvista di due fori tronco-conici ai due estremi. I fori tronco conici servono come battuta del cursore in posizione di blocco del movimento della caviglia in modo da realizzare un vincolo di forma e non consentire lo scorrimento lungo l'apertura che congiunge i fori. Due ulteriori fori permettono il passaggio del perno (orizzontale) e dell'inserimento della vite per il fissaggio del perno (verticale).

B - Supporto tibiale: è il componente che si interfaccia con gli attacchi destinati a congiungere la caviglia della protesi con il pilone della tibia, generalmente costituito da tubi a sezione circolare. Il collegamento avviene attraverso un attacco piramidale realizzato nella parte superiore. Il corpo vero e proprio del pezzo

si può vedere in figura 1.6 e permette l'inserimento in una cava appositamente realizzata della parte superiore del supporto del piede. E' provvisto di fori passanti per consentire l'alloggiamento delle boccole e del perno da una parte, e del cursore dall'altra. Su questo componente si avvitano i tappi laterali attraverso apposite filettature realizzate a sbalzo sulle facce laterali esterne.

- C - Boccole:** vengono inserite nei fori del supporto tibiale destinati al perno, sono realizzate in bronzo (UNS C95500) [11] ed hanno la funzione di permettere lo scorrimento relativo tra perno e supporto tibiale.
- D - Perno:** permette il moto relativo tra il supporto tibiale e il supporto del piede, viene alloggiato negli appositi fori realizzati in questi due pezzi. Su di esso, in corrispondenza della linea di mezzeria, è realizzata una scanalatura per consentire la battuta di una vite di fissaggio e su una delle facce laterali si trova una cava esagonale realizzata per l'inserimento di una brugola che consente di ruotare il perno in modo da posizionare correttamente la scanalatura.
- E - Cursore:** è un componente mobile passante attraverso il supporto tibiale ed il supporto del piede, di forma cilindrica e provvisto di un'estremità tronco-conica e in parte cava. L'estremità tronco-conica va in battuta sull'analoga superficie del supporto del piede, mentre nella parte cava si inserisce una molla elicoidale. All'interno dell'estremità cilindrica è presente una filettatura per accogliere la vite del cursore.
- F - Vite cursore:** ha la funzione di collegare rigidamente il cursore ed il rispettivo pulsante, soluzione necessaria per consentire l'assemblaggio della protesi (ISO 10642 - M4). Sulla superficie della testa si trova una cava esagonale utilizzata per l'operazione di avvitatura.
- G - Pulsante cursore:** di forma cilindrica, presenta un foro cieco ad un'estremità per alloggiare la parte cilindrica del cursore, dall'altra invece trova posto una cava destinata alla vite di fissaggio, realizzata in modo tale da alloggiare interamente la vite.
- H - Tappo del cursore:** è un tappo zigrinato sulla superficie esterna che viene fissato al supporto tibiale in corrispondenza del cursore.
- I - Tappo della molla:** è un tappo chiuso, provvisto solo di un foro esagonale per il montaggio, che viene fissato al supporto tibiale in corrispondenza della molla. La sua funzione è di fare da superficie di contrasto così da mantenere la molla compressa se non viene premuto il pulsante per la modifica della posizione del piede.
- K - Molla:** permette al cursore di andare in battuta sulle superfici tronco-coniche del supporto del piede quando non viene esercitata una forza sul pulsante, bloccando il moto relativo tra il supporto del piede e il supporto tibiale.
- L - Vite perno:** è una vite M4 che, andando in battuta sulla scanalatura del perno, ne blocca lo scorrimento lungo il proprio asse, impedendo che si sfilii dalla propria sede.
- M - Spine:** sono corpi cilindrici, conici ad un'estremità e filettati (M5) all'altra. Sono provvisti di una scanalatura per permetterne il serraggio negli appositi fori del supporto tibiale, ed hanno la funzione di aumentare la tenuta della protesi sul piede ed impedire il moto del piede protesico intorno all'asse centrale della protesi.

Il materiale impiegato per la realizzazione di tutti i componenti eccetto le boccole è stato una lega di titanio, in particolare la lega Ti-6Al-4V [12]. La scelta di un materiale di questo tipo è stata dettata da una combinazione di differenti esigenze. La prima è stata quella di un'elevata resistenza meccanica del materiale, a causa delle sollec-

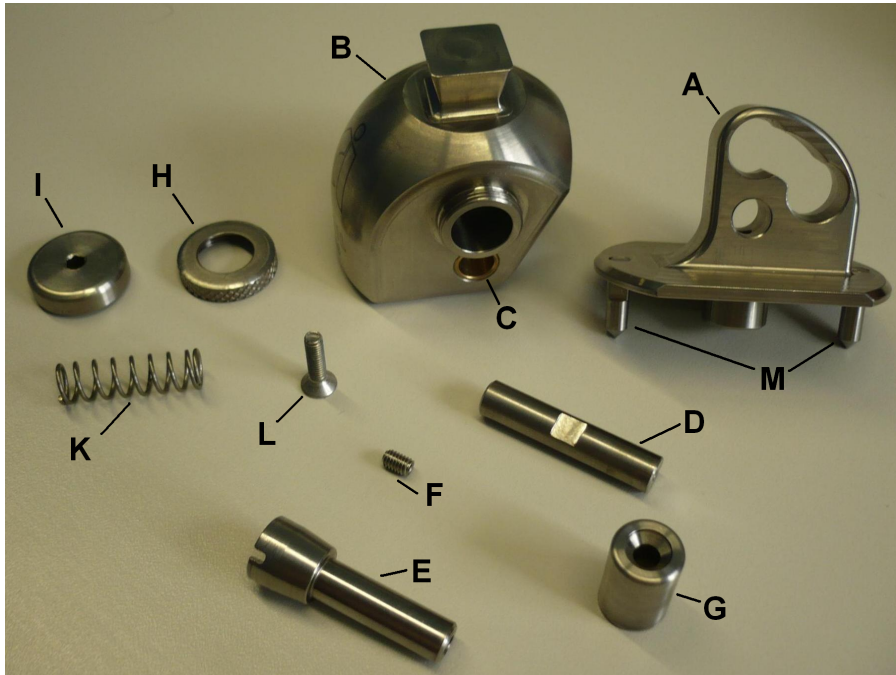


Figura 1.6: Componenti della protesi INAIL da bagno

tazioni previste sia durante l'utilizzo che nell'omologazione delle protesi. Un ulteriore requisito, altrettanto importante, è stato individuato nella resistenza ai fenomeni corrosivi a cui la protesi può essere sottoposta durante il suo utilizzo. Trattandosi di un dispositivo concepito per l'uso in ambienti quali le piscine o immersa in acqua di mare, è sottoposta a situazioni estreme da un punto di vista della corrosione in ambito metallico. L'ambiente delle piscine agisce sul materiale oltre che con la presenza dell'acqua anche grazie ad una non trascurabile percentuale di cloro disciolta in acqua, che aumenta il rischio di corrosione per un comune materiale metallico. Anche l'acqua di mare e l'ambiente marino in genere rappresentano una condizione critica sotto il profilo corrosivo a causa della salinità dell'acqua.

A fronte di una situazione di questo genere non è stato utilizzato un materiale comune come può essere l'acciaio. Data la particolare conformazione della protesi e la presenza di molte singole parti, la possibilità di disporre un limite fisico tra il materiale e l'elemento aggressivo (ad esempio una verniciatura o una copertura) risulta di difficile realizzazione, senza peraltro garantire una reale protezione duratura nel tempo. L'utilizzo della lega di titanio rappresenta di conseguenza una soluzione ai problemi di corrosione sopra elencati. La passivazione della sua superficie produce uno strato di ossido altamente resistente ed "autocatrizzante" nella maggior parte degli ambienti chimici (acqua, soluzioni acquose di cloruri, acidi), ha una resistenza alla corrosione più elevata sia degli acciai inossidabili che delle leghe a base rame. Gli unici ambienti in cui può risentire di problemi di corrosione sono quelli fortemente riducenti e con particolari acidi (fluoridrico, cloridrico, solforico). Una caratteristica importante del titanio, non fondamentale nella costruzione della protesi è la bassa massa volumica rispetto all'acciaio (4.5 kg/m^3 , 40% in meno) che lo porta a possedere carico di rottura specifico (R_m/ρ) elevato [13].

1.8 Il piede protesico

Il piede protesico è una parte fondamentale nella costruzione di una protesi per arto inferiore. Qualsiasi sia il tipo di protesi e il suo livello tecnologico, esso rappresenta il componente che svolge la funzione di interazione tra il soggetto e il terreno. Per questo motivo ne esistono in commercio molte varietà, sia per un utilizzo generale sia destinati a funzioni specifiche. Per una protesi di tipo modulare la scelta del piede viene effettuata coerentemente con il tipo di utilizzo previsto per l'intera protesi, anche se è possibile montare differenti componenti. Nella gamma presente sul mercato si passa da piedi molto semplici, costituiti principalmente da un unico componente di legno e gomma, a modelli più elaborati contenenti un'ossatura in carbonio con rigidzze studiate appositamente per il cammino o per la corsa, fino agli esemplari più tecnologicamente avanzati che integrano alla funzione strutturale una risposta dinamica durante il passo quasi identica a quella di un piede reale. Per la caratterizzazione sperimentale e numerica della protesi sono stati resi disponibili due differenti tipi di piedi protesici, entrambi destinati a gradi di mobilità bassi, costituiti da una parte in legno ed una in gomma e/o schiuma. L'utilizzo di queste tipologie di piedi è giustificato dal fatto di non aver bisogno di un prodotto eccessivamente elaborato per l'uso che esso svolge in abbinamento alla protesi da bagno. Il suo utilizzo è infatti limitato a brevi percorsi in modalità da cammino e al pinnaggio in configurazione da nuoto, in entrambi i casi un piede quasi rigido è sufficiente a svolgerla la funzione di sostentamento strutturale, sia quella di collegamento con eventuali accessori per il nuoto (ad esempio le pinne).

1.8.1 Modello 1S49 (SACH)

E' un tipo di piede realizzato per persone con grado di mobilità basso, pari a I o II. Ha una forma volutamente simile a quella di un piede umano, arricchito con alcuni dettagli come le dita preformate, in modo da dargli un aspetto più naturale. Vengono commercializzati in diverse taglie fino alla 46, e coprono la fascia di peso dell'utilizzatore fino ai 125 kg. Il nome SACH significa *Solid Ankle Cushion Heel* (a caviglia rigida con tallone ammortizzato), si tratta infatti di un'estremità concepita per essere interfacciata ad un dispositivo svolgente funzioni di caviglia di tipo rigido, che non consente le rotazioni relative tra la tibia e il piede. E' destinato all'uso in ambienti interni o comunque in ambienti che non svolgono azioni meccaniche severe sulla sua superficie (ad esempio superfici asfaltate o sterrate). Il corpo piede SACH è realizzato in legno e schiume, e rivestito in gomma sulla parte esterna, la stessa che ne caratterizza la forma. La parte superiore è in legno di pioppo, sulla quale sono realizzati tre fori, uno centrale passante di diametro più grosso e due fori più piccoli, ciechi, allineati ed alla stessa distanza dal foro centrale. Questi ultimi fori sono destinati rispettivamente al fissaggio ed all'alloggiamento dei componenti da collegare al piede, in modo da renderlo il più possibile modulare e consentirne l'utilizzo con un esteso insieme di dispositivi differenti. Le specifiche di costruzione interne del piede non sono note con precisione, si sa solo che è costituito da schiume ed elastomeri [14]. Ad un'analisi tattile si nota come la parte posteriore del tallone sia morbida e deformabile applicando una pressione con le dita, fenomeno che non avviene nella parte dell'avampiede, dove la flessione del corpo del piede risulta minima se non addirittura trascurabile. In prossimità del tallone il materiale costituente il piede è una gomma chiamata PEDILAN® con funzioni specifiche di ammortizzazione. Alla luce di queste caratteristiche, si capisce come il ruolo di un dispositivo di questo tipo è di costituire un

pie' affidabile e sicuro, adatto ad usi generici e particolarmente indicato per ambienti chiusi.

1.8.2 Modello 1D10 (Dynamic)

E' un tipo di piede realizzato per persone con grado di mobilita' basso, pari a I o II. Ha una forma simile a quella di un piede umano, sono anche in questo caso preformate le dita dei piedi, con l'ulteriore dettaglio dell'alluce completamente separato dalle altre quattro dita. Vengono commercializzati in diverse taglie fino alla 46, e coprono la fascia di peso dell'utilizzatore fino a 150 kg. Anche questo modello e' destinato all'uso in ambienti interni o comunque in ambienti che non svolgono azioni severe sulla sua superficie. Il corpo piede Dynamic e' realizzato in legno e schiume, e rivestito in gomma sulla parte esterna. La parte superiore che rimane visibile e' identica a quella del piede SACH, con lo stesso tipo di fori sulla superficie, aventi le stesse funzioni. Le specifiche di costruzione interne del piede non sono note nemmeno in questo caso, si tratta comunque di schiume, legno ed elastomeri. Si nota come la parte posteriore del tallone sia morbida e deformabile come nel caso del piede precedente. La flessione del corpo del piede risulta invece pu' facile da imporre, anche manualmente, il che fa presumere una differente composizione interna tra i due piedi. Dalla documentazione tecnica risulta infatti che il piede presenta una risposta al *rollover*, cioe' al piegamento sull'avampiede, pu' performante: con una deformazione pu' facile, risulta anche per l'utilizzatore assumere una camminata pu' naturale. [15]



Figura 1.7: I piedi a disposizione per le prove: A) SACH , B) Dynamic

Capitolo 2

Prove sperimentali sulla protesi

Ever tried. Ever failed. No matter.
Try Again. Fail again. Fail better.

Samuel Beckett

In questo capitolo si espongono le prove sperimentali effettuate sulla protesi nella sua struttura completa, con un'attenzione particolare alle norme che regolano i test, all'allestimento della prova, alla definizione dei componenti da utilizzare, al sistema di misura e allo svolgimento delle prove. Infine si analizzano i risultati ottenuti dal punto di vista sperimentale e si discutono alla luce di considerazioni di tipo teorico.

2.1 Normativa di riferimento

Tutte le prove sperimentali su elementi protesici fanno riferimento ad una serie di norme che forniscono le disposizioni in merito a come effettuare i test sia sulle protesi complete, sia sui singoli componenti. In particolare, due distinte norme si occupano dei test per l'omologazione delle protesi transtibiali:

- "Prosthetics - Testing of ankle-foot devices and foot units - Requirements and test methods" (ISO 22675:2006)[16]
- "Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses - Requirements and test methods" (ISO 10328:2006)[17]

Entrambe le normative sono adatte ad individuare i parametri e le condizioni di prova della protesi da bagno. Nel caso [16] la norma si riferisce ai singoli componenti che svolgono la funzione del piede e della caviglia, in particolare degli ausili protesici che racchiudono in un unico dispositivo queste due funzioni. I test della norma sono quindi prescritti tralasciando la presenza degli elementi che compongono la tibia, che non viene considerata nelle prove come un componente da verificare.

In merito alla [17] invece, l'oggetto della norma è l'intera protesi (piede, caviglia, tibia e loro connessioni) considerando i componenti nel loro insieme. In questo documento sono prescritti i test per garantire la resistenza della protesi nel suo insieme, secondo alcuni criteri che saranno trattati in seguito.

La scelta della normativa da seguire per effettuare le prove sperimentali è stata quindi subordinata al ruolo che la protesi da bagno ha nei confronti del sistema di cui è parte. Come già descritto nel paragrafo 1.7, il componente sottoposto ai test è stato il dispositivo che svolge le funzioni della caviglia e la scelta sarebbe quindi dovuta ricadere sulla norma ISO 22675. Da un altro punto di vista, durante il suo utilizzo, la protesi è necessariamente parte di un sistema più ampio costituito anche dagli elementi esterni alla caviglia, sistema che deve reggere nella sua interezza i carichi esercitati su di esso durante l'utilizzo. Si è deciso quindi di considerare oggetto dei test anche l'interazione con la tibia e il piede e di conseguenza sottoporre a verifica il sistema completo della protesi: a questo proposito è stato individuato nella norma ISO 10328 il documento più adatto alla verifica della protesi da bagno INAIL.

In realtà, la norma ISO 10328 si occupa non solo dei componenti della caviglia, ma più ampiamente delle protesi *lower-limb*, cioè quelle destinate alla parte inferiore della gamba, quali sono le protesi transfemorali, le protesi transtibiali e gli specifici componenti come la caviglia e il piede [18]. Nel caso particolare della protesi in esame, si è utilizzata esclusivamente la parte della norma prescritta per le prove su protesi transtibiali.

Per quanto riguarda la parte di test, la norma ISO 10328 si occupa dei seguenti aspetti:

- Definizione dei diversi componenti e loro individuazione
- Definizione delle possibili tipologie di prove da eseguire
- Allestimento delle prove
- Entità e modalità di applicazione dei carichi
- Strumentazione da utilizzare
- Procedura sperimentale per ogni singola tipologia di prova
- Modalità di verifica del superamento della prova

2.2 Tipi di test sulle protesi

La norma ISO 10328 richiede che una protesi

”... shall have the strength to sustain the loads occurring during use by amputees [...] in the manner intended by the manufacturer for that device according to his written instruction on its intended use.”

Per garantire questo, prescrive differenti tipi di test sulle protesi transtibiali, in particolare prevede tre differenti categorie di sollecitazione:

proof strength : condizione di carico di entità elevata e ricorrenza occasionale che può essere sostenuta dalla protesi senza riportare danni, la protesi mantiene intatta la sua funzionalità

ultimate strength : condizione di carico limite dovuta a un singolo evento di elevata intensità che può essere sostenuta dalla protesi; quest'ultima, a seguito della sollecitazione, può diventare inutilizzabile

fatigue strength : condizione di carico ciclico che può essere sostenuta dalla protesi per il numero di cicli prescritto senza arrivare ad un cedimento

La sostanziale differenza che si nota tra la *proof strength* e la *ultimate strength* è la possibilità di riutilizzo della protesi dopo la sollecitazione: per la prima condizione non sono ammesse quindi deformazioni residue che compromettano l'uso del dispositivo. In entrambi i casi la protesi non deve perdere completamente la propria funzione di sostentamento, non è ammessa quindi la rottura dei componenti ma solo una loro deformazione, anche se marcata in una delle due situazioni.

Per ciascuna categoria di carico è indicato il test prescritto:

Categoria di carico	Test
Proof Strength	Principal static proof test in two test configurations
Ultimate Strength	Principal static ultimate strength test in two test configurations
Fatigue Strength	Principal cyclic test

Tabella 2.1: Categorie di carico

In questo caso, secondo le disposizioni dei produttori della protesi, si è valutata la resistenza per la condizione di carico proof strength, tralasciando le condizioni ultimate strength e di resistenza a fatica (fatigue strength).

La *principal static proof test* è una prova di tipo statico eseguita sull'intero insieme dei componenti della protesi montati in configurazione di utilizzo, sollecitato da una forza posizionata in modo opportuno nello spazio e di entità fissata, secondo differenti configurazioni (cfr. par. 2.3).

La resistenza a fatica viene trascurata a causa dell'uso limitato previsto dal produttore della protesi: trattandosi di un dispositivo progettato per un uso saltuario, non viene sollecitato per un numero di cicli tale da rendere necessaria una verifica a fatica.

2.3 Tipologie ed entità dei carichi

I test, in accordo con la ISO 10328, devono permettere l'impiego dell'arto protesico in una condizione di sicurezza durante tutte le fasi del suo utilizzo, in particolare durante la configurazione da cammino dove le sollecitazioni sono di più elevata entità. La norma individua due situazioni critiche durante la fase della camminata dove è più probabile che le sollecitazioni sulla protesi raggiungono i valori massimi, queste configurazioni vengono convenzionalmente denominate *Modo I* e *Modo II*:

Modo I : configurazione che simula la condizione di massimo carico sul tallone, nella fase di appoggio;

Modo II : configurazione che simula la condizione di massimo carico sull'avampiede, nella fase di spinta in avanti della camminata.

Si possono vedere i punti di applicazione di entrambi i modi nella figura 2.1 A e le corrispondenti fasi della camminata in figura 2.1 B. Il significato fisico delle configurazioni di carico saranno analizzate più in dettaglio nel paragrafo 2.4.

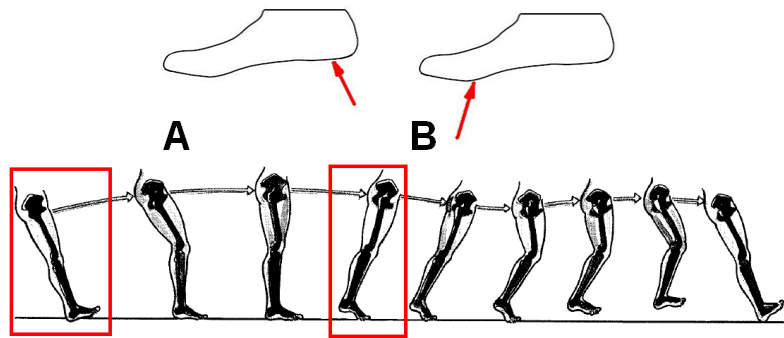


Figura 2.1: Configurazioni di carico e fasi del cammino corrispondenti

I carichi da applicare sulla protesi per effettuare le prove prescritte dalle norme sono indicati separatamente per i differenti test (proof, ultimate e cyclic) ed a loro volta differenziati in funzione del modo di applicazione (I o II). La verifica delle protesi è riferita ad un uomo adulto rappresentante un ampio percentile della popolazione e prevede condizioni di carico separate per categorie di peso dell'utente della protesi, indicate nella tabella seguente:

Categoria di carico	Peso del soggetto
P3	max 60 kg
P4	max 80 kg
P5	max 90 kg

Tabella 2.2: Corrispondenza tra categorie di carico e peso del soggetto

Il principale fattore di dimensionamento delle protesi e, di conseguenza, delle categorie di carico, è il peso del soggetto che è destinato ad utilizzarle: a ciascuna categoria di carico la norma associa quindi le forze e, più in generale, i parametri da utilizzare durante i test. I dati raccolti e successivamente elaborati dall'ente normativo si riferiscono per le categorie P3 e P4 a soggetti di peso inferiore a 60 kg e 80 kg rispettivamente, mentre per la categoria P5 sono comprese persone con peso inferiore a 90 kg con alcuni soggetti di peso fino ai 100 kg. (cfr. pag. 126 norma ISO 10328). I valori di forza che sono indicati nelle norme tengono conto anche dei possibili livelli di attività della persona e in normali condizioni di utilizzo. La norma non specifica però in quale misura le differenti componenti concorrono alla definizione dei carichi prescritti. Sotto il profilo normativo si è giunti quindi a stabilire l'entità delle forze da applicare ai componenti in fase di test per poter ragionevolmente assumere che la protesi sostenga i carichi derivati da un tipico uso della stessa.

Nel caso specifico della protesi da bagno INAIL non esistono modelli dedicati a soggetti di differenti categorie di peso, per questo è stata progettata e verificata per carichi assimilabili ad un peso complessivo di 90 kg. Quest'affermazione intende specificare come il carico complessivo che grava sulla protesi non deve superare i 90 kg: un soggetto di 85 kg equipaggiato, ad esempio, con un'attrezzatura da immersione che pesa 10 kg, supera il limite prescritto e quindi l'utilizzo della protesi non è idoneo a questa particolare situazione.

Tipo di carico	Modo I [N]	Modo II [N]
Stabilizing Force	50	50
Settling Test Force	1024	920
Proof Test Force	2240	2013

Tabella 2.3: Entità delle forze per i test statici sulle protesi transtibiali (da ISO 10328)

L'entità delle forze utilizzate durante le prove per la categoria di carico P5 sono indicate nella tabella 2.3. Per una prova statica di tipo proof test vengono specificate tre differenti tipologie di forze applicate, a causa del percorso di carico a cui la protesi deve essere sottoposta in fase di test. Per comprendere meglio il ruolo che le forze svolgono nei test, si riporta direttamente il ciclo di carico specificato nella ISO 10328:

- si porta la forza da 0 al livello stabilizing force per permettere un iniziale assestamento della protesi;
- si applica un aumento graduale della forza con incremento scelto tra i 100 N/s e i 250 N/s, incremento che viene mantenuto costante;
- raggiunto il valore di *settling test force*, lo si mantiene per un periodo di 30 ± 3 s;
- si diminuisce la forza con un gradiente compreso tra i valori indicati per il suo incremento, fino alla stabilizing force;
- si mantiene questo valore per un tempo abbastanza lungo da permettere lo scarico dei componenti e il recupero della deformazione elastica;
- si incrementa ancora la forza, questa volta fino al valore di forza proof test force, con una velocità fissa compresa tra 100 N/s e 250 N/s;
- raggiunto il valore di proof test force, lo si mantiene per un periodo di 30 ± 3 s;
- si diminuisce la forza con un gradiente compreso tra i valori indicati per il suo decremento, fino alla stabilizing force;
- si conclude l'applicazione delle forze scaricando completamente la protesi fino a 0 N.

Nella figura 2.2 sono riportati i percorsi di carico delle condizioni corrispondenti al modo I ed al modo II. Dalle pendenze del grafico si nota come la velocità di carico e di scarico sia costante, caratteristica che provoca uno sfasamento nel tempo dei valori di proof test, in quanto le diverse entità delle forze consentono di raggiungere i valori prescritti in tempi differenti. Questo fatto non influenza la prova statica di resistenza stabilita dalla norma ISO 10328 dato che i test nelle due modalità sono indipendenti tra di loro.

2.4 La prova sperimentale

Una sezione rilevante della norma ISO 10328 si occupa di come posizionare la protesi, gli elementi a questa connessi e le forze applicate in modo tale da consentire uno svolgimento corretto delle verifiche sperimentali, in particolare della prova statica proof test. Il test viene eseguito sull'assieme completo della protesi, costituito dal piede, dalla

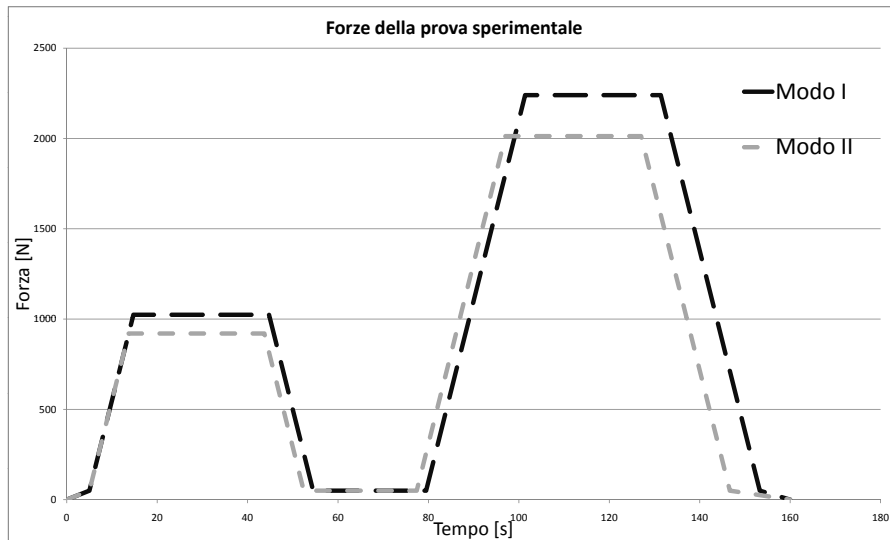


Figura 2.2: Andamento temporale delle forze applicate

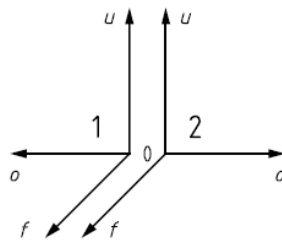


Figura 2.3: Sistema di riferimento per piede destro (1) e sinistro (2)

caviglia e dalla tibia, compresi gli elementi di connessione tra questi componenti. Le verifiche sulla protesi tengono in considerazione se l'elemento testato appartiene ad un dispositivo con morfologia analoga ad un arto destro o ad un arto sinistro. Per questo motivo nella normativa sono stati distinti i due differenti casi, con configurazioni simili sia per quanto riguarda il posizionamento che per l'entità e la direzione delle forze. Quanto viene descritto in questo paragrafo è indipendente dal tipo di protesi trans-tibiale che si sottopone alle verifiche statiche, per quanto riguarda il caso particolare della protesi da bagno si rimanda al paragrafo 2.5.

Il concetto che sta alla base dell'allestimento della prova statica è di creare un sistema di riferimento spaziale dove collocare in modo opportuno la protesi, le forze e i vincoli necessari all'esecuzione dei test. Il sistema di riferimento principale è una terna costituita da tre assi ortogonali chiamati u , f e o :

u posto in direzione verticale, con verso diretto in alto rispetto al piede

f posto in direzione orizzontale, con verso diretto in avanti rispetto al piede

o posto lateralmente, con verso uscente esternamente rispetto al piede

Il sistema di riferimento che si crea è visibile in figura 2.3. Utilizzando questa terna di assi cartesiani si ha la possibilità di trattare senza problemi le casistiche di arto destro

Piano		Offset [mm]
Top Plane	u_T	650
Knee Plane	u_K	500
Ankle Plane	u_A	80
Bottom Plane	u_B	0

Tabella 2.4: Offset per la direzione u

o sinistro in modo analogo: per mantenere la coerenza tra l'arto destro e l'arto sinistro le terne hanno l'asse u che indica direzioni opposte.

Alla creazione del sistema di riferimento segue la definizione di quattro piani paralleli al piano f-o e distinti tra loro attraverso la distanza sull'asse u :

Bottom Plane : è il piano che coincide con il piano o-f, rappresenta lo zero dell'asse u ;

Ankle Plane : è il piano che rappresenta la quota della caviglia, la cui altezza dal piano *Bottom* è data dal valore u_A ;

Knee Plane : è il piano che rappresenta la quota del ginocchio, la cui altezza dal piano *Bottom* è data dal valore u_K ;

Top Plane : è il piano che rappresenta l'estremo superiore del sistema di riferimento, la cui altezza dal piano *Bottom* è data dal valore u_T ;

I valori u_A , u_K , u_T sono definiti dalla norma secondo il tipo di protesi che si sottopone alla prova (struttura completa o parziale): per una struttura completa la norma li definisce univocamente. I valori corrispondenti sono indicati in tabella 2.4.

I piani appena definiti servono per posizionare sulla loro superficie quattro punti, chiamati *offset* e contrassegnati come P_B , P_A , P_K e P_T . La collocazione di questi punti viene fatta utilizzando alcuni valori prestabiliti dalla norma, in funzione delle categorie di carico (P3, P4 o P5) e nelle configurazioni (Modo I o Modo II) in cui si vogliono eseguire i test. L'intento di questo sistema di riferimento è di creare una retta tra i punti P_B , P_A , P_K e P_T , chiamata retta di applicazione della forza, lungo la quale deve agire il carico prescritto dai test. La norma impone che a ciascun estremo della retta di applicazione della forza sia presente un carico del valore indicato nel paragrafo 2.3, esattamente nella direzione della retta e con verso opposto, tale da provocare una sollecitazione di compressione sull'intero sistema della protesi. In questo modo la retta di applicazione del carico simula una particolare condizione della camminata, condizione che può essere diversa a seconda dei valori di offset assegnati: cambiando la loro posizione la retta modifica il suo orientamento in modo tale da definire differenti situazioni. Il particolare posizionamento della retta rispecchia inoltre quello che succede all'interno di un'articolazione, dove la forza non è definita in uno dei piani ortogonali all'arto singolo piano ma ha un comportamento che necessita di una collocazione spaziale nelle tre dimensioni.

Stabiliti il sistema di riferimento, l'entità e la disposizione delle forze, rimane da posizionare la protesi in un modo opportuno, così da riprodurre realisticamente le

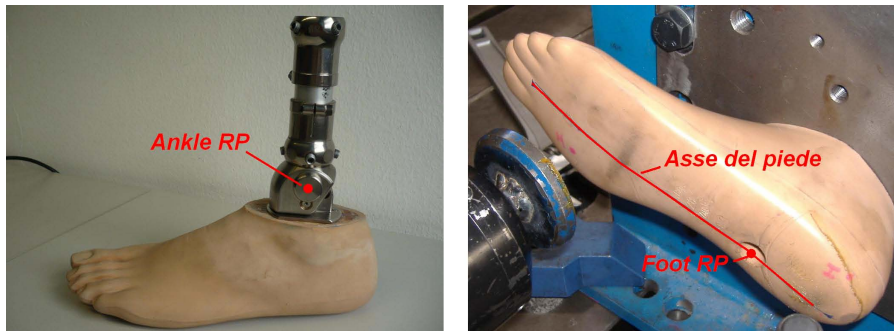


Figura 2.4: Ankle reference point, Foot reference point, Asse del piede

situazioni di carico presenti durante un normale utilizzo dell'ausilio protesico nei test sperimentali. Per poter collocare la protesi con tutti i suoi componenti nel sistema di riferimento la norma permette di individuare sul dispositivo alcuni "punti notevoli": il punto di riferimento del piede, l'asse longitudinale del piede, il punto di riferimento della caviglia.

Il primo punto è stato individuato in corrispondenza del foro attraverso il quale la protesi della caviglia viene fissata al piede protesico. Per la speciale conformazione del piede, che è stato costruito per essere indossato insieme ad una calzatura, si ha il piano dell'avampiede situato più in basso rispetto al piano di appoggio del tallone. Come piano di riferimento la norma prescrive di utilizzare il piano di appoggio dell'avampiede in modo da avere tutte le coordinate sull'asse u positive, eventualmente posizionando uno spessore sotto al tallone. L'asse longitudinale del piede passa dal punto di riferimento del piede stesso e dal punto mediano del segmento tracciabile sulla pianta del piede ad una distanza pari a tre quarti della lunghezza del piede, calcolata dal punto finale del tallone (cfr. par. 6.7.2 in [17]). Un secondo punto, con il ruolo di punto di riferimento della caviglia, deve essere collocato in base al tipo di protesi di cui si sta trattando, valutando la sua posizione caso per caso. Generalmente questo riferimento viene assegnato in corrispondenza di un punto che può rappresentare il baricentro geometrico della caviglia per dispositivi fissi. Nel caso della protesi da bagno INAIL è stato scelto di conseguenza un punto che si trova sull'asse di simmetria del cursore come indicato nella figura 2.4 (A), sul piano perpendicolare quest'asse e passante per il punto di riferimento del piede. Nella norma ISO 10328 è richiesto anche il *knee joint centre* (centro del ginocchio), che viene collocato in corrispondenza del giunto del ginocchio, la trattazione generale dell'argomento prevede infatti la possibilità di testare protesi non solo transtibiali ma anche transfemorali. Nel caso della protesi da bagno il ginocchio appartiene all'arto sano e quindi non è compreso nei test.

Alla luce dell'individuazione di questi punti notevoli risulta semplice stabilire una collocazione adeguata all'esigenza di simulare le fasi più critiche del cammino: si posiziona il *foot reference point* in corrispondenza dell'origine del sistema di riferimento, si allinea l'asse longitudinale del piede con l'asse f e la retta che congiunge il *foot reference point* e l'*ankle refernce point* con l'asse verticale u . Un esempio di come la norma prevede la collocazione tridimensionale di una protesi, nel caso più generale di protesi tansfemorale, è visibile in figura 2.5.

La normativa indica inoltre le tolleranze ammesse nell'esecuzione della prova sperimentale, riportate nella tabella 2.5. In conseguenza a tali indicazioni, si sono scelte le metodologie di allestimento della prova in modo da rispondere alle specifiche richieste e

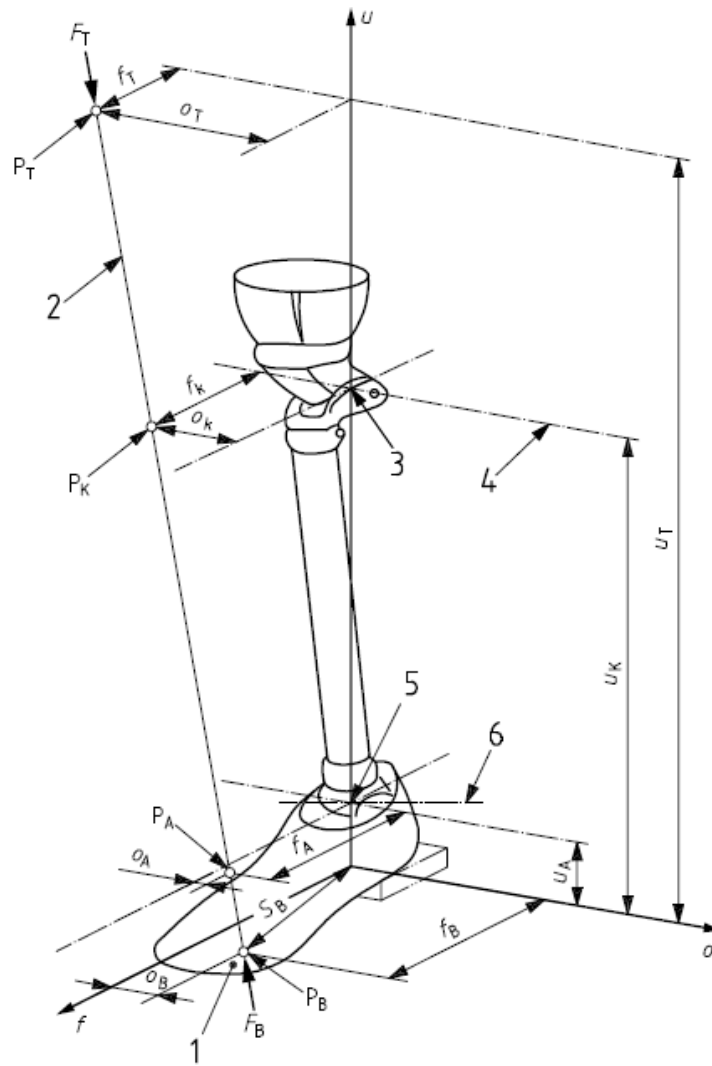


Figura 2.5: Sistema di riferimento e collocazione della protesi nel caso generale di protesi transfemorale

	Accuratezza della strumentazione	Accuratezza delle procedure
Forze e Momenti	$\pm 1 \%$ val.max	$\pm 2 \%$ val.max
Dimensioni lineari	$\pm 0.2 \text{ mm}$	$\pm 2 \text{ mm}$
Dimensioni angolari	$\pm 0.2^\circ$	$\pm 1^\circ$
Dimensioni angolari (toe out)		$\pm 3^\circ$

Tabella 2.5: Tolleranze imposte dalla norma ISO 10328 per le prove statiche

utilizzare gli strumenti di misura in grado di garantire una sufficiente accuratezza nella rilevazione delle grandezze. Per le forze e i momenti, l'accuratezza degli strumenti e delle procedure è in funzione del limite massimo di forza o momento applicato durante le prove (cfr. 2.3). In riferimento alle dimensioni angolari la norma distingue due differenti casi: per l'angolo denominato *toe out* e corrispondente all'angolo γ della tabella 2.8 si applica una tolleranza più ampia, mentre per quanto riguarda gli angoli α e β le tolleranze risultano più strette.

2.4.1 Sistema di carico

L'applicazione delle forze prescritte per la prova statica di tipo proof test deve sottostare ai vincoli riportati nella tabella 2.5 ed essere in grado di seguire la storia di carico indicata nella figura 2.2. Per la prova statica devono essere applicate separatamente due forze di compressione sulla protesi in modo da realizzare le condizioni della figura 2.5, consentendo una certa flessibilità sul posizionamento del punto di applicazione della forza per realizzare entrambe le configurazioni di carico (Modo I e Modo II).

Alla luce di queste considerazioni e di lavori analoghi reperiti in bibliografia [19], si sono fatte due proposte sul sistema di carico che si sarebbe potuto utilizzare per la prova sperimentale:

Macchina di prova a trazione/compressione costituita da una basamento fisso e da una traversa mobile, in grado di applicare forze lungo l'asse di scorrimento della traversa;

Attuatore idraulico realizzato da un pistone cilindrico movimentato da olio in pressione ed in grado di esercitare una forza lungo il proprio asse di scorrimento.

Il punto critico che ha influito sulla scelta effettuata è stato di riuscire a collocare con il grado di precisione richiesto la protesi nel sistema di riferimento, applicando in modo corretto le forze. Nel caso della macchina di prova a trazione/compressione per riuscire a vincolare la protesi alla macchina in modo da rispettare le indicazioni della norma sono richiesti componenti particolari e da realizzare su misura, elementi non necessari nel caso dell'attuatore idraulico. Utilizzando questa strumentazione, una volta fissato l'attuatore si può modificare la disposizione della protesi in modo tale da garantire la corretta retta di applicazione della forza. Per l'effettiva disposizione della protesi e dell'attuatore si faccia riferimento al paragrafo 2.5. Individuato il tipo di strumentazione da utilizzare si è scelto il modello di attuatore più adatto all'applicazione sperimentale da svolgere. Questo tipo di dispositivi è in genere utilizzato per forze molto elevate, dell'ordine dei kN. Le richieste dei test prevedono un limite superiore delle forze di 2.240 kN, si ricerca quindi un pistone cilindrico in grado di applicare forze di quest'entità con



Figura 2.6: Attuatore idraulico utilizzato per la prova statica

un opportuno sovradimensionamento. Lo strumento a disposizione in ordine di forza massima applicabile è un attuatore il cui limite superiore è pari a 10 kN, ampiamente al di sopra delle necessità della prova per quanto riguarda l'applicazione statica della forza. Si è verificata anche la capacità di seguire il percorso di carico, la cui zona critica è una rampa costante di incremento almeno pari a 100 N/s.

2.4.2 Sistema di misura

Nello svolgimento della prova statica, uno dei requisiti è la conoscenza di alcune delle grandezze in gioco, acquisite durante la prova attraverso opportuni sistemi di misurazione. Le variabili oggetto di studio durante la prova statica possono essere concettualmente divise in due categorie:

richieste dalla norma: sono le grandezze che devono essere note per consentire un corretto svolgimento della prova secondo la normativa. Queste sono l'entità della forza applicata dall'attuatore e lo spostamento dello stelo, la prima per garantire l'esattezza delle forze, la seconda per calcolare lo spostamento della protesi sul punto di applicazione.

per utilizzi indipendenti dalla prova: sono le grandezze addizionali che vengono acquisite per un utilizzo posteriore alla prova. In questo caso si tratta delle deformazioni sul componente della caviglia per disporre di valori necessari alla validazione del successivo modello ad elementi finiti.

Si è analizzato quindi come costruire un sistema di misura in grado di soddisfare le esigenze appena elencate. In riferimento allo spostamento dello stelo dell'attuatore il problema è stato risolto in modo immediato, essendo lo strumento provvisto di un'uscita in grado di portare le informazioni dello spostamento al controllo esterno. I dati ottenuti dal trasduttore interno dello strumento sono calcolati rispetto ad un valore di zero, restituendo valori positivi o negativi a seconda che lo stelo si ritragga o fuoriesca dalla sua sede. La sensibilità dello strumento è dell'ordine di 10^{-3} mm.

La seconda grandezza di controllo durante la prova sperimentale è stata la forza esercitata dal pistone. Questo dato è essenziale al sistema di attuazione per avere

Accuratezza	0.03 % fondo scala (3 N)
Forza massima	10 kN
Deflessione a F. max.	0.03 mm
Foro	M12 x 1.25 mm
Range di funzionamento	-18°C ÷ +66°C

Tabella 2.6: Caratteristiche tecniche della cella di carico

un'informazione che gli permetta la regolazione della forza stessa tramite un sistema di retroazione, insito nei componenti destinati al controllo delle misurazioni. Per ottenere il valore della forza applicata al pistone si è montata una cella di carico in corrispondenza dell'estremità dello stelo dell'attuatore. I requisiti di tolleranza richiesti a questo componente sono specificati in tabella 2.5, specifiche che si traducono in

$$Toll_{celladicarico} = 0.02 \cdot F_{max} = 0.02 \cdot 2240N = 44.8N \quad (2.1)$$

E' stata utilizzata una cella di carico MTS 661.19F-02, le cui caratteristiche tecniche sono riportate in tabella 2.6 [20]. Si può notare come le richieste della prova statica vengano soddisfatte. L'acquisizione dei segnali in uscita dalla cella di carico e dal sensore di spostamento dello stelo dell'attuatore è stata campionata con una frequenza di 50 Hz.

Un'ulteriore grandezza sperimentale da rilevare durante le prove è la deformazione dei componenti della protesi, in particolare della caviglia. L'esigenza di avere a disposizione queste informazioni è dovuta alla validazione del successivo modello numerico: per accertare la corrispondenza del modello ad elementi finiti con il suo effettivo comportamento, vengono effettuate alcune misurazioni da confrontare con i risultati numerici. In particolare la grandezza di interesse nel modello FEM è la distribuzione degli sforzi nel componente, non quantificabile attraverso una misurazione diretta sul sistema. Ricordando la relazione che lega gli sforzi σ e le deformazioni ε con il modulo di Young del materiale (o modulo elastico, E)

$$\sigma = \varepsilon \cdot E \quad (2.2)$$

si misurano le deformazioni sul componente e attraverso il modulo elastico, costante e noto per il materiale, si risale agli sforzi. Come si vedrà più avanti nel capitolo 5, non è necessario passare attraverso gli sforzi per poter validare il modello numerico a partire dalle deformazioni del materiale.

La misura delle deformazioni del componente avviene attraverso l'utilizzo di estensimetri a filo incollati sulla sua superficie, strumenti costituiti da una griglia metallica di filo sottile immersa in una matrice di colla. All'estremità della griglia, costituita da un solo filamento (v. fig. 2.7), si trovano due piazzole metalliche per la saldatura dei fili elettrici. Per la collocazione corretta degli estensimetri, questi sono provvisti di marker di riferimento per l'incollaggio, situati lungo la linea di mezzeria della griglia di misurazione, nelle due direzioni ortogonali alla griglia stessa. Gli estensimetri utilizzati durante la prova hanno una direzione di misura, indicata dalle frecce in figura 2.7, ed è quella dove vengono misurate le deformazioni della superficie del materiale. Il principio di funzionamento è relativamente semplice: l'estensimetro viene incollato alla superficie del componente da misurare, in modo da essere solidale con quest'ultima e presentare le sue stesse deformazioni. La griglia metallica funziona come una resistenza, la cui lunghezza e dimensione trasversale variano in funzione della deformazione della griglia

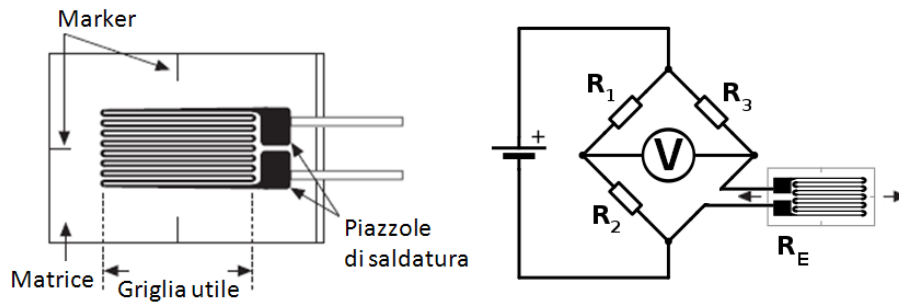


Figura 2.7: Estensimetro e circuito a ponte di Wheatstone

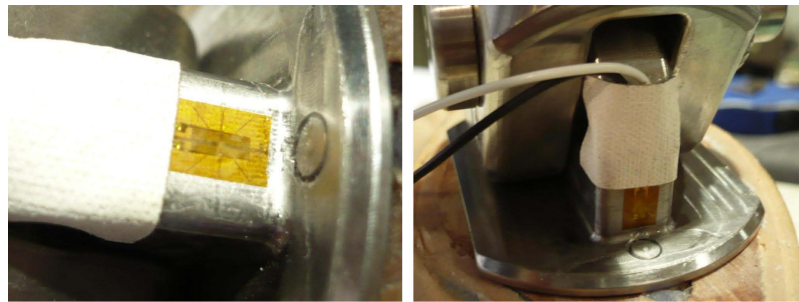


Figura 2.8: Collocazione dell'estensimetro

conseguente alla deformazione del materiale. Attraverso la piezoresistività, una proprietà che indica la dipendenza della resistenza elettrica dalla deformazione meccanica, si ha in uscita dal trasduttore una variazione di resistenza. Ottenuta la variazione di resistenza, attraverso un coefficiente denominato *gage factor* fornito dal produttore dello strumento si ottiene la misura di deformazione utilizzando la relazione

$$\frac{dL}{L} \cdot \mu = \frac{dR}{R} = \varepsilon \quad (2.3)$$

dove R è la resistenza elettrica, L la lunghezza della griglia, μ il *gage factor*. La misurazione della deformazione attraverso gli estensimetri avviene su una superficie (l'area della griglia) e non su un singolo punto: i risultati prodotti sono quindi una media su quest'area, sia nella direzione della misura, sia nella direzione longitudinale.

L'operazione di incollaggio è un'operazione delicata, la cui buona riuscita è fondamentale per un corretto funzionamento dell'estensimetro. Il corretto posizionamento si ottiene contrassegnando il materiale in corrispondenza della posizione scelta, attraverso quattro linee che andranno a coincidere con i marker dell'estensimetro. Si pulisce bene la superficie del componente e la si tratta leggermente con carta abrasiva per migliorare la presa della colla. L'estensimetro infatti deve essere montato in modo da essere completamente adeso alla superficie del materiale per deformarsi con la stessa entità del componente. Dopo l'incollaggio l'estensimetro viene premuto sulla superficie del componente utilizzando un foglio di teflon, così da evitare che la colla si attacchi a seguito del contatto di pressione. Si attende che la colla asciughi e si realizzano attraverso una saldatura i collegamenti tra i fili del circuito (destinati alla centralina) e le piazzole all'estremità della griglia utile.

Configurazioni Bridge	Full, Half, Quarter
Resistenze	120 Ω , 350 Ω , 1000 Ω
Range	$\pm 31000 \mu\varepsilon$
Accuratezza	$\pm 0.1 \%$
Gage Factor	da 0.500 a 9.90

Tabella 2.7: Estratto delle caratteristiche tecniche della centralina di misurazione delle deformazioni

Le connessioni elettriche tra gli estensimetri e la centralina avvengono con una configurazione a quarto di ponte di Wheatstone (riportata in figura 2.7) che permette di ricavare in modo pressochè immediato la variazione di resistenza dell'estensimetro inserito nel circuito a ponte. Attraverso l'applicazione delle leggi di Kirchhoff al circuito si ha che, qualunque sia la tensione di alimentazione, nel ponte non circola corrente se i prodotti delle resistenze sui lati opposti sono uguali, ossia se

$$R_1 \cdot R_E = R_2 \cdot R_3 \quad (2.4)$$

Per portarsi in tale condizione, detta di equilibrio, si varia la resistenza R_2 fino a quando voltmetro (V) si azzerava. Utilizzando la relazione 2.4 è facile ricavare il valore di R_E corrispondente alla configurazione deformata e, attraverso il gage factor, il valore di deformazione subito dal provino nel punto in cui viene montato l'estensimetro. [21]

Per passare in modo automatico dalla variazione di resistenza alla deformazione si è utilizzata una centralina VISHAY modello P3 dedicata a questo tipo di misurazioni. Il modello scelto, a quattro canali e autoalimentato, è in grado di trasformare in tempo reale l'indicazione della variazione di resistenza in deformazione. Le caratteristiche tecniche richieste a questo strumento sono state imposte dalla configurazione elettrica e dagli estensimetri scelti: si sono richieste prestazioni in grado di interfacciarsi con gli estensimetri, di poter utilizzare correttamente il gage factor e di presentare un'accuratezza sufficiente alla misurazione da effettuare.

Nella tabella 2.7 sono indicate le caratteristiche tecniche principali della centralina di misurazione delle deformazioni. Considerando che il tipo di estensimetri a disposizione ha resistenza nominale di 120 Ω e il gage factor è compreso tra 2 e 3, la centralina non presenta nessuna controindicazione per l'utilizzo in questa prova. In riferimento agli altri parametri, il range si presume essere sufficiente dato che le deformazioni previste non sono elevate e l'accuratezza soddisfa le esigenze della misura. [22]

Per ricreare correttamente il circuito a ponte di Wheatstone si devono collegare elettricamente i morsetti di uno dei canali d'ingresso della centralina come indicato dalle istruzioni del dispositivo stesso. Le resistenze denominate R_1 , R_2 , R_3 si trovano all'interno della centralina, mentre la resistenza R_E è ovviamente l'estensimetro. Si collegano i due fili elettrici dell'estensimetro nei morsetti corrispondenti della centralina e si porta il segnale del secondo di essi in corrispondenza di un terzo morsetto contrassegnato con la resistenza elettrica nominale dell'estensimetro utilizzato (in questo caso 120 Ω).

Rimane da scegliere dove collocare uno o più estensimetri per ottenere i dati necessari alla validazione del modello numerico da sviluppare in un secondo momento. I fattori discriminanti nella scelta del luogo dove incollare il dispositivo sono stati essenzialmente due: da una parte riuscire a cogliere deformazioni misurabili e significative, dall'altra la possibilità di incollare effettivamente lo strumento nella zona desiderata. Osservando le modalità di carico della protesi si è potuto intuire qualitativamente dove

si distribuiscono in modo più elevato gli sforzi nei vari componenti, cioè nelle parti interne più snelle (cursore e perno) e in prossimità dei punti con brusche variazioni di sezione. In entrambi i casi non si riescono a misurare le deformazioni di queste zone attraverso gli estensimetri, nel primo caso perchè lo spazio per l'incollaggio e l'estrazione dei fili elettrici non è sufficiente, nel secondo perchè la misura non è affidabile in prossimità di gradienti di sforzo e di sezione così elevati. Si è cercato quindi un compromesso, sapendo che le superfici del supporto tibiale avrebbero presentato deformazioni molto limitate se non nulle si è optato per collocare l'estensimetro sulla faccia piana verticale del supporto del piede, lontano il più possibile sia dall'intaglio dovuto alla connessione con la parte piatta del supporto, sia con la variazione di sezione dovuta al foro per il passaggio del cursore. La distanza adatta è stata individuata in 5 mm a partire dalla superficie superiore della parte piatta del supporto del piede, sulla linea di mezzzeria tra le due superfici verticali (v. figura 2.8).

2.5 Considerazioni sulla prova statica

Esaminate le disposizioni della norma per quanto riguarda la creazione del sistema di riferimento, la collocazione adeguata della protesi e la direzione della forza, si devono tradurre queste indicazioni nella prova sperimentale vera e propria, tenendo conto della possibilità di realizzare in modo corretto quanto indicato nella norma di riferimento ISO 10328.

Un problema preliminare conseguente alla particolarità della protesi da bagno è stato quello di stabilire in che configurazione sarebbe dovuta essere testata la protesi: data la sua natura ambivalente per il cammino e per il nuoto, esistono come visto due configurazioni in cui può trovarsi durante l'esercizio della propria funzione. Per scegliere se eseguire il test in una delle due configurazioni oppure in entrambe, sono state fatte alcune considerazioni, sia di natura tecnica che normativa. Il fattore discriminante principale è che le due condizioni di utilizzo presentano notevoli differenze tra l'uso per il cammino o per il nuoto. Nel caso di utilizzo per il cammino la protesi deve sostenere tutto il peso del corpo dell'amputato, eventualmente provvisto dell'attrezzatura per l'immersione se il soggetto è, per esempio, un sub. Se la configurazione con la quale si utilizza la protesi è quella per il nuoto allora le forze in gioco sono notevolmente differenti, trattandosi di una distribuzione dei carichi attraverso una pressione sulla pianta e sul dorso del piede, di minore entità. La severità degli effetti sui componenti di queste forze è notevolmente più bassa se confrontata con la condizione descritta precedentemente. A conferma di queste considerazioni si riporta che la progettazione dei componenti da parte del produttore della protesi è avvenuta utilizzando come condizione peggiore quella in configurazione da cammino. La direzione che si è intrapresa è stata di conseguenza quella di trattare il piede in modalità da cammino, decisione supportata anche da considerazioni di tipo normativo: non è presente infatti una procedura di test adatta a considerare un piede in configurazione da nuoto. In questo modo si verifica la resistenza della protesi nel caso più sfavorevole di sollecitazione, ovviamente se vengono rispettate le specifiche di utilizzo date dal costruttore.

Il problema principale affrontato nel passaggio alla sperimentazione vera e propria è stato di ricreare in modo adeguato le condizioni imposte dalle norme, in modo particolare in riferimento alla corretta collocazione della protesi e delle forze nel sistema di riferimento tridimensionale. Se infatti sulla carta non ci sono particolari problemi nell'allestire una prova sperimentale di questo tipo, le difficoltà sono sorte nel garantire che tutto il sistema rispettasse i vincoli di tolleranza prescritti, specialmente per la

Piano	Modo	Equazione della retta	R	Angolo [°]	Designazione
o u	I	$y = -5.243x + 236.7$	1	11	α_1
f u	I	$y = 5x + 240$	1	11	β_1
f o	I	$y = -0.953x - 0.626$	1	46	γ_1
o u	II	$y = -31.34x - 601.3$	1	2	α_2
f u	II	$y = -8.77x + 1132$	1	7	β_2
f o	II	$y = 0.279x - 55.30$	1	16	γ_2

Tabella 2.8: Equazioni delle proiezioni della retta di applicazione della forza sui piani di riferimento

forza, che si trova disallineata nelle tre direzioni rispetto all'asse della protesi. Sistemando in modo opportuno tra di loro l'attuatore e la protesi si sono riuscite a ricreare le condizioni adeguate allo svolgimento dei test statici. Considerando l'apparato sperimentale a disposizione, è risultato notevolmente più semplice utilizzare la soluzione che prevede di mantenere orizzontale l'asse del pistone e modificare la disposizione della protesi in modo tale da mantenere i vincoli geometrici imposti dalla norma ISO 10328. Si sono quindi ricercate le relazioni geometriche tra la protesi e la forza applicata in modo da poterle ricreare in modo indipendente dal sistema di riferimento della forza.

Per fare questo si è reso necessario conoscere la posizione relativa tra l'asse della protesi e l'asse di applicazione della forza, coincidente con quello dell'attuatore idraulico, in particolare per definire gli angoli compresi tra i due assi. Il modo più semplice per ottenere queste informazioni è stato proiettare la retta di applicazione della forza sui tre piani del sistema di riferimento della protesi e calcolarne l'angolo compreso con gli assi u , f , o . Il procedimento è valido se, come in questo caso, l'asse della protesi coincide con l'asse u .

Il primo passo compiuto per ricavare i valori degli angoli è stato di verificare che i punti degli offset fossero effettivamente allineati in tutti e tre i piani: si sono ricavate da essi le equazioni delle rette passanti per i quattro punti P_B , P_A , P_K e P_T proiettati su ciascun piano di riferimento, utilizzando le coppie di valori di offset per individuare la loro posizione esatta. Il procedimento è stato ripetuto per entrambe le configurazioni di sollecitazione previste dalla norma (Modo I e Modo II) in quanto le posizioni dei punti P_B , P_A , P_K e P_T erano differenti, come conseguenza di un diverso tipo di carico applicato. Ottenute le equazioni delle rette si sono utilizzati i corrispondenti coefficienti angolari per giungere ad un valore dell'angolo compreso tra la retta di applicazione della forza e gli assi del sistema di riferimento:

$$y = A \cdot x + B \quad (2.5)$$

$$\varphi = \arctan(A) \quad (2.6)$$

In seguito i valori sono stati trasformati in gradi, vale a dire in un'unità di misura facilmente applicabile nell'allestimento della prova. Le equazioni ricavate per i piani di riferimento sono indicate nella tabella 2.8, dove sono riportati anche i valori di R (coefficiente di determinazione) e l'angolo corrispondente.

I valori ottenuti per quanto riguarda gli angoli sono riportati nel sistema di riferimento della protesi, come è indicato nella figura 2.9 sia per il modo di sollecitazione I che per il modo di sollecitazione II.

I punti di applicazione della forza sul piede sono stati individuati secondo la norma ISO 10328, e corrispondono ai punti P_B sul piano *bottom* del sistema di riferimento.

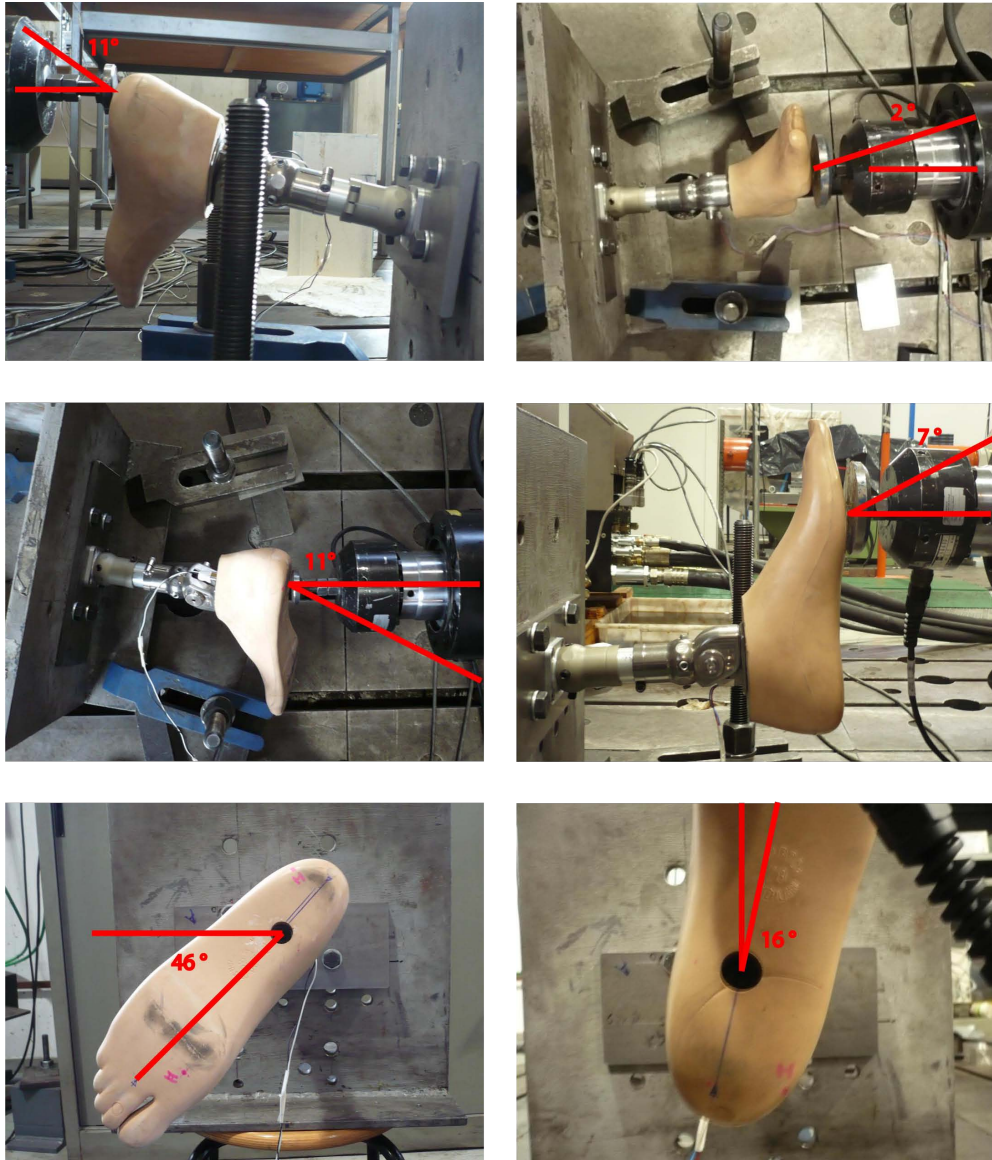


Figura 2.9: Angoli tra il sistema di riferimento e la protesi - Modo I e II

La normativa non prevede la collocazione dei punti di applicazione della forza tenendo conto del tipo di piede protesico montato durante le prove sperimentali, ne indica solo le coordinate, le stesse utilizzate per la retta di applicazione della forza. Per la configurazione di carico denominata Modo II, cioè quella che insiste sulla zona anteriore del piede, il punto di applicazione è stato facilmente individuato sulla superficie di ciascuno dei due piedi ed è stato opportunamente contrassegnato. La stessa cosa non si è potuta realizzare con la configurazione di carico Modo I, in quanto le distanze prescritte dalla norma hanno collocato il punto al di fuori della superficie del piede. Questa problematica è risultata legata ad un altro aspetto non contemplato dalla norma: l'area di applicazione della forza secondo la configurazione scelta. All'interno della normativa infatti non viene indicato su che area deve insistere la forza di sollecitazione necessaria allo svolgimento della prova. Un'area molto piccola avrebbe rischiato di compenetrarsi troppo nel piede protesico (rivestito e costituito in larga parte da elastomeri e schiume) danneggiandolo e restituendo dati non corretti. Dall'altra parte un'area di contatto troppo elevata avrebbe reso più incerto il punto di applicazione effettivo della forza a seguito delle deformazioni del piede. Si sono quindi effettuate le prove montando un disco sulla testa dell'attuatore in modo da creare un'area di contatto sufficientemente grande da non compenetrare il pistone nel piede ed allo stesso tempo non così estesa da spostare troppo il punto di applicazione della forza. La dimensione del disco scelta per la prova corrisponde ad un diametro di 80 mm. Valutando assieme il problema del punto di applicazione esterno al piede e la necessità di avere un'area non puntiforme di applicazione del carico, si è fatto in modo che il pistone, agendo nel punto di applicazione corretto, fosse in grado di comprendere una porzione di piede tale da esercitare la sua forza sulla protesi.

Nota come deve essere disposta la protesi rispetto alla forza applicata, si è stabilito un modo per vincolare il sistema in modo adeguato allo svolgimento della prova statica. Un vincolo dettato dalla possibilità di effettuare la prova è stato quello della posizione orizzontale (rispetto al piano del pavimento) dell'attuatore: le dimensioni e il peso di questo strumento non ne permettono un facile spostamento e tanto meno la possibilità di inclinarlo nei modi richiesti dalla normativa. La posizione dell'attuatore, in particolare dell'asse del pistone, è stata quindi considerata nella pratica come fissa, costringendo il resto del sistema a muoversi rigidamente di conseguenza.

La norma prescrive che la forza sia applicata ad entrambi gli estremi della protesi in modo da provocare una sollecitazione di compressione: per ottenere questa condizione la parte superiore costituita dalla tibia tubolare in acciaio deve essere opportunamente vincolata. Inoltre questo vincolo deve consentire una regolazione in grado di posizionare la protesi secondo gli angoli della tabella 2.8. Per creare un adeguato contrasto sulla parte terminale superiore della tibia si è vincolato quest'ultimo componente ad una piastra molto più rigida del sistema protesi-piede, piastra a sua volta collegata al pavimento in modo da prevenire ogni movimento di scorrimento sul piano. La connessione tra la tibia e il contrasto è stata realizzata utilizzando una piastra forata su cui è stato montato un giunto ad attacco piramidale. Sull'estremità della tibia si è montato un attacco apposito per questo giunto, che consente, grazie alla sua conformazione, di regolare l'angolo tra i due elementi collegati. Il range dei valori consentiti dall'accoppiamento è di $\pm 9^\circ$. La porzione di angolo non raggiungibile attraverso l'inclinazione del giunto è stata realizzata inserendo uno spessore sotto la piastra, da un solo lato, e successivamente calibrando l'angolo attraverso l'inclinazione del giunto. Attraverso questa soluzione si sono riusciti a coprire gli angoli presenti nella direzione u del sistema di riferimento (α e β). L'inclinazione sul piano f-o si è realizzata invece facendo ruotare



Figura 2.10: Dettaglio dell'attacco del piede protesico e piede vincolato alla piastra di contrasto

l'asse del piede della quantità espressa dagli angoli γ e traslando l'attacco sulla piastra di contrasto nella direzione verticale in modo da far coincidere il punto di applicazione sul piede con l'asse del pistone. I giunti utilizzati sono tutti del tipo *tube adapter* come quelli utilizzati normalmente negli ausili protesici (cfr. 1.7). Secondo le disposizioni del costruttore a ciascuna delle quattro viti è stata applicata utilizzando una chiave dinamometrica una forza di serraggio di 15 Nm, sia per l'attacco tra piastra e tibia che per quello tra tibia e caviglia. Si è assemblata la caviglia da testare utilizzando tutti i componenti previsti in fase di utilizzo e la si è collegata con il piede come prescritto dal costruttore attraverso una vite a testa cava esagonale M10 senza una specifica forza di serraggio, facendo però in modo da ottenere un collegamento in grado di non far scorrere il piede lungo l'asse della vite. Nel montaggio della protesi sono state inserite, tra la vite e il punto dove va in battuta all'interno del piede, due rondelle sovrapposte l'una sull'altra, in modo da distribuire meglio la pressione che viene esercitata dalla testa della vite sul piede ed evitare che la superficie di contatto tra i due fosse troppo limitata.

La prova è stata effettuata utilizzando una configurazione definita dalla norma *complete structure* (struttura completa), che per una protesi di tipo trans-tibiale consiste in tutti i componenti tra la caviglia (inclusa) e l'attacco del socket. Si può considerare parte della struttura completa anche quanto si trova sotto la caviglia, in questo caso il piede e le sue connessioni con la caviglia.

La normativa in merito alle prove non indica esplicitamente quale tipo di piede deve essere montato durante i test, dato che alcuni tipi di protesi possono non essere modulari e quindi avere un proprio modello di piede. L'unica indicazione che viene data è quella di ricreare la condizione di utilizzo peggiore su indicazione dei produttori della protesi, in questo caso utilizzando il piede disponibile di maggiori dimensioni per aumentare i bracci che si creano dalle forze applicate. Nonostante gli offset siano fissati a priori dalla norma, più il piede è di grandi dimensioni e più aumentano i momenti che si scaricano sulla caviglia (a cui non è data una posizione fissa). Per le prove si sono utilizzati piedi protesici misura 46, cioè della taglia maggiore presente in commercio.

Ad entrambi i modelli di piede sono stati impressi alcuni segni distintivi per contrassegnare i principali punti di interesse utilizzati durante le prove. Il primo riferimento applicato a ciascun piede è stata la linea coincidente con l'asse f del sistema di riferimento principale della protesi, disegnata sulla pianta del piede stesso. La linea in questione non coincide a sua volta con l'asse longitudinale della caviglia a causa di una rotazione di quest'ultima di circa 10° : questa rotazione serve a far assumere al piede una posizione più naturale, con la punta rivolta verso l'esterno, come avviene per le

persone normodotate. Una rotazione di quest'entità è prevista anche dalla norma ISO 10328. Utilizzando come riferimento il punto $[0,0,0]$ del piede, situato nel centro del foro per il fissaggio, si sono contrassegnati i punti corrispondenti al Modo I ed al Modo II per facilitare il loro riconoscimento e di conseguenza il posizionamento del disco montato sull'attuatore. Sono stati inoltre realizzati nella parte superiore in legno i fori necessari all'alloggiamento delle spine: i due fori già presenti sul piede realizzati dal costruttore erano infatti ad una distanza superiore rispetto a quella richiesta e quindi non utilizzabili.

Il minimo numero di test richiesto per ogni tipo di prova, ciascuna nelle condizioni prescritte, è indicato nel numero di due per ciascuna condizione di carico. In questo caso l'unica prova prevista è la static proof test, da effettuare nelle configurazioni di carico Modo I e Modo II: il numero di pezzi campione da testare è in totale quattro. La disponibilità di componenti non permette un test separato per ciascuna condizione, si sfrutta quindi un paragrafo della norma (par. 9.5 - Multiple use of test samples) che consente di sottoporre ai test più volte un componente che ha superato con esito positivo precedenti test, a patto che non si tratti di prove di fatica. Nel caso in esame non ci sono quindi limitazioni di questo tipo. Sempre secondo le specifiche della norma, tutti i test devono essere condotti separatamente per ogni tipo di configurazione di assemblaggio possibile della protesi, richiesta che non ha influenza nel caso della protesi da bagno in quanto l'unico utilizzo previsto è quello elencato precedentemente, e la verificabilità della configurazione da bagno è già stata discussa precedentemente.

2.6 Esecuzione

Stabilito come si deve svolgere il test sulla protesi, si è potuti passare all'allestimento vero e proprio dell'apparato sperimentale ed allo svolgimento delle procedure indicate nella norma ISO 10328. Si sono contrassegnati i componenti da verificare in modo univoco: la designazione scelta per le caviglie è stata di indicare i due assiemi con i numeri 004 e 006, già presenti come numeri di serie sul supporto tibiale. I componenti costituenti i rispettivi assemblati sono stati anch'essi contrassegnati a mano con i rispettivi numeri (004 e 006) per risalire all'assieme di appartenenza in caso di smontaggio. I piedi protesici (di due modelli diversi) sono stati distinti, oltre che visivamente, attraverso il codice a loro assegnato dal produttore e riportato sulla parte superiore in legno: 1D10 per il modello Dynamic e 1S49 per il piede di tipo SACH, nella trattazione i due modelli verranno indicati, per semplicità, solo con i nomi Dynamic e SACH. La particolarità della protesi da bagno, che grazie alla sua modularità può montare differenti tipi di piede, ha reso variabile la scelta del tipo di estremità da utilizzare durante le prove. Nel caso in esame, avendo a disposizione due diversi piedi protesici, si sono testate entrambe le soluzioni. Dall'allestimento della prova devono essere eliminati tutti i componenti che hanno solo una funzione estetica e quindi che non portano alcun apporto alla resistenza strutturale della protesi. Tra il materiale da testare fornito dai produttori della protesi non sono stati individuati componenti di questo genere. Riassumendo, le prove svolte sono state quelle indicate nella tabella 2.9:

La scelta dell'ordine delle prove non è stata casuale: visto il numero limitato di campioni a disposizione, sono state effettuate alcune considerazioni teoriche in modo da individuare la condizione di carico meno gravosa. L'intento è stato quello di sottoporre a verifica prima la condizione meno critica tra le due, così da preservare il più possibile l'integrità del provino e permettere di svolgere anche la prova nella configurazione

Prova	Caviglia	Modello Piede	Modo	Forza [N]
1	004	SACH	I	1024 / 2240
2	006	DYNAMIC	I	1024 / 2240
3	004	SACH	II	920 / 2013
4	006	DYNAMIC	II	920 / 2013

Tabella 2.9: Prove sperimentali sulla struttura completa

rimanente. Si è individuata nella condizione di carico corrispondente al Modo II la situazione di sollecitazione peggiore: nel caso Modo I infatti risulta scaricarsi sulla caviglia principalmente una compressione di tipo pressochè assiale, nella configurazione Modo II invece, nonostante carichi minori (di circa il 10%) si sviluppa un braccio che provoca un momento considerato a priori di entità tale da sollecitare i componenti più severamente. Queste considerazioni saranno analizzate e verificate successivamente una volta ottenuto un modello numerico della prova e dei componenti (cfr. cap. 5).

Una considerazione pratica che è conseguita alla scelta di quest'ordine di esecuzione delle prove è che si sono riusciti a mantenere gli angoli α e β intatti durante il cambio tra l'assieme 004 e il 006. La sostituzione dei differenti assemblati caviglia-piede è avvenuta smontando l'attacco che il congiunge alla tibia e sostituendo i componenti in blocco, senza quindi toccare la parte vincolata alla piastra rigida che stabilisce gli angoli α e β . Il riallineamento è stato quindi fatto solo per l'angolo γ . Prima di ogni prova il piede in corrispondenza della zona di contatto con il pistone è stato cosparso di grasso per limitare le forze di attrito presenti tra le due superfici.

L'esecuzione della prova è avvenuta seguendo le disposizioni della norma ISO 10328 e riportate sinteticamente in 2.3. Ad ogni prova, prima che il piede fosse entrato in contatto con il disco rigido dell'attuatore si è azzerato il valore della cella di carico e si è bilanciato attraverso la centralina il ponte di Wheatstone, così da portare a zero il valore di deformazione presente sul display. Il gage factor dell'estensimetro invece è stato inserito solo una volta, assunto costante visto il mantenimento stazionario della temperatura ambientale, unica variabile che influenza questo fattore. Per deformazioni di compressione dell'estensimetro la centralina riporta valori negativi, nel caso di trazione l'output è invece di segno positivo. L'uscita per quanto riguarda lo spostamento del pistone non è stata azzerata perchè non rappresentava un valore significativo visto che non si riesce ad annullare con precisione all'inizio del contatto: il valore di riferimento verrà ricavato in fase di post-elaborazione dei dati. I valori di spostamento sono assunti negativi per l'allungamento del pistone (e quindi per una compressione del piede).

Si sono registrati i dati richiesti per le successive considerazioni, in modo automatico attraverso il software di controllo dell'attuatore per quanto riguarda le combinazioni forze/spostamenti, manualmente nel caso delle misurazioni dalla centralina. In riferimento a quest'ultimo set di misurazioni, si è posto il problema di scegliere il punto più adatto nella storia del carico per registrare le deformazioni. Il controllo della prova è avvenuto con la modalità *in forza*, e durante il periodo di stazionamento ai valori di forza prescritti lo spostamento e la deformazione non si sono mantenuti costanti, ma si è notata una variazione nel comportamento di entrambi i piedi protesici.

Nei grafici 2.12 si nota infatti un aumento (in modulo) dello spostamento a forza costante, corrispondente a un "rilassamento" della schiuma costituente i piedi. Come si può verificare dai grafici, considerando la pendenza della linea quasi orizzontale appena

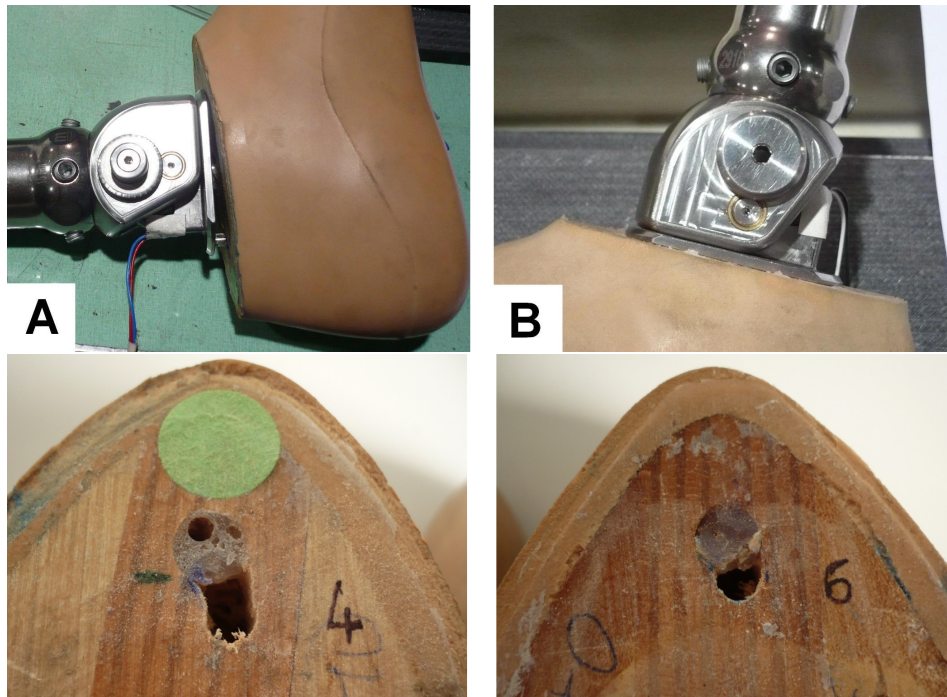


Figura 2.11: Dettaglio dei piedi protesici dopo l'esecuzione della prova

prima della cessazione del carico, dopo i 30 secondi di mantenimento prescritti dalla norma l'assestamento della schiuma è ormai completato. Per avere un'uniformità di valori indipendentemente dalla condizione di assestamento si acquisiscono i valori delle deformazioni dall'estensimetro in corrispondenza della parte finale del mantenimento della forza.

Una volta avviato il percorso di carico da applicare all'insieme della protesi, non sono consentiti dalla norma aggiustamenti di alcun genere, comprese eventuali correzioni per l'eventuale riallineamento dei componenti. Nell'esecuzione della prova secondo la configurazione Modo I non ci sono stati episodi degni di nota, le prove di entrambi i componenti (e dei piedi a loro associati) si sono svolte regolarmente secondo quanto previsto. Nell'esecuzione della prova secondo la configurazione Modo II, invece, si è presentato un cedimento all'interno della parte in legno del piede, in corrispondenza della spina posteriore e solo con il piede modello SACH. La sollecitazione applicata all'avampiede ha fatto ruotare il piede stesso intorno all'asse o in modo tale da premere la spina sulla parete posteriore del foro destinato ad alloggiarla. Lo spessore della parete non è stato sufficiente a contrastare questa spinta, consentendo così alla spina di sfondare il proprio alloggiamento, fermandosi sulla parete del foro realizzato in origine nel piede. Nel complesso si è verificato uno sfilamento della spina e una rotazione relativa tra la piastra della caviglia e il piano del piede. Gli effetti sulla struttura di legno del piede si possono vedere in figura 2.11 A, mentre in 2.11 B è riportato lo stesso particolare del piede Dynamic, che non è stato soggetto a questo fenomeno.

Modo I			Modo II		
Forza [N]	Deformazione [$\mu\varepsilon$]		Forza [N]	Deformazione [$\mu\varepsilon$]	
	004	006		004	006
0	0	0	0	0	0
50	-10	-11	50	-2	-6
1024	-111	-96	920	-153	-129
50	-11	-12	50	-2	-6
2240	-211	-120	2013	-270	-257
50	-26	-4	50	-4	-9

Tabella 2.10: Deformazioni misurate sulla struttura completa

2.7 Analisi dei risultati

Terminate le prove sperimentali sulla struttura completa si è proceduto ad un'analisi dei risultati ottenuti, sia in termini qualitativi, sia analizzando quantitativamente i dati ottenuti. La prima cosa che è stata dedotta dalle prove è stato prendere atto dell'integrità globale della protesi, alla luce del fatto che non si sono verificati cedimenti strutturali.

In merito allo svolgimento dei test si è notato come, per le caratteristiche proprie dei materiali costituenti i piedi protesici, la parte preponderante degli spostamenti della traversa è da attribuire alla deformazione dei piedi stessi, con entità variabili tra piede e piede e tra sollecitazione applicata attraverso il modo I o il modo II. Quest'affermazione può essere fatta già a livello qualitativo, ancora prima di analizzare i dati sperimentali e confrontare tra di loro gli spostamenti dello stelo dell'attuatore.

Il fine della prova prescritta dalla ISO 10328 e denominata *proof test* è stato verificare l'integrità della protesi in modo tale da permetterne comunque un utilizzo successivo: si è quindi verificato manualmente il corretto funzionamento del meccanismo di blocco e sblocco che permette il passaggio dalla configurazione da cammino alla configurazione da nuoto, con esito positivo. Il cursore non è stato ostacolato durante il proprio scorrimento ed ha mantenuto la funzione di bloccaggio in entrambe le modalità di utilizzo. Si è proceduto allo smontaggio di entrambi i provini, che non ha presentato differenze o anomalie se confrontato con le operazioni di assemblaggio effettuate precedentemente ai test, e si sono visionati accuratamente i componenti. Non sono stati trovati ad un'ispezione visiva accurata segni di deformazioni permanenti o di parti interessate da possibili conseguenze delle forze applicate. L'ispezione si è in particolare concentrata nei punti considerati a priori più critici: i componenti più snelli (cursore e perno) e le zone con sollecitazioni di contatto più severe (accoppiamento cursore/sede conica del supporto del piede).

Si sono successivamente analizzati i dati numerici ricavati dalle prove. In tabella 2.10 sono riportate le misurazioni acquisite dalla centralina riguardanti le deformazioni degli estensimetri. I grafici 2.12 mostrano invece l'andamento degli spostamenti dello stelo dell'attuatore in funzione del tempo, i cui valori più significativi sono riportati in tabella 2.11 e corrispondono ai punti di acquisizione dei valori degli estensimetri.

I dati sono stati riportati in ogni caso come dalle acquisizioni, eccetto che per la prova sul campione 004 in configurazione di carico Modo II. In questo caso un confronto non sarebbe stato possibile sotto il profilo degli spostamenti rilevati visto quanto successo nell'interazione piede/caviglia. Analizzando il problema si è riusciti ad applicare

Modo I			Modo II		
Forza [N]	Spostamento [mm]		Forza [N]	Spostamento [mm]	
	004	006		004	006
1024	21.7	26.3	920	5.6	11.6
2240	38.5	36.8	2013	11.3	23.7

Tabella 2.11: Spostamenti misurati sulla struttura completa

una correzione ai dati sperimentali così da simulare per quanto possibile il comportamento che si sarebbe ottenuto in caso di prova svoltasi correttamente. La spina posteriore ha sfondato la sottile parete di legno e si è sfilata sin dall'inizio della prova, accumulando uno spostamento che poi è rimasto costante sia durante l'incremento della forza, sia durante il mantenimento e lo scarico. Non c'è stato infatti un recupero della posizione iniziale della spina, che ha mantenuto la configurazione mostrata in figura 2.11. Andando a premere contro la struttura di legno del piede, questa volta costituita da un componente massiccio non soggetto a sfondamento, la spina non ha subito ulteriori spostamenti nella fase di applicazione della forza massima. Tenendo conto di queste considerazioni, si è sottratto allo spostamento di tutta la prova il valore residuo costituito dalla differenza tra il provino 004 e il suo omologo 006, differenza che si è ritenuta associata esclusivamente alla rotazione ed allo scorrimento della spina dovuto al cedimento parziale della sua sede. Il risultato di questa elaborazione è indicato come "Provino 004 modificato" nel grafico 2.12.

La prima cosa che si è notata osservando i grafici tempo/spostamento è che in ciascun caso, indipendentemente dal modo di sollecitazione e dal tipo di piede montato sulla caviglia, lo spostamento segue almeno indicativamente il percorso della forza applicata. Un confronto immediato può essere fatto osservando il grafico in figura 2.2 con quelli in figura 2.12. Si è riscontrato un comportamento assimilabile ad uno schema elastico lineare sulla struttura completa della protesi, il carico applicato ha compresso il materiale fino al raggiungimento della zona in cui è applicata una forza costante. In questa seconda fase si è assistito ad un rilassamento del materiale. Questo fenomeno sembra dovuto alla velocità di applicazione del carico (100 N/s) che non permette un adattamento graduale della schiuma. Una volta che il carico si è mantenuto costante la parte morbida del piede è riuscita ad assestarsi, consentendo così un'ulteriore incremento di spostamento. Ristabilita l'uniformità interna del materiale, quest'ultimo è in grado, a pari entità di forza, di subire ulteriori deformazioni. Si può notare infatti come gli spostamenti siano aumentati (in modulo) anche a forza costante, fino a raggiungere un valore asintotico dopo circa 30 secondi. Anche la fase di scarico ha seguito in generale un andamento lineare, fino alla condizione di stabilizing force (50 N). In questo punto, nonostante la forza costante, non si sono verificate variazioni nel comportamento del materiale dovute ad assestamenti della schiuma: questa è stata infatti talmente poco compressa da non mostrare un comportamento di questo tipo (circa il 10% dello spostamento massimo). La fase di carico e scarico si è svolta con comportamenti analoghi anche per la forza massima della prova, ovviamente con spostamenti più marcati.

Le diverse prove hanno manifestato, oltre che aspetti simili, anche alcune differenze. Si è notata nella configurazione di sollecitazione corrispondente al Modo I una piccola oscillazione al termine delle fasi di scarico, che è avvenuta per entrambi gli assemblati

testati ma non si è presentata quando il piede è stato sollecitato secondo la configurazione Modo II. Si è visto come la velocità di scarico è stata identica in entrambi i casi, spostando la ricerca delle cause di questo fenomeno più sulle differenze tra le due configurazioni piuttosto che sul tipo di carico applicato. La differenza di forza massima è infatti piuttosto contenuta (inferiore al 10%).

Passando ad un'analisi di tipo quantitativo, sono state osservate notevoli discrepanze tra gli spostamenti, sia tra i differenti modi di applicazione delle forze, sia tra gli stessi modi ma con modelli di piede diversi (cfr. tabella 2.11). Nella configurazione Modo I gli spostamenti, dissimili per la forza a 1024 N, si sono uniformati alla forza massima applicata, con valori in modulo molto elevati se confrontati con le analoghe prove in configurazione Modo II. In quest'ultima condizione si è notata una marcata differenza tra le due curve, che è aumentata all'aumentare della forza applicata fino a raggiungere un rapporto di spostamento di circa il doppio in corrispondenza della forza massima. Si è ipotizzato, anche grazie alle considerazioni sulle deformazioni del piede durante la prova, che le differenze tra le prove sulla caviglia 004 e 006 siano da imputare alle conformazioni ed ai materiali utilizzati nella realizzazione dei piedi protesici SACH e Dynamic. Per un'analisi più dettagliata sull'influenza dei modelli di piede sulle prove, si rimanda al paragrafo 3.6, dove verrà analizzata anche l'inversione delle curve che si nota nel modo di sollecitazione I tra l'applicazione della forza di 1024 N e quella di 2240 N.

Alcune considerazioni possono essere fatte anche in merito ai dati pervenuti dalla centralina collegata agli estensimetri. Come ci si aspettava, le deformazioni misurate dagli estensimetri montati sulla caviglia, sono state di compressione per la sollecitazione sul tallone (Modo I) del piede protesico e di trazione nel caso di sollecitazione sulla punta (Modo II). Inoltre, sempre secondo le aspettative, in corrispondenza di sollecitazioni più elevate si è riscontrato un aumento in modulo delle deformazioni in entrambi i casi. Il comportamento non è però stato uniforme nelle due configurazioni di carico: mentre per le sollecitazioni secondo il Modo II si ha un andamento parallelo tra i due provini, nel Modo I le deformazioni si discostano in base al tipo di piede montato sulla caviglia. In particolare il piede modello Dynamic provoca una deformazione meno marcata nel punto di rilevamento. Si può notare l'assenza di deformazioni permanenti sulla parte interessata dai rilievi estensimetrici osservando le differenze tra i valori misurati al livello di 50 N con il progredire della prova. L'aumento in modulo che si è rilevato non è stato tale da far supporre una deformazione residua del materiale, si è imputata la causa di queste discrepanze ad errori sperimentali nella misurazione degli estensimetri.

2.7.1 Verifica secondo la norma ISO 10328

Indipendentemente dalle considerazioni fatte fino a questo punto, valutando le prove dal punto di vista dell'omologazione secondo la norma ISO 10328, si devono soddisfare i seguenti requisiti:

1. il provino deve sostenere il carico statico applicato nella prova per 30 ± 3 s
2. tutto l'assieme deve presentare deformazioni permanenti inferiori ai 5 mm se si utilizza una struttura di lunghezza standard pari a 650 mm oppure 5 mm moltiplicato il rapporto delle lunghezze tra la struttura utilizzata e quella standard.

Come già detto all'inizio del paragrafo, il punto 1. risulta soddisfatto.

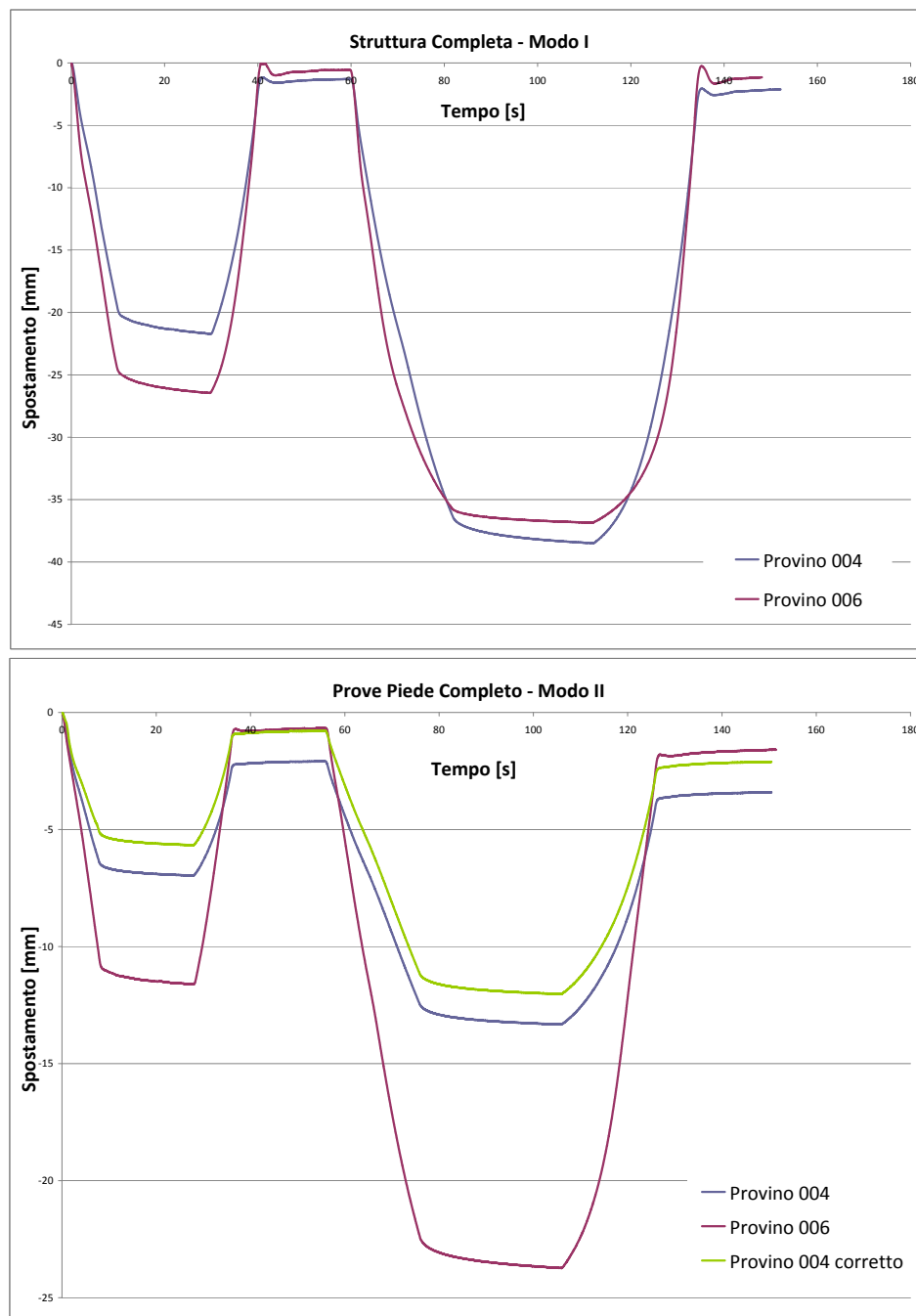


Figura 2.12: Risultati sperimentali della prova sulla struttura completa in configurazione Modo I e Modo II

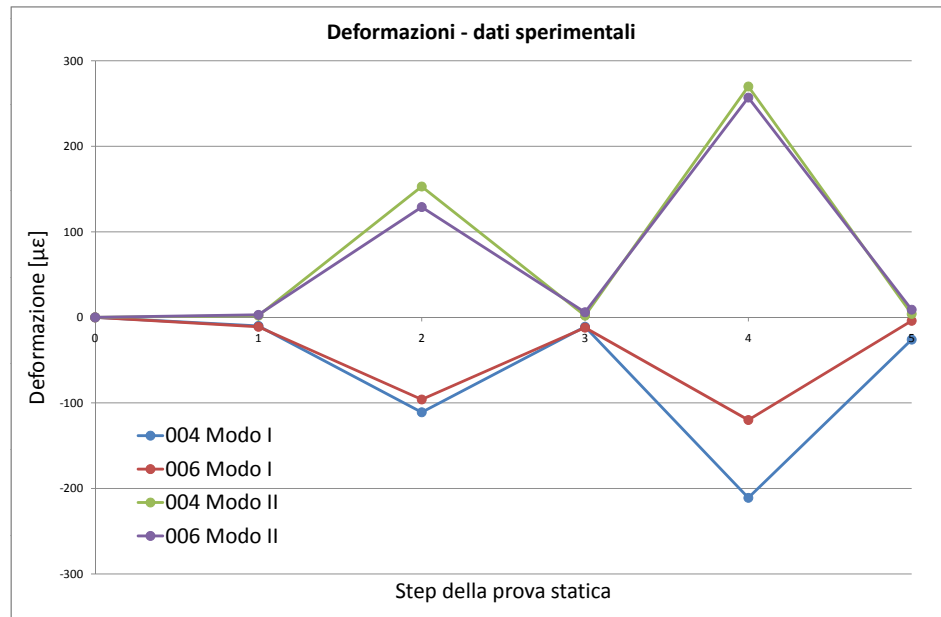


Figura 2.13: Deformazioni sperimentali

In riferimento al punto 2. invece, devono essere analizzati ulteriori aspetti. Si nota che la struttura utilizzata per le prove non è stata della misura standard 650 mm, ma di dimensioni inferiori: si sono impiegati infatti solo i componenti necessari allo svolgimento della prova, limitando la lunghezza del tubo destinato a compiere la funzione della tibia a pochi centimetri, in gran parte collocati all'interno dei giunti. La lunghezza totale della protesi, misurata dalla piastra alla parte terminale del piede lungo la direzione u , è risultata così di 260 mm. Il valore massimo degli spostamenti permanenti ammessi dalla norma è diventato

$$x : 260mm = 5mm : 650mm \implies x = 2mm \quad (2.7)$$

I valori di deformazione residua sono stati ricavati dalle prove sperimentali, utilizzando i dati relativi allo spostamento dello stelo in corrispondenza dell'annullamento della forza di compressione sul piede.

Modo I	Def. Perm. [mm]	Modo II	Def. Perm. [mm]
004	-1.1	004 modif.	-1.8
006	-0.2	006	-0.7

Tabella 2.12: Deformazioni permanenti sulla struttura completa

Alla luce di tutte le considerazioni effettuate, si è evidenziato come il modello di piede montato sulla protesi ha influenzato almeno parzialmente la sua risposta, sia in termini di spostamento che per quanto concerne le deformazioni dei componenti. Per stabilire quanto del comportamento riscontrato è dovuto alla protesi da bagno INAIL e quanto al tipo di piede protesico installato, si è deciso di analizzare indipendentemente

dalla protesi i piedi modello SACH e Dynamic per caratterizzare la loro risposta e ottenere così una separazione degli effetti che essi hanno sulla struttura completa.

Capitolo 3

Prove sperimentali sui piedi protesici

Una volta sottoposta la protesi nella sua interezza e verificata la resistenza ai carichi applicati, si è posto il problema di indagare come il tipo di piede montato sulla caviglia influenzi le prestazioni della caviglia stessa da un punto di vista delle sollecitazioni. Alcuni aspetti sono stati esaminati alla fine del capitolo 2 già a livello della struttura completa della protesi, in questo capitolo si vuole però scendere più nel dettaglio per ottenere le informazioni che serviranno per realizzare il modello numerico dei piedi protesici e, di conseguenza, di tutta la protesi.

3.1 Obiettivi della prova sperimentale

Con le prove sperimentali sui singoli piedi protesici si è voluto separare l'effetto del piede considerato come singolo componente rispetto alla protesi completa, costituita dal piede vincolato alla caviglia. La via scelta per ottenere questo risultato è stata di effettuare le prove sui piedi protesici, sia per il modello SACH che per il modello Dynamic, in modo analogo a quanto sperimentato sulla struttura completa della protesi. Non si è cercata un'omologazione del piede in sé (già effettuata dal produttore prima della messa in commercio) ma si sono concentrate le ricerche sulla determinazione delle grandezze necessarie a capire meglio il funzionamento di questo componente e ricrearne successivamente un modello numerico attendibile. Per questo motivo le procedure e le tecniche utilizzate in questo capitolo non hanno un riferimento specifico nelle normative, ma discendono dal lavoro sperimentale effettuato precedentemente sulla protesi.

Il principale obiettivo che ci si è prefissi è stato di misurare le deformazioni del piede come componente a sé stante, sia per stabilire l'impatto di quest'ultimo nella precedente prova a struttura completa, sia per confrontare tra di loro i comportamenti dei due modelli di piede a disposizione, soprattutto sotto il profilo della rigidità. Si è cercato quindi di ricreare la situazione descritta dalla norma ISO 10328 così da verificare la possibilità di considerare l'applicazione del principio di sovrapposizione degli effetti ai componenti della protesi.

Piano di riferimento	Direzione	Modo I	Modo II
Bottom	f	-48	129
	o	45	-19

Tabella 3.1: Offset utilizzati nella prova sul piede singolo

3.2 Allestimento della prova

La progettazione e l'allestimento dei test sperimentali sui piedi singoli sono direttamente conseguenti alle prove descritte nella ISO 10328. Si è voluto sollecitare il piede in modo da valutare lo spostamento del punto di applicazione della forza ai differenti carichi. La modalità di svolgimento ha previsto ancora la sollecitazione secondo due differenti configurazioni, simili a quelle indicate con la notazione Modo I e Modo II nel capitolo 2. Per semplificare la condizione di carico e di vincolo è stata abbandonata l'idea della retta di applicazione delle forze in tre dimensioni e di conseguenza gli angoli tra piede e punto di applicazione della forza: si è utilizzata un'unica direzione di sollecitazione, verticale, corrispondente all'asse u nel sistema di riferimento introdotto nel paragrafo 2.4. Si è giustificata questa scelta valutando l'entità degli angoli stessi, principalmente gli angoli denominati α e β , cioè quelli che non insistono sul piano f-o. Come si può verificare nella tabella 3.2, la componente predominante della forza applicata secondo la norma è stata nella direzione normale, la componente tangenziale ha rappresentato meno del 2%. Gli offset che stabilivano i punti della retta di applicazione dei carichi sono stati eliminati, eccetto che nel caso dei punti P_B : questi punti, ricavati dagli offset della ISO 10328, hanno individuato la posizione dell'applicazione della forza corrispondente al Modo I o II. La direzione di applicazione della forza è avvenuta lungo la retta perpendicolare al piano f_o passante per i punti stabiliti dagli offset.

Il piede è stato vincolato alla stessa piastra di contrasto della prova precedente, senza dover ricorrere ad appositi attacchi in quanto la superficie piana dell'estremità superiore del piede ha offerto già da sola una semplice soluzione di appoggio. Il fissaggio del piede alla piastra è stato effettuato con una vite a testa cava esagonale identica a quella che lo fissava alla caviglia, passante attraverso il piede e fissata utilizzando un dado dalla parte opposta. Anche in questo caso sono state utilizzate due rondelle per rendere più uniforme la distribuzione degli sforzi tra la vite e la parte piana su cui è andata in battuta. Per migliorare l'allineamento tra il piede, in particolare il punto di applicazione della forza, e lo stelo dell'attuatore, si è dotata la piastra di contrasto di un'ulteriore piastra regolabile, vincolata ad essa da quattro viti in grado di consentire lo spostamento verticale della piastra e di conseguenza del piede. Attraverso questo grado di libertà aggiuntivo e la possibilità di ruotare il piede attorno all'asse della vite, si è potuto far collimare il centro del pistone con il punto di offset stabilito dai parametri della tabella 3.1. L'allestimento della prova sperimentale sul piede singolo è mostrata in figura 3.1.

Per ottenere dati maggiormente confrontabili tra la prova a struttura completa e la prova sul singolo piede, si è deciso di mantenere la stessa storia di carico descritta nel paragrafo 2.3, utilizzando gli stessi valori di forze applicate sia sotto l'aspetto della loro entità, sia per quanto riguardava l'incremento nel tempo. Di conseguenza, si è utilizzato lo stesso apparato sperimentale già impiegato per le precedenti prove: le richieste di prestazioni in riferimento all'applicazione della forza hanno permesso di utilizzare lo stesso modello di attuatore idraulico ad olio in pressione, mantenendo inalterati tutti

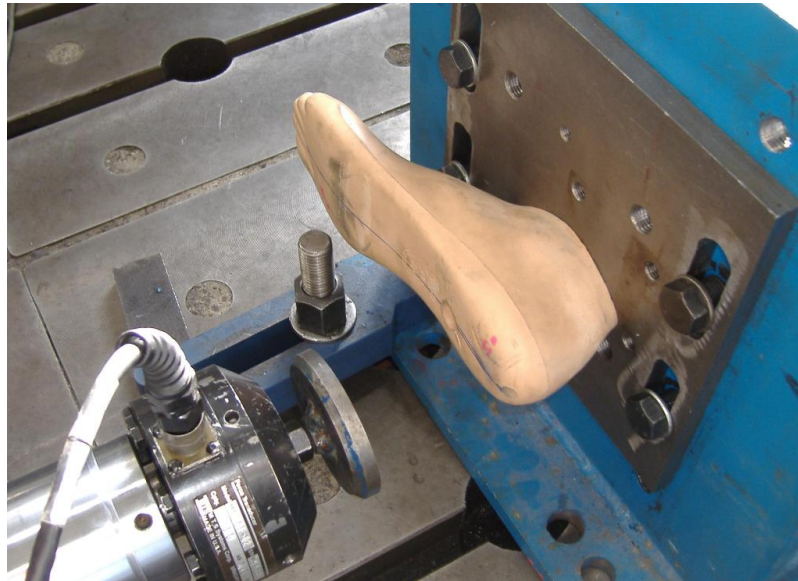


Figura 3.1: Allestimento della prova sul piede singolo

Angolo	Modo	Valore [°]	cos	sin	F max [N]	N [N]	T [N]	errore
α	I	11	0.98	0.19	2240	2199	427	1.8
β	I	11	0.98	0.19	2240	2199	427	1.8
α	II	2	1.00	0.03	2013	2012	70	≈ 0.0
β	II	7	0.99	0.12	2013	1998	245	≈ 0.0

Tabella 3.2: Influenza degli angoli α e β sulla prova

i parametri necessari ai test (cfr. par. 2.4.1).

In merito al sistema di misura non sono stati necessari tutti gli elementi presenti precedentemente, ma si sono mantenuti solo la cella di carico montata sull'estremità dell'attuatore e il misuratore di spostamento dello stelo dell'attuatore stesso. Tutta la parte relativa alle misurazioni estensimetriche non si è resa più necessaria vista la mancanza di deformazioni da acquisire, a causa dell'assenza in questo test della protesi da bagno INAIL.

3.3 Esecuzione della prova

Lo svolgimento dei test sperimentali è avvenuto utilizzando la stessa procedura descritta nel capitolo 2.6 a pagina 38. Qui l'ordine di esecuzione delle prove non è stato influenzato da necessità particolari, si è solo scelto di sottoporre ai test i piedi protesici un modo e in seguito secondo l'altro, per necessità pratiche: con quest'ordine non è richiesto infatti lo spostamento e il riallineamento della piastra di contrasto, operazione lunga e laboriosa se messa a confronto dell'operazione di cambio del piede, che viene effettuata semplicemente svitando un bullone. Inoltre, eliminando lo spostamento della piastra, si evita di dover riallineare questo elemento con lo stelo dell'attuatore, così da lasciare inalterate le posizioni relative dei componenti in entrambe le prove.

Le prove svolte sono state le seguenti:

Prova	Modello Piede	Modo	Forza [N]
1	SACH	I	1024 / 2240
2	DYNAMIC	I	1024 / 2240
3	SACH	II	920 / 2013
4	DYNAMIC	II	920 / 2013

Tabella 3.3: Prove sperimentali sul singolo piede

I differenti modelli di piede sono stati distinti dalle sigle di produzione: 1S49 per il piede modello SACH, 1D10 per il piede modello Dynamic. Anche in questo caso si sono cosparse di grasso le superfici a contatto tra di loro (piede e pistone) per evitare la formazione di eccessive forze di attrito e consentire lo scorrimento relativo tra i due elementi.

3.4 Risultati e considerazioni

Dall'elaborazione dei dati ottenuti nelle prove sperimentali sui piedi sottoposti a test indipendenti dalla caviglia, si sono ottenuti i grafici tempo/spostamento di figura 3.2. Si è notato immediatamente come anche in questo caso il profilo dello spostamento abbia seguito l'andamento della forza applicata, incrementandosi in corrispondenza dell'applicazione della forza e scendendo quasi a zero in corrispondenza della stabilizing force. Da un'analisi qualitativa dei dati si è potuto facilmente verificare come nel Modo II ci sia stato un forte scostamento degli spostamenti dello stelo dell'attuatore in funzione della tipologia del piede analizzato: il piede SACH ha presentato infatti spostamenti notevolmente minori del piede Dynamic. Questo non si è verificato però attraverso l'applicazione di una sollecitazione con configurazione Modo I, dove le differenze sono apparse più limitate, anche se con un'inversione delle curve tra lo step a 1024 N e quello a 2240 N. Sempre in riferimento al Modo I, al termine dello scarico delle forze si nota una leggera oscillazione di assestamento.

Per analizzare i comportamenti caratteristici delle due prove, l'inversione delle curve nel Modo I e il diverso spostamento nel Modo II, si è valutate la rigidità dei piedi protesici in entrambe le configurazioni di sollecitazione. L'entità della rigidità K si è potuta ricavare per ogni punto i attraverso i dati sperimentali disponibili dai test effettuati:

$$K = \frac{\text{forza}}{\text{spostamento}} = \frac{F}{s} \quad (3.1)$$

$$K_i = \frac{\Delta F_i}{\Delta s_i} \quad (3.2)$$

I risultati rappresentanti la rigidità nel tratto di carico dello step a forza più alta sono riportati in figura 3.3.

Studiando il comportamento del piede secondo la sollecitazione in Modo I si è notato un andamento variabile della rigidità nel tratto iniziale, che è risultata più alta per il piede SACH, salvo poi scendere e risalire con pendenza maggiore rispetto al piede Dynamic, quest'ultimo con una pendenza meno marcata ma con andamento più costante. A causa di questa non linearità della rigidità nel tratto di carico, le

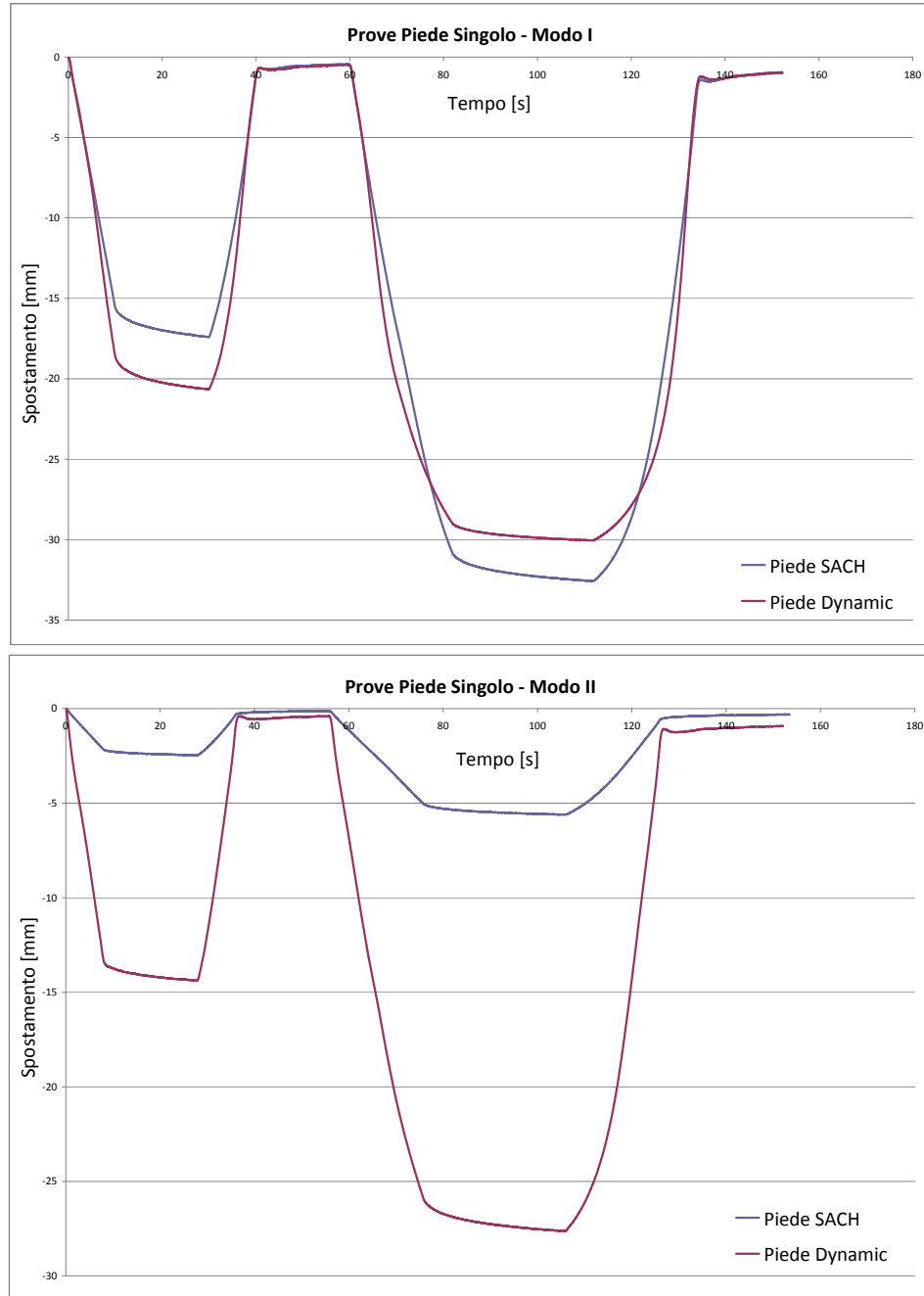


Figura 3.2: Risultati sperimentali della prova sul piede singolo in configurazione Modo I e Modo II

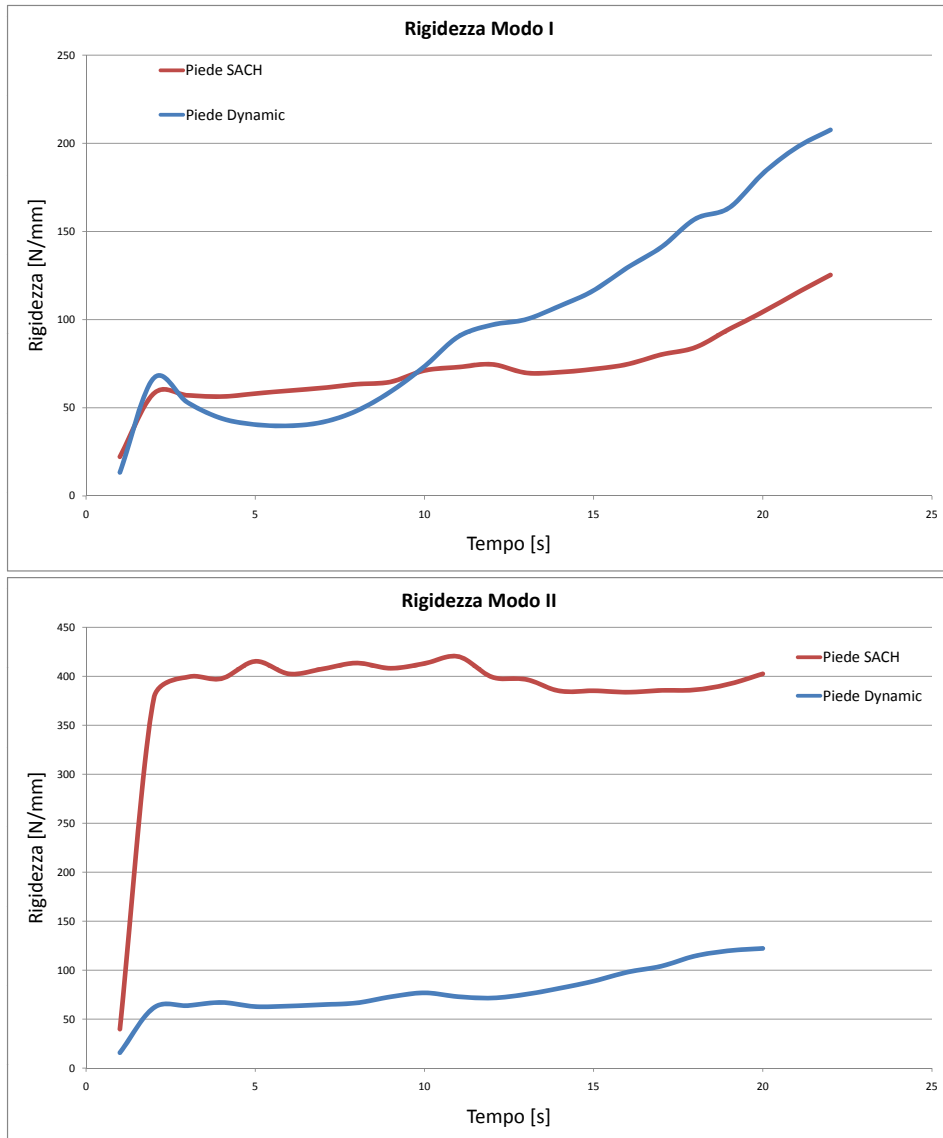


Figura 3.3: Risultati sperimentali della prova sul piede singolo in configurazione Modo I e Modo II

curve in corrispondenza del mantenimento delle due forze risultano invertite: al primo step la rigidità più alta del piede SACH ha restituito valori degli spostamenti più contenuti. Questi sono stati recuperati dal piede Dynamic in corrispondenza delle forze più elevate, dove il piede ha acquistato maggiore rigidità ed ha incrementato in misura minore le proprie deformazioni, consentendo il "sorpasso" della curva associata al piede SACH. Conferma di questo fenomeno si trova anche nei grafici riferiti agli spostamenti del piede: la pendenza della curva del piede Dynamic è partita infatti con un coefficiente angolare maggiore in modulo, per poi abbassarsi poco dopo la metà dell'applicazione del carico. Nella fase di scarico si è osservato lo stesso fenomeno, con direzione contraria.

Valutando la rigidità delle prove eseguite in Modo II si rileva un fenomeno completamente differente. Le curve hanno un andamento molto simile tra loro, ma presentano valori di quasi un ordine di grandezza differenti: il piede modello SACH ha rigidità intorno a 400 N/mm, il piede Dynamic invece si è attestato su valori di circa 50 N/mm. Questo spiega come mai gli spostamenti rilevati sono molto più contenuti nel caso del modello SACH durante la prova sul piede singolo: a pari spostamento la forza necessaria per raggiungere un determinato valore è molto maggiore.

3.5 Confronto tra struttura completa e piede singolo

Lo scopo delle prove sui piedi protesici testati singolarmente è stato quello di separare l'effetto del piede all'interno della protesi intesa come sistema completo: ottenute le curve tempo/spostamento del piede modello SACH e Dynamic si è proceduto ad un'analisi comparata tra i risultati delle due prove.

La prima cosa che si è notata nel confronto tra i dati della prova completa (fig. 2.12 a pagina 44) e della prova sul piede singolo (fig. 3.3) è stato un andamento qualitativamente simile, che in entrambi i casi ha seguito il profilo della forza applicata. Approfondendo l'analisi e osservando i valori numerici dello spostamento, si è rilevato come il valore assoluto delle prove sui piedi singoli fosse stato minore di quello misurato sulla struttura completa. Un risultato di questo genere era prevedibile, in quanto il contrasto dato dalla piastra su cui è stato vincolato il piede ha reso l'insieme più rigido se messo a confronto dell'azione svolta dal sistema tibia-caviglia e dai giunti tra loro interposti. La differenza misurata tra le curve in corrispondenza dei punti di mantenimento delle forze, riassunta in tabella 3.4, indica come nella maggior parte dei casi i valori si siano discostati con un range che è andato dai 3 ai 7 mm. Solo nel caso del piede Dynamic si è avuto un riscontro opposto sullo spostamento misurato durante la prova: i segni negativi indicano che il piede ha subito una deformazione globalmente inferiore nel caso della struttura completa anziché, come sarebbe stato lecito aspettarsi, nel caso del piede singolo vincolato sulla piastra rigida. L'ipotesi che si è formulata per giustificare quest'anomalia nelle misurazioni prende in considerazione un posizionamento errato in uno dei due casi testati: si è supposto che un seppur minimo errore di allineamento tra il piede e lo stelo dell'attuatore possa aver contaminato i risultati sperimentali. Per un approfondimento del problema si rimanda al successivo paragrafo 3.6.

Si sono ricercate le cause dello scostamento nei casi con segno positivo, dove non si è riscontrata l'anomalia appena discussa. Sicuramente una parte della differenza è stata dovuta al recupero dei giochi tra i componenti, si pensi ad esempio all'interfaccia tra piede e caviglia e tra i diversi componenti che la costituiscono, al perno ed al cursore nelle proprie sedi. Parte della differenza è stata imputabile anche all'assestamento di

Spostamenti MODO I [mm]				Spostamenti MODO II [mm]			
SACH	Protesi	Piede	Diff.	SACH	Protesi	Piede	Diff.
1024 N	21.7	16.5	5.2	920 N	5.6	2.4	3.2
2240 N	38.5	32.2	6.3	2013 N	11.3	5.6	5.7
Dynamic	Protesi	Piede	Diff.	Dynamic	Protesi	Piede	Diff.
1024 N	26.3	19.8	6.5	920 N	11.6	14.3	-2.7
2240 N	36.8	29.8	7	2013 N	23.7	27.6	-3.9

Tabella 3.4: Differenze degli spostamenti tra la struttura completa e il piede singolo

tutta la catena di dispositivi tra il vincolo e la caviglia, come gli attacchi piramidali con i rispettivi giunti, presenti sia tra la caviglia e la tibia, sia tra la tibia e la piastra. Da ultimo, anche il fatto di aver trascurato gli angoli α e β nella prova sul piede singolo può aver in qualche modo contribuito allo scarto rilevato tra i due test effettuati.

Sollecitando ciascun modello di piede attraverso il Modo I si è notata l'inversione delle curve tra l'applicazione della forza al primo step (1024 N) e quella applicata al secondo step (2240 N). Lo stesso fenomeno si era già verificato nella struttura completa, sempre in condizioni di carico Modo I: si è potuto quindi stabilire che la causa di quest'anomalia è da attribuire al particolare comportamento dei piedi protesici e non alla caviglia artificiale che li collega al resto della protesi.

Un altro fenomeno che si è ripetuto in entrambi i casi testati è stato quello di un'oscillazione di assestamento al termine della fase di scarico durante le prove in configurazione di Modo I: anche in questo caso si può affermare che questo particolare comportamento è proprio del piede e non della protesi.

Confrontando globalmente i risultati ottenuti dai test sui piedi con i corrispondenti della prova sulla struttura completa, si è notato come le peculiarità di ciascun provino rispetto agli altri sia dovuta al comportamento particolare dei piedi protesici: si è potuto dedurre di conseguenza che tutte le anomalie riscontrate in precedenza siano state causate dall'influenza che il tipo di estremità montata ha sul comportamento della protesi nella sua interezza.

Dai dati rilevati si è iniziato a capire approssimativamente quale tipo di modello numerico semplice può essere costruito per riprodurre il comportamento statico della protesi in entrambe le sollecitazioni. Grazie alla particolare conformazione fisica della struttura protesica, costituita da diversi componenti collocati in serie tra di loro, e alla loro interazione, da un certo punto di vista "rigida", l'intero sistema può essere visto come due o più molle disposte in serie. Nel caso più semplice di sole due molle, una rappresenta il piede e l'altra la caviglia, ciascuna con la sua rigidità caratteristica, molto più alta per la caviglia in titanio rispetto al piede, facilmente deformabile. Le forze, utilizzando un modello di questo tipo, risultano propagarsi su tutti gli elementi della serie, le deformazioni invece vengono distribuite attraverso una funzione inversa della rigidità: la maggior parte degli spostamenti è dovuta al componente con rigidità minore (in questo caso il piede) che rende quasi trascurabile il contributo dato a questa grandezza dalla caviglia.

3.6 Analisi dei piedi protesici

Fino a questo momento i piedi protesici, sia il modello SACH quanto il modello Dynamic, sono stati considerati come una sorta di *black box*, una scatola nera che restituisce un determinato comportamento se sollecitata secondo una forza di una certa entità in un determinato punto. Le informazioni disponibili attraverso l'osservazione e la documentazione dei produttori si limita a quanto riportato nel paragrafo 1.8.2, nel complesso non sufficienti a descrivere in modo adeguato i comportamenti osservati durante le prove sperimentali.

Per approfondire la conoscenza di entrambi i modelli si è quindi scelto di analizzarne una sezione, tagliando ciascun modello di piede a disposizione. La scelta del piano di taglio non è stata casuale: si è tenuto conto di quale sezione avrebbe dato le informazioni più utili e complete per lo scopo che ci si è prefissi. Si è abbandonata subito l'idea di tagliare il piede lungo un piano che mettesse in luce la sezione giacente sul piano o-u o ad esso parallelo. L'interesse principale è infatti orientato verso l'interno del piede in una sua sezione longitudinale, così da ottenere informazioni nei punti dove il cilindro idraulico ha sollecitato il piede. Il piano lungo il quale si è sezionato ciascun componente è stato quello passante per i tre fori realizzati dal costruttore nella parte piana superiore, le sezioni interne dei due piedi sono visibili nella figura 3.4.

La soluzione costruttiva adottata all'interno del modello SACH e del modello Dynamic è simile, si possono individuare sei differenti zone:

- il supporto di legno;
- la schiuma nell'area del tallone;
- una lamina collocata nell'avampiede;
- materiale di riempimento dell'avampiede;
- il foro passante utilizzato per la vite di serraggio;
- il rivestimento esterno di gomma, che definisce l'aspetto estetico del piede.

Il tutto è costruito in modo da essere un unico componente, con l'aggiunta di una rondella in acciaio, collocata nella sede di legno (visibile nella figura 3.4) che svolge la funzione di contrasto per la vite di serraggio.

Il supporto di legno è costituito da legno di pioppo, parte dall'attacco per i componenti della parte superiore e si estende verso la punta del piede. Il suo compito è di irrigidire il piede per poter svolgere la funzione di sostegno durante l'utilizzo. Sotto di esso, nella parte del tallone, si trova una schiuma di colore chiaro, che al tatto risulta morbida e facilmente deformabile: il suo compito è infatti ammortizzare l'impatto del tallone nella fase di appoggio iniziale (cfr. par. 1.6.1). Dalla parte opposta, all'estremità della porzione di legno, è incollata una lamina posta nell'avampiede, la cui funzione è di sostenere la fase del cammino che va dall'inizio dell'appoggio sull'avampiede al distacco delle dita dal suolo. La particolare conformazione gli permette di essere meno rigido della parte in legno, consentendo la flessione del piede durante la camminata e garantendo anche un apporto di tipo strutturale.

Il rivestimento esterno è di gomma, deformabile al tatto ma anche abbastanza dura da non rovinarsi durante l'utilizzo, ricopre tutto il piede ad esclusione della parte superiore di legno con uno spessore in generale non costante. Questo materiale è lo stesso che costituisce interamente le dita sagomate.



Figura 3.4: Sezione dei piedi A) SACH e B) Dynamic

Nonostante la soluzione costruttiva sia simile per entrambi i modelli, esistono notevoli diversità tra le due tipologie di piede. La principale differenza è l'estensione della porzione di legno del piede nella parte interna. Se infatti ad un'osservazione esterna del piede integro sembrerebbe identica la parte in legno che lo costituisce, in sezione si nota quanto maggiore sia l'estensione longitudinale in uno dei due casi. Questa componente del piede nel modello SACH si sviluppa in lunghezza di circa il 25% in più, andando a occupare una porzione non trascurabile dell'avampiede, cosa che nel modello Dynamic non succede. Come conseguenza, nel piede SACH l'avampiede è composto da legno e riempito dal rivestimento esterno di gomma, nel piede Dynamic praticamente solo da una schiuma, con la gomma utilizzata solo nella parte più esterna, come rivestimento. Quest'ultima schiuma si presenta al tatto più rigida di quella collocata nella parte posteriore del tallone.

Anche la lamina non è la stessa per i due modelli: la sua lunghezza e collocazione è conseguente al pezzo a cui è collegata, in modo da arrivare fin quasi alle dita del piede. Ad un esame visivo il materiale sembra differente, anche se sempre di tipo composito. Più in dettaglio, si vede anche come sia differente l'interfaccia tra la parte in legno e la schiuma del tallone, costituita solo dall'incollaggio nel piede SACH e realizzata attraverso una schiuma dura nel modello Dynamic.

Valutando le informazioni ottenute dal taglio in sezione dei due modelli, si possono giustificare alcuni dei comportamenti anomali delle prove sperimentali. L'elevata differenza di spostamento e di rigidità riscontrata durante le prove svolte attraverso la configurazione in Modo II sono giustificate attraverso l'estensione della porzione di legno all'interno del piede: il particolare punto di sollecitazione si colloca in un caso sotto la parte in legno, nell'altro sotto quella in schiuma, causando una risposta del componente radicalmente diversa. Il piede più rigido, il modello SACH, è infatti quello con più percentuale di legno.

Sempre da considerazioni sull'estensione della parte di legno si riesce a giustificare

anche l'inversione delle curve trattata in precedenza. Il punto di applicazione della forza del modo II è molto prossimo al passaggio tra il legno e la schiuma: un minimo errore nella fase di allineamento della struttura completa può aver spostato almeno in parte l'area di insistenza del pistone dalla parte di schiuma a quella di legno, provocando così spostamenti minori. Un contributo a questo fenomeno potrebbe anche essere dato dal fatto di aver trascurato gli angoli α , β e γ , cambiando così la quantità di schiuma e di legno su cui si è appoggiato il disco del pistone nelle prove sperimentali.

Capitolo 4

Realizzazione dei modelli CAD

4.1 Introduzione

Nel presente capitolo verranno illustrati i metodi e le tecniche utilizzate per ottenere un modello CAD (Computer Aided Design) digitale rappresentante i componenti della protesi, modello utilizzato successivamente per svolgere le analisi numeriche con la tecnica degli elementi finiti. I componenti della protesi di cui si è realizzato il modello CAD sono la caviglia e i piedi protesici SACH e Dynamic. Una volta ottenuti i modelli digitali dei piedi è stato effettuato un confronto geometrico tra di loro per evidenziarne eventuali differenze geometriche.

4.2 Modello della caviglia

Il modello CAD della caviglia è stato messo a disposizione dai progettisti della protesi in formato *.ipt e *.iam, due formati digitali proprietari associati al software AUTODESK INVENTOR. In particolare il primo tipo di file rappresenta i singoli pezzi dell'assieme, il secondo tipo l'assemblato costruito utilizzando i files *.ipt. I files *.ipt (e di conseguenza gli assemblati che ne derivano) rappresentano i componenti della protesi in tre dimensioni, permettendo un utilizzo molto flessibile del modello, proprio della gestione attraverso files CAD.

Grazie alla disponibilità di questi files non si è reso necessario ridisegnare dal nulla le singole parti dell'assieme. Questi files rappresentano però un assemblato complesso con numerosi dettagli non rilevanti per la creazione di un modello ad elementi finiti, sia a livello globale che al livello di singole parti. Di seguito sono elencati i principali accorgimenti di cui si è tenuto conto nella realizzazione di un modello CAD della caviglia in grado di consentire un'analisi corretta ad elementi finiti:

- eliminazione dei raccordi non essenziali e loro conversione in smussi in quanto particolari più facilmente gestibili dal programma utilizzato per creare la mesh (ABAQUS);
- eliminazione di filettature libere, trascurabili perchè non svolgono una rilevante azione strutturale;

- "fusione" di componenti avvitati o incastrati, che non consentono moto relativo tra loro: in questo modo le superfici di separazione sono scomparse e non hanno creato discontinuità nella creazione di una mesh omogenea;
- separazione di componenti interi così da permettere la realizzazione di mesh corrette (cfr. par. 5.2.1);
- eliminazione di parti che non danno un contributo strutturale al componente o all'assieme;
- eliminazione di lavorazioni (es. filettature, zigrinature) la cui presenza non influenza la resistenza del modello in modo significativo ma che può creare elementi critici nella creazione della mesh.

Le approssimazioni nella geometria del modello numerico rispetto al pezzo reale, che sono state qui descritte, non hanno influenza strutturale sull'analisi, ma sono solo accorgimenti per migliorare la mesh del modello, evitando ad esempio infittimenti in zone dove non interessa il reale gradiente di sforzo. Per quanto riguarda i file a disposizione, sono state effettuate alcune modifiche che hanno reso più accettabile la disposizione degli elementi finiti nella successiva analisi in ABAQUS. Tutte le modifiche sono elencate componente per componente nel paragrafo 4.2.1

4.2.1 Modifiche ai componenti

Spine : le spine sono state collocate opportunamente nei fori posti sul supporto del piede e lì rigidamente vincolate come se fossero state costruite di pezzo insieme al supporto stesso, sono state eliminate le facce piane sul bordo cilindrico esterno;

Boccole : vista la similitudine del modulo elastico E del titanio e del materiale delle boccole (cfr. tab. 5.3), queste sono state rimosse attribuendo il loro spessore al foro del perno presente sul supporto tibiale. Tale approssimazione è stata possibile grazie all'accoppiamento di tipo incerto tra perno, boccola e supporto tibiale, che genera sollecitazioni nelle boccole trascurabili;

Perno : il perno è stato reso un pezzo unico con il supporto del piede dato che non sono permesse né le rotazioni relative tra i due componenti, né scorrimenti lungo l'asse del perno;

Vite del perno : è stata incorporata al supporto del piede;

Molla : non è stata modellata in quanto non svolge un'azione strutturale nell'assieme;

Cursori, Pulsante del cursore, Vite del cursore : i tre componenti sono stati vincolati insieme come un pezzo singolo vista l'impossibilità di movimenti relativi tra di loro;

Tappo del cursore e Tappo della molla : non sono stati modellati vista la loro trascurabile funzione strutturale;

Supporto del piede : è stato semplificato eliminando raccordi (trasformati in smussi) e successivamente diviso in due sottoparti, la prima contenente la base e le spine, la seconda con la parte superiore di alloggiamento del cursore;

Supporto tibiale : è stato eliminato l'attacco a piramide rovescia sulla sommità e i raccordi sono stati modificati in smussi dove necessario; sono stati invece eliminati nella parte esterna.

Il modello della caviglia risulta quindi composto da 4 sottoparti, non necessariamente le stesse del modello fisico, che riproducono però con sufficiente fedeltà il comportamento strutturale della protesi.

4.3 Modello dei piedi protesici

Per quanto riguarda i piedi, a differenza di quanto successo per la caviglia, non erano disponibili supporti digitali da usare come base per realizzare un modello CAD. Il piede protesico per sua natura presenta inoltre una forma complessa, costituita quasi completamente da geometrie libere e quindi difficilmente ricostruibile attraverso misure dirette sul pezzo con strumenti tradizionali (es. calibro). Il processo di ricostruzione digitale del piede non ha inoltre come unico obiettivo quello di produrre un modello da utilizzare per l'analisi ad elementi finiti, ma anche di stabilire la presenza di difformità nella geometria dei due piedi protesici e quantificarne eventualmente l'entità.

Alla luce di queste considerazioni si è cercato di ricostruire la geometria esterna dei due piedi con un metodo che garantisse una sufficiente precisione nelle misure, la fedeltà nella ricostruzione delle forme, di rapida esecuzione e con un risultato implementabile in un software di modellazione CAD. La scelta si è orientata verso l'utilizzo di strumenti pensati per il *reverse engineering* di prodotto, in particolare quelli che consentono di ricostruire in modo rapido superfici di geometria complessa. Il risultato a cui si è voluti arrivare è un modello realizzato con un'accuratezza inferiore al millimetro, così da avere un oggetto virtuale tridimensionale utile sia per il successivo passaggio all'analisi FEM, sia per il confronto tra i due tipi di piedi protesici.

4.3.1 Introduzione al reverse engineering

Il *reverse engineering* è un sistema di tecniche e procedure che permettono di ricostruire la geometria di un soggetto partendo da un modello fisico tridimensionale. Generalmente il flow che si segue per ottenere un modello digitale di un corrispondente oggetto reale inizia dall'acquisizione, sotto forma di nuvola di punti, per poi progredire verso un modello poligonale da cui si ricavano le curve su cui ricostruire le superfici. La sostanziale differenza tra il modello a nuvola di punti e il modello a superfici è che con quest'ultimo, disponendo di superfici descritte da equazioni matematiche (più o meno complesse) si gestisce un modello CAD a tutti gli effetti, integrabile con moltissimi software e di conseguenza utilizzabile per le più svariate applicazioni. La procedura descritta, ed indicata in figura 4.1, è generalmente indipendente dallo strumento con cui si lavora e prevede di partire dal modello fisico per costruirne uno poligonale, sul quale individuare le superfici parametriche che lo approssimano meglio. Queste fasi saranno trattate più in dettaglio nei successivi paragrafi 4.3.6 e 4.3.7.

4.3.2 Tecniche e strumenti del reverse engineering

Esistono in commercio diversi tipi di strumenti in grado di ricostruire la geometria di un oggetto fisico, ciascuno con proprie caratteristiche, che lo rendono adatto a particolari campi di applicazione. Volendo classificare i tipi di strumenti utilizzabili per ricostruire le forme o le superfici a partire da un oggetto fisico, si può fare riferimento

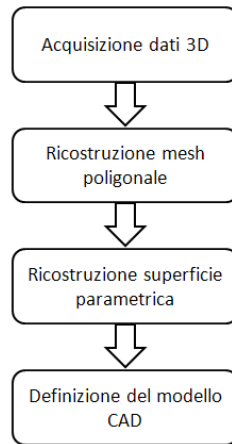


Figura 4.1: Fasi del processo di reverse engineering

alla figura 4.2. Le classi principali in cui si possono suddividere gli strumenti sono principalmente due: con sensori a contatto e con sensori non a contatto [23].

Gli strumenti del primo tipo sono dispositivi provvisti di uno o più elementi (montati su bracci mobili) chiamati *tastatori* che per misurare la geometria del componente da indagare ne toccano la superficie. Un sistema di misura interno allo strumento risale alla coordinata spaziale dell'estremità del tastatore e ne registra la posizione. Ripetendo questa procedura per un numero adeguato di punti (in funzione della complessità della geometria e del livello di accuratezza desiderato) si riesce a ricostruire la geometria del soggetto. In genere questo tipo di strumenti è indicato per geometrie semplici e note, descrivibili con pochi punti (es. circonferenze o superfici piane) in quanto l'iter di acquisizione è in sé lento e per forme complesse il numero di punti richiesto, molto elevato, renderebbe l'intera procedura (manuale o servocomandata) eccessivamente lunga.

A fronte di particolari esigenze di ricostruzione, come nel caso di forme molto complesse, sono stati sviluppati strumenti che utilizzano altri tipi di principi per eseguire le misurazioni necessarie a raggiungere il loro obiettivo: sensori magnetici, acustici e ottici. Nella pratica del reverse engineering i più utilizzati sono i sistemi basati su strumenti di tipo ottico, cioè strumenti che, mediante particolari tecniche basate sulla riflessione della luce, riescono a localizzare la posizione dei punti sulla superficie di un oggetto e collocarli in un opportuno sistema tridimensionale. Si distinguono in tecniche che utilizzano sensori di tipo passivo, dove la fonte della luce è esterna al sistema di misura (tipicamente la luce ambientale) e tecniche con sensori attivi, nei quali la sorgente di luce fa parte dello strumento di misura ed è una fonte luminosa con ben determinate caratteristiche.

Il principale metodo passivo è la fotogrammetria [24], il quale si basa su una serie di fotografie (e quindi immagini bidimensionali) dell'oggetto di cui si vuole ricostruire la geometria. Per l'utilizzo di questo metodo si applica un certo numero di marker adesivi ben visibili sull'oggetto, in corrispondenza di punti significativi per l'acquisizione. Nella scena da riprendere sono presenti anche marker speciali, contrassegnati in modo particolare, e una barra calibrata con marker collocati alle estremità ad una distanza nota. I marker aggiuntivi servono per stabilire la posizione di ripresa in modo da far coincidere in modo corretto le immagini acquisite, la barra calibrata è necessaria per

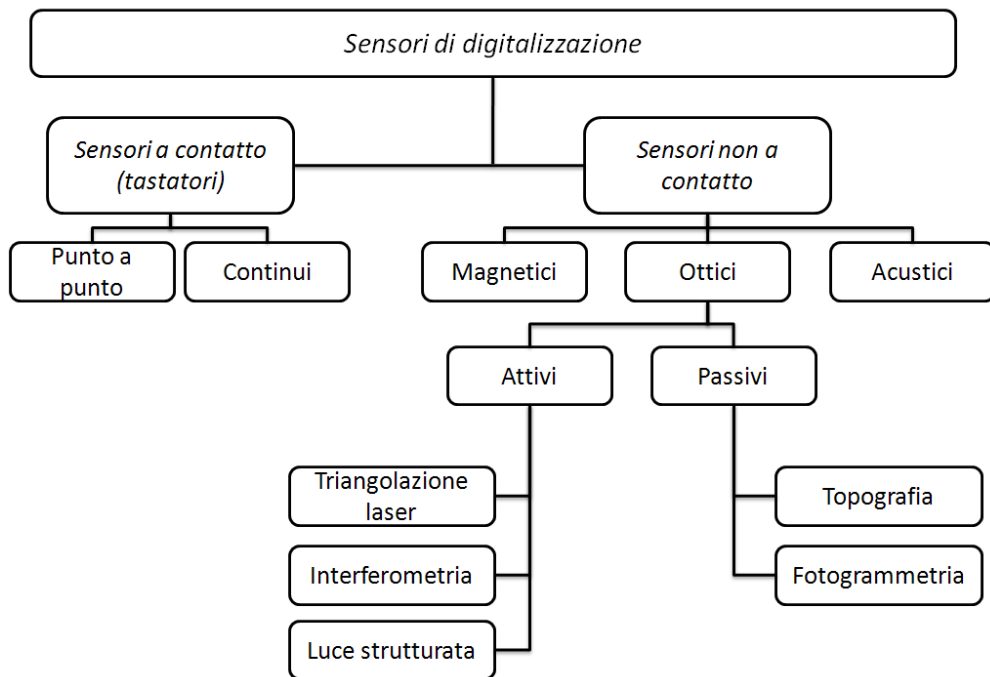


Figura 4.2: Classificazione dei sensori utilizzati per il reverse engineering

definire una scala metrica della ripresa. E' catalogato come metodo passivo poiché la luce che illumina la scena è di tipo ambientale, anche se spesso viene resa più adatta alle riprese fotografiche utilizzando fonti luminose aggiuntive, quando possibile. Nella fase di acquisizione vengono scattate alcune fotografie della parte interessata (almeno due) in modo da inquadrare bene i marker e la barra calibrata. L'ammontare delle fotografie necessario è funzione della complessità dell'oggetto e del numero di marker collocati. In seguito, durante una fase di post-processing, attraverso le fotografie si ricavano le posizioni dei punti contrassegnati dai marker, che vengono collocati in un unico sistema di riferimento tridimensionale.

Due metodi ottici attivi (tra i più diffusi) sono quelli che utilizzano luce strutturata e gli scanner a triangolazione laser [25]. Entrambi si basano sulla proiezione di luci particolari sulla superficie di cui si vuole acquisire la geometria. Le linee delle luci proiettate, in origine diritte, sulla superficie dell'oggetto si deformano in modo differente a seconda della forma dell'oggetto stesso e successivamente, attraverso un processo di triangolazione delle informazioni contenute nelle immagini fotografiche delle scene si ricava l'andamento della luce deformata e di conseguenza la geometria del soggetto. Nel caso dei dispositivi a luce strutturata la luce emessa è costituita generalmente da un pattern a strisce bianche e nere (frange di Moirè) proiettate successivamente e con ampiezze decrescenti. La risoluzione dello strumento è funzione dell'ampiezza delle bande e del numero di proiezioni effettuate. Gli scanner a triangolazione laser invece proiettano un singolo fascio di luce, di solito una "lama" di luce laser, che spazza l'area da acquisire. Una fotocamera effettua una serie di fotografie che acquisiscono il profilo della lama di luce sull'oggetto. Un sistema di questo tipo consente un'acquisizione molto rapida e con un'alta densità di punti.

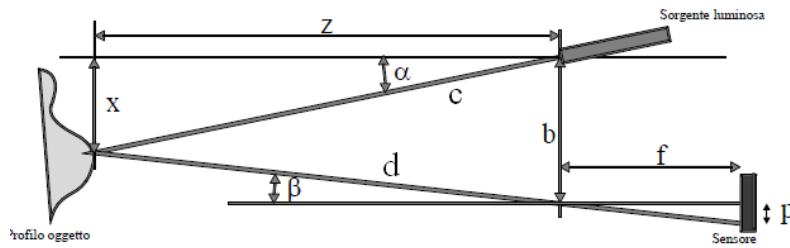


Figura 4.3: Schema di funzionamento di uno scanner laser a triangolazione (in 2D)

Di seguito sono riportati i dati relativi alle prestazioni comunemente ottenibili dagli strumenti che utilizzano i metodi ottici appena analizzati [26]. Come si può notare nel-

Sistema	Campo di misura [m]	Risoluzione [mm]	Punti per scansione
Fotogrammetria	da 0.2 a 10	circa 1	circa 10^2
Luce Strutturata	da 0.5 a 1.2	$0.5 \div 0.2$	circa 10^4
3D Laser Scanner	da 0.05 a 0.25	circa 0.1	circa 10^4

Tabella 4.1: Confronto delle prestazioni dei metodi ottici analizzati

la tabella 4.1, il sistema che meglio di tutti soddisfa i requisiti necessari all'acquisizione dei piedi protesici è il 3D Laser Scanner: questo strumento riesce infatti a coniugare un altissimo volume di punti acquisiti ad una risoluzione più che sufficiente per l'applicazione in oggetto, inoltre anche il campo di misura è adatto alle riprese di un oggetto poco voluminoso quale può essere la protesi del piede [27].

4.3.3 Lo scanner 3D Laser

Lo strumento utilizzato per la digitalizzazione della geometria dei piedi protesici è, come descritto nel paragrafo 4.3.1, un sistema di tipo ottico, più nello specifico uno scanner a triangolazione laser. In figura 4.3 è illustrato lo schema di funzionamento in due dimensioni di uno scanner a triangolazione laser, analogo discorso vale per le tre dimensioni. I componenti visualizzati sono la sorgente di luce (il laser) e uno strumento di rilevamento dell'immagine (fotocamera o videocamera) con all'interno un sensore di tipo CCD (Charge Coupled Device) che permette di acquisire l'immagine della scena, in particolare il punto illuminato dal laser. Sempre in riferimento alla figura 4.3 si notano:

- b** distanza tra la sorgente luminosa e il punto di fuoco della fotocamera (baseline)
- f** distanza tra il punto di fuoco della fotocamera e il sensore CCD (distanza focale)
- p** coordinata sul sensore CCD in cui viene "visto" il punto illuminato dal laser sull'oggetto da misurare
- α angolo tra la direzione di emissione del laser e la direzione della fotocamera
- β angolo tra la direzione di riflessione del laser e la fotocamera

x distanza da misurare (profondità di campo)

z distanza da misurare

Le distanze b e f sono note dalla costruzione dello strumento, mentre α e p si ottengono rispettivamente da un trasduttore di rotazione collocato in corrispondenza del laser e dalle specifiche costruttive del CCD. Il valore di β si calcola invertendo la relazione

$$\tan \beta = \frac{p}{f} \quad (4.1)$$

Rimangono le due incognite del problema, z e x , ricavabili da

$$\begin{cases} d \sin \beta + d \sin \alpha = b \\ c \cos \alpha = d \cos \beta \end{cases} \quad (4.2)$$

$$z = c \cdot \cos \alpha \quad (4.3)$$

$$x = c \cdot \sin \alpha \quad (4.4)$$

In questo modo si riesce a risalire alla posizione di un qualsiasi punto presente nel campo di misura dello strumento. Per quanto riguarda il caso tridimensionale, il fascio puntiforme viene deformato da una lente cilindrica in modo da renderlo una lama di luce, in grado di "spazzare" una linea anziché un singolo punto. Nell'acquisizione della geometria di entrambi i piedi protesici è stato usato uno scanner a triangolazione laser Konica Minolta modello Vi-9i Non-contact 3D Digitizer, disponibile nel laboratorio HAPRE ¹ del Politecnico di Milano.



Figura 4.4: Lo scanner a triangolazione del laboratorio HAPRE

In base alle considerazioni esposte in precedenza, lo scanner a triangolazione laser è stato considerato lo strumento adatto alle misure da effettuare. Per valutare però al meglio cosa è lecito aspettarsi da uno strumento di questo genere ed essere consci dei

¹HAPtics and Reverse Engineering

Distanza	Campo di misura			Accuratezza	Risoluzione	
	x	y	z		x e y	z
[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
800	263	198	110	± 0.15	0.411	0.161
1000	329	247	176	± 0.20	0.514	0.251

Tabella 4.2: Parametri delle misure effettuate

suoi limiti, sono stati considerati i pro e i contro del suo utilizzo, sia in generale, sia in particolare per la ricostruzione della geometria di entrambi i piedi protesici.

I principali elementi che hanno orientato la scelta verso questo strumento sono senza dubbio i ristretti tempi di misura, abbinati ad un elevato numero di punti acquisiti/secondo. La mancanza di contatto tra lo strumento e l'oggetto permette inoltre misure più accurate, soprattutto per superfici deformabili. Non sono da sottovalutare gli aspetti più critici di una misura di questo tipo, come le possibili zone d'ombra in cui la luce del laser non riesce ad arrivare o in cui viene talmente distorta da restituire dati inesatti. Inoltre si possono presentare disturbi di tipo ottico o riflessioni inappropriate della luce sul soggetto che rendono utilizzabili i dati in una determinata zona. Si devono anche fare considerazioni sulle prestazioni dei componenti hardware: per modelli complessi il numero delle scansioni può crescere in modo non trascurabile, di conseguenza i punti acquisiti sono in numero molto elevato. Sommando tutte le scansioni necessarie alla ricostruzione di un componente particolarmente impegnativo si può facilmente arrivare a dover operare su files con dimensioni dell'ordine delle centinaia di MB, necessitando quindi di hardware in grado di gestire files così voluminosi. A fronte di tutto questo, si può considerare il piede come un componente che permette una serie di scansioni piuttosto agevoli, in quanto non ci sono zone irraggiungibili dalla lama di luce laser e tutta la superficie riflette la luce in modo opportuno e pressoché uniforme. Per poter ricostruire tutto il piede si prevede un numero di scansioni inferiore alla decina, quindi facilmente gestibile anche sotto il profilo della disponibilità di risorse hardware.

4.3.4 I parametri della misura

Lo scanner a triangolazione laser ha richiesto alcuni accorgimenti per essere utilizzato in modo adeguato e restituire valori di misura corretti. Innanzitutto si è stabilita l'accuratezza desiderata, in base al tipo di geometria da ricostruire e all'utilizzo previsto del successivo modello CAD. Trattandosi di una geometria così complessa, ma decisamente "pulita" nelle forme, l'accuratezza è stata fissata nell'ordine dei 0.5 mm. Per ottenere questo valore si è fatto riferimento alle specifiche tecniche della macchina: l'accuratezza della misura è funzione di numerosi parametri, la maggior parte di tipo tecnico-costruttivo e quindi non modificabili in sede di misurazione. Tra i gradi di libertà lasciati a disposizione all'utente c'è la scelta della lente della fotocamera, che influenza globalmente la misura andando a definire anche le dimensioni della "scena", cioè dell'area dove la misura può essere effettuata. E' stata quindi utilizzata una lente in modo da cercare un compromesso tra l'accuratezza desiderata ed un'area della scena accettabile: la lente che soddisfa meglio le esigenze di misura è quella denominata *middle lens*, con lunghezza focale di 14.380 mm, collocando l'oggetto della scansione ad una distanza compresa tra 800 mm e 1000 mm. Rimaneva possibile incrementare la

qualità della misura, soprattutto in termini di accuratezza, diminuendo la distanza tra l'oggetto e lo strumento. In questo modo però la progressiva riduzione delle dimensioni della scena avrebbe incrementato il numero di scansioni da effettuare senza portare benefici significativi.

Come si può notare dalla tabella 4.2 le risoluzioni nella direzione z (profondità di campo) e nelle direzioni x e y sono disaccoppiate tra di loro a causa dell'architettura interna dello scanner a triangolazione laser. La risoluzione in direzione z , detta anche risoluzione in profondità, è legata essenzialmente ai parametri costruttivi del sensore CCD, più precisamente alla distanza Δp di due pixel adiacenti. Il minimo spostamento rilevabile dal sensore CCD è infatti il passaggio dall'illuminazione di un pixel all'illuminazione del pixel adiacente, distanza che si riflette nella profondità del campo di misura con la quantità Δz (v. figura 4.3). Le risoluzioni x e y sono invece determinate dalla distanza tra celle adiacenti di acquisizione e dalle dimensioni del campo inquadrato. Lo scanner restituisce generalmente una *range map*, cioè l'immagine tridimensionale costituita dai pixel acquisiti, di dimensioni note (in questo caso 640x480 pixel), come note sono le dimensioni della scena. Si può quindi valutare la risoluzione lungo i due assi dividendo la dimensione della scena utile all'acquisizione per il numero di punti presenti sul sensore CCD in quella direzione. Una risoluzione uniforme in direzione x e y si ha in genere quando il sensore ccd ha pixel di forma quadrata. [28]

I valori di x e y possono essere facilmente verificati per la distanza di 800mm e 1000mm, considerando che le immagini scattate hanno risoluzione 640 x 480 pixel:

$$\Delta x = 263mm \cdot 640 = 0.409mm \quad (4.5)$$

$$\Delta y = 198mm \cdot 480 = 0.412mm \quad (4.6)$$

$$\Delta x = 329mm \cdot 640 = 0.514mm \quad (4.7)$$

$$\Delta y = 247mm \cdot 480 = 0.514mm \quad (4.8)$$

Si nota come all'aumentare della distanza dall'oggetto (e quindi con un campo inquadrato maggiore) la risoluzione del sistema di acquisizione tende ad abbassarsi.

4.3.5 Scansione del modello

Una volta comprese le problematiche connesse all'utilizzo dello scanner a triangolazione laser si è pianificato il suo utilizzo. In particolare è stato deciso come effettuare le scansioni in modo tale da ottenere l'intera superficie del piede: si è partiti dalla pianta e zone parti laterali per poi completare il modello acquisendo il dorso del piede e la superficie piana della troncatura superiore. Per ottenere questo risultato il piede è stato fissato ad una tavola rotante con della plastilina. Inevitabilmente il modello acquisito ha incluso la forma della plastilina come parte integrante del piede, inconveniente che è stato eliminato nella fase di trattamento delle scansioni (paragrafo 4.3.6).

Il processo di misura per un oggetto tridimensionale prevede che vengano eseguite più scansioni dell'oggetto da differenti punti di vista, in modo da acquisirne la totalità della forma. Inoltre, per consentire un successivo allineamento delle differenti scansioni, deve esserci sovrapposizione di queste ultime per una percentuale di almeno il 20% [28]. Questo compito non viene svolto automaticamente ma è affidato all'utente, il quale si comporta in modo analogo ad un fotografo, scegliendo quale inquadratura utilizzare e come riprendere l'oggetto nella scena. Per ciascuna ripresa della scena si è verificata la collocazione dell'oggetto nell'intervallo tra 800mm e 1000mm, in modo da poter

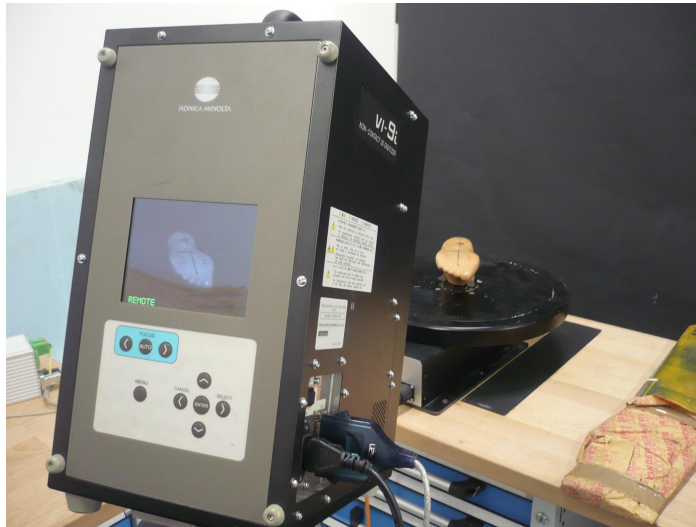


Figura 4.5: Esempio di acquisizione del piede protesico

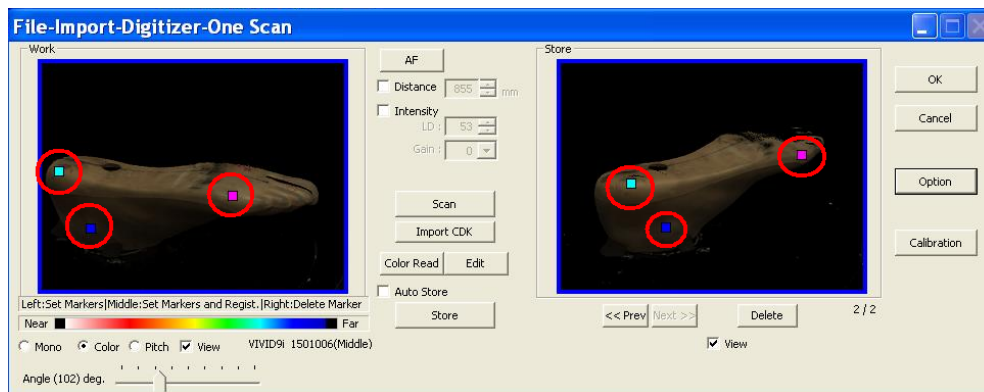


Figura 4.6: Esempio di allineamento delle scansioni durante il processo di acquisizione

eseguire le misurazioni con i parametri specificati nella tabella 4.2, Ad ogni scansione del laser vengono acquisiti fino a 76000 punti in circa 3 secondi. [29]

Il metodo utilizzato per verificare che l'intera superficie fosse stata ripresa e ci fosse un'adeguata sovrapposizione dei dati è stato quello di eseguire un allineamento manuale delle scansioni durante l'acquisizione: scegliendo tre coppie punti in posizione analoga su due scansioni differenti, il software di acquisizione è in grado di allineare tra di loro le due viste. In questo modo si sono controllate sia la concordanza delle scansioni sia la presenza di un'adeguata sovrapposizione. E' essenziale che i punti scelti siano non allineati per permettere all'algoritmo di allineamento di arrivare ad una convergenza con esito positivo. Un esempio del processo di allineamento durante l'acquisizione è riportato in figura 4.6. Durante questa fase il software non si è limitato solamente ad allineare le differenti riprese tra di loro ma ha anche uniformato il sistema di riferimento globale in modo tale da consentire un'agevole importazione nel software di trattamento dei dati. Si è ripetuta questa procedura fino ad aver acquisito tutta la superficie di ciascun piede protesico, i dati relativi all'acquisizione sono riportati nella tabella

Mod. Piede	N° Scansioni	Dim.Totale [MB]
SACH 1S49	9	26.0
Dynamic 1D10	10	27.9

Tabella 4.3: Dati sulle scansioni per ciascun modello di piede

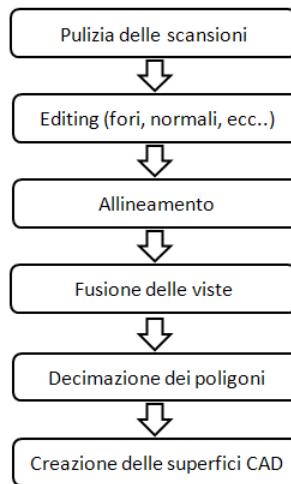


Figura 4.7: Procedura di trattamento delle scansioni

4.3. Si sono prima rilevate le zone della pianta del piede e in seguito, ribaltandolo, il dorso compreso della parte terminale di legno. Simultaneamente ad ogni scansione la macchina di ripresa associa ad ogni punto un colore tramite una terna di valori (RGB) che può servire per ricreare la *texture* (un'immagine utilizzata per rivestire la superficie di un oggetto virtuale) in fase di post-processing. Durante l'acquisizione dei punti lo strumento provvede a creare una nube di punti strutturata, cioè composta da una serie di coordinate tridimensionali costituenti una griglia e connesse logicamente tra di loro in funzione della loro disposizione. Utilizzando strumenti a lama di luce laser, che associano ad ogni segmento illuminato (e quindi acquisito) una linea continua di punti, è facile costruire una mesh coerente con l'oggetto ripreso collocando consecutivamente le diverse file di punti acquisiti. Questo processo viene svolto automaticamente dal software di elaborazione del 3D laser scanner.

4.3.6 Trattamento e assemblaggio delle scansioni

Ogni scansione acquisita con lo scanner a triangolazione laser non è pronta per un immediato utilizzo: devono essere svolte alcune operazioni sia a livello di singola scansione, sia come insieme di più set di dati. Lo schema seguito per ottenere un modello poligonale corretto e coerente con quello reale è riportato nella figura 4.7, il software utilizzato per il trattamento delle scansioni è stato GEOMAGIC STUDIO ®V. 9.

Il primo intervento è stato quello di pulire ogni acquisizione dai dati in eccesso (es. parti della tavola rotante) e di scarsa qualità (triangoli molto deformati lungo una direzione o sovrapposti) in modo da essere sicuri che tutti i dati presenti fossero

utilizzabili, controllando anche la correttezza del verso delle normali dei triangoli della mesh (verso uscente). In seguito sono stati riparati alcuni fori della mesh triangolare, dovuti a piccole imperfezioni dell'acquisizione o a zone d'ombra dove il laser non ha illuminato la superficie, ed eliminate le zone dove era presente la plastilina utilizzata per il fissaggio del modello, zone sostituite con parti "pulite" provenienti da altre riprese. Sono state inoltre effettuate operazioni di lisciatura in alcuni punti dove il rumore presente nella misura (dovuto a disturbi ottici) ha creato imperfezioni nella superficie, di correzione di errori topologici (triangoli duplicati o superfici non-manifold) e di ricostruzione, dove possibile, della mesh in presenza di lacune.

A questo punto è stato possibile importare tutte le scansioni (ancora sotto forma di mesh triangolari) per procedere all'allineamento. Grazie all'allineamento manuale eseguito durante l'acquisizione non si sono dovute svolgere ulteriori operazioni sui dati, ottenendo il risultato visibile nella figura 4.9 e costituito solo dai dati originali senza ulteriori manipolazioni, se non la pulizia. Si può inoltre notare l'ammontare del numero di triangoli per una singola scansione (4.8) e per il modello completo (4.9), con valori notevolmente differenti tra di loro: nel secondo caso infatti quanto visualizzato corrisponde alla sovrapposizione di tutte le scansioni effettuate, distinguibili dai contorni rossi. Si può anche verificare come le diverse acquisizioni si sovrappongano, coerentemente con quanto affermato nel paragrafo 4.3.5. Una volta allineate tra di loro le differenti viste si effettua la loro registrazione e fusione:

registrazione: attraverso un algoritmo chiamato Iteration Closest Point (ICP) si allineano tra di loro le differenti scansioni in modo più raffinato cercando la migliore posizione possibile e minimizzando la distanza punto a punto tra le due superfici. L'algoritmo associa ad ogni punto il punto più vicino di un'altra scansione, applica una trasformazione (traslazione e/o rotazione) in modo da minimizzare la distanza secondo lo scarto quadratico medio e ricalcola la distanza punto a punto: se il valore scende sotto una soglia prefissata l'algoritmo si ferma, altrimenti reitera il procedimento. La convergenza di questo metodo dipende molto dalla posizione relativa iniziale tra le due superfici, per questo si esegue la procedura di registrazione dopo aver effettuato un preventivo allineamento delle superfici. Il principale vantaggio di questo metodo è di convergere in modo molto preciso, anche se a volte per geometrie complesse o costituite da numerosi punti l'operazione può richiedere tempi di esecuzione anche dell'ordine dei minuti. [30]

fusione (o merge): le viste vengono fuse tra di loro così da ottenere un'unica mesh triangolare, in genere chiusa; in questa fase si riduce il numero dei triangoli perché gli elementi sovrapposti vengono "fusi" e i duplicati eliminati.

Il software rende disponibili i dati relativi alla registrazione, in particolare la distanza media (con relativa deviazione standard) e massima nel modello. Ci si aspetta che la media sia prossima allo zero, con scostamenti rispetto a questo valore paragonabili all'incertezza della misura, e deviazione standard molto limitata. Un risultato di questo tipo significherebbe una buona esecuzione della misura e la coerenza dei valori ottenuti nelle differenti scansioni. Nella figura 4.10 si può verificare come la registrazione delle scansioni del modello (riferito al piede SACH) sia stata più che soddisfacente: la quasi totalità delle zone del piede corrisponde a scostamenti molto vicini allo zero (zone verdi), analoghi risultati si sono ottenuti per il piede modello Dynamic. Un grafico inoltre indica graficamente una dispersione molto concentrata attorno allo zero, situazione verificabile anche numericamente, come riportato nella tabella 4.4. Infine si è effettuata

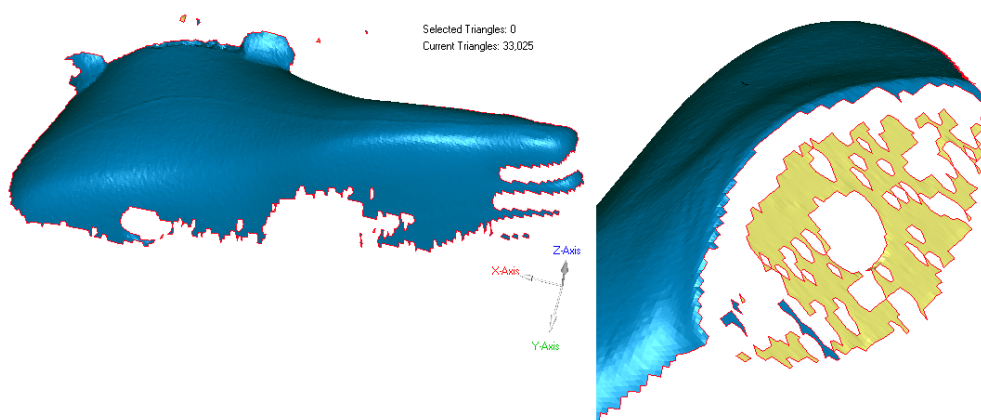


Figura 4.8: Pulizia delle scansioni

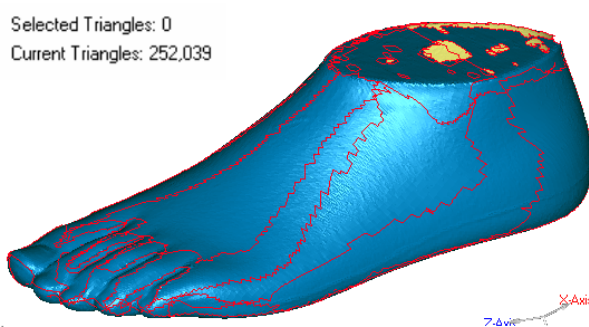


Figura 4.9: Sovrapposizione di tutte le scansioni

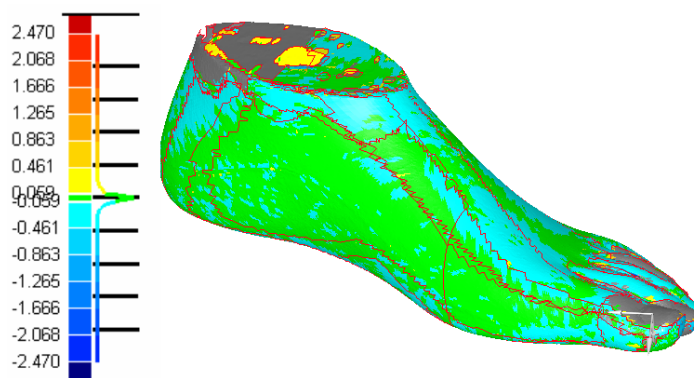


Figura 4.10: Risultati della registrazione

Modello Piede	Media [mm]	Dev.Std. [mm]	Val.Max [mm]	Triangoli		
				Pre Merge	Post Merge	Decimaz.
SACH	0.059	0.085	2.46	252039	27914	11164
Dynamic	0.063	0.128	2.88	536772	92030	9202

Tabella 4.4: Dati relativi alle registrazioni, alla fusione e alla decimazione

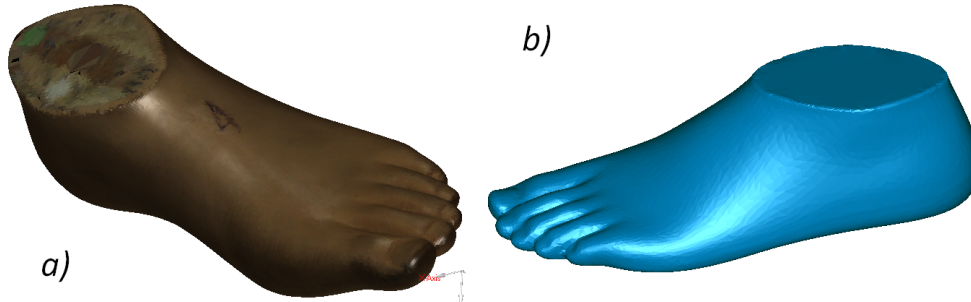


Figura 4.11: Modello poligonale **a)** con texture **b)** senza texture

la fusione delle scansioni ottenendo il modello riportato nella figura 4.11, dove si può notare una notevole riduzione del numero dei triangoli.

Dovendo ricostruire una superficie parametrica sulla mesh poligonale non è stato necessario mantenere un livello di dettaglio particolarmente elevato. Si è effettuata quindi una decimazione dei poligoni, cioè una riduzione dei triangoli costituenti la mesh, cercando di mantenere il più possibile la geometria di partenza, con un notevole alleggerimento del modello.

E' da notare come la creazione di una mesh poligonale che sia coerente con il modello fisico acquisito necessiti di un marcato intervento dell'utente nella fase di post-processing per quanto riguarda l'elaborazione delle scansioni: l'impatto in termini di tempo legato a questa fase non può essere trascurato soprattutto se messo a confronto con la fase di acquisizione che si è svolta in tempi molto brevi.

4.3.7 Creazione del modello CAD

Al termine dello step precedente è stata ottenuta una mesh poligonale, costituita da triangoli, fedele al componente di partenza. Per l'utilizzo in software di analisi o di rappresentazione grafica si è reso necessario disporre di una geometria descritta da equazioni matematiche: si passa così da una fase di elementi poligonali (mesh phase) ad una fase che tratta superfici di tipo parametrico (surface phase).

Il primo passo compiuto è stato individuare in quante regioni dividere il modello poligonale, queste regioni sono state delimitate da linee che poggiano sulla mesh triangolare e il software le utilizza come guide per come creare le successive patch costituenti le superfici. Il criterio generale che si è seguito è stato quello di creare regioni il più facilmente descrivibili da geometrie semplici. Si è scelto quindi di assegnare una regione per la parte piana superiore della protesi, di forma simile ad un'ellisse, una per la pianta del piede e due regioni dedicate all'interno e all'esterno del piede, comprendenti parte del dorso. Alla zona più critica, quella delle dita, è stata assegnata una regione a

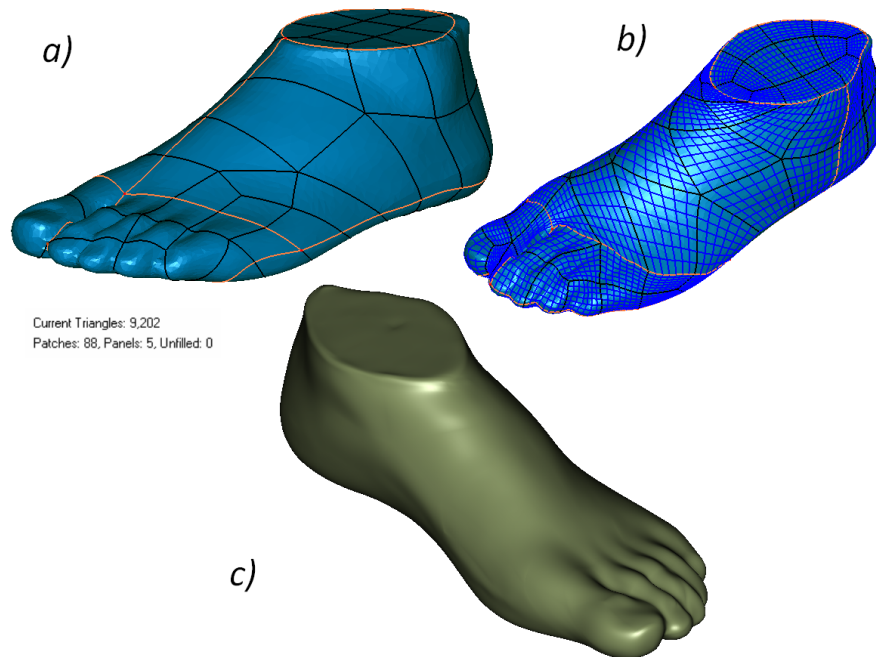


Figura 4.12: Fasi della creazione della superficie CAD: a) creazione delle regioni b) superfici NURBS c) modello finale

sè stante, divisa ulteriormente nella zona dell'alluce: la geometria delle dita è talmente complessa che la sua parametrizzazione attraverso delle curve avrebbe eccessivamente appesantito il modello, oppure troppo poco fedele all'originale. La soluzione trovata permette di non perdere completamente le informazioni associate alla geometria delle dita e di mantenere un modello facilmente gestibile ed esportabile. Inoltre, per l'utilizzo che se ne dovrà fare in un software di elaborazione ad elementi finiti, le dita svolgono una parte marginale, per cui una loro approssimazione non si ripercuote sul modello FEM in modo significativo.

Il software ha creato successivamente le patch partendo dalle regioni in modo tale da agevolare la successiva fase di costruzione delle superfici NURBS, create di grado 8 (il minimo consentito dal software) per non appesantire e non rendere troppo complesso il modello. Nella figura 4.12 si possono vedere le tre fasi della creazione delle superfici parametriche relative al modello di uno dei due piedi: creazione delle regioni e delle patch, costruzione delle superfici NURBS, e modello finale.

La costruzione delle superfici sul modello poligonale è stata per sua natura un'approssimazione. Per valutare almeno qualitativamente in quali zone si ha una ricostruzione non ottimale della geometria del piede protesico si è ricorsi ad un metodo grafico reso disponibile dal software di elaborazione, i cui risultati sono riportati nella figura 4.13. In bianco sono stati indicati i punti di outlier verificatisi nella creazione delle superfici, in rosso le patch che ospitavano uno o più di questi punti. Il numero degli outlier è stato rilevante, ma con tutti i punti collocati su aree di notevole complessità (come ad esempio in corrispondenza delle dita) dove la ricostruzione delle superfici non è stata volutamente molto precisa, oppure in zone dove una curvatura elevata non ha permesso alle funzioni matematiche che descrivono le curve di seguire l'andamento della mesh poligonale in modo perfetto. A fronte di queste considerazioni si è potuto affer-

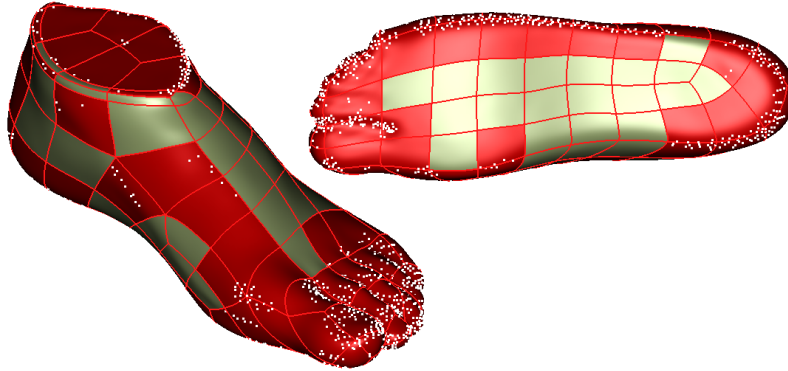


Figura 4.13: Punti di outlier nella creazione delle superfici

mare che il modello del piede, per gli scopi previsti in questo lavoro, è sufficientemente fedele all'originale.

L'ultima fase prevista per poter utilizzare il modello è stata quella dell'esportazione in un formato compatibile per il successivo utilizzo nella modellazione numerica del piede. La scelta del formato di file CAD è caduta su un file di tipo *.step per i seguenti motivi:

- è un formato non proprietario e quindi facilmente condivisibile tra più programmi, tra i quali i CAD ed i simulatori numerici (anche di produttori differenti);
- riesce a rappresentare sia la geometria che il volume del componente, creando un modello geometricamente chiuso che viene interpretato come "pieno" e non solo come una superficie;
- per geometrie semplici come possono essere quelle dei piedi permette di avere un file di piccole dimensioni e facilmente gestibile.

4.3.8 Confronto geometrico del modello SACH e Dynamic

Uno degli obiettivi della ricostruzione geometrica dei piedi protesici era di confrontare tra di loro i piedi SACH e Dynamic in modo da evidenziare, se presenti, le differenze di forma e di dimensioni tra i due modelli.

Per questa verifica si sono utilizzate le mesh poligonali ottenute dal processo di reverse engineering descritto nel paragrafo 4.3.6. Si sono innanzitutto allineate e registrate tra loro (di nuovo utilizzando l'algoritmo ICP) le due mesh poligonali per permettere al sistema di partire da due geometrie sovrapposte e calcolare gli scostamenti dei punti nelle tre dimensioni. Utilizzando una particolare funzione di comparazione disponibile in GEOMAGIC STUDIO® si sono calcolate le differenze tra il piede SACH e Dynamic: quanto ottenuto è il risultato di un confronto punto a punto tra le due mesh poligonali espresso attraverso una scala cromatica applicata sulle mesh e alcuni parametri statistici. Questo tipo di raffronto è possibile grazie al fatto che entrambi i piedi hanno dimensioni confrontabili, corrispondenti ad un piede adatto ad un modello di calzatura numero 46. Ci si aspettava che le dimensioni non si discostassero molto tra di loro, soprattutto nelle zone più simili come l'attacco alla protesi, il dorso e la pianta del piede, mentre si prevedevano differenze marcate nella zona delle dita, soprattutto

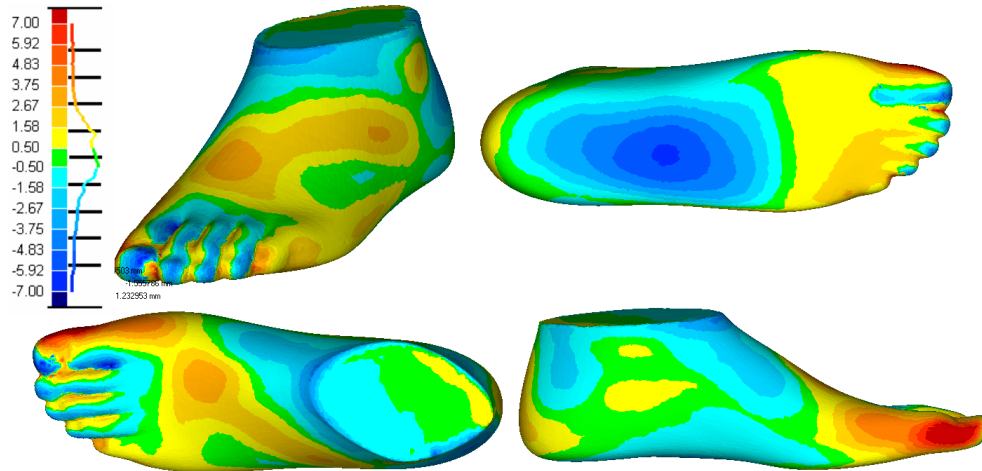


Figura 4.14: Risultati degli scostamenti nella geometria tra il piede SACH e Dynamic

Dev.Std. [mm]	Media + [mm]	Media - [mm]	Val. Max. [mm]	Val. Min. [mm]
2.07	1.46	1.55	9.72	-11.23

Tabella 4.5: Dati relativi al 3D compare: deviazione standard, valore medio per scostamenti positivi, valore medio per scostamenti negativi, valore massimo, valore minimo

dovute al fatto che il piede SACH presenta tutte e cinque le dita unite, mentre nel piede Dynamic l'alluce viene realizzato separato dalle altre quattro dita. I risultati ottenuti dal confronto tridimensionale, visualizzati secondo una scala cromatica che racchiude l'intervallo ± 7 mm, sono stati riportati nella figura 4.14; nella tabella 4.5 invece si trovano i relativi valori statistici. Tra i risultati restituiti dal software, il grafico che rappresenta la distribuzione nella figura 4.14 ha permesso di valutare la distribuzione dei valori intorno alla media: non si è vista una concentrazione molto ravvicinata intorno allo zero, possibile anche a causa dell'allineamento non perfetto che si è ottenuto. I punti con gli scostamenti più marcati si sono, come previsto, registrati in corrispondenza delle dita, in particolare il valore massimo di scostamento si trova sulla zona esterna dell'alluce. Considerando globalmente i due modelli, con una deviazione standard di circa 2 mm e guardando come le differenze si concentrano nelle zone a priori conosciute come differenti, si possono considerare le due tipologie di piedi come simili.

Questo risultato permette di lavorare successivamente con un singolo modello geometrico di piede protesico, ovviamente assegnando le caratteristiche meccaniche adatte a ciascuno dei due componenti in funzione della loro costruzione e dei materiali di cui sono costituiti.

Capitolo 5

Modelli numerici

Whatever creativity is, it is in part a solution to a problem.

Brian Aldiss

In questa fase dello studio della protesi transtibiale da bagno INAIL si raccolgono tutte le informazioni ottenute dalle prove sperimentali e le si utilizzano come riferimento per creare un modello numerico della struttura completa, in grado di riprodurre nel modo più fedele possibile il comportamento reale della protesi valutata nella sua struttura completa (caviglia + piedi).

La necessità di un modello numerico nasce principalmente con lo scopo di non dover ricorrere a prove sperimentali ogni volta che si vuole conoscere qualche informazione della struttura o di un singolo componente. Si possono infatti capire, attraverso una simulazione numerica, come si comportano le grandezze di rilevanza ingegneristica all'interno dei componenti. Alcuni dati, inoltre, non riuscirebbero altrimenti ad essere disponibili, si pensi ad esempio agli stati di sforzo interni del materiale. La quantità e il tipo di informazioni che si possono ottenere da un modello numerico di un singolo componente o di un assieme è molto vasto, e una volta ottenuti i valori desiderati l'uso che se ne può fare è altrettanto esteso, a seconda delle necessità. Ad esempio, noti gli sforzi si possono individuare i punti più critici, quantificare quanto si è vicini al limite di resistenza del materiale e stabilire il coefficiente di sicurezza della struttura, oppure procedere ad un'ottimizzazione del componente variando ad esempio la geometria del pezzo. La disponibilità di un modello numerico valido permette inoltre di effettuare "virtualmente" prove senza ricorrere ad un apparato sperimentale ed a numerosi provini, potendo anche creare situazioni difficilmente riproducibili o controllabili nella realtà.

Il tipo di modello numerico che si è realizzato è stato un modello ad elementi finiti, come si vedrà già dal paragrafo successivo una scelta di questo tipo è in grado di soddisfare le necessità di simulazione richieste nello studio del modello di protesi in esame.

5.1 Introduzione al Metodo agli Elementi Finiti

Il metodo agli elementi finiti (o *Finite Element Method*, FEM) è una tecnica che permette di realizzare una simulazione di un processo fisico utilizzando un opportuno

sostituto numerico, chiamato modello. Le applicazioni più comuni riguardano lo studio del comportamento statico, dinamico e termico di sistemi fisici e dei componenti che li costituiscono. La definizione di "metodo ad elementi finiti" risale alla metà degli anni '50, emersa la prima volta in un lavoro di Turner, Clough, Martin e Topp sui metodi di soluzione approssimata di strutture bidimensionali. Già in precedenza erano emerse idee in proposito, ma solo con l'avvento e la disponibilità dei primi calcolatori elettronici c'è stato l'impulso allo sviluppo e all'utilizzo di questo metodo. [31] L'idea che ne sta alla base è di dividere un componente o una struttura, generalmente complessa, in un numero variabile di elementi di dimensioni finite, descrivendo il comportamento di ogni elemento in modo relativamente semplice e connettendo ciascuno di essi in maniera adeguata agli elementi adiacenti. [32]

Analizzando meglio in cosa consiste effettivamente il metodo agli elementi finiti, si immagini di voler analizzare un componente, per sua natura definito come un sistema continuo, con l'obiettivo di descriverne le proprietà fisiche e meccaniche in tutto il suo volume. Se il componente ha una forma semplice e le condizioni al contorno hanno un basso grado di complessità, esistono metodi analitici che ne permettono la risoluzione giungendo ad un risultato esatto. Con questi metodi analitici, la struttura da analizzare viene considerata come un continuo il cui comportamento è governato da equazioni differenziali, ordinarie o alle derivate parziali. Per situazioni con geometrie o condizioni complesse, i metodi analitici cadono in difetto e si deve ricorrere a metodi di modellazione e risoluzione di tipo numerico: i risultati ottenuti con un'analisi a elementi finiti raramente sono esatti, tuttavia è possibile ottenere una soluzione molto accurata e vicina alla realtà se viene utilizzato un modello costruito in modo adeguato. Il principio che sta dietro ad un'analisi FEM è quello di costruire una rappresentazione schematizzata e discreta del continuo che si vuole analizzare, il comportamento di ogni singolo elemento e conseguentemente della struttura globale viene ricavato dallo studio di un opportuno sistema di equazioni algebriche.

Il metodo agli elementi finiti consiste di tre fasi: la modellazione (fase di *preprocessing*), l'esecuzione di calcoli (fase di *processing*), l'analisi dei risultati (fase di *post-processing*). L'impatto dell'utente è fondamentale nella prima fase, dove si descrive la geometria del sistema, si applicano le forze e i vincoli, si genera la *mesh* e si impostano i parametri del calcolo. L'esecuzione dei calcoli è invece prerogativa esclusiva del software, il cui ruolo si riduce nella fase di postprocessing in cui l'utente è ancora chiamato in causa per la fase di analisi dei risultati, da farsi con capacità critica. [33]

Nel metodo ad elementi finiti si suddivide in un certo numero di elementi la superficie o il volume del soggetto dell'analisi, l'insieme di questi elementi è chiamata *mesh*. Ogni elemento è collegato agli elementi adiacenti della *mesh* attraverso i nodi, che possono risultare condivisi tra più elementi in base alla conformazione della *mesh*. Ad ogni elemento viene assegnato un proprio modello analitico, descritto attraverso equazioni più o meno complesse in funzione del grado di simulazione richiesta e del suo comportamento reale, ciascuna equazione è chiamata *funzione di forma* ed è funzione solo delle coordinate spaziali dei nodi dell'elemento. Tipicamente le funzioni di interpolazione sono funzioni polinomiali, utilizzabili per numerosi scopi e quindi indipendenti dal fenomeno fisico da descrivere. Di conseguenza, più nodi costituiscono un elemento e più complesse sono le funzioni di forma che lo descrivono. Ogni nodo della struttura può muoversi nell'ambiente (mono, bi o tridimensionale a seconda del tipo di modellazione) compatibilmente con i vincoli assegnati dall'utente, che riproducono la situazione reale (incastrati, cerniere, carrelli, ecc.). Perchè possa essere sollecitato, vengono applicati i carichi (forze, momenti, pressioni, ecc.) che simulano quello che

avviene in realtà; anche i carichi devono essere collocati sui nodi. Si vede così come si riesce a passare da un sistema continuo ad uno discreto (la mesh): ciascun soggetto che partecipa all'analisi deve essere riferito ad un nodo, perchè altrimenti non avrebbe effetto sulla struttura, ormai ridotta solamente ad un insieme di nodi ed alle loro connessioni matematiche. [34]

Partendo da un problema continuo, tipicamente basato su equazioni differenziali, il problema viene approssimato da un sistema di equazioni lineari algebriche, dove le quantità di interesse sono determinate in corrispondenza dei nodi. In questo modo, il problema passa da un infinito numero di incognite ad un numero finito, rappresentato da un sistema di equazioni algebriche creato in modo tale da poter essere risolto dal calcolatore. Una volta ottenute tutte le informazioni date dall'utente nella fase di preprocessing, il software costruisce un sistema algebrico lineare del tipo

$$[K] \{u\} = \{f\} \quad (5.1)$$

dove i termini rappresentano

K : matrice di rigidezza del sistema (dimensione $n \times n$), introduce la geometria e il materiale ed esprime la reazione delle forze ai nodi per uno spostamento unitario applicato ai nodi, si crea sovrapponendo opportunamente le rigidezze dei diversi elementi della mesh;

u : vettore degli spostamenti (dimensione $n \times 1$) contiene i valori degli spostamenti dei nodi della struttura (generalmente incognito);

f : vettore delle forze applicate (dimensione $n \times 1$) (generalmente noto);

n : numero dei gradi di libertà totali del sistema.

All'interno della matrice K sono contenute le informazioni sul materiale (E, ν) che è necessario assegnare per giungere ad una soluzione. Il sistema 5.1 può essere risolto solo se la matrice K è invertibile. Risolvendo il sistema, si ottengono le coordinate dei nodi della struttura sollecitata, coerentemente con i vincoli e i carichi applicati nel modello.

Noti gli spostamenti, attraverso le loro relazioni con sforzi, collegati tra loro da relazioni costitutive e dai parametri del materiale (E, ν) si riesce a risalire agli sforzi ed alle deformazioni associate a ciascun elemento della mesh. Non si tratta solo di calcolare sforzi e deformazioni: i risultati che si possono ottenere da questo metodo spaziano in diversi campi dell'ingegneria e non solo. Tra le grandezze ingegneristiche più interessanti per il tipo di indagine che si vuole effettuare sulla struttura della protesi ci sono anche gli spostamenti, le reazioni vincolari, le pressioni dovute al contatto, più eventuali altre informazioni derivanti da altre specifiche necessità.

Il software ad elementi finiti non considera le unità di misura delle variabili del modello, ma tratta i valori esclusivamente come numeri. Di conseguenza, per ottenere determinate grandezze in uscita, si rende necessario mantenere un sistema di unità di misura tale da conoscere in che formato vengono espresse le differenti quantità. Per quanto riguarda le grandezze nel sistema metrico (SI), esistono due vie per mantenere unità di misura coerenti tra loro (cfr. tabella 5.1).

Entrambi i sistemi sono di fatto identici dal punto di vista della risoluzione e della precisione dei risultati. Si è scelto di utilizzare in tutto il lavoro di tesi il secondo sistema (SI(mm)) per poter inserire i componenti con unità di misura già pronte (i

	Lunghezza	Forza	Massa	Tempo	Sforzo	Energia	Densità
SI	m	N	kg	s	Pa	J	kg/m^3
SI (mm)	mm	N	t	s	MPa	mJ	t/m^3

Tabella 5.1: Unità di misura coerenti per il software ad elementi finiti

modelli tridimensionali di partenza hanno come unità di misura i mm) e ottenere grandezze dalla comprensione più immediata (MPa).

Il FEM ha nella sua versatilità uno dei suoi punti di forza: i soggetti delle analisi possono avere forma, dimensioni, vincoli e carichi arbitrari, nella maggior parte dei casi viene utilizzato nelle situazioni in cui trovare una soluzione analitica risulta impossibile. Uno dei campi in cui questo metodo trova maggiori applicazioni è quello dell'analisi di sistemi continui, che attraverso questa tecnica possono essere ridotti a sistemi discreti più semplici da risolvere. Di contro per modelli molto complessi o per analisi particolarmente impegnative, un'analisi ad elementi finiti può richiedere un numero notevole di operazioni, richiedendo di conseguenza risorse hardware non indifferenti per giungere ad un risultato in tempi ragionevoli.

In generale, la soluzione fornita dal software di analisi ad elementi finiti, approssima correttamente il corrispondente comportamento della struttura reale. Non va dimenticato però come non ci sia un controllo da parte del solutore dei dati in uscita: quest'ultimo si limita infatti a calcolare la soluzione del sistema 5.1 attraverso metodi numerici. Sta infine all'utente stabilire attraverso un processo critico e in base ad eventuali riscontri sperimentali se quanto elaborato può essere considerato una soluzione attendibile al problema che è stato modellato ad elementi finiti.

5.1.1 Procedura di analisi

Per ottenere risultati corretti attraverso un'analisi ad elementi finiti è necessario disporre di tutta una serie di parametri e condizioni sul sistema da analizzare. Alcune di queste condizioni sono il corrispettivo numerico di quello che succede nella realtà (ad es. vincoli, carichi), altre invece sono parametri da definire per permettere al solutore di giungere ad un risultato numerico. Il software utilizzato per le analisi FEM è SIMULIA ABAQUS, versione 6.9, distribuito da Dassault Systèmes.

In ogni analisi che verrà trattata in questo lavoro di tesi si è mantenuto lo stesso schema concettuale nella creazione e definizione dei differenti modelli ad elementi finiti:

1. Creazione o importazione della parte
2. Assegnazione delle proprietà
3. Importazione nell'assembly
4. Definizione degli step
5. Assegnazione delle interazioni
6. Creazione della mesh
7. Assegnazione dei carichi
8. Assegnazione dei vincoli
9. Creazione del file per il solutore
10. Esecuzione dei calcoli
11. Analisi dei risultati

Il percorso qui proposto è stato definito in base al genere di applicazioni previste per lo studio della protesi da bagno: non è da escludere che alcuni punti possano essere tralasciati o il loro ordine invertito per applicazioni particolari.

Di seguito si analizzano brevemente i punti appena elencati, evidenziando lo scopo e la funzione di ciascuno di essi.

Creazione o importazione della parte: si disegna o si importa in formato CAD il soggetto dell'analisi, in modo da disporre di un modello mono, bi o tridimensionale a seconda delle esigenze. Il modello utilizzato non deve per forza essere identico in ogni dettaglio al corrispondente reale, possono infatti esserci alcune approssimazioni di tipo geometrico.

Assegnazione delle proprietà: si assegnano al modello le proprietà del materiale o dei materiali di cui è costituito, in casi particolari può essere necessario definire anche la sezione e altre proprietà geometriche. Ogni punto del modello deve disporre di queste proprietà per giungere ad una soluzione del problema.

Importazione nell'assembly: nel caso di modelli complessi o divisi in più parti, ciascuna di esse viene importata in un ambiente comune dove viene assemblata alle altre secondo opportuni vincoli. In seguito le procedure eseguite si possono applicare anche all'intero assieme e non per forza alla singola parte, consentendo una certa elasticità nella definizione del modello ad elementi finiti.

Definizione degli step: si sceglie il tipo di analisi da effettuare, qui il software ad elementi finiti permette di definire il carico previsto in una serie di uno o più gradini, chiamati step, regolabili sia secondo l'intervallo sia per il tipo percorso del carico tra uno step e il successivo.

Assegnazione delle interazioni: si definiscono le aree del modello che subiscono interazioni con altre parti o con se stesse, un tipo di interazione può essere ad esempio il contatto tra due superfici.

Creazione della mesh: avviene in questa fase la discretizzazione del modello in elementi finiti, si definisce il tipo di elemento da utilizzare e se ne scelgono i parametri, quali ad esempio le dimensioni ed il tipo di funzioni che ne modellano il comportamento.

Assegnazione dei carichi: vengono applicate le forze ed i momenti che agiscono sulla struttura da analizzare, in modo coerente con il corrispondente reale.

Assegnazione dei vincoli: si definiscono i vincoli della struttura, schematizzati attraverso i gradi di libertà dei nodi del sistema. Anche in questo caso si cercano di riprodurre nell'ambiente del software le condizioni del sistema, utilizzando gli elementi di vincolo teorici quali ad esempio le cerniere, i carrelli, gli incastri.

Creazione del file per il solutore: completato il modello con tutti i parametri necessari alla sua soluzione, si crea un file opportunamente codificato che contiene al suo interno tutte le condizioni assegnate al sistema, elemento per elemento, comprese le connessioni tra questi e le informazioni necessarie al tipo di soluzione che si vuole ottenere. Vengono anche definiti i parametri e le prestazioni hardware messe a disposizione del software solutore.

Esecuzione dei calcoli: il solutore riceve in input il file prodotto dal software di modellazione ad elementi finiti ed elabora opportunamente le informazioni contenute nel file. Al termine della procedura il solutore crea diversi file di output, sia quello contenente i risultati richiesti che altri file ausiliari.

Analisi dei risultati: utilizzando il tool di visualizzazione, è possibile accedere al file dei risultati e visualizzarli a schermo secondo differenti modalità.

5.2 Modello del piede

Il primo modello numerico che si è costruito è stato quello del piede protesico, preso singolarmente, per entrambi i tipi di ausili a disposizione. L'obiettivo è stato di riprodurre nel miglior modo possibile il loro comportamento, utilizzando come riscontro i dati sperimentali ottenuti con le prove effettuate sui modelli SACH e Dynamic (cfr. cap.3). In particolare, l'interesse non è andato tanto sulla distribuzione degli sforzi interni al componente, ma sulla sua risposta alle sollecitazioni in termini di spostamento. I parametri più importanti in questo tipo di analisi sono stati quindi la rigidità e gli spostamenti del piede nel suo complesso, oltre che ad una riproduzione della configurazione deformata simile a quella ottenuta nei test sperimentali. Si è creato prima un modello base, cercando poi quale tra le possibili modellazioni e tecniche di soluzione riuscisse a soddisfare nel modo migliore gli obiettivi prefissi.

5.2.1 Modello base

La situazione che si è voluta modellare è stata direttamente conseguente alla conformazione dei test effettuati in precedenza: si è cercato di riprodurre il piede vincolato alla piastra rigida e sollecitato secondo la forza corrispondente ai modi di carico I e II.

Vista la collocazione delle forze agenti sul sistema si è scelto di adottare una schematizzazione nello spazio, realizzando un modello costituito da componenti tridimensionali. Sicuramente questa scelta ha reso il modello più complesso e con un costo computazionale maggiore (a pari altre condizioni), d'altra parte in sole due dimensioni non si sarebbero riprodotte fedelmente le prove.

Il modello ad elementi finiti basa la sua discretizzazione del singolo componente su una geometria nota, che può essere in genere mono, bi o tridimensionale. Tale geometria può essere disegnata nell'ambiente del software o importata da files esterni in un formato supportato. Per quanto ha riguardato il piede, si è sfruttato il lavoro eseguito attraverso la ricostruzione di superfici attraverso le tecniche di reverse engineering (cfr. capitolo 4) importando direttamente la geometria del piede in formato *.step. Come si è discusso nel paragrafo 4.3.8, la geometria di entrambi i modelli può essere assunta come identica, considerazione che ha permesso di utilizzare il modello geometrico di uno solo dei due esemplari di piede. Prima dell'importazione il file CAD corrispondente è stato oggetto di una revisione in funzione del successivo utilizzo: si è resa piana la superficie superiore del piede e si sono realizzati su di essa i fori per le spine e per il serraggio della protesi, del diametro e della profondità del componente reale. In questo modo si è ottenuta una riproduzione fedele e definitiva del piede che è stata poi utilizzata in tutti i successivi modelli numerici. Si è importata la geometria del piede a partire dal file *.step, formato riconosciuto senza problemi dal software. Il particolare procedimento di realizzazione del modello tridimensionale del piede, attraverso la creazione di diverse superfici collegate tra loro, ha lasciato linee di discontinuità sulla

superficie importata. Per evitare confusione e segnalare al software che nella realtà le linee rilevate non erano presenti, attraverso un apposito tool sono state rimosse. Per completare la parte del piede sono stati aggiunti gli assi dei fori e i piani corrispondenti alla base ed all'estremità superiore del piede, in modo da poterli usare come riferimento per le operazioni successive.

Si sono definite poi le *sections*: una section è un insieme di proprietà composte da parametri geometrici e fisici associati ad una particolare area del modello. Trattandosi di una parte tridimensionale, si è scelta la categoria *Solid*. Prima di assegnare le sections si sono individuate le varie zone in cui dividere il componente, secondo il criterio del materiale di cui sono costituite. Come si è già visto in dettaglio nel paragrafo 3.6 a pagina 55 l'interno dei due modelli di piede presenta differenze notevoli, sia per il tipo di soluzioni costruttive adottate che per i materiali impiegati. Le informazioni a disposizione inoltre si sono limitate ad una sezione trasversale, lasciando ignota la distribuzione dei materiali nel resto del piede. La via intrapresa nella ricostruzione di questa situazione nel modello numerico ha previsto quindi una semplificazione della geometria interna del pezzo dividendolo in due volumi:

zona A si estende dalla parte piana superiore del piede, per una profondità di 22mm, in modo da riprodurre sia la superficie di legno, sia il successivo contatto tra le spine e la loro sede, sempre di legno;

zona B è costituita da tutto il resto della geometria del piede.

In entrambi i casi si è assegnata una section di tipo omogeneo, assumendo un comportamento isotropo dei materiali, anche nel caso del legno: sebbene si tratti di un materiale composito costituito da tre strati sovrapposti a 90° tra loro, non essendo noti dati precisi sul materiale in queste condizioni si è assunto anche questo come isotropo. Ad esso è stato associando il comportamento che avrebbe avuto se fosse stato un materiale omogeneo e ritenendo trascurabile la differenza per quanto riguarda il contributo di deformazione associato a questa semplificazione. Ad ogni section devono essere assegnati i rispettivi parametri del materiale, che il software associa agli elementi del modello corrispondenti. In particolare è fondamentale definire il modulo elastico E e il coefficiente di Poisson di ciascun materiale. Dalla documentazione tecnica si è appreso che il legno di entrambi i modelli di piede è legno di pioppo [15] [14], i cui parametri sono stati reperiti in letteratura [35], ammettendo un certo errore sui dati intrinseci in un prodotto di origine naturale come il legno. I valori corrispondenti utilizzati sono stati ¹:

$$E = 13000 \text{ MPa} \quad (5.2)$$

$$\nu = 0.3 \quad (5.3)$$

Per quanto riguarda il resto del modello del piede, non si disponeva dei parametri nè sui singoli materiali, nè per il comportamento globale. Si è quindi scelto un approccio differente: si procede con una soluzione di tentativo sia per il modulo elastico che per il coefficiente di Poisson, verificando a posteriori per entrambe le configurazioni di carico il valore che rende concordi forze e spostamenti del modello numerico con i risultati sperimentali.

Nella sezione dedicata allo step si è scelto il tipo di analisi da effettuare. Tra le numerose opzioni disponibili, trattandosi di un'analisi di tipo statico, si è selezionata l'opzione *Static, General*. Questo tipo di analisi è adatta nei casi in cui gli effetti di

¹modulo di elasticità E misurato a flessione

inerzia possono essere trascurati, se non si verificano fenomeni tempo-dipendenti (ad es. creep, viscoelasticità...) ed è applicabile a fenomeni sia lineari che non lineari. In questo caso non sono considerate le forze di inerzia ed eventuali influenze dinamiche, vengono quindi trascurati aspetti secondari come l'assestamento delle schiume dei piedi protesici e l'oscillazione dello spostamento dovuta alla rapida rimozione dei carichi (cfr. par. 2.7). Ai fini della realizzazione del modello numerico, si vogliono infatti studiare solamente gli effetti statici dell'applicazione dei carichi in situazioni stazionarie.

La scelta dello step si è orientata sui parametri standard del software, cercando di realizzare per quanto possibile l'analisi in un singolo passaggio. Lo step viene espresso normalizzato all'unità, cioè l'applicazione intera della forza si ha in corrispondenza dello step pari a 1. Si è scelto quindi di mantenere lo step da utilizzare in modo automatico, assegnando l'incremento iniziale, l'incremento minimo e l'incremento massimo. In questo modo il software effettua un primo tentativo con un incremento pari a 1, se l'analisi non va a buon fine ritenta con valori via via più piccoli fino a completare un'analisi o, raggiunto il limite di incremento, a fermarsi. Il processo è di tipo adattivo, questo significa che durante l'analisi l'algoritmo che regola questa funzione varia l'incremento a seconda della difficoltà nel giungere ad una soluzione, infittendone il numero nei tratti più difficili da risolvere e ampliandoli dove il grado di complessità dell'elaborazione non è elevato. [36] Il modulo dedicato alle non-linearità geometriche non è stato abilitato per non appesantire eccessivamente l'analisi, si è valutata la possibilità di utilizzarlo nelle fasi successive al fine di migliorare il modello introducendo in questo modo una simulazione più raffinata: il suo compito è di considerare le variazioni non-lineari della rigidità causate da deformazioni o rotazioni molto elevate.

Successivamente si è scelto che tipo di metodo risolutivo il software deve utilizzare per risolvere il sistema di equazioni del problema, nella forma $Ax=b$. I metodi messi a disposizione si dividono in due categorie:

Metodi Diretti: sono algoritmi che risolvono il problema della soluzione di un sistema in un numero finito di passi. Il numero di passi necessari è legato alle dimensioni del sistema, e quindi al numero di elementi della matrice A . Un esempio di risoluzione attraverso questo tipo di metodo è la fattorizzazione LU abbinata all'algoritmo di sostituzione in avanti o all'indietro [37].

Metodi Iterativi: i metodi iterativi per la soluzione di un sistema lineare a n equazioni e n incognite consentono di costruire, a partire da un vettore iniziale $x^{(0)}$, una successione di vettori $x^{(k)}$ che convergono alla soluzione esatta x in un numero teoricamente infinito di passi, cioè

$$\lim_{k \rightarrow \infty} x^{(k)} = x \quad (5.4)$$

Una volta definita una matrice opportuna B , dipendente da A , e un vettore g dipendente da A e b , tali che

$$x = Bx + g \quad (5.5)$$

si definisce la formula ricorsiva che a partire da $x^{(0)}$ costruisce il vettore $x^{(k)}$ delle soluzioni:

$$x^{(k+1)} = Bx^{(k)} + g \quad (5.6)$$

La condizione che regola la convergenza di un metodo di questo tipo è il valore del raggio spettrale ρ associato alla matrice B : per valori inferiori a 1 il metodo converge, e giunge alla soluzione tanto più rapidamente quanto il suo valore tende a 0. Per la natura propria di un metodo di questo tipo si rende necessario

stabilire un criterio di arresto, vale a dire definire una condizione raggiunta la quale il metodo si ferma e il vettore $x^{(k)}$ ottenuto sia sufficientemente vicino alla soluzione esatta. [37]

Un metodo del secondo tipo è preferibile nel caso di matrici di dimensioni elevate e molto sparse, dato che in queste situazioni riesce ad avere un'efficienza più elevata nello svolgere i calcoli. Non avendo un controllo diretto sulla sparsità delle matrici in gioco, per mettersi in posizione più cautelativa si è settato come tipo di algoritmo di default quello di tipo diretto.

Le tecniche di soluzione possono essere invece scelte tra quelle rese disponibili dal software:

Full Newton: utilizza il metodo di Newton per risolvere le equazioni di equilibrio non lineari

Quasi Newton: utilizza il metodo quasi-Newton per risolvere le equazioni di equilibrio non lineari. Questa tecnica in alcuni casi permette di risparmiare sulle risorse computazionali impiegate, è indicato quando il sistema è molto complesso e la matrice di rigidezza del sistema non cambia in maniera significativa tra un'iterazione e l'altra. Per poter utilizzare questo sistema il sistema di equazioni deve essere simmetrico [36].

Contact Iterations: utilizza un differente metodo per incrementare la velocità di analisi del sistema. E' indicato per sistemi molto vasti, geometricamente lineari, con piccoli spostamenti e senza condizioni di attrito. [36]

Il metodo di Newton è facilmente applicabile ai problemi ad elementi finiti, che richiedono di giungere ad una soluzione attraverso una serie di piccoli incrementi. Il metodo è di tipo iterativo, e la sua generica iterazione è:

$$x^{(k+1)} = x^{(k)} - \frac{f(x^{(k)})}{f'(x^{(k)})} \quad (5.7)$$

Equivale a calcolare lo zero di una funzione approssimandone l'andamento con la sua retta tangente. Il metodo di Newton non converge in generale per ogni scelta di $x^{(0)}$, ma soltanto per valori sufficientemente vicini al valore esatto. La scelta di $x^{(0)}$ viene effettuata dal software attraverso opportuni metodi di approssimazione. Il costo computazionale, trattandosi di un metodo piuttosto generale, non risulta ottimizzato per una particolare classe di problemi, portando a richiedere a volte risorse di calcolo superiori ad altre tecniche di soluzione numerica. In questo lavoro di tesi si è privilegiata la versatilità del metodo a scapito dell'efficienza computazionale del metodo utilizzato, utilizzando di conseguenza il metodo di Newton, così da poter trattare sistemi con equazioni non lineari nei casi più generali, senza dover ricorrere a particolari condizioni oppure limitare il campo di studio dell'analisi. [32]

Il sistema non riesce ad essere matematicamente risolto se la matrice K è singolare. Tale condizione si verifica in presenza di una delle seguenti condizioni: [38]

- il modulo elastico E del materiale è pari a 0
- uno o più nodi non sono connessi ad elementi della mesh
- si possono verificare moti rigidi dei componenti
- sono presenti elevate differenze (di ordini di grandezza) tra i moduli elastici associati agli elementi

Si è inserito il modello nell'ambiente *assembly*, destinato alla collocazione di tutti i componenti presenti nell'analisi e provvisto di un proprio sistema di riferimento cartesiano. Qui il piede è stato posizionato in modo opportuno secondo quanto discusso nel paragrafo 2.4, facendo coincidere lo zero del sistema di riferimento del piede (collocato sulla verticale del foro centrale in corrispondenza del piano della pianta del piede) con lo zero del sistema di riferimento globale. Questa procedura ha permesso di utilizzare direttamente le coordinate degli offset specificate dalla norma senza dover ricorrere ad ulteriori trasformazioni. La schematizzazione dei vincoli nel caso del piede preso singolarmente ha dovuto simulare la reazione data dalla piastra di contrasto su cui è stato bloccato il piede durante i test. Il collegamento in questione, realizzato da un bullone passante attraverso il piede e la piastra, ha impedito ogni traslazione sia lungo l'asse u sia nel piano $f-o$, secondo il sistema di riferimento della norma ISO 10328 (cfr. cap. 2.3). Le rotazioni ammesse sono state solo quelle intorno all'asse u , a causa del vincolo del bullone, che consentiva le rotazioni lungo il proprio asse data la mancanza di altri sistemi di bloccaggio. Utilizzando un sufficiente momento di serraggio e alla luce delle prove sperimentali, il piede non è stato in grado di compiere alcuna rotazione relativamente a quest'ultimo grado di libertà, permettendo così di considerarlo come un incastro. Il computo totale dei gradi di libertà (di seguito anche abbreviati *gdl*) del piede è costituito da sei gradi di libertà vincolati e nessun grado di libertà libero, situazione propria del vincolo d'incastro. L'area di applicazione di questa condizione è stata tutta la superficie a contatto con la piastra, cioè l'intera superficie piana di legno alla sommità del piede. Si è realizzato in questo modo un sistema isostatico, condizione necessaria al sistema per permettere al solutore di produrre dei risultati al termine del successivo processo di analisi. L'applicazione delle forze sul modello ha previsto la simulazione delle configurazioni di carico Modo I e Modo II, rispettivamente su tallone e nella zona dell'avampiede. Si tralascia al momento il tipo di soluzione adottata, che sarà trattata più avanti, separatamente per ogni caso analizzato. Uno schema comune ha però previsto l'individuazione delle coordinate corrispondenti ai punti di applicazione dei due modi I e II attraverso gli offset del piano bottom.

La creazione della mesh ha richiesto una valutazione preliminare del modello e del tipo di analisi da effettuare. La forma libera del piede, con l'aggiunta dei fori e delle dita, non ha permesso al software di costruire una mesh utilizzando gli algoritmi di default previsti per questo scopo. Inoltre, l'interesse dell'analisi si concentrava in alcune particolari zone, come la pianta del piede dove si sono applicate le forze nelle due configurazioni. Si è richiesto quindi un infittimento della mesh in quest'area per poter seguire meglio il comportamento di deformazione del piede e riprodurre le deformazioni che si sono verificate nei test sperimentali. L'interno del piede invece non ha richiesto mesh con un infittimento particolarmente spinto: dato che l'intero volume non occupato dal legno della zona superiore è stato schematizzato come omogeneo la mesh in questi punti ha il solo scopo di riempimento. Il tipo di elementi scelto ha richiesto un compromesso tra una riproduzione accurata del comportamento del piede e la possibilità di realizzare effettivamente la mesh sull'intero modello.

La scelta del tipo di elementi finiti attraverso cui discretizzare il modello è fondamentale per riuscire a descrivere il comportamento dei componenti e dell'intera struttura. Trattandosi di un modello tridimensionale la scelta è ricaduta naturalmente su elementi tridimensionali, in grado di riprodurre anche stati di sforzo e di deformazione non piani. A livello teorico il tipo di elemento migliore per la discretizzazione tridimensionale del piede sarebbe stato un elemento di tipo *brick*, a forma di parallelepipedo. Questa classe di elementi è composta da 8 nodi nel caso di funzioni di forma lineari

e da 20 nodi se le funzioni di forma sono di tipo quadratico. Una rappresentazione di questi elementi è visibile in figura 5.1C. Se nelle zone interne al piede non ci sono stati problemi nella creazione della mesh con elementi brick, nelle zone superficiali con curvature più strette o repentini cambi di direzione (si pensi ad esempio alla zona delle dita) il software non è riuscito a creare un reticolo della mesh soddisfacente, a volte addirittura senza nemmeno giungere ad alcun tipo di soluzione. La strada dell'infittimento del numero di elementi non ha portato ad alcun beneficio, perchè il numero di elementi richiesto in alcune zone sarebbe stato troppo elevato (circa 100 volte la densità standard della mesh) senza dare effettivamente un contributo significativo di informazioni e aumentando in modo non trascurabile il costo computazionale dell'analisi. Si è scelto quindi di percorrere una strada differente, cambiando il tipo di elementi da utilizzare nelle aree più critiche dal punto di vista della realizzazione della mesh. Per queste zone si è utilizzato quindi un elemento di tipo tetraedrico, disponibile a 4 nodi con funzioni di forma lineari e a 10 nodi con funzioni di forma quadratiche (cfr. fig. 5.1A e 5.1B). Questa tipologia di elemento è stata in grado di completare la mesh nelle zone più critiche senza troppi problemi, riuscendo anche a non infittire troppo il numero di elementi nelle zone più difficili da riprodurre.

Si analizzano ora brevemente i tipi di elementi che si intendono utilizzare nel modello, in modo da comprendere il loro funzionamento e conoscere le prestazioni di cui sono capaci.

Tetraedro: E' costituito da quattro nodi disposti a formare un tetraedro (4 lati).

Ciascun nodo dispone di 3 gradi di libertà traslazionali nello spazio, portando il numero totale di gdl dell'elemento a 12. Il campo degli spostamenti di ciascun nodo dell'elemento è definito dalle equazioni

$$\begin{aligned} u &= \beta_1 + \beta_2x + \beta_3y + \beta_4z \\ v &= \beta_5 + \beta_6x + \beta_7y + \beta_8z \\ w &= \beta_9 + \beta_{10}x + \beta_{11}y + \beta_{12}z \end{aligned} \quad (5.8)$$

con β_i opportuni coefficienti da valutare, x, y, z spostamenti dei nodi nelle rispettive direzioni del sistema di riferimento globale, u, v, w spostamenti dei nodi dell'elemento [39]. Il comportamento dell'elemento è di tipo lineare, perchè le equazioni che ne regolano gli spostamenti sono lineari nelle coordinate spaziali. I lati dell'elemento retti da queste equazioni non possono far altro che rimanere piani anche in seguito alle deformazioni dell'elemento. Con questo tipo di solidi brick si riescono quindi a riprodurre in modo esatto le geometrie (indeformate e deformate) che possono essere descritte da equazioni lineari. Di conseguenza, male si presta a descrivere flessioni o torsioni se l'asse attraverso cui agiscono si trova in prossimità dell'elemento, inoltre non è adatto a modellare regioni in cui si prevede un forte gradiente di deformazione. Un miglioramento di questa tipologia di elemento è il tetraedro a 10 nodi, i cui nodi supplementari sono collocati sui lati degli elementi, uno per lato, ciascuno con i propri tre gradi di libertà spaziali. Il computo totale dei gdl di questo elemento sale di conseguenza a 30. Il campo degli spostamenti può essere ottenuto dall'equazione 5.8 ampliandola con i termini relativi agli spostamenti di tipo quadratico ($x^2, y^2, z^2, xy, xz, yz$) dovuti ai nodi aggiuntivi, per ciascuna espressione u, v, w . La diretta conseguenza di questi nodi aggiuntivi è la possibilità di ciascun lato di assumere un profilo curvilineo in fase di definizione della mesh e di riprodurre in modo più fedele il comportamento dei risultati anche in presenza di elevati gradienti di sforzo [32] [38].

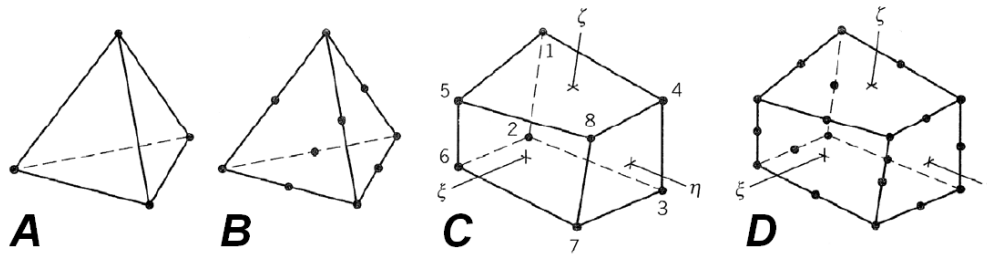


Figura 5.1: Elementi finiti di tipo tetraedrico (4 e 10 nodi) e di tipo brick (8 e 20 nodi)

Esaedro: E' costituito da 8 nodi disposti a formare un esaedro (6 lati). Essendo collocato anch'esso nello spazio, ciascun nodo dispone dei tre gradi di libertà traslazionali, il numero totale di gdl dell'elemento è di conseguenza 24. Il campo degli spostamenti di ciascun nodo è governato da funzioni di forma lineari nelle coordinate spaziali. Un elemento di questo tipo non riesce a riprodurre esattamente uno stato di deformazione di flessione, a causa dell'impossibilità dei propri lati di assumere geometrie curvilinee. Per ovviare a questo inconveniente può essere introdotto l'esaedro a 20 nodi (60 gdl), provvisto di nodi supplementari posti sui lati che lo costituiscono. Questo miglioramento fa sì che le funzioni di forma costituenti l'elemento diventino di tipo quadratico, aumentando le prestazioni in termini di fedeltà di riproduzione e accuratezza dei risultati in modo analogo a quello visto per gli elementi tetraedrici, a fronte di un maggior costo computazionale [32] [38].

Fino a questo momento è stato definito il modello numerico ad eccezione della sezione riguardante l'applicazione dei carichi. Per validare il modello ad elementi finiti si è sollecitato il piede come nelle prove sperimentali, cercando poi di ottenere un modello numerico in grado di riprodurre quanto successo nella realtà.

Nell'allestimento del modello non si erano resi disponibili i dati relativi al materiale del piede protesico, in particolare al modulo di elasticità delle differenti schiume presenti, fondamentale per ottenere dei risultati dall'analisi FEM. Dalle prove sperimentali infatti si è ottenuta solo la rigidezza come rapporto tra la forza applicata e lo spostamento dello stelo del pistone (cfr. par. 2.7). Il metodo che si è adottato per risalire a questi valori è stato di trattare il piede come una sorta di "scatola nera": con un E di tentativo si è eseguita un'analisi, utile per misurare lo spostamento e confrontarlo con quello delle prove sperimentali. Una volta eseguita l'analisi, si è modificato iterativamente il valore del modulo elastico E in modo da far collimare lo spostamento e la forza esercitate sperimentalmente con i risultati numerici.

Il metodo di applicazione dei carichi sul modello del piede non è stato univocamente definito a priori, ma ha richiesto un'indagine su quale soluzione avrebbe prodotto risultati più attendibili ai fini dell'analisi. La direzione intrapresa è stata quella di partire dai modelli più semplici per poi incrementare il livello di complessità in base alle esigenze sopraggiunte.

5.2.2 Modello a pressione

Il primo tentativo di applicazione delle forze che è stato effettuato è ricorso all'applicazione di una pressione nell'area sollecitata dal pistone durante le prove sperimentali,

centrata nel punto P_B . Si è quindi creata una partizione di diametro opportuno nell'intorno dei punti individuati dagli offset prescritti dalla norma ISO 10328, sulla quale è stata applicata una pressione tale da dare come risultante il carico corrispondente alla F_{max} , nel caso del punto sul tallone, in mancanza di spazio si è ristretta l'area alla parte in proiezione verticale sul piede. Questa soluzione ha mostrato subito alcuni difetti intrinseci del metodo stesso: la forza applicata come pressione è stata posizionata dal software in direzione perpendicolare alla superficie del piede in ogni suo punto, così da creare componenti non nulle della forza nelle altre due direzioni x e y . Inoltre, con l'aumentare degli spostamenti, la pressione ha mantenuto la direzione normale alla superficie del piede, così da riprodurre un profilo di carico non conforme con le prove sperimentali.

5.2.3 Modello a "coupling"

Per meglio modellare le condizioni al contorno e considerare una direzione unica di carico, eliminando le componenti nelle altre direzioni, si è scelto di applicare un vincolo cinematico (*coupling*) tra la superficie del piede interessata dalla pressione del pistone e un punto di riferimento (*reference point*). Il vincolo cinematico rappresenta un legame rigido tra due entità distinte del modello, in questo caso la superficie del piede e il reference point ad esso associato: questo significa che per ogni grado di libertà vincolato tra i due, gli spostamenti lungo quel particolare grado di libertà risulteranno identici [38]. Sfruttando questo legame, si sono vincolate le due entità attraverso tutti i gradi di libertà, per poi vincolare gli spostamenti del reference point con un manicotto, lasciando libera la traslazione lungo l'asse y (verticale rispetto al piede). Il risultato di questa procedura è stato di permettere il movimento della superficie del piede solo lungo la retta di applicazione del carico, cioè lungo y .

Le strade a disposizione per il calcolo del valore di E sono state a questo punto due:

- applicare il carico F_{max} nel reference point e calcolato lo spostamento dell'area intorno al punto P_B , modificare il valore di E fino ad ottenere lo spostamento sperimentale;
- applicare lo spostamento sperimentale δ e calcolata la forza di reazione sul reference point, modificare il valore di E fino ad ottenere il carico prescritto dalle prove e applicato sperimentalmente.

Per evitare possibili problematiche legate all'applicazione della forza, si è scelto di percorrere la seconda strada, imponendo quindi gli spostamenti sul reference point.

Con una procedura di analisi di questo tipo si è risolto il problema delle componenti di F_{max} lungo gli assi x e z , avendo vincolato il carico ad agire solo nella direzione y . Visualizzando la configurazione deformata (con un coefficiente di amplificazione pari a 1) si è notata una discrepanza tra gli spostamenti dei punti del modello numerico e la configurazione assunta dal piede nella prova sperimentale. Il vincolo di coupling infatti non prevede l'eventuale distacco dei nodi coinvolti, ma associa ad essi il medesimo spostamento del punto che lo controlla. Ne è conseguito che non si è verificata un'applicazione che insiste su un'area parziale come nella realtà, inoltre non sono state considerate le interazioni di contatto tra il pistone e il piede.

5.2.4 Modello a pistone rigido

Una soluzione adatta ad una modellazione più complessa in grado di riprodurre in modo più fedele possibile il comportamento del piede sollecitato secondo le confi-

gurazioni di carico Modo I e Modo II ha previsto la rappresentazione del disco posto all'estremità dell'attuatore. Si è modellata la superficie del disco a contatto del piede come una superficie analitica rigida di diametro 80 mm, pari all'effettiva piastra di contatto. Alla superficie è stato assegnato anche un bordo, costituito dall'estrusione della circonferenza, così da impedire eventuali spostamenti dei nodi del piede verso la faccia superiore del disco. La condizione di elemento infinitamente rigido ha rappresentato un'approssimazione del materiale, ininfluenza ai fini dell'analisi dato che le due superfici a contatto sono state una di elastomero e l'altra di acciaio: la differenza di modulo elastico E dei due materiali (circa $1.5 \div 60$ MPa per la gomma e circa 206000 MPa per l'acciaio) ha fatto sì che l'intero ammontare delle deformazioni fosse stato a carico del piede protesico. Il nuovo componente, trattandosi di una superficie analitica, non ha richiesto una discretizzazione e di conseguenza non è stato necessario creare una mesh su di esso [38]. Mantenendo i vincoli già visti sul piede, si è posizionato il modello del disco di contatto con il proprio centro in corrispondenza della verticale del punto P_B , ad una distanza prossima al contatto con il piede, ma senza che le due superfici andassero a compenetrarsi. Per mantenere il modello conforme con la prova sperimentale, il piano del disco è stato posizionato parallelo al piano x-z. Al pistone è stato associato un reference point, che ha permesso di vincolarlo nell'ambiente dell'assembly. Il disco infatti è stato un nuovo elemento a tutti gli effetti, con i propri gradi di libertà nello spazio. L'unico movimento concesso è stato quindi quello di traslazione lungo l'asse y , bloccando le ulteriori traslazioni lungo gli altri assi e tutte le rotazioni, dato che lo stelo dell'attuatore è talmente rigido da impedire le rotazioni del disco lungo qualsiasi asse. Si è applicato di conseguenza al reference point del disco un vincolo schematizzabile come un manicotto.

La caratteristica peculiare di questo nuovo modello è stata quella di essere costituito da due differenti elementi, indipendenti tra di loro. Questa condizione ha richiesto la definizione di un vincolo di interazione tra le due entità, volendo simulare il contatto senza tenere conto dell'attrito tra i componenti. Si sono quindi definite le proprietà del contatto, costituite dal comportamento normale e tangenziale all'interfaccia: ai nodi è stato permesso un eventuale distacco dopo essere andati a contatto, come avviene nella realtà, e la formulazione adottata è stata quella senza la condizione di attrito. Una situazione di questo tipo è verosimile alla luce delle basse forze scambiate tangenzialmente nella prova sperimentale, anche grazie alla lubrificazione applicata. L'interazione tra due elementi ha richiesto di specificare quali zone dei componenti devono essere calcolate come soggette al vincolo. Questo tipo di analisi infatti prevede la definizione di una superficie di tipo *master* e di una di tipo *slave*, le quali si comportano rispettivamente come la superficie principale che impone lo spostamento e la superficie che ne subisce gli effetti. Questo tipo di contatto inoltre ammette l'eventualità di una limitata compenetrazione dei nodi della superficie master nella slave, e non il contrario, senza però una vera e propria situazione di compenetrazione dei componenti.

Gli effetti sul piede della scelta tra il metodo a coupling e a pistone rigido in termini di configurazione deformata sono visibili in figura 5.2, dove i colori rappresentano l'entità degli spostamenti nella direzione verticale. Si nota come in entrambi i casi il piede ha subito uno spostamento coerente con i vincoli applicati e solo nella direzione verticale. La differenza fondamentale tra le due schematizzazioni è stata nella effettiva possibilità dei nodi di staccarsi dal pistone rigido quando la conformazione del piede prevedeva la separazione delle due superfici, modificando di conseguenza l'area di contatto tra di esse. Nella realtà infatti si è riscontrata una conformazione della zona del piede a contatto con il pistone più simile al modello a pistone rigido 5.2B. Nel caso

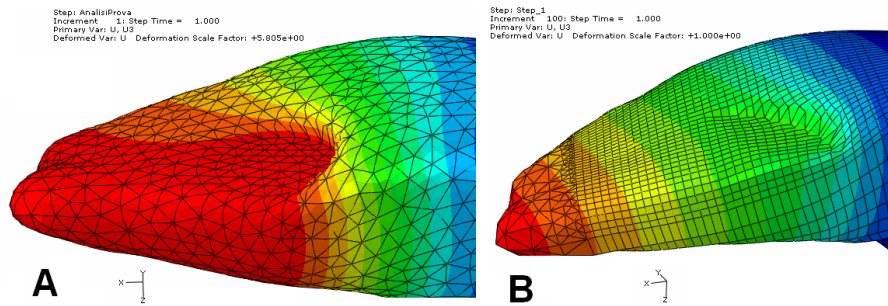


Figura 5.2: Spostamenti dei nodi dei piedi con il modello A) a coupling B) a pistone rigido

del coupling i nodi invece erano come "incollati" all'area rappresentativa del pistone, in quanto a ciascuno di essi era stato imposto tramite il vincolo cinematico un identico valore di spostamento.

La maggiore fedeltà di riproduzione del modello reale ha presentato un costo notevole in termini computazionali a causa della maggiore complessità di un'interazione di contatto: quest'ultima ha modificato in modo significativo il modello portandolo da un'analisi completamente lineare ad una situazione che ha introdotto un processo di calcolo adattivo e quindi non lineare.

Scelto il metodo più corretto per la rappresentazione del contatto piede-pistone, le strade percorribili per ottenere i valori di E sono state due, esattamente come nel tipo di modello precedente. La scelta è ricaduta ancora sull'applicazione dello spostamento e la misura della forza di reazione, in questo caso con motivazioni più forti rispetto al modello a coupling: all'inizio dell'analisi, la mancanza di contatto tra i due componenti ha creato una difficoltà di convergenza fino alla situazione di contatto, che ha portato ad un'interruzione dell'analisi anche utilizzando incrementi molto piccoli. Imponendo il vincolo di spostamento si è superato quindi questo problema, rendendo la convergenza dell'analisi più agevole. Per poter applicare la procedura di calcolo del valore di E appena descritta, si è reso necessario stabilire un criterio d'arresto, cioè individuare dopo quale valore di forza di reazione misurata si è potuto considerare superfluo un ulteriore incremento di precisione. Tale valore è stato fissato al 4% del valore della forza prescritta dalla norma, i risultati corrispondenti sono visibili in tabella 5.2. L'errore è stato ricavato normalizzando la differenza tra i valori alla forza prescritta dalla norma, tramite la relazione

$$e = \frac{F_{norma} - F_{modnumerico}}{F_{norma}} \cdot 100$$

Come si può constatare dai valori del modulo elastico trovati, si vede una netta differenza tra quello calcolato in configurazione Modo I e quello ricavato attraverso la configurazione Modo II, in particolare nel primo caso i moduli elastici sono molto più bassi. Quanto ottenuto coincide con l'analisi dei piedi protesici vista nel paragrafo 3.6. La schiuma corrispondente al tallone infatti era al tatto molto più morbida (e quindi deformabile) della schiuma nell'avampiede. I valori di E sul tallone sono infatti molto simili, anche grazie alla pressochè identica costruzione dei due modelli di piede in questa zona. Una situazione del genere non si è rilevata invece per l'avampiede, dove le soluzioni costruttive adottate nei due casi sono state notevolmente diverse a causa della percentuale di legno presente: come facilmente prevedibile, i valori di E più elevati si sono calcolati sul piede di tipo SACH, costituito da legno in quantità maggiore. Quantitativamente, i valori di E ottenuti sono verosimili se confrontati con alcuni tipi

Piede	Modo	Forza[N]	Spost.[mm]	E [MPa]	F Mod.Num.[N]	Errore
SACH	I	1024	16.5	2	984	-3.91%
SACH	I	2240	32.2	1.5	2191	-2.19%
Dynamic	I	1024	19.8	1.5	1022	-0.20%
Dynamic	I	2240	29.8	1.75	2208	-1.43%
SACH	II	920	2.4	60	912	-0.87%
SACH	II	2013	5.6	39	2016	0.15%
Dynamic	II	920	14.3	5.5	944	2.61%
Dynamic	II	2013	27.6	5.25	2012	-0.05%

Tabella 5.2: Valori del modulo elastico ricavati dal modello numerico

di schiume: non è stato possibile risalire esattamente al materiale delle schiume e delle gomme di cui i piedi sono costituiti. Facendo però riferimento, ad esempio, ad una schiuma di tipo poliuretano, si è riscontrato un modulo di elasticità concorde con quello ottenuto dal modello numerico (da 0.138 a 2000 MPa) [40].

Il risultato finale della creazione del modello numerico del piede protesico è visibile in figura 5.3. Si può notare come i parametri assegnati abbiano consentito un'approssimazione molto vicina alla realtà in termini di spostamenti e di configurazione deformata del componente. Anche il tipo di schematizzazione adottata sull'assegnazione della porzione di legno e di schiuma ha dato esito positivo, riproducendo anche il particolare transitorio all'interfaccia tra la porzione superiore di legno e il corpo in schiuma.

5.3 Modello della protesi in titanio

L'altro assieme fondamentale da inserire nel modello numerico della protesi è stato il meccanismo della caviglia, componente fondamentale dell'arto protesico. La sua realizzazione nel software ad elementi finiti ha seguito la procedura descritta nel paragrafo 5.1.1 a pagina 80. Si è analizzato dapprima il modello della caviglia presa singolarmente per verificarne un corretto funzionamento, in seguito il modello è stato assemblato insieme al piede realizzato precedentemente. Il modello da costruire si è presentato come molto differente dal modello del piede già costruito: se prima il modello era costituito solamente da un componente e dalle condizioni al contorno, in questo caso il numero dei pezzi utilizzati non è stato indifferente, essendo il soggetto originale composto da 12 elementi distinti. Come è già stato descritto nel capitolo destinato alla realizzazione dei modelli CAD (cap. 4) si è adottata una schematizzazione orientata a ridurre il numero di componenti e semplificare la loro interazione, accorpando più elementi o semplificandone la geometria in modo però da non influenzare in modo significativo l'analisi ad elementi finiti.

Il numero di elementi utilizzati nel modello è passato quindi da 12 a 4:

Supporto del piede A : costituito dalla base del supporto del piede e dalle spine ad esso associate.

Supporto del piede B : ha incorporato, oltre alla parte rimanente del supporto stesso, il perno, la vite che lo fissa e le boccole in lega di bronzo montate su di esso.

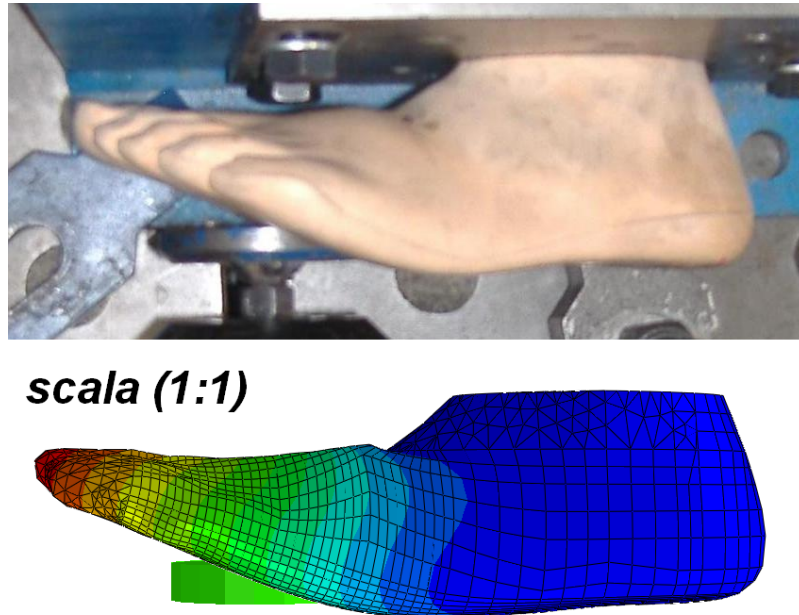


Figura 5.3: Confronto del piede deformato nella prova sperimentale e nel modello numerico con pistone rigido (Piede Dynamic $F=2013$ N)

Supporto tibiale : componente a sè stante, è stato privato dell'attacco piramidale superiore.

Cursore : accoppiato anche al pulsante e alla vite utilizzata per vincolare insieme i due componenti.

Non si sono inseriti nel modello i tappi e la molla, il cui apporto alla resistenza strutturale è stato ritenuto trascurabile. In particolare, si sono potuti considerare come un unico componente il perno e le boccole in quanto le proprietà dei due materiali non hanno presentato le caratteristiche meccaniche necessarie all'analisi molto differenti: [12] [11]

Materiale	E	ν
Titanio	113.8 GPa	0.320
Lega bronzo-alluminio	110.0 GPa	0.324
Differenza	3.3 %	1.3%

Tabella 5.3: Confront tra la lega di titanio e quella in bronzo-alluminio

A ciascun componente sono state assegnate le proprietà del materiale, in questo caso comuni a tutti in quanto ogni pezzo è in titanio Ti-6Al-4V e le boccole, in materiale differente, non sono state modellate.

Si sono importati i componenti della caviglia protesica a partire dal supporto del piede inferiore, al quale è stato posizionato opportunamente il supporto del piede su-

periore in modo da ricreare un unico componente. Utilizzando come riferimenti gli assi del perno e della sede tronco-conica del cursore si è inserito il supporto tibiale allineandolo in modo corretto rispetto al piano di simmetria della protesi. Infine, sempre mantenendo come riferimento l'asse della sede del cursore si è inserito il cursore stesso, posizionandolo manualmente in modo tale da mandare quasi a contatto la sua superficie tronco-conica con quella del supporto del piede B.

Lo step utilizzato per l'analisi di prova della caviglia è stato inizialmente settato di tipo adattivo, con un valore di partenza pari allo step completo, cioè 1.

L'assegnazione delle interazioni del modello è stato un passaggio fondamentale vista la conformazione della protesi come assemblato: i vincoli richiesti tra ciascun componente e gli altri elementi che con esso interagiscono devono rappresentare al meglio l'effettiva interazione tra i pezzi consentendo allo stesso tempo di giungere al compimento dell'analisi. Il primo vincolo assegnato è stato un vincolo di tipo *tie*, che crea un legame tra i nodi coinvolti tale da vincolare tra di loro gli spostamenti dei nodi. L'effetto è quello di creare una sorta di "saldatura" tra le zone interessate da questa proprietà. Per questo motivo è stato applicato tra i due componenti rappresentanti il supporto del piede, così da rendere le due parti un'unica entità come se fossero state modellate assieme. In particolare, le superfici interessate sono state l'area superiore del supporto del piede A e la faccia inferiore del supporto del piede B. Il vincolo *tie* si applica fino ad una certa distanza tra i nodi delle superfici scelte, dopo la quale il software provvede automaticamente a rilassare il vincolo. Attraverso questa caratteristica non si son dovute creare aree appositamente dimensionate per stabilire il legame tra le superfici. Altre zone interessate da questa condizione sono state le superfici a contatto tra il supporto del piede A e il supporto tibiale, in modo tale da considerare l'effetto di quest'ultimo sulla base della protesi. Alternativamente si sarebbe potuto modellare il vincolo di contatto, sicuramente meglio rappresentativo del fenomeno che si genera tra le due superfici dei pezzi. Una condizione di contatto però avrebbe reso più pesante l'analisi, senza portare benefici significativi in quanto da considerazioni pratiche non ci si aspettavano condizioni particolarmente critiche in questa zona.

Si è effettuata una scelta di questo tipo anche in merito alle connessioni degli altri componenti, applicando un vincolo di tipo *tie* sia tra il supporto tibiale e il perno, che tra il cursore e i componenti ad esso associati (supporto del piede e supporto tibiale). In particolare, le aree interessate da questo vincolo sono state:

le superfici interne delle sedi del perno e le superfici esterne delle parti a sbalzo del perno,

le superfici esterne alle estremità del cursore e del pulsante ad esso associato con le superfici interne della sede del cursore nel supporto tibiale, con l'aggiunta di un secondo vincolo tra la sede tronco-conica del cursore e la superficie tronco-conica del cursore stesso.

Nel compiere queste scelte sono state effettuate alcune approssimazioni, soprattutto nel caso degli accoppiamenti di tipo albero-mozzo. In questi casi infatti si sono vincolate tra loro due superfici che nella realtà potevano ruotare relativamente l'una con l'altra ed effettuare piccoli movimenti lungo l'asse, come conseguenza si sono previsti sforzi tangenziali sovrastimati a causa del vincolo applicato. Anche il vincolo di tipo *tie* tra cursore e supporto tibiale ha introdotto un'approssimazione, riscontrabile sull'intera superficie tronco-conica di accoppiamento, portando il sistema ad essere più rigido in quanto i nodi sono costretti a mantenere le loro posizioni relative anche se nella

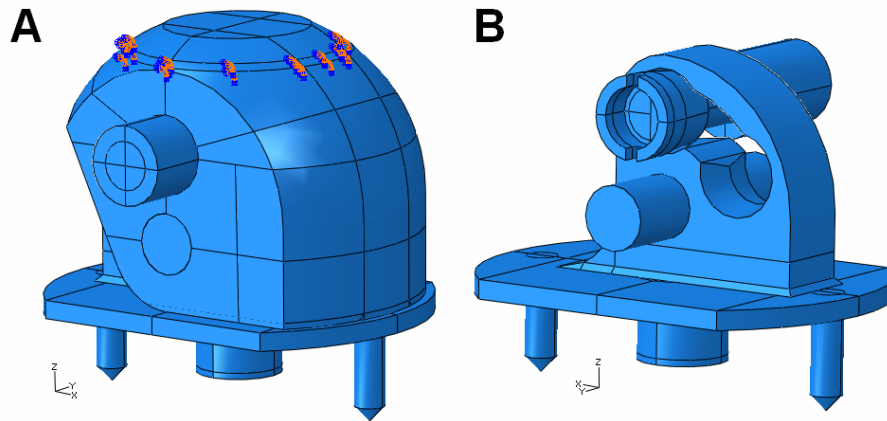


Figura 5.4: Modello numerico della caviglia

realtà sono consentiti limitati spostamenti. Le approssimazioni sopra effettuate si sono ritenute accettabili a fronte di due specifiche considerazioni:

1. la presenza di due elementi posti assialmente all'assieme e con asse non coincidente (perno e cursore) che non hanno gradi di libertà disponibili per il movimento accoppiati ad un componente massiccio come il supporto tibiale irrigidisce notevolmente la struttura consentendo spostamenti molto limitati.
2. si può ricorrere successivamente a sottomodelli più raffinati che comprendono solamente le aree di maggiore interesse del modello, come ad esempio il perno e il cursore, che al momento risultano complesse o troppo onerose da analizzare. Questi sottomodelli, con opportune condizioni al contorno, possono essere in grado di dare un'idea più dettagliata del comportamento meccanico in queste particolari zone.

La creazione della mesh è stata effettuata componente per componente, cercando di utilizzare elementi esaedrici e mantenendo il più possibile una dimensione costante. Si sono partizionati gli elementi dell'assembly così da permettere all'algoritmo di creazione della mesh di giungere ad un risultato: in molti casi infatti le geometrie particolari dei componenti hanno creato difficoltà e la corretta discretizzazione è avvenuta solo in seguito a scelte opportune della dimensione e a locali rilassamenti del vincolo di elementi esclusivamente esaedrici. E' stata creata un'apposita partizione sulla parte superiore del supporto tibiale, a corona circolare, per la successiva applicazione dei vincoli del modello. Un'ulteriore attenzione è stata posta nella creazione della mesh del supporto del piede B: dato che le grandezze ottenute dall'analisi sono state disponibili solo nei nodi degli elementi, ne è stato collocato uno in corrispondenza della posizione dell'estensimetro, a 5 mm dalla base del supporto del piede ed in corrispondenza del piano di mezzeria verticale. Tale punto è visibile più avanti nella figura 5.6 a pagina 99. Un riassunto dei principali parametri della mesh è riportato in tabella 5.4.

L'assegnazione dei carichi sulla caviglia in un primo momento non è stata effettuata in modo da rispecchiare il reale stato di sollecitazione sui componenti, ma solo per stabilire se il modello avesse un comportamento tale da giungere ad una soluzione in modo corretto. Per simulare una generica condizione di carico si è applicata una forza

Componente	Tipo elem	Dimensione seed	N° elem
Cursore	Exagonal Lin	2	909
Supp. piede A	Exagonal Lin	2	1588
Supp. piede B	Exagonal Lin	1.6	5465
Supp. Tibiale	Exagonal Lin	variabile	6756

Tabella 5.4: Dati relativi alla mesh dei componenti della caviglia protesica

nella parte inferiore a sbalzo in modo tale da sollecitare la caviglia in maniera simile a quella del Modo II.

I vincoli da applicare all'assieme devono rispecchiare le condizioni sperimentali, con l'ulteriore richiesta almeno di isostaticità dell'intero assieme, non devono quindi essere permessi moti rigidi tra i componenti. Per replicare le condizioni sperimentali è stato sufficiente vincolare l'estremità superiore del supporto tibiale con un vincolo di incastro in corrispondenza della corona circolare creata partizionando il componente. Una situazione di questo tipo riproduce in modo sufficientemente preciso cosa succede in realtà: la caviglia è stata vincolata all'attacco della tibia attraverso un connettore a piramide rovesciata, e l'attacco scarica le sue forze sul supporto tibiale su un'area schematizzabile come una corona circolare. Essendo le sollecitazioni sull'arto tali da mandare sempre quest'accoppiamento in condizioni di compressione, si può assumere l'intera corona circolare come area interessata al vincolo. Si ritiene inoltre, sempre a causa della sollecitazione di compressione, trascurabile l'effetto che le quattro viti hanno sul supporto tibiale. Non si è ritenuto indispensabile analizzare in dettaglio il comportamento della testa piramidale sotto sollecitazione, questo perchè tale parte di componente è di fatto costituita da una geometria standard e fa parte di componenti già testati secondo le relative norme. Con il solo vincolo di incastro il sistema non ha presentato la possibilità di moti rigidi: i gradi di libertà del sistema dopo l'applicazione dei vincoli di tie hanno reso l'assieme analogo ad un singolo componente, con sei gdl nello spazio. Il vincolo di incastro ha provveduto da solo a vincolare tutti e sei i gdl, in modo da rendere l'assieme impossibilitato ad effettuare moti rigidi.

Completata la procedura di creazione si è effettuata l'analisi di prova per la verifica del suo corretto funzionamento, che ha dato esito positivo, consentendo così di passare alla fase successiva di creazione del modello ad elementi finiti della protesi da bagno INAIL nella sua struttura completa.

5.4 Modello della struttura completa

Una volta costruiti e verificati i modelli numerici che rappresentano il piede e la caviglia protesica, per passare al modello globale sulla struttura completa si è reso necessario creare un'adeguata connessione tra i due. L'obiettivo della modellazione della struttura completa della protesi è stato di creare un modello da validare con i dati sperimentali a disposizione, per poi impiegarlo in ulteriori analisi qualitative e quantitative senza ricorrere ad una sperimentazione reale sui componenti. Si è proceduto a creare un modello attendibile per ciascuna configurazione di carico (Modo I e Modo II) e, all'interno di queste casistiche, si sono analizzati gli abbinamenti piede-caviglia sia con il piede di tipo SACH che con quello di tipo Dynamic.

In particolare si è deciso di agire applicando uno spostamento imposto al disco e verificare come si comporta la caviglia, la bontà del modello è conseguente ai valori

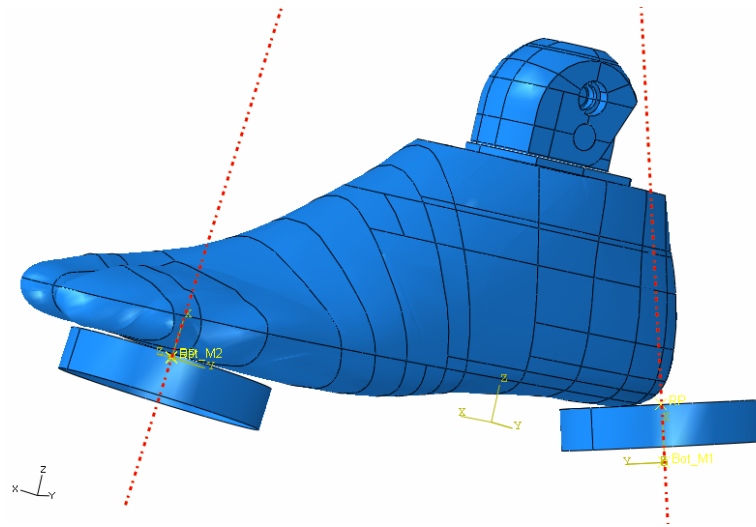


Figura 5.5: Assembly della struttura completa

di deformazione ε misurati sul modello numerico e confrontati con quelli sperimentali (cfr. tab. 2.10).

La prima operazione rilevante è stata creare un assembly adatto al nuovo tipo di modello globale in esame. La fase di importazione dei componenti e di assegnazione delle rispettive proprietà è inclusa nella costruzione dei modelli precedenti. Nell'analisi sul piede singolo l'unico scopo è stato quello di ricavare i valori di E equivalenti, per i quali si sono trascurati i valori degli angoli α , β , γ utili per la definizione della retta di applicazione delle forze. Trattando la struttura completa invece, risulta essenziale tenere in considerazione le componenti della forza nelle tre direzioni, di conseguenza gli angoli che stabiliscono la retta di applicazione delle forze devono essere considerati. A questo proposito si sono creati, oltre al sistema di riferimento globale, altri due sistemi di riferimento (uno per il Modo I e uno per il Modo II) collocati in modo tale da avere l'asse x solidale con la retta di applicazione della forza. Per la creazione di tali sistemi di riferimenti si sono utilizzati gli offset della norma ISO 10328. In particolare è stato sufficiente utilizzare due soli punti (in questo caso top e bottom) per descrivere la retta da allineare all'asse x . Ripetuta la procedura per entrambi i sistemi di riferimento, la situazione in cui si sono inseriti i componenti ha presentato quindi un piano coincidente al piano $x - y$ del sistema di coordinate globale su cui poggiano i sistemi locali delle configurazioni di carico.

Il primo componente collocato nello spazio è stato il piede protesico: coerentemente con il sistema di riferimento è stato allineato il punto di riferimento del piede con l'origine degli assi, ad un'altezza tale da lasciare tutti i punti del piede ad una quota positiva. L'allineamento intorno all'asse z (verticale) è stato effettuato facendo coincidere l'asse del piede (cfr. par. 2.3) con l'asse x del sistema di riferimento globale. In questo modo non si è allineato l'asse x esattamente con la cavaglia: lo scostamento che ne è derivato è quello presente anche nelle prove sperimentali, il quale tiene conto del posizionamento del piede in fase di cammino, con la punta diretta leggermente all'esterno rispetto alla direzione della camminata. Una rappresentazione del sistema creato è visibile in figura 5.5.

Di seguito si sono posizionati anche i dischi utilizzati per applicare una sollecitazione-

ne analoga a quella della prova sperimentale. I due dischi sono stati collocati secondo il sistema di riferimento delle configurazioni di carico, ciascun disco su uno dei due sistemi, con il proprio reference point in corrispondenza dello zero del sistema di riferimento locale e il piano del disco coincidente con il piano y-z di tale sistema. Utilizzando questa soluzione, è stato possibile schematizzare ogni spostamento del pistone reale come uno spostamento lungo l'asse x dei sistemi di riferimento locali. Il principale vantaggio di questa soluzione è stato quello di non dover più tenere conto degli angoli imposti dalla normativa, considerati già all'interno della definizione dei sistemi di riferimento locali. In seguito, per evitare compenetrazioni tra disco e piede, si sono assegnate le posizioni dei pistoni facendoli scorrere fino ad eliminare tali sovrapposizioni, mantenendo comunque i due componenti quasi a contatto.

La fase più critica della realizzazione del modello della struttura completa a partire dai due sottomodelli del piede e della caviglia è stata definire l'interazione tra i due. Nella realtà sono stati vincolati attraverso la vite passante all'interno del piede, la possibile rotazione intorno all'asse è stata impedita dal posizionamento di due spine negli appositi fori realizzati nella parte superiore del piede. Un'ulteriore interazione tra la caviglia e il piede si riscontra all'interfaccia tra le due superfici piane che vengono a contatto in fase di assemblaggio e si scambiano le forze durante le prove sperimentali.

La schematizzazione ideale dell'interazione tra le spine, il piede e la superficie piana a contatto avrebbe richiesto una definizione dei vincoli tra i componenti molto accurata, tenendo in debita considerazione sia gli spostamenti nelle varie direzioni di ciascun elemento, sia le interazioni di contatto tra di essi. In aggiunta erano presenti vincoli di tipo unilatero, come ad esempio la superficie piana in prossimità delle spine, che aveva la possibilità di spostarsi liberamente lungo la direzione verticale scostandosi dal piede, ma non in direzione opposta dove il piede stesso offre un impedimento. L'unico modo di rappresentare in maniera adeguata tutte queste condizioni sarebbe stato quello di applicare tra tutte le superfici coinvolte un vincolo di contatto e far svolgere un'analisi di questo tipo al software. Tale scelta implica un notevole utilizzo di risorse, tale da rendere estremamente lungo il tempo di analisi, in particolare per un modello di dimensioni elevate come quello trattato. Si è quindi ripiegato su un tipo di interazione semplificata, costituita da vincoli per quanto possibile non di contatto. Per riprodurre le condizioni di vincolo tra piede e caviglia si sono assegnate condizioni di tipo tie all'interfaccia tra le spine e il legno e tra la sede della vite di fissaggio del piede e il piede stesso. Tra le superfici a contatto del piede e del supporto del piede A si è applicato inizialmente un vincolo di tie.

I vincoli della struttura si sono mantenuti identici a quelli della caviglia, imponendo le condizioni di incastro sulla corona circolare creata sul supporto tibiale. I carichi si sono applicati imponendo le opportune forze specificate dalla norma ISO 10328, per entrambe le configurazioni di carico e per entrambi i valori delle forze di ciascuno di essi. In questo modo si sono potuti verificare i valori di deformazione in prossimità degli estensimetri per ciascun punto rilevato durante le prove sperimentali.

Il modello numerico costruito è stato in grado, grazie alla trattazione generale fatta finora, di eseguire qualsiasi condizione prescritta dalla norma per i test secondo i due modi di sollecitazione. Per scendere nello specifico di ciascun caso, sono stati assegnati prima i valori di E equivalenti del piede da simulare in ciascuna delle zone (avampiede e tallone), in seguito è stato assegnato lo spostamento al disco specifico per ogni configurazione di carico (Disco 1 o Disco 2) imponendo la forza lungo x secondo l'opportuno sistema di riferimento, sopprimendo temporaneamente dal modello il disco non utilizzato.

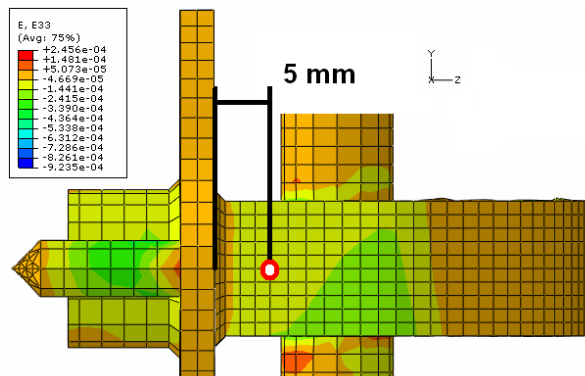


Figura 5.6: Punto di rilevamento dei valori di deformazione

L'esecuzione delle analisi ha presentato alcune difficoltà a livello di convergenza: il problema principale si è riscontrato nel processo adattivo di definizione dello step, che anche con valori molto bassi di incremento (dell'ordine di 10^{-12}) non riusciva a superare una certa soglia dell'analisi. Si è risolto in parte questo problema utilizzando un incremento fisso dato dall'utente. Tale metodo ha in alcuni casi aumentato il numero di incrementi necessari a portare a termine l'analisi, ma ha permesso al software di ottenere un output. La causa principale di tale comportamento è stata individuata nella bassa rigidezza della porzione di piede a contatto con il disco: più i valori di E del piede erano bassi, più l'analisi aveva difficoltà a giungere a compimento. Inoltre, non tutti i valori di incremento imposti erano in grado di risolvere il problema, dato che a E equivalenti minori (e spostamenti ottenuti maggiori) era necessario un incremento di step minore. Durante l'analisi si sono applicati incrementi variabili da 0.2 a 0.001 nei casi più critici.

5.4.1 Validazione del modello

Il primo utilizzo dei risultati prodotti dall'analisi numerica è stato orientato verso la validazione del modello ad elementi finiti della struttura completa della protesi. Tale operazione è stata fatta confrontando i dati sperimentali con quelli numerici ottenuti in tutte le configurazioni di carico, considerando entrambe le varianti di equipaggiamento dei piedi protesici e per i valori della forza presso i quali si sono acquisite le deformazioni. Si è estratto il valore di deformazione ($E33$) lungo l'asse z , vale a dire nella direzione di misurazione dell'estensimetro, per ciascun modello analizzato, e si sono confrontati con i risultati sperimentali.

Nel caso delle sollecitazioni secondo la configurazione di carico sul tallone si sono ottenuti risultati soddisfacenti in tre dei quattro modelli ad elementi finiti, con errori nelle deformazioni numeriche in valore assoluto comprese tra i 0.8 e i 1.9 punti percentuali (cfr. tabella 5.5a e 5.5b). Solo in un caso, quello del piede Dynamic alla forza più bassa l'errore è stato rilevante, di circa il 10%. Considerando tutto l'assieme e che la risposta di maggior interesse è quella in condizioni più critiche, cioè con forze più elevate, si può globalmente accettare l'attendibilità del modello numerico per configurazioni di carico applicate secondo il Modo I.

Diverso è stato il risultato per la configurazione di carico sull'avampiede, dove la dispersione dei risultati non ha consentito la validazione del modello secondo questo

tipo di sollecitazione. Tutti i risultati numerici inerenti alle deformazioni si sono scostati dal modello in modo non trascurabile, per entrambi i piedi e ogni valore di forza applicata, con punte del 43% nel caso del piede di tipo SACH. La differenza tra i dati sperimentali e quelli ottenuti dall'analisi ha portato ad una modifica del modello numerico, in particolare alla condizione di interfaccia tra la caviglia in lega di titanio e il piede in legno. Si è infatti ipotizzato che un collegamento rigido tra i due elementi fosse troppo penalizzante per l'analisi, tanto da inficiarne i risultati. Tra le due superfici è stato rimosso il vincolo di tipo tie applicato in precedenza ed è stato sostituito con un'interazione di contatto, definita utilizzando la proprietà di contatto tangenziale senza attrito e normale secondo la condizione *hard contact*. Ai nodi una volta giunti a contatto è stata permessa una successiva separazione, il ruolo di superficie master è stata assegnata alla base del supporto del piede A e quello di superficie slave alla superficie in legno del piede. A seguito di questa modifica il modello è risultato notevolmente più impegnativo in termini di risorse computazionali per portare a termine l'analisi, ed i risultati ottenuti sono riportati in tabella 5.5c. Come si può notare, l'affinazione del modello nella zona di contatto tra piede e caviglia ha immediatamente abbassato l'errore sulle deformazioni per la protesi equipaggiata con il piede modello Dynamic: l'errore si è ridotto in entrambi i casi di circa 9 punti percentuali, portando il modello da una condizione di non utilizzabilità ad una di validazione. E' rimasto al limite dell'accettabilità l'errore per la forza più bassa, per il quale valgono le considerazioni fatte precedentemente nel caso del Modo I.

Un abbassamento del valore dell'errore percentuale è stato riscontrato anche nel caso di associazione della protesi con il piede SACH, di circa il 10% per ciascun livello di forza. L'entità dell'errore è rimasta comunque rilevante, tale da non consentire una validazione del modello.

Sono state fatte alcune considerazioni sull'origine di un errore così rilevante solo nei confronti del piede di tipo SACH, dove in entrambi i casi le deformazioni sono state abbondantemente sottostimate. Si è individuata come causa di questa discrepanza tra i valori numerici e sperimentali lo sfondamento della parete di legno intorno alla spina posteriore, verificatasi nelle prove sperimentali solo sul piede SACH, fenomeno che non si è considerato nel corrispettivo modello ad elementi finiti. Un raffronto tra le due situazioni ha permesso di comprendere come le effettive deformazioni misurate siano state sottostimate rispetto ad una prova effettuata con un piede mantenutosi integro: quando la spina ha sfondato la parete di legno interna al piede, ha potuto compiere uno spostamento sul piano x-z ruotando senza incontrare opposizione del materiale a causa del foro preesistente dietro al foro della spina. Come conseguenza, all'applicazione della forza la spina, meno vincolata nella sua posizione originale, ha subito deformazioni minori (cfr. fig. 5.7). Considerata la sua vicinanza al punto del supporto tibiale dove è stato montato l'estensimetro e alla propagazione degli sforzi in direzione z, la spina meno sollecitata ha ridotto le deformazioni di trazione misurate in fase sperimentale. Il modello numerico, invece, impedendo lo spostamento della spina, coerentemente con un piede integro, ha rilevato deformazioni maggiori nel punto di misura. Un'ipotesi di questo tipo è data dal fatto che le deformazioni sono state sottostimate in fase sperimentale (errore negativo) e che sono presenti già dal valore più basso di forza, in prossimità del quale lo sfondamento del legno e quindi lo scarico degli sforzi della spina era già in atto.

Si nota come in tutti i casi contemplati nella sollecitazione di carico sull'avampiede hanno restituito valori di errore negativi, cioè valori di deformazione più alti di quelli misurati sperimentalmente, tale comportamento implica una maggiore rigidità della

Modo I				
Piede	Forza	ε speriment.	ε num.	Errore
SACH	1024	-111	-110	0.9%
SACH	2240	-211	-207	1.9%
Dynamic	1024	-96	-106	-10.4%
Dynamic	2240	-120	-121	-0.8%

Modo II				
Piede	Forza	ε speriment.	ε num.	Errore
SACH	920	153	202	-32.0%
SACH	2013	270	386	-43.0%
Dynamic	920	129	153	-18.6%
Dynamic	2013	257	280	-8.9%

Modo II con contatto				
Piede	Forza	ε speriment.	ε num.	Errore
SACH	920	153	187	-22.2%
SACH	2013	270	357	-32.2%
Dynamic	920	129	141	-9.3%
Dynamic	2013	257	258	-0.4%

Tabella 5.5: Confronto risultati numerici e sperimentali per la struttura completa

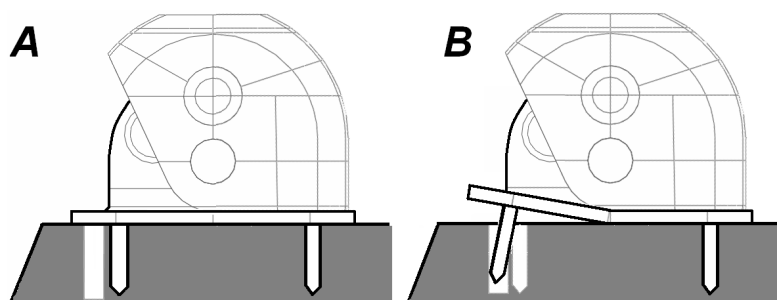


Figura 5.7: Spina rimasta nel suo alloggiamento (A) e spina che ha sfondato la parete di legno (B)

protesi. Una situazione di questo tipo è giustificata dal tipo di collegamenti assegnati tra i componenti della caviglia: utilizzando vincoli di tipo tie, che legano in modo rigido i nodi degli elementi, la rigidità complessiva dell'assemblato è risultata maggiore. Per diminuire questi valori ed avvicinarli ulteriormente ai risultati sperimentali si può ricorrere alla modifica di qualche vincolo di tipo tie in uno di contatto, intrinsecamente meno rigido. Il costo computazionale richiesto da una schematizzazione di questo tipo non giustifica i benefici limitati che ne deriverebbero in termini di accuratezza dei risultati. Inoltre, una situazione di questo tipo si pone dalla parte della sicurezza, restituendo sforzi nel materiale leggermente più alti di quelli reali a causa dei valori di deformazione più elevati, in campo elastico legati agli sforzi proporzionalmente secondo la costante del materiale E .

5.4.2 Analisi dei risultati

Una volta concluse le procedure di validazione del modello costruito attraverso la tecnica degli elementi finiti, si sono analizzati i risultati ottenuti dalle analisi effettuate. Particolare attenzione è stata posta inizialmente nella valutazione delle differenti risposte della struttura in funzione del tipo di piedi protesici ad essa associato a pari condizioni di carico, in seguito si è analizzato il comportamento della protesi in un confronto tra le due configurazioni di carico.

Il primo confronto è stato svolto sui dati inerenti alla sollecitazione esercitata sul tallone, applicata con una forza di 2240 N e secondo gli angoli prescritti dalla norma. L'aspetto più rilevante dei risultati è stato ottenere un andamento degli sforzi qualitativamente uguali in entrambi i casi, sia per la protesi abbinata con il modello SACH che con il modello Dynamic. Le considerazioni seguenti sono quindi riferite ad entrambi i casi analizzati.

La deformata reale dei componenti della caviglia è stata molto limitata, lo spostamento massimo è stato dell'ordine dei centesimi di millimetro. Per valutare l'andamento delle deformate è stata imposta un'amplificazione degli spostamenti di 150x. Il componente che risente di più in questi termini è stato il supporto del piede, la cui parte posteriore della piastra si è sollevata a causa della sollecitazione applicata in corrispondenza del tallone, che è diminuita piuttosto velocemente a causa dell'effetto di irrigidimento della parte verticale del supporto del piede. Nella parte anteriore invece, nonostante la minor presenza di materiale, la piastra è stata più rigida a dimostrazione che i valori delle sollecitazioni sono stati minori rispetto alla parte posteriore. La retta di applicazione della forza per il Modo I infatti è stata collocata secondo le norme in modo quasi perpendicolare, limitando l'entità delle componenti nelle altre direzioni. Il supporto tibiale si è invece separato dal supporto del piede nella zona piana dove i due elementi andavano a contatto: la luce che si è creata è stata di 0.02 mm. Per le deformate degli altri componenti si rimanda alle successive analisi sui sottomodelli del perno (par. 5.5) e del cursore (par. 5.6).

Quantitativamente l'andamento degli sforzi non è stato identico nei due casi, con un picco di sforzi secondo il criterio di Von Mises pari a 100.9 MPa associato all'utilizzo del piede Dynamic e di 88.1 MPa con il SACH. Gli sforzi di picco si sono riscontrati in due punti diversi della struttura, ma sempre sul supporto del piede: all'interfaccia tra spina e piastra per nel primo caso e nel punto di raccordo tra la piastra e la parte estrusa posteriore nel secondo. Si nota come il primo sforzo sia stato sovrastimato dal modello numerico a causa delle approssimazioni in fase di modellazione, che hanno portato a costruire in un pezzo singolo il supporto del piede e le spine, in realtà vincolate tra loro attraverso un collegamento filettato.

Dall'analisi degli sforzi non si sono individuate solamente le zone più critiche dal punto di vista della resistenza meccanica, ma anche quelle dove gli sforzi sono stati talmente bassi da rilevare una sovrabbondanza di materiale. L'esempio più significativo è stato il supporto tibiale, componente "massiccio", dove gli sforzi più alti (27 MPa) si sono rilevati in prossimità dell'interazione tra perno o cursore e le loro rispettive sedi. In corrispondenza dei fori del cursore si può notare un'intensificazione degli sforzi con un profilo curvilineo, conseguente alla pressione applicata dal pulsante del cursore sul foro.

Alla luce dei risultati del modello numerico, è stato possibile trarre alcune conclusioni dai dati sulle deformazioni del modello numerico a confronto dei corrispettivi sperimentali: l'accoppiamento della protesi da bagno con un tipo differente di piede provoca variazioni nelle deformazioni misurate non a causa di errori nella misura o di dispersioni sperimentali, ma per il particolare effetto che ciascun modello di piede provoca sulla caviglia.

Dai dati sulla struttura completa non è stato possibile trarre conclusioni valide per quanto riguarda il perno, a causa della sua modellazione troppo semplificata nell'insieme totale. Gli sforzi risultanti in prossimità del suo accoppiamento con il supporto del piede sono stati infatti calcolati dal software anche tenendo conto dell'effetto d'intaglio dovuto alla variazione di sezione tra supporto e perno, nella realtà non presente perchè i due pezzi erano fisicamente distinti. Ci si aspetta piuttosto un'intensificazione degli sforzi dovuta al contatto tra il perno e il bordo del foro che lo ospita, fenomeno però di natura completamente differente che non può essere simulato dal modello così costruito. Per questo motivo l'analisi particolare del perno e delle sue interazioni è stata effettuata con un modello a parte (cfr. par. 5.5).

La successiva configurazione analizzata è stata quella secondo la sollecitazione sull'avampiede, anch'essa inerente sia all'assemblaggio con il piede scach che con il piede Dynamic. Come nel caso precedente i risultati ottenuti hanno mostrato una forte analogia delle sollecitazioni in entrambi i casi.

La zona di applicazione del carico nell'avampiede, opposta rispetto al vincolo tra piede e caviglia, ha provocato come ci si aspettava deformazioni differenti. Il componente che più ha subito una deformazione è stato ancora il supporto del piede, spinto verso l'alto nella sua zona anteriore. Spostamenti si sono rilevati anche nella zona posteriore, pur di entità molto limitata, mentre la parte centrale grazie all'azione irrigidente della parte superiore del pezzo non ha assunto curvature apprezzabili. Globalmente le deformazioni in questo caso sono state molto più marcate.

Passando all'analisi degli sforzi, in entrambi i modelli il punto più sollecitato è stato lungo il bordo esterno del raccordo del supporto del piede, dove l'azione combinata della forza e del braccio hanno provocato sforzi di Von Mises consistenti, che vanno dai 407 MPa dell'accoppiamento con il piede Dynamic ai 535.1 MPa abbinato al piede SACH. A fronte dei valori di sforzo ottenuti, questo punto ha rappresentato il punto più critico dell'intera struttura analizzata nelle varie configurazioni.

Anche in questo caso, come nel precedente, il supporto tibiale è risultato particolarmente scarico fatta eccezione nei punti di contatto con il cursore e il perno, che non hanno comunque provocato sforzi rilevanti. Dall'interazione di contatto associata alla superficie del piede e della caviglia, si sono potute analizzare le distribuzioni delle pressioni in quest'area del modello, le quali hanno presentato un profilo molto simile tra loro, concentrandosi nella zona tra la spina anteriore e la sede della vite, verso quest'ultima.

Si nota come questa configurazione corrisponda in modo molto preciso con i dati

Piede montato	Modo	Forza [N]	σ_{num} [MPa]	σ_{lim} [MPa]	ν
SACH	I	2240	88.1	880	9.99
Dynamic	I	2240	100.9	880	8.72
SACH	II	2013	535.1	920	1.72
Dynamic	II	2013	407.9	920	2.26

Tabella 5.6: Coefficienti di sicurezza della protesi in titanio sollecitata secondo la norma ISO 10328

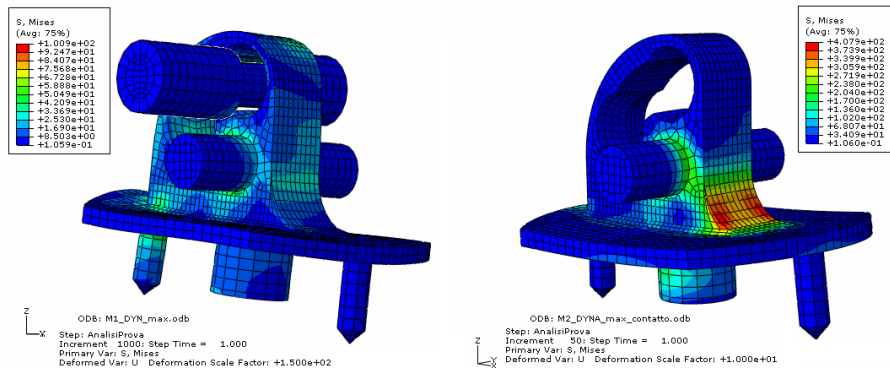


Figura 5.8: Andamento degli sforzi secondo la configurazione di carico I e II

sperimentali sulle deformazioni per il piede Dynamic, mentre è stata notevole la discrepanza con i dati dell'altro piede analizzato (SACH). In quest'ultimo caso è verosimile credere che la condizione simulata nell'analisi ad elementi finiti sia stata quella che si sarebbe ottenuta se la prova sperimentale si fosse svolta in modo corretto senza la rottura della parte interna del piede protesico.

Volendo riassumere le condizioni di sollecitazione nel materiale in funzione della configurazione di carico utilizzata e del piede montato sulla protesi, si sono calcolati i coefficienti di sicurezza per ciascuna analisi effettuata attraverso la relazione:

$$\eta = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma_{max}} \quad (5.9)$$

I valori di σ_{lim} utilizzati sono stati quelli del titanio Ti-Al6-4V a trazione o a compressione a seconda del tipo di sollecitazione presente.

5.5 Sottomodulo del perno

Nell'ottenere un modello adatto ad un'analisi ad elementi finiti si sono effettuate alcune semplificazioni sulla geometria dei componenti, soprattutto all'interno della protesi da bagno dove il numero dei pezzi presenti e la loro particolare conformazione avrebbe creato un modello eccessivamente complesso da trattare. Si sono quindi analizzati a parte alcuni componenti critici per riprodurre più fedelmente il loro comportamento rispetto al modello numerico della struttura completa. Il primo soggetto analizzato è stato il perno che collega il supporto tibiale al supporto del piede: la sua forma snella e il particolare tipo di sollecitazione che subisce durante le prove lo hanno reso un componente particolarmente interessante sotto questo punto di vista. Inoltre,

Dynamic [mm]			SACH [mm]		
	Lato sinistro	Lato destro		Lato sinistro	Lato destro
x	0.00371	0.00422	x	0.00442	0.00584
y	-0.00026	-0.00012	y	-0.00021	-0.00003
z	-0.00136	-0.00244	z	-0.00175	-0.00218

Tabella 5.7: Spostamenti applicati agli estremi del perno

come si è potuto vedere dai risultati numerici sulla struttura completa, in corrispondenza dell'interfaccia tra perno e supporto del piede si è trovata una regione dove gli sforzi hanno subito un forte incremento.

L'obiettivo che ci si è prefissi è stato quindi di creare un sottomodello che descrivesse in modo più accurato il comportamento all'interfaccia tra il perno ed i componenti circostanti. Il metodo utilizzato per eseguire l'analisi è stato di individuare quale dei modelli numerici sulla struttura completa fosse il più critico dal punto di vista del perno, fatto questo si sono estrapolate le grandezze utili a ricreare le condizioni di sforzo del sottoinsieme del perno, in questo caso gli spostamenti. Note queste grandezze, le si sono imposte come condizioni al contorno del sottomodello, così da riprodurre la situazione ricavata nel modello completo, ma in questo caso con una più precisa schematizzazione.

Il reperimento dei dati è avvenuto attraverso l'estrapolazione degli spostamenti U delle estremità del perno sul modello della struttura completa (cfr. tab. 5.7), nel punto individuato dall'asse del perno stesso: si sono quindi assunti come costanti gli spostamenti della sezione, scelta giustificata dalla limitata dispersione dei dati nell'intorno del valore utilizzato come riferimento. Il software ha reso disponibili le componenti attraverso la terna di riferimento globale, nelle direzioni x, y, z .

Per quanto ha riguardato la costruzione del modello ad elementi finiti, il primo passo compiuto è stato quello di realizzarne uno più rappresentativo della situazione oggetto di studio. Nel modello della struttura completa infatti il perno non era stato modellato come pezzo a sè stante ma era un componente unico con il supporto del piede, con le boccole incorporate. Si è quindi scomposto il modello precedente in più parti, rispettando la reale composizione di questo sottoassieme. Il perno è stato modellato a parte, secondo le specifiche del disegno e senza semplificazioni. Per l'analisi sul perno non è stato necessario ricostruire tutto il supporto del piede, si sono mantenute solamente le zone vicine al foro e quelle più significative dal punto di vista dell'analisi. E' quindi stata eliminata la base con le spine, denominata in precedenza "supporto piede A", e sono state tolte le parti superflue del resto del supporto del piede. Si sono conservate come significative solo le parti che con la loro presenza davano supporto fisico al materiale adiacente al foro: si è quindi mantenuta la porzione del pezzo compresa tra la base e la retta tangente alle circonferenze inferiori dei fori conici. Il risultato del modello è visibile in figura 5.9. A ciascun componente è stata assegnata una propria sezione e le proprietà meccaniche del titanio (Ti-Al6-4V), il materiale di cui entrambi sono costituiti [12]. I diversi componenti sono di seguito stati assemblati nell'apposito ambiente del software, aiutandosi con opportuni piani di riferimento per il centraggio del perno con la linea di mezzzeria del supporto.

I parametri numerici del modulo step non sono stati modificati, mantenendo quelli di default che prevedevano un tentativo iniziale di un unico step e un processo adattivo in caso di esito negativo del primo tentativo. Lo step minimo dopo il quale interrompere l'analisi è stato fissato quindi a 10^{-5} .

La schematizzazione del modello ha previsto la simulazione dell'interazione tra il perno e la sua sede, attraverso un vincolo di contatto tra le due superfici. Il contatto è stato modellato in modo da far scambiare forze normali tra le superfici e consentendo il distacco tra di esse; il comportamento tangenziale invece è stato definito in modalità *frictionless*, cioè senza attrito. Il tipo di interazione è stata inizialmente stabilita secondo il modello "node to surface", le regioni soggette sono state la superficie interna del foro del supporto del piede e la superficie esterna del perno. Di quest'ultimo componente si è considerata solamente una porzione di poco più larga della lunghezza del foro che lo ospita, in modo da non far compiere al software un'analisi di contatto (dal punto di vista computazionale particolarmente onerosa) su superfici che non andrebbero comunque ad interagire. Alla superficie del perno è stata assegnata la condizione di superficie master, a quella interna del foro il ruolo di superficie slave: ci si è aspettato che, applicando gli spostamenti al perno, quest'ultimo agisca sul foro e la sua superficie si sposti di conseguenza. Per consentire una migliore convergenza dell'analisi, l'interazione e le sue proprietà sono state applicate prima dell'inizio del primo step e non come evento interno all'analisi stessa.

Componente per componente si è definita la mesh destinata a suddividere il volume continuo dei pezzi in un insieme discreto di elementi. Per il primo tentativo si sono utilizzati elementi esaedrici a 8 nodi così da ottenere un buon compromesso tra la fedeltà dell'approssimazione e un basso costo computazionale. Una mesh tetraedrica avrebbe presentato gli stessi problemi descritti nel paragrafo 5.2, una costituita da elementi a 20 nodi sarebbe stata un impiego di risorse a priori ingiustificato. I vari componenti sono stati partizionati opportunamente per consentire all'algoritmo di creazione della mesh di giungere ad un risultato soddisfacente con elementi esaedrici. In particolare si è creata una corona circolare attorno al foro del supporto del piede per disporre in quella zona di elementi dalla forma il più regolare possibile. Nelle zone intorno al foro ed alla corona circolare su di esso ricavata il tipo di algoritmo di generazione della mesh è stato di tipo sweep, così da costruire una mesh di transizione più uniforme tra superficie curva e dritta. La dimensione caratteristica degli elementi è stata assegnata in un range di valori compreso tra 1 e 0.2, con i valori più piccoli per la mesh della zona interessata al contatto all'interno del foro. Si è posta particolare attenzione a mettere lo stesso numero di elementi lungo le circonferenze interna ed esterna del foro, così da ottenere una mesh più "pulita". Il risultato della mesh, costituita da soli elementi lineari, è visibile in figura 5.9: nel complesso sono stati creati 11340 elementi nel perno e 21432 elementi nel supporto del piede, tutti di tipo esaedrico.

Diversamente da quanto successo per il modello sulla struttura completa, in questo caso non sono stati assegnati carichi esterni a sollecitare la struttura della protesi: gli sforzi e le reazioni vincolari sono stati infatti una conseguenza dello spostamento imposto ad opportuni punti della struttura.

I vincoli applicati al modello ad elementi finiti hanno seguito quello che nella pratica si è realizzato all'interno dell'assieme: lo spostamento degli elementi, in mancanza del piede e dei componenti al di sotto del supporto del piede (parte B), può essere riferito al piano del supporto stesso, considerato come vincolato rigidamente al sistema di riferimento globale. Si è applicato di conseguenza un vincolo di tipo incastro sull'intera superficie piana della base del sottomodoello, impedendo così qualsiasi spostamento e rotazione. I componenti totali dell'assieme sono stati solamente due (il perno e il supporto) per un totale di 12 gradi di libertà nello spazio (3 traslazioni e 3 rotazioni ciascuno). Il sistema per poter essere correttamente processato dal solutore deve essere almeno isostatico, devono essere quindi presenti almeno 12 gradi di vincolo.

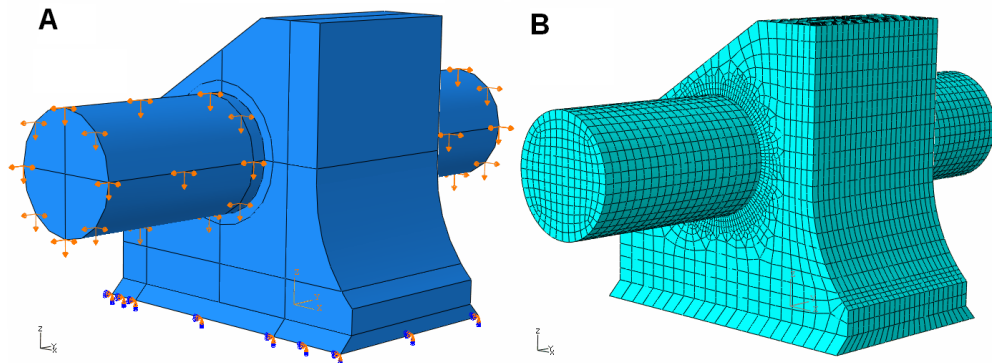


Figura 5.9: Sottomodello del perno - mesh e vincoli applicati

L'incastro appena menzionato sul supporto del piede toglie 6 gdl al sistema, ulteriori 12 gdl possono essere tolti imponendo le condizioni al contorno riferite allo spostamento del perno, conseguenti ai dati estrapolati dal modello sulla struttura completa. La schematizzazione del sottomodello, la mesh e i vincoli applicati sono visibili in figura 5.9.

I risultati in output richiesti al software sono state le grandezze standard che caratterizzano un'analisi statica degli sforzi: gli sforzi stessi, le reazioni vincolari e gli spostamenti. In aggiunta si è calcolata anche la pressione all'interfaccia tra le superfici a contatto, in modo da rilevare in quale zona si sono scaricate le forze di contatto e di conseguenza stabilirne l'andamento e l'entità.

L'ultimo passo compiuto per poter svolgere l'analisi è stato quello di creare un file da passare al solutore con tutte le informazioni necessarie alla corretta elaborazione del modello numerico. Completata la procedura di preprocessing si è eseguita l'analisi, partendo dai dati relativi all'accoppiamento con il piede di tipo SACH, che presentava sollecitazioni massime più elevate (330 MPa) se confrontato con il piede di tipo Dynamic (245 MPa). Il primo tentativo effettuato ha dato esito negativo, generando un errore dovuto ad un incremento dello step troppo elevato dopo aver raggiunto il limite minimo fissato a 10^{-5} . E' stata dunque cambiata la strategia scegliendo un nuovo step di tipo fisso e non più adattivo, utilizzando uno step di 0.2 con 5 incrementi. L'analisi con questi parametri è andata subito a buon fine.

5.5.1 Analisi dei risultati

Ad un'osservazione qualitativa del modello, si è notato immediatamente come lo spostamento rilevato fosse compatibile con i vincoli applicati in fase di preprocessing: il perno è stato spinto verso la parte anteriore dell'assieme e verso il basso. Gli spostamenti delle estremità del perno sono inoltre stati uniformi, coerentemente con i vincoli applicati, mentre la parte centrale si è deformata come conseguenza del contatto con la parte interna del foro del piede. L'andamento degli sforzi tra perno e foro non ha rispecchiato però quanto prevedibile in seguito ad una sollecitazione di questo tipo: ci si sarebbe aspettati di trovare una flessione del perno con zone di sovrasollecitazioni in corrispondenza delle aree di contatto tra il perno e lo spigolo del foro, in un singolo punto o comunque concentrate in un'area circoscritta. I risultati hanno invece mostrato una situazione in contrasto con quanto descritto, restituendo ben quattro zone longi-

tudinali in cui il contatto ha agito in modo più incisivo, alternate ad aree sottoposte ad una scarsa sollecitazione da parte del perno. Tali zone sono chiaramente visibili esaminando la distribuzione delle pressioni di contatto, riportate in figura 5.10A. Queste condizioni si sono verificate sia sul perno che sul modello, e sono state confermate dall'analisi della pressione esercitata sul perno e dovuta al contatto. Amplificando la visualizzazione della struttura deformata, si è notato come la formazione delle "bande" fosse dovuta allo spostamento di alcune singole file di nodi parallele all'asse del foro, senza che le file adiacenti subissero spostamenti analoghi. Si è potuto quindi concludere che la schematizzazione adottata non è stata adatta a riprodurre in modo corretto il fenomeno di interazione che si è verificato sperimentalmente tra il perno e la sua sede.

Per migliorare il comportamento del modello numerico, si è deciso di intervenire sulle impostazioni relative al contatto, ed in particolare al metodo di discretizzazione delle superfici. Il software di modellazione, per interazioni di tipo statico-generale, rende disponibili due differenti metodi di discretizzazione delle superfici a contatto: *node to surface* e *surface to surface*. Nel caso *node to surface*, ciascun nodo associato alla superficie slave si interfaccia con un punto (non necessariamente un nodo) presente sulla superficie master, in particolare il segmento che li congiunge è perpendicolare alla superficie master, basando così la direzione del contatto lungo questo segmento. Le caratteristiche di una discretizzazione di questo tipo sono di impedire ai nodi sulla superficie slave di compenetrarsi nella superficie master, ma ai nodi della superficie master è in linea di principio consentita la compenetrazione nella superficie slave. Considerando un sistema di punti accoppiati tra loro, la curvatura delle superfici a contatto non viene considerata nell'interazione. Per la discretizzazione *surface to surface* si considerano rilevanti non solo i nodi, ma anche le aree nel loro intorno. In questo caso non è prevista una possibile compenetrazione dei nodi della superficie master con la geometria della superficie slave. Trattandosi di un'area e non di un singolo punto, la direzione del contatto considerata è una media delle direzioni normali della superficie del contatto intorno a ciascun nodo. Le prestazioni di questi due metodi risultano differenti, in particolare la discretizzazione *surface to surface* produce risultati più precisi sia in termini di sforzi che di pressioni. In condizioni *node to surface* infatti le forze in gioco tendono a concentrarsi su alcuni nodi, producendo un alternarsi di picchi e valli nei risultati delle analisi, fenomeno che si attenua più velocemente utilizzando un diverso tipo di discretizzazione piuttosto che raffinare in modo spinto la mesh. Da risultati sperimentali forniti dal produttore del software, si rileva come l'errore del calcolo della pressione per un modello campione in casi di questo genere si attesta intorno al 13÷30%, mentre risulta di circa l'1% con la discretizzazione *surface to surface*. In generale il metodo *surface to surface*, più preciso, si paga in termini di costo computazionale, che però non risulta particolarmente significativo se non sono presenti nel modello aree estese di contatto o se le mesh non sono eccessivamente fitte. [38] [36]

Impostando le proprietà dell'interazione con un contatto basato sulla discretizzazione *surface to surface* si è creato un modello più complesso da analizzare ma governato da equazioni che hanno riprodotto in modo più realistico l'interazione tra i due pezzi dell'assieme della protesi. Tutti gli altri parametri sono rimasti invariati dall'analisi precedente. Si è inoltre incrementata la precisione della schematizzazione, passando ad un'analisi più raffinata attraverso l'utilizzo di elementi di tipo esaedrico a 20 nodi, identici a quelli descritti nel paragrafo 5.2.1. L'uso di questi elementi ha permesso di ricostruire in modo esatto le superfici curve del perno e del foro, potendo riprodurre geometrie quadratiche, con i lati degli elementi governati da funzioni di forma di secondo grado. Si è mantenuta la stessa mesh generata nel modello precedente, con

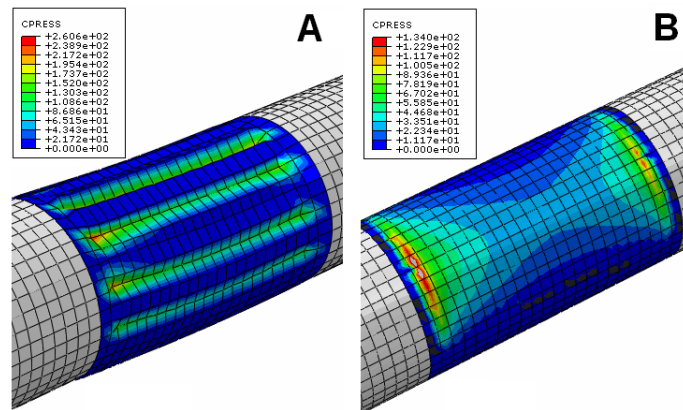


Figura 5.10: Distribuzione delle pressioni in funzione del tipo di discretizzazione adottata

la diretta conseguenza di aggiungere un nodo ad ogni lato di elemento presente nel modello.

Si è verificato subito come in questo nuovo caso siano stati eliminati i problemi dell'interazione che causavano un andamento discontinuo degli sforzi all'interfaccia tra i due componenti. Visualizzando l'andamento delle pressioni sul perno (cfr. fig. 5.10B) si è notata una concentrazione della pressione sul materiale in corrispondenza del contatto tra il bordo del foro e il perno, in una sola zona, con un andamento che è andato riducendosi man mano che ci si è spostati dal punto di contatto. Quanto rilevato dal modello numerico è stato compatibile con le aspettative teoriche ed ha permesso di considerare attendibile questa schematizzazione dei componenti. In figura 5.11 sono stati analizzati gli sforzi (secondo il criterio di Von Mises) lungo la direzione longitudinale del perno, nell'intorno del contatto più critico: dal grafico si vede come sia presente una sovrasollecitazione in corrispondenza del punto di contatto (261.8 MPa) che scende con gradiente molto elevato quando il perno cessa il contatto con il foro, mentre si attenua meno violentemente se il perno subisce l'interazione del supporto del piede.

Analizzando in particolar modo l'andamento lungo l'asse del perno, si riscontra già a 2 mm dal picco uno sforzo pari al 10% dello sforzo massimo, così da poter considerare come locale la sovrasollecitazione nel perno.

Osservando il supporto del piede si è notato come lo spostamento del perno ha generato una pressione in direzione verticale che si è propagata nell'intorno della zona di contatto con un profilo curvilineo, con un gradiente molto elevato in prossimità del foro e valori molto meno marcati già a pochi millimetri di distanza dalla superficie di contatto. In ogni caso il valore massimo calcolato sul supporto (169.7 MPa) è minore dello sforzo di picco rilevato nel perno.

La variazione di sezione situata nella parte anteriore del supporto del piede ha provocato una distribuzione degli sforzi dovuta al progressivo cambio di sezione, fenomeno di entità marginale e sufficientemente distante dall'interazione perno-foro da considerarlo ininfluente ai fini dell'indagine di questo particolare sottomodello. Visualizzando il profilo dello sforzo in corrispondenza della superficie del foro e del perno, si vede come gli sforzi seguano qualitativamente l'andamento caratteristico di una trave a sezione circolare su due appoggi, con il carico applicato nella zona a sbalzo. Se da una parte la nuova classe di elementi ha portato ad una schematizzazione con comportamento

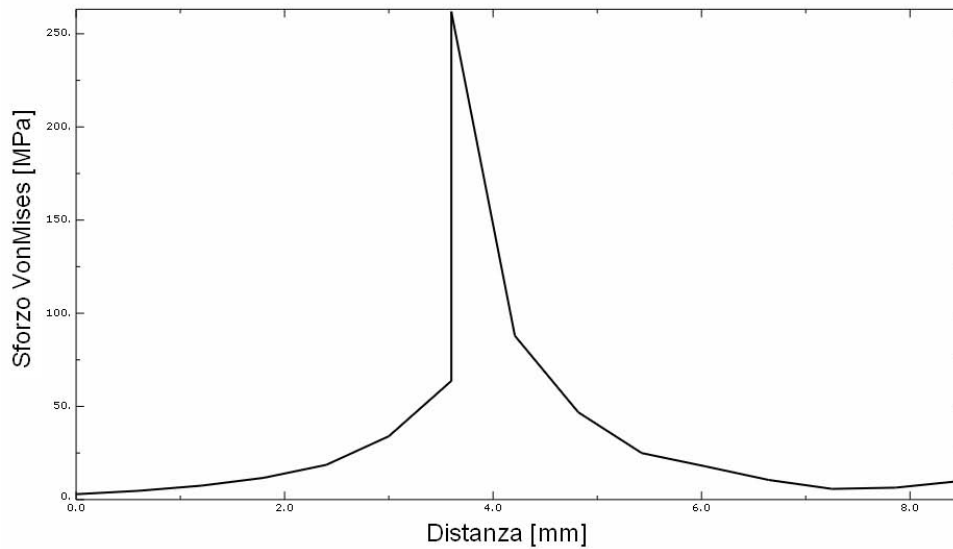


Figura 5.11: Andamento degli sforzi nel perno in direzione longitudinale secondo il criterio di Von Mises (path di fig.5.12)

più simile alla situazione reale, dall'altra si è pagato questo aumento di prestazioni del modello con un elevato costo computazionale: lo stesso tipo di analisi con gli elementi a 20 nodi e l'interazione di contatto ha richiesto un tempo di calcolo di circa 10 volte superiore all'analisi a soli elementi lineari. Come si nota dalla figura 5.12 gli sforzi all'interno del perno sono concentrati anche in questo caso all'interfaccia tra i due componenti, provocando sollecitazioni molto limitate nella parte centrale del perno stesso, con valori più marcati in corrispondenza del lato a cui sono stati applicati gli spostamenti più elevati.

Passando ad un'analisi quantitativa dei dati ottenuti, si è valutato prima di tutto lo sforzo massimo presente nell'intero modello, per verificare se in qualche punto ci si è avvicinati o si è superato il valore limite dello sforzo. Come valore di σ_{lim} è stato assunto il carico di snervamento a trazione del materiale, essendo il titanio un materiale

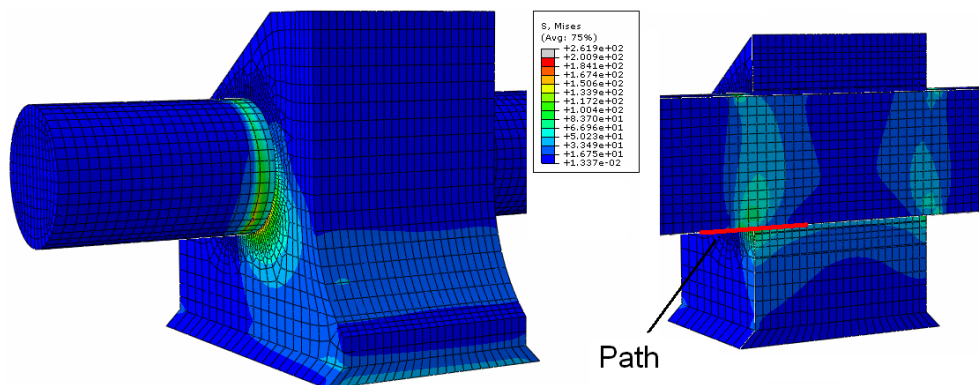


Figura 5.12: Sottomodello del piede - sforzi esterni e interni secondo il criterio di Von Mises

metallico con comportamento elastoplastico. Tale valore è di 880 MPa. [12] Il punto più sollecitato è stato individuato sul contatto tra il foro e il perno in corrispondenza dello spigolo, l'entità di questo valore è stata di 261.8 MPa. Si è potuto quindi calcolare il coefficiente di sicurezza η come

$$\eta = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma_{max}} = \frac{880 \text{ MPa}}{261.8 \text{ MPa}} = 3.36 \quad (5.10)$$

più che sufficiente a garantire la resistenza del componente alla sollecitazione statica imposta dalla norma. Si è trattato inoltre di una zona particolare, dove il contatto è avvenuto su un'area molto piccola, nel modello numerico schematizzata esattamente come due superfici a 90° : un'approssimazione di questo genere non corrisponde esattamente al vero, nella realtà infatti c'è sempre un raccordo, seppur piccolo, che migliora la distribuzione degli sforzi e ne diminuisce il gradiente. Questo significa che il modello numerico rimane in zona di sicurezza, mostrando sforzi più elevati di quelli che si manifestano nel componente reale in corrispondenza della zona di contatto.

Le considerazioni fatte fino ad ora sul sottomodello numerico del perno hanno valenza solo per il modello equipaggiato con il piede SACH. Si sono quindi applicate anche le condizioni al contorno corrispondenti per l'assemblaggio della caviglia protesica con il piede Dynamic.

Per quanto riguarda il modello dell'interazione perno-foro con questo nuovo tipo di configurazione, si possono fare le stesse considerazioni del caso precedente. Si nota infatti come la distribuzione degli sforzi in entrambi i casi è simile, con l'unica differenza nei valori numerici degli sforzi. Il punto più sollecitato in questo secondo caso è di 218.4 MPa, ancora all'interfaccia tra i due componenti, nella parte inferiore dove agiscono le forze di contatto. Il coefficiente di sicurezza η vale

$$\eta = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma_{max}} = \frac{880 \text{ MPa}}{218.4 \text{ MPa}} = 4.03 \quad (5.11)$$

Alla luce delle analisi effettuate sul sottomodello del perno si può affermare che non si oltrepassa il in nessun punto del sottoassieme il valore di sforzo limite del materiale, garantendo così la resistenza statica del sottoassieme. Un ulteriore aspetto rilevante che si osserva è la valenza cautelativa del modello numerico della struttura completa nei confronti del modello parziale: in entrambi i casi lo sforzo massimo è infatti inferiore a quello rilevato nel modello completo. La principale conseguenza è che si può utilizzare per analisi successive il modello completo, costituito da una più semplice schematizzazione, senza effettuare semplificazioni che portano a sottostimare gli sforzi presenti nel componente, mantenendo quindi l'analisi in una posizione cautelativa.

5.6 Sottomodello del cursore

Uno dei punti critici, poi oggetto di uno studio particolare attraverso un modello numerico dedicato, è stato il sottoassieme del cursore e la sua interazione con il supporto del piede, ed in particolare con la sua sede tronco conica. I motivi che hanno portato a quest'ulteriore analisi possono essere ricondotti alla geometria dei componenti che costituiscono il cursore, che presenta un profilo snello con una sezione variabile in modo significativo. La combinazione di queste due condizioni fa sì che gli sforzi nel componente siano relativamente elevati a causa sia del limitato spessore, sia perchè questo è soggetto al fenomeno dell'intensificazione degli sforzi dovuto all'intaglio. [41]

Anche in questo caso, come per il perno visto precedentemente, si è cercato di creare un modello che descrivesse in modo più accurato il comportamento dell'interfaccia tra il cursore ed i componenti circostanti. Nel modello globale della protesi il cursore era stato schematizzato attraverso un unico componente, collegato al resto dell'insieme solo attraverso vincoli di tipo tie. In questo nuovo sottomodello, invece, si è modellato il cursore come somma di più componenti e considerando l'interazione tra cursore e superficie conica, assegnando gli spostamenti degli estremi ricavati dal modello numerico della struttura completa.

Il cursore è stato diviso in due componenti, la testa su cui va ad appoggiarsi la molla e il pulsante: in questo modo si è evitata la formazione di effetti d'intaglio dovuti alla brusca variazione di sezione, effetti sicuramente rilevati nel caso di modellazione attraverso un pezzo singolo. Del supporto del piede si è ricreata la superficie tronco conica, attraverso una superficie rigida assialsimmetrica, con l'angolo di 12° presente nel componente reale. Si è modellata questa superficie con un'estrusione assialsimmetrica a 360° , anche se in realtà si tratta solo di una sua porzione. Quest'approssimazione non è stata rilevante ai fini del modello dato che il cursore entra a contatto solamente con una zona di essa a seguito degli spostamenti imposti. Anche in questo nuovo modello non è stata considerata la vite a testa svasata M4x16, il contributo strutturale di questo componente è stato compensato modellando come pieno il pulsante del cursore.

A ciascun elemento è stata assegnata una propria sezione e le proprietà meccaniche del materiale di cui è costituito, per entrambi il titanio Ti-Al6-4V [12]. In seguito i due componenti sono stati assemblati in modo opportuno, collocando il cursore sul fondo del foro del pulsante. Il cursore è stato poi posizionato in modo concentrico rispetto alla sede tronco-conica superiore, cercando di portarlo il più vicino possibile alla superficie di battuta senza però fare in modo che ci fosse compenetrazione tra le superfici dei due pezzi. La distanza è stata ridotta al minimo (dell'ordine dei 10^{-4} mm) per fare in modo che l'effetto dei successivi spostamenti applicati non fosse dedicato in modo rilevante al recupero di questo gioco.

La schematizzazione del modello ha previsto la simulazione dell'interazione tra il cursore e la sua sede, attraverso un vincolo di contatto tra le due superfici. Le proprietà del contatto sono state assegnate sia per le azioni tangenziali, sia per quelle in direzioni normali, rispettivamente con un'impostazione di tipo frictionless (senza attrito) e con un contatto che ha ammesso una possibile separazione dei nodi una volta giunti a toccarsi. Il metodo di discretizzazione delle superfici è stato impostato in modalità surface to surface per ovviare a problemi analoghi sorti nel sottomodello precedente (cfr. par. 5.5) e dovuti al contatto tra le superfici. Si è impostata l'applicazione dell'interazione e delle sue proprietà in modo da essere valutata già prima dell'applicazione del primo step, questo per agevolare la convergenza dell'analisi di contatto ad elementi finiti. Alla superficie del cursore è stata assegnata la condizione di superficie slave, a quella interna del foro tronco-conico, dal lato del cursore, il ruolo di superficie master: la scelta è stata obbligata dal tipo di superficie rigida con cui è stata schematizzata la sede del cursore, dato che nella superficie master è escluso ogni tipo di compenetrazione dei nodi.

Ad ogni componente è stata assegnata una propria mesh, per il primo tentativo costituita da elementi esaedrici a 8 nodi. Per migliorare la geometria della mesh e rendere gli elementi più uniformi è stato concesso all'algoritmo di generazione dei nodi e degli elementi di utilizzare una mesh di tipo *hex-dominated*, cioè con elementi esaedrici ma con la possibilità in casi particolari, di usare elementi tetraedrici. Ci si è aspettato un forte gradiente di sforzo in prossimità del contatto tra i due componenti, di con-

Punto Direz.vincolo	x		z		-x		-z	
	1	3	1	3	1	3	1	3
Lato Molla	-0.064	0.020	-0.077	0.004	-0.066	-0.011	-0.044	0.004
Lato Cursore	-0.005	0.000	-0.003	0.000	-0.005	0.001	-0.007	0.001

Tabella 5.8: Spostamenti applicati agli estremi del cursore [mm]

seguenza in questa zona si è utilizzata una distribuzione dei seed di tipo *biased*. Tale distribuzione ha creato una mesh gradualmente più fitta verso l'area del contatto, così da ottenere risultati più precisi senza dover infittire la mesh di tutto il componente. Il cursore, suddiviso in differenti partizioni per migliorare la regolarità della mesh, è stato discretizzato utilizzando una dimensione di elemento di 0.8, portando così ad un componente costituito da 9595 elementi. Il pulsante è stato inizialmente diviso in 2752 elementi, ammontare derivato dalla scelta di utilizzare seed con una spaziatura più larga, pari a 1.2. Il risultato della creazione del modello è visibile in figura 5.13.

Per quanto riguarda i vincoli applicati, si è innanzitutto vincolata la sede del cursore con un incastro, utilizzando un opportuno reference point ad essa associato. Nella prima analisi, più grossolana, è stato applicato un vincolo di tipo tie tra il cursore e il pulsante per impedire moti relativi tra i due componenti.

Si sono imposti gli spostamenti al contorno, sia sull'estremità del pulsante, sia su quella del cursore: su quattro profili per parte, disposti a 90° tra loro, sono stati assegnati i valori di spostamento U secondo le direzioni x e z estrapolati dal modello sulla struttura completa. In questo caso, vista l'elevata variabilità degli spostamenti lungo la circonferenza del cursore, non è stato possibile associare ad essi un unico valore, per questo motivo si sono scelti quattro punti per applicare i vincoli di spostamento necessari alla prova. Si è previsto che questa semplificazione, applicando gli spostamenti sono in quattro punti, provochi una distribuzione degli sforzi nell'intorno dei punti di applicazione a causa dello spostamento imposto in modo concentrato. Di conseguenza verranno ignorati eventuali piccole sovrasollecitazioni nell'intorno di queste zone, consci che sono dovute solamente al metodo di schematizzazione adottato nel modello. Una scelta di questo tipo è giustificata dal fatto di non essere particolarmente interessati alle grandezze in questi punti, ma nella zona dell'intaglio e del contatto del cursore, relativamente lontana. I dati riferiti alla direzione y non si sono applicati, così da lasciare al cursore la possibilità di traslare lungo il proprio asse, secondo quanto avviene in realtà a causa della spinta della molla. Nella direzione y il cursore è stato infatti in grado di spostarsi fino ad andare in battuta sulla sede conica, dove a quel punto si è applicato il vincolo di contatto che ha impedito ulteriori moti rigidi. Gli spostamenti applicati sono riportati in tabella 5.8.

La forza premente sul cursore in direzione y è stata quella imposta dalla molla, mantenuta in compressione dal tappo montato sul supporto tibiale. Le caratteristiche meccaniche della molla non sono state rese disponibili, si è quindi proceduto a ricavare la rigidità della molla in funzione dei dati noti dalla geometria e dal materiale (AISI 316) [42]. La molla ha presentato le caratteristiche riportate in tabella 5.9.

Il calcolo della rigidità è avvenuto utilizzando la relazione [43] [44]

$$K_{molla} = \frac{P}{f} = \frac{G \cdot d}{8 \cdot c^3 \cdot i} = 2.52N/mm \quad (5.12)$$

Material	AISI 316	
d	1 mm	diametro del filo
D	8 mm	diametro della molla misurato sull'asse del filo
L_0	30 mm	lunghezza della molla scarica
N_u	7.25	numero di spire efficaci (i)
N_t	9	numero di spire totali

Tabella 5.9: Caratteristiche geometriche e meccaniche della molla

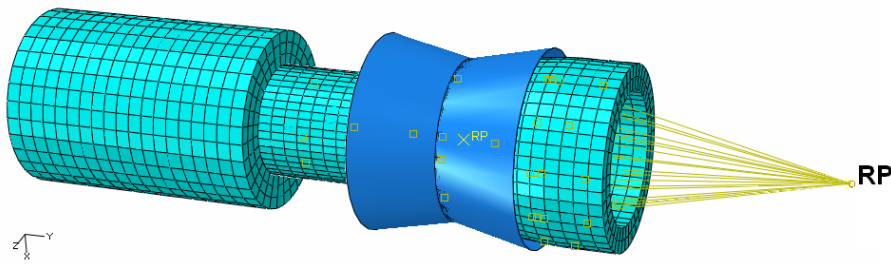


Figura 5.13: Sottomodello del cursore

dove

$$c = \frac{D}{d} \quad G = \frac{E}{2 \cdot (1 + \nu)} \quad (5.13)$$

- G modulo di elasticità torsionale
- d diametro del filo
- D diametro della molla misurato sull'asse del filo
- i numero di spire efficaci
- E modulo di Young
- ν coefficiente di Poisson.

La lunghezza della molla in configurazione compressa L_f (a causa della posizione chiusa del cursore) è stata ricavata dai disegni a disposizione, ed è di 13.5 mm. Da qui si è ricavata la forza esercitata sul cursore dalla molla:

$$\Delta L = L_0 - L_f = 30mm - 13.5mm = 16.5mm \quad (5.14)$$

$$F = K_{molla} \cdot \Delta L = 34N \quad (5.15)$$

L'applicazione della forza sul modello è avvenuta creando un reference point sull'asse y del cursore, dal lato dove la molla agisce, e vincolando il reference point alla superficie piana della cava del cursore destinata all'alloggiamento della molla, in seguito il carico di -34 N è stato associato al reference point. Il segno negativo è stato inserito per mantenere concorde la forza al sistema di riferimento globale dell'assieme.

Gli output richiesti al software di analisi sono stati quelli più significativi di un'analisi statica: sforzi, deformazioni e spostamenti lungo le direzioni principali del modello e loro magnitudo. Avendo modellato un'interazione di contatto, si è richiesto anche il calcolo della pressione associata ai punti delle superfici interessate dall'interazione tra i due componenti.

I parametri numerici del modulo step, anche alla luce delle analisi precedenti, sono stati fissati con intervallo iniziale di 0.05 e nel numero di 20.

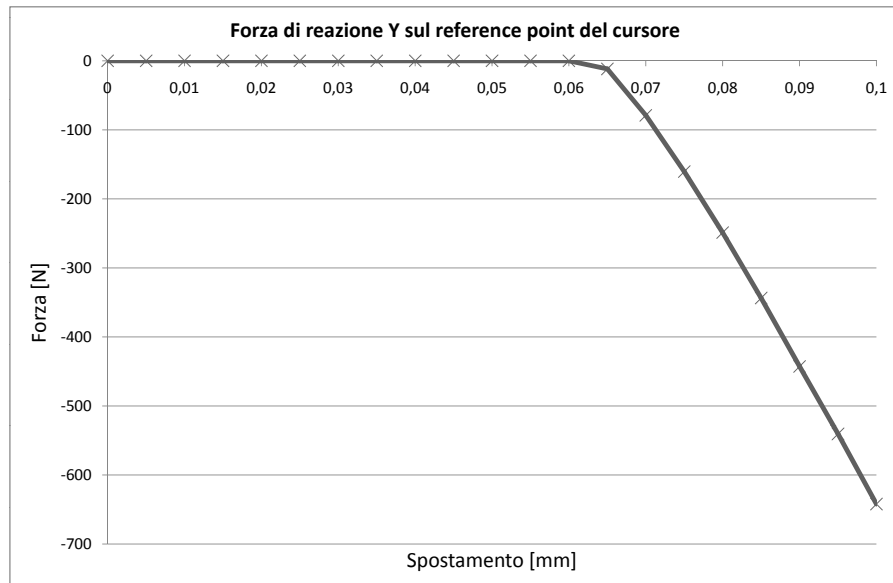


Figura 5.14: Andamento della forza in direzione Y in funzione dello spostamento applicato

L'esecuzione dell'analisi ha manifestato problemi di convergenza durante l'utilizzo di questo metodo: all'inizio infatti il cursore è stato libero di muoversi rigidamente lungo la direzione y , causando spostamenti infiniti anche al minimo valore di forza. Anche abbassando lo step minimo a valori dell'ordine di 10^{-7} , non si è ottenuta una convergenza della soluzione, con le analisi ferme al primo step. Si è dunque cambiata la schematizzazione del problema, imponendo un vincolo di spostamento anziché in forza nella direzione y , applicato sulla superficie dove la molla è andata a premere. Il valore di spostamento reale non è stato noto a priori, si è dunque inserito un valore di tentativo tale da mandare a contatto i due componenti, partendo dalla distanza assegnata in fase di posizionamento relativo tra cursore e superficie conica. L'individuazione della condizione di sollecitazione del cursore per la forza F della molla è avvenuta quindi valutando per quale step del calcolo si è misurata una forza di reazione sulla superficie di contatto della molla pari a F_{molla} . Per ottenere il valore con una certa precisione, si sono definiti step uniformi con intervallo di 0.01 tra uno step e il successivo, ed imponendo lo spostamento arbitrario di 0.1 mm. Volendo studiare l'andamento step per step della forza di reazione sul reference point del cursore, si è creata una nuova variabile di *history output*, che estraesse questo valore ad ogni step. I risultati ottenuti in merito a questa grandezza sono visibili nel grafico in figura 5.14.

Si può vedere come l'andamento della forza nei primi step sia pari a zero, conseguenza del mancato arrivo al contatto del cursore con la sede tronco-conica, contatto che avviene in prossimità di 0.06 mm, e che porta la forza ad incrementarsi (in valore assoluto) con un gradiente molto elevato.

L'analisi impostata secondo questa particolare configurazione è giunta ad un risultato senza particolari problemi: estrapolando i dati, la forza pari a 34 N è stata raggiunta allo step 0.6665 e la configurazione degli output corrispondenti è stata quella presa in considerazione per l'analisi dei risultati. Per ottenere valori il più possibile corrispondenti allo step indicato, si è eseguita un'ulteriore analisi indicando come step iniziale proprio il valore 0.6665, creando di conseguenza un file di output con nella

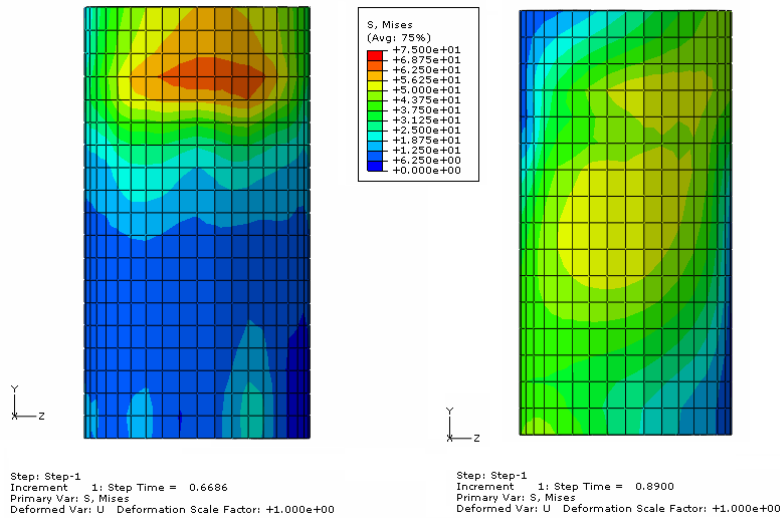


Figura 5.15: Confronto tra i metodi di schematizzazione dell'interazione tra cursore e pulsante

configurazione di carico desiderata.

Validato il tipo di metodo utilizzato per eseguire l'analisi, prima di considerare un esame dei risultati si è passati ad un modello numerico del cursore più raffinato: si è considerato il vincolo di tie solo tra la base del cursore e la superficie circolare all'interno del pulsante, stabilendo un nuovo vincolo di contatto tra le superfici cilindriche dei due componenti, più precisamente la superficie cilindrica esterna del cursore e la superficie cilindrica interna del pulsante.

Si è ripetuta la procedura di individuazione dello step in corrispondenza del quale si è instaurata una forza di reazione di 34 N, ricavando così un valore di 0.89. Il grafico dell'andamento della forza in funzione dello spostamento imposto ha presentato un comportamento analogo a quello visibile in figura 5.14. Anche questo secondo modello ha completato l'intera procedura di analisi senza problemi.

5.6.1 Analisi dei risultati

La prima osservazione effettuata sui risultati della schematizzazione ad elementi finiti del comportamento del cursore è stata rivolta al confronto tra i due modelli costruiti. Il confronto si è focalizzato sulla parte terminale dello stelo del cursore, dato che nel resto del modello il comportamento delle principali grandezze in gioco (deformate, sforzi e pressioni) è stato simile. Come si può vedere nella figura 5.15, si è sviluppata una differente distribuzione degli sforzi tra le due soluzioni adottate. Nel caso A, quello con un vincolo di tipo tie tra il cursore ed il pulsante, gli sforzi si sono concentrati in prossimità del punto in cui il cursore si è inserito nel pulsante, con valori intorno ai 65 MPa. Questi risultati discendono dal metodo di vincolo adottato: il vincolo di tipo tie crea una sorta di saldatura tra i componenti, rendendoli esattamente come se fossero stati modellati come un unico pezzo. A causa di questo, si sviluppa un'effetto di intensificazione degli sforzi dovuti alla variazione di sezione, come si vede in figura. Tale comportamento è di entità tale che non può essere trascurato. Un'ulteriore anomalia negli sforzi del cursore si vede nella parte terminale dello stelo, dove si verificano blan-

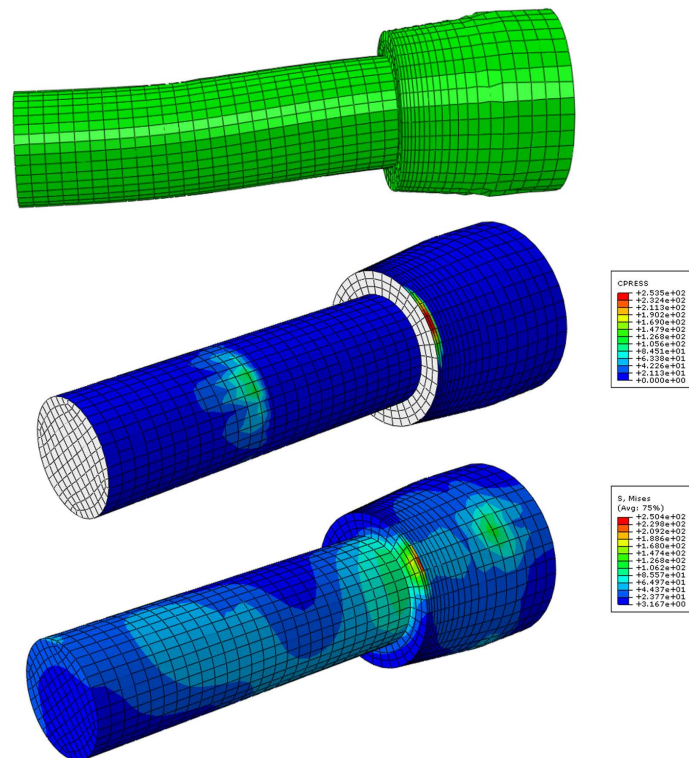


Figura 5.16: Risultati del sottomodello numerico del cursore: Configurazione deformata (x50), Pressioni di contatto, Sforzi (Von Mises)[MPa]

de sovrasolleccitazioni probabilmente dovute alla "saldatura" matematica effettuata dal software di punti troppo vicini o troppo lontani. Una situazione migliore si è potuta rilevare nel secondo modello del cursore, dove l'interazione tra cursore e pulsante è stata modellata attraverso un'interazione di contatto tra i due componenti. Qui gli sforzi presenti non hanno sviluppato un picco così marcato come nel caso precedente, e hanno assunto una distribuzione conseguente all'assestamento del cursore nel pulsante a seguito degli spostamenti imposti. Si nota come il valore massimo in questo caso si attesti intorno ai 50 MPa. Si può concludere che il modello B, più raffinato, ha presentato un comportamento più in linea con quanto succede nella realtà, a fronte però di un'analisi più complessa e che ha richiesto più risorse computazionali, anche se non in maniera rilevante.

Definito come più attendibile il modello con l'azione di contatto anche lungo lo stelo, si è passati ad analizzare in modo più approfondito questo modello, in particolare per quanto ha riguardato la sua configurazione deformata, la distribuzione delle pressioni dovute al contatto e gli sforzi sulla superficie ed all'interno del componente. Una rappresentazione degli output ottenuti dal software per l'analisi ad elementi finiti è visibile in figura 5.16.

La configurazione deformata, indicata con un'amplificazione di 50x nella figura, ha seguito quanto ci si sarebbe aspettato da considerazioni teoriche. Lo stelo ha assunto una doppia inclinazione, la prima sulla parte terminale dello stelo dovuta alla maggiore rigidità in quella zona, a sua volta causata dall'apporto del pulsante in cui il cursore

è stato inserito, il secondo tratto è invece la conseguenza degli spostamenti imposti agli estremi.

L'analisi della distribuzione delle pressioni sul cursore ha evidenziato le zone di contatto tra i componenti e la loro entità. L'area dove si è instaurata una pressione più marcata è stata quella tra la sede del supporto del piede e la parte del cursore tronco-conica. Il contatto è stato quasi puntuale, provocando di conseguenza una pressione relativamente elevata, ed è stato causato sia dagli spostamenti imposti al contorno, sia dalla forza scaricata dalla molla compressa all'interno della caviglia. Una seconda regione di contatto si è rilevata tra cursore e pulsante, in questo caso l'entità della pressione è stata molto più contenuta, sia a causa della più estesa superficie di contatto, sia per la scarsa influenza in questa zona della componente di forza dovuta alla molla.

Ponendo l'attenzione sulla distribuzione degli sforzi, si distinguono quattro zone di sovrasollecitazione in corrispondenza dei punti di applicazione degli spostamenti visibili sul cursore in figura 5.16C ma presenti anche nelle aree analoghe sulla superficie esterna del pulsante. Il punto sottoposto a valori di sforzo più elevati è stato il punto di contatto tra cursore e supporto del piede: tale valore ha raggiunto i 250.4 MPa; si nota anche come in questo punto la scelta di affinare localmente la mesh ha permesso di riprodurre in modo più preciso l'elevato gradiente di sforzo nel materiale. Una seconda zona con sforzi particolarmente interessanti al fine dell'analisi del cursore si è individuata in corrispondenza del cambio di sezione all'inizio dello stelo del cursore stesso, dove si è riscontrato un aumento degli sforzi a causa della variazione di sezione. In questo punto lo sforzo di picco è stato di 94.0 MPa, più alto dei valori circostanti ma nettamente inferiore al valore di picco nel componente. Si è indagato anche il resto dello stelo, la parte più snella dell'assemblato e quindi più critica in condizioni normali: si sono rilevati sforzi molto bassi (dell'ordine di 20 ÷ 40 MPa) sia sulla superficie che all'interno dello stelo, solo nella parte opposta al punto di contatto tra stelo e pulsante si sono trovati sforzi più elevati in corrispondenza delle fibre tese a causa flessione del cursore, flessione visibile anche nella parte inferiore della figura 5.16A.

Il coefficiente di sicurezza in questo caso è stato di

$$\eta = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma_{max}} = \frac{970 \text{ MPa}}{250.4 \text{ MPa}} = 3.88 \quad (5.16)$$

che è sale al valore

$$\eta = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma_{max}} = \frac{880 \text{ MPa}}{94.0 \text{ MPa}} = 9.36 \quad (5.17)$$

se si vuole escludere dall'analisi la sovrasollecitazione locale di compressione al contatto.

Lo scopo iniziale della creazione del sottomodello è stato quello di rappresentare in modo più preciso il comportamento del cursore, così da capire cosa succede nel dettaglio e stabilire come si discosta da esso il modello della struttura completa. Il cursore nella struttura completa ha presentato una configurazione deformata simile a quella dell'analogo componente del sottomodello. Trascurando la sovrasollecitazione locale del contatto, gli sforzi massimi sul cursore del modello a struttura completa variavano tra i 101 MPa e i 134 MPa a seconda del piede associato alla protesi, confrontandoli con quelli del sottomodello sono risultati più elevati, di circa il 10 ÷ 15%. Si è potuto affermare quindi che il modello della struttura completa riproduce in prima approssimazione il comportamento reale del cursore, inoltre gli sforzi ottenuti si mantengono in condizione di sicurezza, risultando superiori a quelli previsti da un modello più raffinato: questa condizione permette di studiare il comportamento della protesi attraverso il

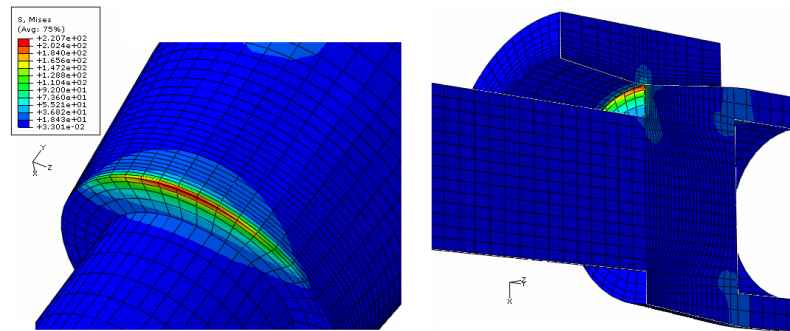


Figura 5.17: Risultati numerici del modello a supporto deformabile

modello numerico della struttura completa senza dover ricorrere ogni volta ad un'analisi specifica.

Non sono state analizzate le sollecitazioni derivanti al modello numerico con il piede Dynamic, in quest'ultimo caso infatti gli spostamenti imposti sono risultati simili ma di minore entità: si è potuto concludere che la distribuzione degli sforzi nel componente è simile ma con valori massimi più bassi, mantenendo anche in questo caso il modello in condizioni di sicurezza.

Per ottenere un andamento degli sforzi più attendibile, si è anche valutata l'ipotesi di approssimare la superficie del supporto del piede anziché come una superficie rigida come un elemento a sè stante. Il risultato è visibile in figura 5.17. Come si può notare il risultato ha un andamento molto simile al modello precedente, inoltre l'unica differenza riscontrata è stata una limitata variazione dello sforzo di picco, pari a 220.7 MPa.

La sovrasollecitazione dovuta al contatto ha superato i limiti di sforzo nel cursore rilevati nel modello della struttura completa: in questo particolare punto della struttura l'analisi non è stata cautelativa. Trattandosi di uno stato di sforzo in un'area molto limitata, che non condiziona in modo significativo la resistenza del componente, si può anche trascurare in prima approssimazione.

Capitolo 6

Analisi della configurazione da nuoto e dei materiali impiegabili

Non aver paura della perfezione.
Non la raggiungerai mai.

Salvador Dalí

In questo capitolo ci si occupa della fase successiva a quella di elaborazione e test del modello numerico della struttura completa della protesi da bagno INAIL. Ci si riferisce quindi agli utilizzi del modello ad elementi finiti della protesi, che possono essere destinati alle più differenti tipologie di studio e di indagine. Si è innanzitutto analizzata la protesi nella configurazione da nuoto, simulando le condizioni di esercizio in acqua; successivamente si è cercata una nuova soluzione dal punto di vista del materiale utilizzato per la fabbricazione della caviglia protesica. La linea guida di quest'ultimo obiettivo è stata quella di trovare una soluzione in grado di mantenere intatta la funzione strutturale di questo dispositivo che consentisse però allo stesso tempo di ridurre sensibilmente i costi di produzione.

6.1 Protesi in configurazione da nuoto

Le analisi numeriche effettuate fino a questo punto del lavoro hanno preso in considerazione solamente la configurazione da cammino della protesi, per la quale si erano fatte supposizioni teoriche tali da ritenere come più severa la condizione di carico in questa particolare disposizione. Un'analisi in configurazione da nuoto è stata quindi condotta attraverso l'utilizzo del modello numerico, così da verificare l'ipotesi sulle sollecitazioni ed analizzarne la distribuzione.

6.1.1 Analisi biomeccanica della pinneggiata

La pinneggiata è il risultato della somma di opportuni movimenti degli arti inferiori in un fluido, il cui scopo è di creare un moto di avanzamento del soggetto. L'effetto della pinneggiata è una forza diretta come il corpo del nuotatore, che ne permette lo

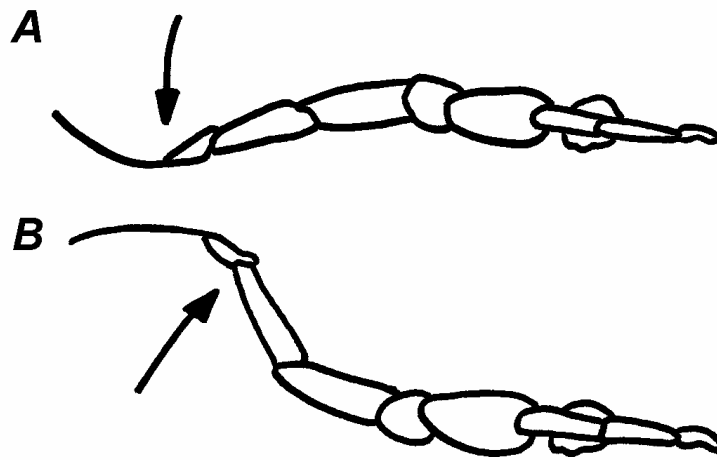


Figura 6.1: Fasi della pinneggiata

spostamento in avanti nell'acqua, ed è amplificato dall'utilizzo di particolari dispositivi che vengono calzati ai piedi, le pinne. Esiste in commercio un'enorme varietà di pinne, destinata ciascuna ad un particolare utilizzo e con caratteristiche proprie in funzione di esso. Nonostante le differenti tipologie, la costruzione di una pinna è generalmente costituita da tre componenti.

scarpetta è la parte a contatto con il piede, permette di indossare la pinna e di mantenerla vincolata al piede;

longheroni di rinforzo sono due o più elementi di rinforzo, posti generalmente ai lati della scarpetta, che corrono lungo tutta la direzione longitudinale. Lo scopo di questi elementi è quello di garantire una sufficiente rigidezza flessionale all'intero corpo della pinna.

superficie di spinta costituisce gran parte della pinna, ed è una lamina di materiale generalmente polimerico la cui funzione è quella di esercitare una resistenza all'avanzamento generando in questo modo una spinta su sé stessa da parte dell'acqua in cui è immersa. Più questa superficie è estesa e più la spinta esercitata dal fluido è intensa.

Un soggetto dotato di pinne esegue particolari movimenti, suddivisi in due distinte fasi: "calcio in basso" (*kick down*) e "calcio in alto" (*kick up*), indicati in figura 6.1A e B. La fase di calcio in basso implica la flessione plantare del piede, l'estensione della gamba, la flessione della coscia e una limitata rotazione del bacino, la fase di calcio in alto prevede una flessione dorsale del piede, la flessione della gamba, l'estensione della coscia e una rotazione del bacino contraria al caso precedente [45]. Ciascuna gamba effettua questi movimenti in modo periodico con la stessa frequenza e in controfase, cioè quando la gamba destra è in fase di calcio in basso la gamba sinistra è in fase di calcio in alto, e viceversa. La combinazione di questi movimenti genera una forza risultante tale da muovere il corpo in avanti. Si definiscono alcune grandezze in merito al moto subacqueo:

ampiezza di pinneggiata : è la distanza trasversale tra le caviglie nell'istante di massima ampiezza del movimento;

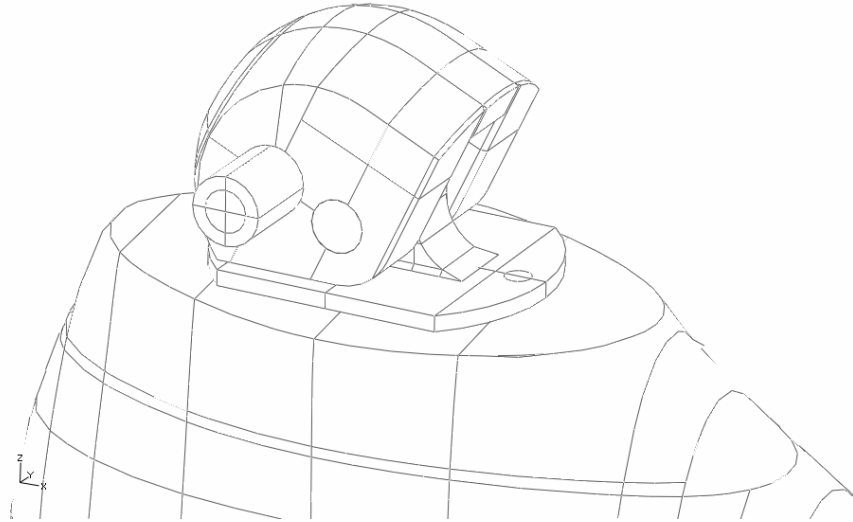


Figura 6.2: Posizione della caviglia protesica in configurazione da nuoto

periodo di pinneggiata : è il tempo necessario a completare un ciclo "calcio in basso + calcio in alto", varia con la velocità e con l'ampiezza della pinneggiata, è generalmente compreso tra 1 s e 2.5 s.

velocità media : è la velocità di avanzamento del corpo in acqua dovuta al movimento delle gambe.

Ai fini dell'analisi del movimento è interessante studiare l'andamento del movimento del piede durante il movimento di pinneggiata. A tal fine si definisce un angolo δ che è pari a 0° per il piede ad angolo retto con la tibia, aumenta con la flessione plantare e diminuisce con la flessione dorsale. Il piede assume un angolo compreso tra i 50° e i 70° con andamento di tipo sinusoidale nel ciclo della pinneggiata. La caviglia protesica invece impone un angolo di 65° costante, rendendo più efficiente la spinta in entrambe le fasi della pinneggiata.

6.1.2 Modello numerico in configurazione da nuoto

Per l'analisi della configurazione da nuoto si sono mantenute gran parte delle impostazioni del modello della struttura completa: i componenti, i materiali ad essi associati e i vincoli applicati sono stati gli stessi, ad eccezione della posizione relativa tra supporto tibiale e supporto del piede e di conseguenza la posizione del cursore. E' stato necessario infatti disporre i componenti della protesi secondo la configurazione da nuoto, che prevede un angolo relativo tra piede e tibia di 65° , realizzato collocando il cursore nella sede più bassa ruotando intorno al perno il supporto tibiale (cfr. fig. 6.2). I vincoli tra i componenti sono rimasti gli stessi del precedente modello sulla struttura completa (cfr. par. 5.4).

Il nuovo tipo di configurazione non ha richiesto la simulazione del proprio comportamento attraverso le prescrizioni della norma ISO 10328, nè sono state trovate norme che regolassero l'omologazione di una protesi da nuoto di questo genere. La strada scelta nell'applicazione dei carichi necessari a sollecitare la protesi è stata di conseguenza quella di riprodurre in prima approssimazione quello che avverrebbe nella realtà durante l'utilizzo in acqua. Le modalità d'uso previste per questo dispositivo

sono di due tipi: con la protesi presa singolarmente e con un ausilio per il nuoto come può essere una pinna. Volendo scegliere la condizione peggiore di carico dal punto di vista della protesi attraverso la quale testare la resistenza del dispositivo, la scelta è caduta sull'utilizzo della protesi associata ad una pinna: la spinta che il piede riceve grazie all'area della superficie della pinna è molto più elevata se rapportata alla spinta ricevuta sul piede, inoltre la distanza tra la caviglia e il centro dell'area di spinta è notevolmente maggiore, aumentando il braccio della forza.

Per assegnare alle pinne da nuoto le caratteristiche meccaniche desiderate, si agisce sulle dimensioni e sulle rigidità di ciascuno dei componenti, in particolare sulla superficie di spinta e sui longeroni di rinforzo. Le dimensioni delle pinne in commercio variano in modo notevole sia in larghezza ($20 \div 40\text{cm}$) che in lunghezza ($40 \div 90\text{cm}$), e le rigidità complessive sono altrettanto variabili in funzione del tipo di utilizzo. Non è stato possibile coprire di conseguenza tutta la gamma delle pinne disponibili sul mercato, si è quindi optato per simulare una condizione di carico tale da essere cautelativa per una grande varietà degli esemplari in commercio. Nel modello la forza conseguente al nuoto è stata schematizzata con un vincolo di tipo coupling tra il piede ed il punto di applicazione della forza. Attraverso questa semplificazione, si è descritta l'interazione tra pinna e piede attraverso lo spostamento di un punto rappresentante il centro di spinta della pinna. Non si è quindi considerato lo spostamento delle coordinate del centro di spinta conseguente alla flessione: durante il movimento di pinneggiata la parte terminale infatti si flette diminuendo l'area resistente al fluido e modificando il punto del centro di spinta, che si sposta verso il piede. La schematizzazione adottata è risultata di conseguenza cautelativa, a causa del mantenimento del braccio tra centro di spinta e piede ad una distanza costante. Una particolare attenzione è stata richiesta per l'applicazione della forza sul piede: il tipo di interazione tra pinna e piede è stabilita dal contatto di quest'ultimo con la scarpetta della pinna, ed ha un andamento temporale che è funzione della fase della pinneggiata. Nella fase di calcio in basso la pressione della pinna sul piede si scarica sul dorso del piede stesso, attraverso la scarpetta, nella fase di calcio in alto invece le sollecitazioni sono concentrate sulla pianta anteriore del piede. Di conseguenza il vincolo di coupling è stato distinto per ciascuna delle due fasi analizzate, le aree interessate dal vincolo sono riportate in figura 6.3.

Alla luce delle prove numeriche precedenti sul modello della struttura completa e vista l'influenza dell'utilizzo di un piede a disposizione piuttosto che l'altro, si è scelto di simulare la condizione da nuoto per ciascuno dei due modelli disponibili. In seguito all'analisi si è cercato anche di stabilire se uno dei due modelli svolge meglio la sua funzione in configurazione da nuoto.

Scelta la modalità di applicazione della forza di spinta dovuta alla pinna è stato necessario stabilire l'entità della forza stessa da applicare al modello. L'andamento della forza di spinta durante il nuoto è funzione temporale della fase della pinneggiata in cui la pinna si trova, oltre che dei parametri costruttivi e dello stile di nuoto del soggetto che la indossa [46]. Risulta così complesso analizzare caso per caso le forze che si creano tra pinna e fluido in ogni situazione, anche a causa delle interazioni fluidodinamiche che si instaurano e che non sono oggetto di questo lavoro di tesi. Si è scelto quindi di rappresentare un caso tipo di utilizzo della pinna, in particolare riferito ad un'applicazione di studio sperimentale dell'analisi delle performance di una pinna da nuoto per uso generale. [47] Il carico misurato istante per istante sulla pinna è ciclico, con picchi nelle fasi in cui la spinta dell'acqua si è fatta più intensa, e con profili di carico e scarico abbastanza ripidi. Il carico massimo misurato è compreso tra i 160 N e i 180 N. Per il modello è stato stabilito il valore della forza in corrispondenza del

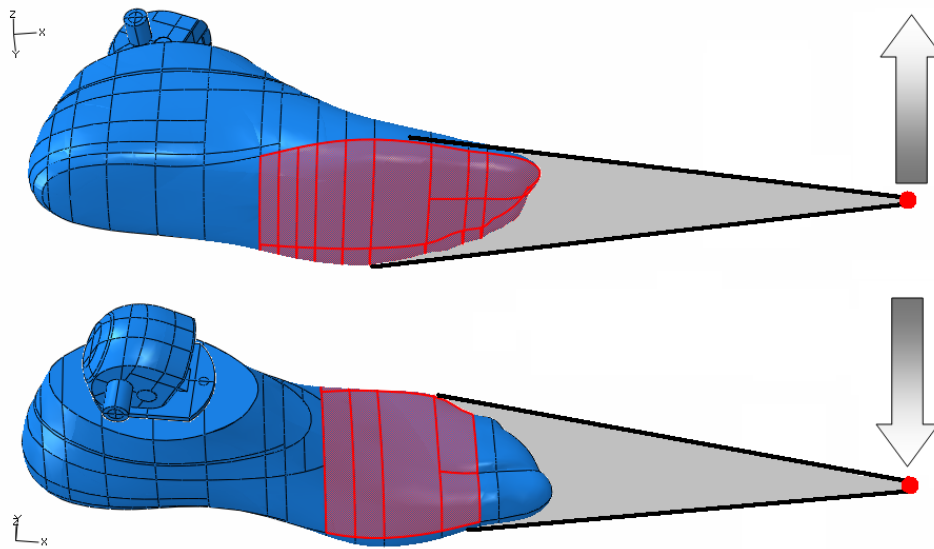


Figura 6.3: Aree soggette al vincolo di coupling per l'applicazione della forza di spinta sulla pinna

limite superiore dei due.

L'interesse principale della simulazione numerica della protesi da bagno INAIL in configurazione da nuoto è stato di simulare le condizioni di sollecitazione di tipo statico durante il nuoto nella situazione più critica, analizzando sia gli sforzi che si instaurano nei componenti della caviglia, sia le deformazioni del piede conseguenti alla spinta dell'acqua sulla pinna durante il moto.

6.1.3 Analisi dei risultati

La configurazione delle deformate ha ripreso, per la fase di calcio in alto, la condizione riscontrata anche nella configurazione Modo II delle prove statiche secondo la norma ISO 10328. La condizione di carico è stata infatti simile a quella appena menzionata, con l'applicazione di una forza in direzione verticale e verso positivo, il cui punto di applicazione è vicino all'asse del piede, ad una certa distanza dal centro del piede stesso. L'effetto sulla protesi è stato limitato e la severità di tale sollecitazione si è rivelata minore. Lo spostamento della piastra del supporto del piede, la parte che ha presentato spostamenti più marcati, si è mossa di pochi centesimi di millimetro. La caviglia deformata in questa configurazione è riportata in figura 6.4A. Un profilo deformato differente della parte inferiore del piede si è rilevato con la forza verso il basso, dovuto alla simulazione del carico nella fase di calcio in basso. Qui la parte anteriore della piastra del supporto del piede si è flessa verso il basso, con valori di spostamento analoghi a quelli precedenti. Nonostante la piastra non fosse connessa con un vincolo bilatero al piede in corrispondenza delle estremità uno spostamento si è instaurato grazie all'azione della spina.

L'andamento degli sforzi è stato analogo per ciascuna analisi, sia sotto il profilo qualitativo della distribuzione degli sforzi che quantitativamente. Una situazione di questo tipo ha indotto a pensare che l'influenza del tipo di piede associato alla caviglia

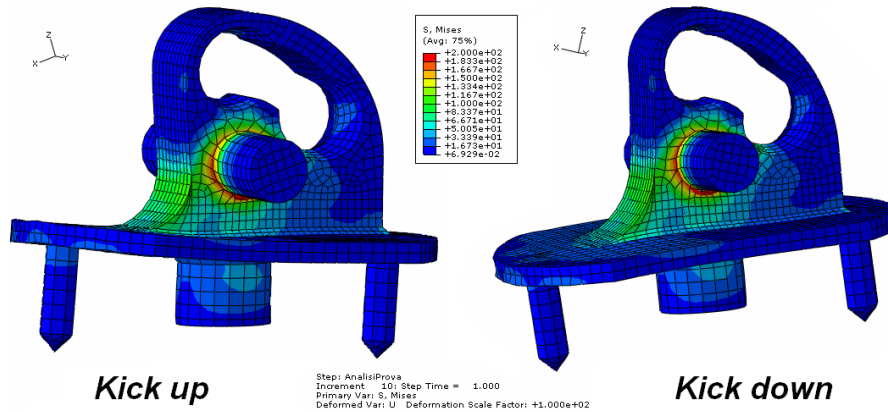


Figura 6.4: Sforzi di Von Mises in rappresentati sulla deformata nella configurazione da nuoto

non fosse rilevante per una sollecitazione di questo genere. Inoltre, la simmetria degli sforzi tra le due fasi di pinneggiata è giustificata dalla simmetria delle forze applicate, della stessa entità e sullo stesso punto, solo con verso differente. In tale condizione, lo sforzo massimo rilevato è collocato sul bordo dell'ampio raccordo del supporto del piede, come si era già notato nella struttura completa sollecitata in configurazione II. Il valore dello sforzo massimo secondo Von Mises è stato di 105.6 MPa (piede SACH), con notevoli differenze tra la simulazione di calcio in alto e di calcio in basso: nel primo caso tale sollecitazione è stata prevalentemente di compressione, nel secondo prevalentemente di trazione. Analizzando però l'entità degli sforzi si nota come da un punto di vista statico non ci siano problemi di resistenza a causa delle sollecitazioni molto contenute (circa il 25%) rispetto a quelle riscontrate nella configurazione da cammino. La variazione degli sforzi nel caso SACH e Dynamic è stata molto limitata, con lo sforzo massimo di VonMiss sul piede Dynamic pari a 104.7 MPa. Gli sforzi del punto più sollecitato secondo le direzioni principali sono riportati in tabella 6.2.

Dall'analisi si è rilevata anche un'intensificazione degli sforzi in corrispondenza dell'interfaccia tra perno e supporto del piede. Tale fenomeno è dovuto alla particolare condizione di vincolo tra il supporto tibiale e il perno, realizzata tramite un vincolo di tipo tie. Questa soluzione ha impedito lo spostamento relativo dei nodi nell'interazione perno-mozzo, così da creare una torsione del perno, nella realtà impossibile. Non sono stati considerati di conseguenza gli sforzi prossimi a quella regione. Per verificare che l'entità delle sollecitazioni sul perno in prossimità del contatto fossero tali da impedire la presenza in quella zona del punto più sollecitato della struttura, si è fatto riferimento al sottomodello del perno validato precedentemente, nel quale lo sforzo massimo rilevato rimaneva cautelativo rispetto a quello massimo presente nel modello completo.

Il coefficiente di sicurezza statico nella particolare configurazione da nuoto abbinata alla condizione di sollecitazione descritta è stato

$$\eta = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma_{max}} = \frac{880MPa}{105.6MPa} = 8.3 \quad (6.1)$$

ampiamente a favore della resistenza del materiale. Questo dato conferma come la situazione più critica, come ipotizzato in precedenza, sia quella in configurazione da cammino.

Verso Forza	Modello Piede	Angolo [°]
Alto	Dynamic	23.8
Alto	SACH	4.1
Basso	Dynamic	-6.3
Basso	SACH	-1.9

Tabella 6.1: Angoli di flessione dei piedi protesici in configurazione da nuoto

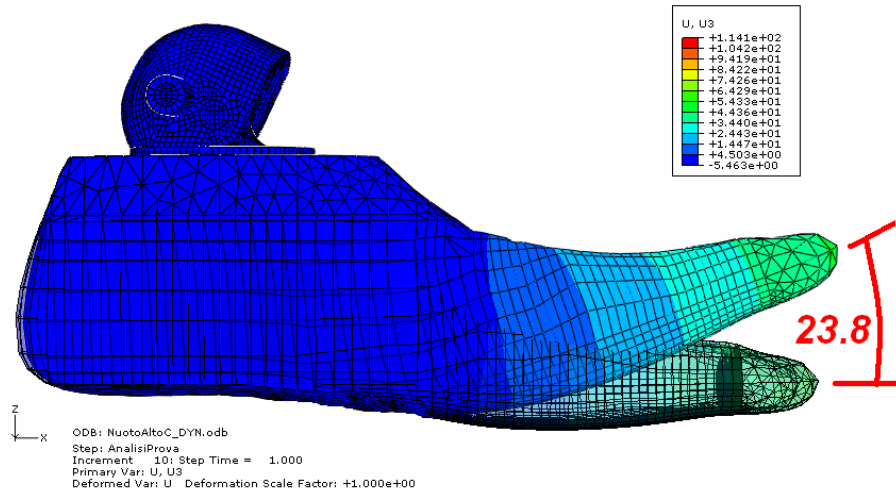


Figura 6.5: Ampiezza massima del piede Dynamic nella simulazione della pinneggiata

Oltre che la situazione di sollecitazione della caviglia, indagata per la resistenza statica dei componenti, si sono analizzate le deformazioni di ciascuno dei due modelli di piede protesico, al fine di stabilire eventuali differenze da questo punto di vista e valutarne qualitativamente l'impatto nelle fasi della pinneggiata. In particolare è stata analizzata la rotazione dell'avampiede in seguito alle sollecitazioni imposte dalla schematizzazione della pinna. La rotazione rilevata è riportata per ciascun caso analizzato nella tabella 6.1, i valori positivi indicano una dorsiflessione del piede, cioè una riduzione dell'angolo tra piede e tibia, valori negativi si riferiscono ad una rotazione plantare del piede.

Come ci si poteva aspettare, la flessione del piede Dynamic è stata decisamente più elevata se confrontata con il piede SACH nella dorsiflessione, a causa del modulo elastico più basso, dovuto alla differente costruzione interna dei due piedi protesici. Tale fenomeno è stato più contenuto con l'applicazione della forza verso il basso, grazie alla particolare forma della protesi, che si oppone alla flessione sull'avampiede in questa direzione. Questo fenomeno torna utile nell'analisi della pinneggiata, in particolare del piede. Utilizzando la protesi da bagno tale angolo rimane fisso, a causa della rigidità molto elevata della caviglia e della sua impossibilità di moti relativi con il resto della protesi. Questa condizione rappresenta uno svantaggio durante il nuoto a causa della maggiore resistenza opposta dal fluido sul piede e sulla pinna nella fase di richiamo prima della nuova spinta. La deformazione del piede protesico di tipo Dynamic svolge una compensazione in questo senso, deformandosi in modo sufficiente da recuperare un angolo di 23.8° , che permette di flettere la scarpetta e la pinna almeno in parte.

	Calcio in alto [MPa]	Calcio in basso [MPa]
σ_{VM}	105.6	105.6
σ_x	-25.9	25.9
σ_y	-1.5	1.5
σ_z	-84.1	84.1
σ_I	0.58	107.5
σ_{II}	-4.6	4.6
σ_{III}	-107.5	-0.58

Tabella 6.2: Sforzi di Von Mises, sforzi secondo gli assi x, y, z globali e sforzi principali del punto più sollecitato in configurazione da nuoto

Questa condizione di deformazione è ancor più importante nella cinematica del nuoto per soggetti con amputazione unilaterale. In questo caso infatti l'arto sano si comporta normalmente, con l'angolo δ variabile, generando un'asimmetria nei movimenti delle gambe e di conseguenza nell'avanzamento, diminuendo anche il comfort del nuoto. Con la deformazione del piede si riesce a compensare almeno in parte questo squilibrio.

6.1.4 Verifica a fatica

Secondo le ipotesi effettuate nel capitolo 1.7 la situazione da cammino non presentava un numero di cicli tale da richiedere una verifica a fatica dei componenti. Non è stato possibile estendere tale considerazione per l'utilizzo durante il nuoto, vale a dire l'attività principale a cui la protesi è destinata. Si è scelto quindi di effettuare una verifica a fatica nel punto più sollecitato in configurazione da nuoto, vale a dire la zona di raccordo tra la parte piatta e quella estrusa del supporto del piede. Gli sforzi rilevati secondo il modello ad elementi finiti sono stati quelli riportati in tabella 6.2, dove si evidenzia lo sforzo equivalente secondo il criterio di Von Mises, gli sforzi nelle direzioni del sistema di riferimento del modello (x, y, z) e gli sforzi principali (I, II, III). La prima considerazione che si può trarre dai dati ottenuti è che il materiale in quel punto si trova in una condizione di sforzo quasi piano: uno degli sforzi principali è quasi nullo se confrontato con quello massimo in modulo (0.58 MPa contro i 107.5 MPa). Attraverso i dati resi disponibili dall'analisi numerica si sono calcolate le direzioni degli sforzi principali nell'elemento preso in considerazione, ottenendo i risultati in figura 6.6, le frecce indicano direzione e verso degli sforzi principali e la loro lunghezza esprime il modulo di tali sforzi. Si nota come lo sforzo principale massimo in modulo sia tale da rendere quasi invisibili i vettori degli altri sforzi principali, osservabili nell'ingrandimento a fianco delle figure. Le direzioni principali degli sforzi sono costanti. Considerando l'andamento del movimento della pinneggiata, approssimabile ad un movimento sinusoidale, si ottiene una condizione di sforzi variabili in modo proporzionale tra i due estremi costituiti dalla condizione di calcio in alto e di calcio in basso (R=-1).

Si è scelto, date le particolari condizioni di carico, di utilizzare il criterio di Sines [48]. Il criterio si basa sul calcolo dello sforzo τ_{ott} delle componenti alternate, confrontato con il limite di resistenza a fatica alternata assiale, diminuito dell'invariante primo delle

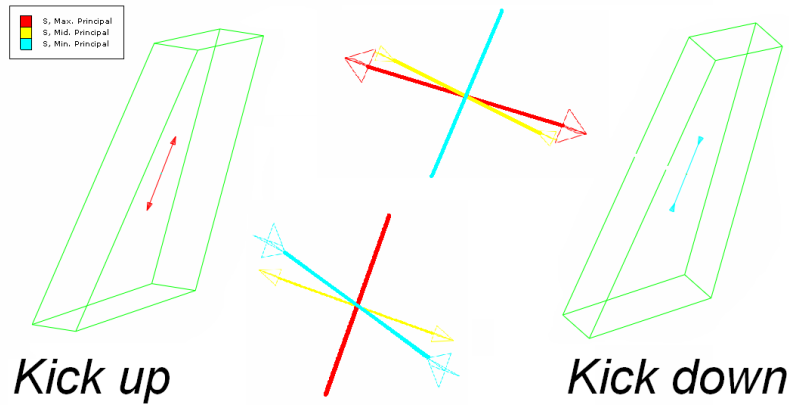


Figura 6.6: Direzioni degli sforzi principali nell'elemento più sollecitato

sollecitazioni medie moltiplicato per un opportuno coefficiente:

$$\sigma^*_{S} = \sqrt{\sigma_{Ia}^2 + \sigma_{IIa}^2 + \sigma_{IIIa}^2 - \sigma_{Ia}\sigma_{IIa} - \sigma_{Ia}\sigma_{IIIa} - \sigma_{IIa}\sigma_{IIIa}} \leq \quad (6.2)$$

$$\leq \frac{\sigma_{FAa}}{\eta} - k \cdot (\sigma_{Im} + \sigma_{IIIm} + \sigma_{IIIIm}) \quad (6.3)$$

con σ^*_{S} sforzo equivalente di Sines, σ_{xa} la componente alternata dello sforzo e σ_{xm} lo sforzo medio nelle direzioni principali x (I, II o III) [49]. Dal diagramma di Haigh si ottiene che

$$k = \frac{\sigma_{FAa} - \sigma_{a,lim}}{\sigma_{a,lim}} \quad (6.4)$$

$$\sigma_{a,lim} = \frac{\sigma_{FAa} \cdot b_3}{K_{fa}} \quad (6.5)$$

Utilizzando i valori

$$\sigma_{FAa} = 240 \text{ MPa (per } 10^7 \text{ cicli)}$$

$$K_{fa} = 1.5$$

$$\eta = 1.5$$

$$b_3 = 0.6 \text{ (coefficiente superficiale per rugosità di tornitura)}$$

L'equazione di verifica attraverso il criterio di Sines diventa:

$$\sigma^*_{S} = 48.86 \text{ MPa} \leq 160 \text{ MPa} = \frac{\sigma_{FAa}}{\eta} - k \cdot (\sigma_{Im} + \sigma_{IIIm} + \sigma_{IIIIm}) \quad (6.6)$$

superando quindi la verifica a fatica nel punto più sollecitato. Tale criterio indica quindi una resistenza a 10^7 cicli di pinneggiata. Ipotizzando una durata media di ciclo di 2 s si ottiene che il dispositivo può essere utilizzato per oltre 300000 ore, ben oltre la durata prevista per questa protesi. Si ricorda che tale valore è riferito esclusivamente alla caviglia protesica, possono esserci però altri componenti che non supportano un numero così elevato di cicli, componenti che non sono oggetto di studio in questo lavoro di tesi.

6.2 Valutazione dei materiali impiegabili per la costruzione della protesi

I costi associati alla fabbricazione della protesi da bagno INAIL hanno un impatto importante nella successiva distribuzione e nella possibilità di diffusione di uno strumento di questo genere. Uno degli utilizzi del modello numerico elaborato nel capitolo 5 è stato quindi valutare la possibilità di impiegare un materiale che nel complesso renda meno costosa la produzione della protesi, garantendo comunque i requisiti di funzionalità. Non si è voluto ovviamente riprogettare ex novo la protesi, processo che esula da questo lavoro di tesi e che necessiterebbe uno sforzo e un impiego di risorse complesso, si è cercato però di migliorare il componente a disposizione.

Una delle cause dell'aumento del costo di produzione della protesi è il materiale impiegato nella sua costruzione. La lega di titanio utilizzata (Ti-6Al-4V) è senza dubbio uno dei materiali più adatti dal punto di vista ingegneristico nella costruzione della protesi: soddisfa infatti la duplice richiesta di resistenza strutturale elevata, abbinata ad un'ottima resistenza alla corrosione (cfr. par. 1.7). Tale materiale risulta però, come tutte le leghe a base titanio, estremamente costoso: il titanio (che rappresenta il 90% della lega) [12] ha attualmente un prezzo di circa 21\$/kg, a cui si aggiunge il costo di elementi di lega quali alluminio (6%) e vanadio (4%), oltre che un rincaro dato dal processo di produzione. Questo modo di calcolare il prezzo di un materiale è un'approccio semplificato e che non tiene conto di importanti fattori, ma dà un'idea di come il materiale influisca sul costo del prodotto. Per avere un confronto, un acciaio per uso generale ha un costo che si attesta intorno a 1\$/kg [50].

Nell'analisi si è considerata come variabile la scelta del materiale solo per la caviglia protesica, in quanto componente da testare e non proveniente da un fornitore esterno. Si considerano infatti tutti i componenti "a catalogo" come prodotti già testati e omologati secondo le norme a ciascuno di essi dedicate. Tali componenti sono i piedi protesici, gli attacchi, il pilone che svolge funzione di tibia.

6.2.1 Scelta dei materiali

Per la scelta del materiale si è innanzitutto analizzato il requisito più restrittivo tra i due principali su cui ci si è focalizzati: la resistenza alla corrosione. Tale resistenza deve essere efficace in particolare per i due ambienti nei quali la protesi dovrà necessariamente svolgere la propria funzione, vale a dire le piscine e l'acqua di mare. Queste condizioni necessitano una resistenza sia all'azione del cloro contenuto nell'acqua delle vasche, sia all'azione corrosiva svolta dalla salinità dell'acqua di mare, oltre che l'azione corrosiva che l'acqua in sé svolge sui materiali metallici più soggetti alla corrosione. I materiali più adatti a questo scopo sono materiali non corrodibili dagli agenti sopra specificati o quelli, come il titanio e le sue leghe, in grado di formare uno strato di ossido sottile e compatto (passivazione) che protegge il materiale sottostante dall'attacco dei componenti corrosivi. Nella scelta del materiale da utilizzare si sono presi in considerazione le leghe di alluminio e gli acciai inossidabili.

L'alluminio è un materiale adatto per costruire prodotti destinati all'uso in ambienti corrosivi grazie alla caratteristica di passivare sulla superficie e proteggere gli strati inferiori del materiale dall'azione corrosiva. E' adatto all'impiego sia in ambienti clorurati che marini [51]. Le leghe a base alluminio si suddividono in differenti categorie in funzione del principale elemento di lega che le costituisce (Cu, Mn, Si, Mg, Mg-Si, Zn-Mg) e ciascun tipo è destinato a particolari impieghi. Si è presa in considerazione

la classe di leghe di alluminio designata come serie 7, il cui principale elemento di lega è lo zinco. A questa categoria di materiale appartengono le leghe di alluminio con resistenza a trazione più elevata, tale proprietà si ottiene sottoponendo il materiale a trattamento di invecchiamento, durante il quale avviene la precipitazione della fase Zn-Mg. Il tipo di trattamento subito dal materiale viene generalmente indicato nella designazione (es. T6 per invecchiamento artificiale). Possono presentare problemi di saldabilità, non rilevanti per l'applicazione nell'ambito della protesi trattata.

Gli acciai inossidabili (o inox) sono acciai a cui gli elementi di lega (specialmente cromo e nichel) conferiscono particolari proprietà di resistenza alla corrosione, in particolare l'aggiunta di cromo in percentuali sopra il 10.5% permette la passivazione dello strato superficiale a contatto con l'ossigeno dell'atmosfera, che si ossida formando Cr_2O_3 . Questo strato superficiale risulta molto aderente, compatto e resistente, così da proteggere il materiale sottostante [52]. Un'eventuale scalfitura dello strato superficiale espone il materiale non ossidato all'azione dell'ossigeno, che a sua volta lo ossida. Il processo avviene molto velocemente, così da mantenere costantemente lo strato protettivo sulla superficie. Grazie a questa proprietà gli acciai inossidabili vengono utilizzati in moltissimi casi (impianti, scambiatori, tubi, valvole) dove è richiesta un'elevata resistenza alla corrosione. La resistenza alla corrosione viene valutata attraverso un indice numerico chiamato PREN (Pitting Resistance Equivalent Number), che indica la resistenza al fenomeno del pitting, cioè alla corrosione puntiforme sulla superficie del materiale. Più il valore è alto e meno il materiale risulta corrodibile, il valore del PREN si calcola a partire dal contenuto degli elementi di lega:

$$PREN = \%Cr + 3,3 \cdot \%Mo + 16 \cdot \%N \quad (6.7)$$

Gli acciai inossidabili si dividono in:

Austenitici: (PREN 20 ÷ 48) sono acciai inossidabili con una percentuale di cromo variabile tra il 12% e il 30%, caratterizzati dalla presenza di nichel in quantità variabile (da 7% a 30%) e da un basso tenore di carbonio (quasi sempre minore di 0.15%). Il nichel rende la struttura dell'acciaio austenitica e il materiale molto resistente alla corrosione, tra le tre classi di acciai inossidabili (austenitici, ferritici, martensitici), gli austenitici sono quelli con maggiore resistenza alla corrosione ma con valori di resistenza a trazione non elevati se confrontati con quelli degli acciai da bonifica. La struttura è cubica a facce centrate e non sono presenti punti critici, di conseguenza non può essere sottoposto a trattamenti termici.

Ferritici: (PREN 10 ÷ 28) hanno percentuali di cromo variabili dal 10.5 fino al 30%, hanno bassi livelli di carbonio nel reticolo cristallino, che è cubico a corpo centrato. Non presentano i punti critici A1 e A3, di conseguenza non possono essere soggetti a trattamenti termici. Sono ferromagnetici e presentano una buona duttilità e deformabilità. Presentano problemi di fragilimento e una limitata resistenza a trazione anche allo stato incrudito.

Martensitici: sono gli unici acciai inossidabili che possiedono punti critici e di conseguenza possono essere sottoposti a trattamenti termici in grado di modificare la struttura dell'acciaio portandola ad una condizione di martensite, da qui la designazione. La struttura martensitica permette di ottenere alti valori di resistenza alla trazione ma condiziona in negativo la tenacità del materiale, a cui si può porre rimedio con un trattamento di rinvenimento come avviene per gli acciai da bonifica. La percentuale di cromo presente è variabile dal 11.5% al 16% a seconda del tipo di lega ottenuta. A temperatura ambiente a seguito del trattamento

termico di bonifica questo tipo di acciai presenta un'elevata resistenza meccanica, la resistenza alla corrosione è invece inferiore agli altri acciai inossidabili, specialmente a causa del relativamente basso contenuto di cromo.

Duplex (o bifasici): (PREN 23 ÷ 44) sono una categoria di acciai inossidabili la cui struttura è composta da due costituenti differenti, austenite e ferrite. Rispetto agli acciai inossidabili austenitici presentano una migliore resistenza alla corrosione intergranulare ed alle sollecitazioni meccaniche. Sono soggetti al trattamento di solubilizzazione, che consiste nel scaldare il materiale intorno a 1050°C e raffreddarlo bruscamente in acqua. Tale trattamento discioglie i carburi di cromo nei grani cristallini impedendo la corrosione intergranulare, ma non ha effetti sulla resistenza a trazione del materiale [53].

Le successive richieste nei confronti del materiale si sono orientate nella direzione della resistenza statica. Non c'è stato un valore stabilito in modo univoco per questa condizione, si è assunto come riferimento il valore massimo di sforzo rilevato nel materiale durante le prove più severe e lo si è moltiplicato per un coefficiente di sicurezza pari a 1.3. Questo ha portato ad un valore indicativo di resistenza meccanica del materiale di 700 MPa. Considerando questa seconda condizione si è limitato molto il campo di materiali da cui attingere per la scelta di fabbricazione del componente.

Le caratteristiche meccaniche di una lega di alluminio presentano una resistenza troppo bassa che non permette di raggiungere sforzi di questo tipo senza entrare nel campo plastico del materiale. Lo stesso discorso vale per gli acciai inossidabili austenitici e ferritici. L'unica possibilità rimasta, quella di utilizzare acciai di tipo martensitico, permette di raggiungere uno sforzo massimo a snervamento di 650 MPa. Il coefficiente di sicurezza derivato da quest'utilizzo è di 1.2, al limite dell'accettazione.

La realizzazione di una protesi da bagno con l'impiego di materiali meno costosi della lega di titanio Ti-6Al-4V con l'attuale geometria è risultata di difficile attuazione e con un margine di sicurezza molto ridotto. Non si è esclusa la possibilità di realizzare tale dispositivo utilizzando leghe con caratteristiche meccaniche molto spinte, ma tale soluzione per la particolarità del materiale non va nella direzione di riduzione dei costi.

6.2.2 Variazione della geometria

La scelta del materiale, legata allo sforzo massimo calcolato nel modello numerico, non ha permesso la scelta di un materiale economico in grado di assicurare il rispetto delle caratteristiche strutturali e di resistenza alla corrosione richieste dai componenti della protesi. Il punto più sollecitato della struttura è direttamente conseguente alla particolare geometria della zona del raccordo sul supporto del piede. Il vincolo della geometria è sempre rimasto tale, senza intervenire attraverso modifiche sui componenti. A fronte delle valutazioni fatte nel paragrafo precedente, una diminuzione significativa degli sforzi nel componente sarebbe in grado di estendere la gamma di materiali da utilizzare includendo quelli scartati a causa della bassa resistenza a trazione. Si è deciso di variare la geometria del punto più sollecitato sostituendo l'ampio raccordo con un altro raccordo a raggio minore e aumentando il materiale presente in quell'area. La geometria proposta è visibile in figura 6.7. Si è in seguito svolta un'analisi cercando tra la configurazione con piede modello SACH o Dynamic la condizione più penalizzante dal punto di vista del componente, utilizzando le caratteristiche meccaniche della lega di titanio Ti-6Al-4V. I risultati ottenuti hanno mostrato un forte abbassamento delle sollecitazioni del materiale, passate nel caso peggiore da un valore di 535.1 MPa a 301.9 MPa. Il modello non ha modificato in modo radicale la distribuzione delle sollecitazioni

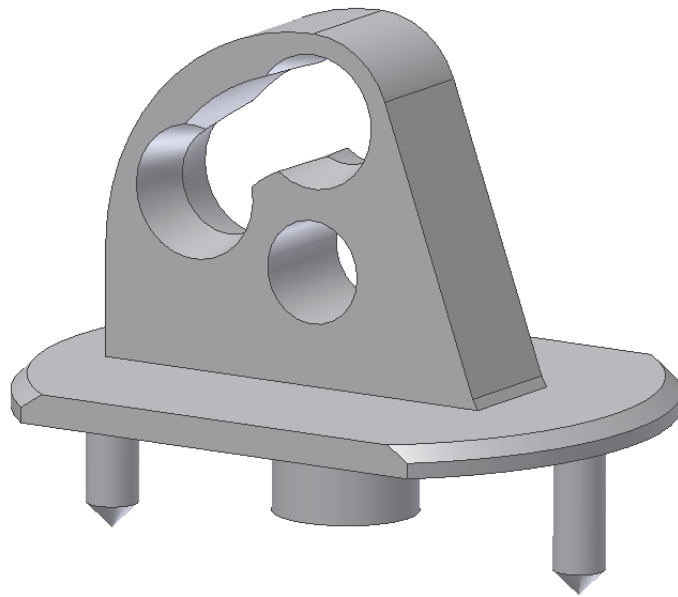


Figura 6.7: Geometria proposta per ridurre gli sforzi nel punto più sollecitato del supporto del piede

nei componenti, lasciando valide le ipotesi fatte sul modello della struttura completa fatte nel capitolo precedente.

Uno sforzo massimo di 301.9 MPa ha permesso di riconsiderare i materiali prima scartati. In particolare si sono scelti tre materiali differenti, una lega di alluminio (7075-T6), un acciaio inossidabile austenitico (AISI 310S) e un acciaio inossidabile duplex (1.4462 secondo EN 10088) per verificare la resistenza strutturale statica della protesi, utilizzando il modello numerico della protesi già validato. Per ciascun materiale si è svolta un'analisi ad elementi finiti alla ricerca dell'andamento degli sforzi e della sollecitazione massima.

6.2.3 Alluminio 7075-T6

La particolare lega di alluminio 7075-T6 è caratterizzata da un'elevata resistenza meccanica, e viene impiegata nell'industria aeronautica, aerospaziale e in componenti di automobili e biciclette [54]. La resistenza allo snervamento è di 503 MPa, con un'allungamento a rottura dell'11% e un modulo elastico pari a 71.7 GPa, in linea con i moduli elastici delle leghe di alluminio, ma basso se confrontato con quelli degli acciai (circa 200 GPa). Per ulteriori dati sul materiale si rimanda alla tabella A.6.

L'analisi effettuata ha mostrato un andamento degli sforzi in linea con quelli delle analisi precedenti, con il punto di maggior sollecitazione ancora in corrispondenza del nuovo raccordo a raggio più stretto (cfr. fig. 6.8). La sollecitazione massima è stata di 223.4 MPa (Von Mises), valore ottenuto scartando le sovrasollecitazioni locali, discusse in dettaglio nel capitolo 5. Il coefficiente di sicurezza per la lega di alluminio 7075 è quindi

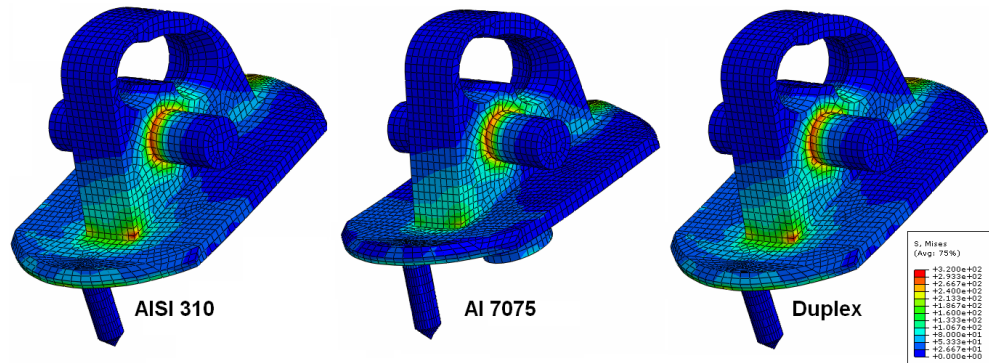


Figura 6.8: Sforzi sul supporto del piede (secondo Von Mises) ottenuti utilizzando i materiali presi in considerazione. Amplificazione degli spostamenti: 50x

$$\eta_{al} = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma_{max}} = \frac{503MPa}{223.4MPa} = 2.25 \quad (6.8)$$

Lo spostamento massimo, rilevato in corrispondenza della parte anteriore della piastra del supporto del piede, è stato di 0.27 mm.

6.2.4 Acciaio inox austenitico AISI 310S

È un acciaio inossidabile di tipo austenitico e come tutti gli acciai austenitici, non temprabile. Il maggior contenuto di cromo e nichel consente di avere relativamente elevate caratteristiche meccaniche e di resistenza alla corrosione anche a caldo (PREN 26). La resistenza allo snervamento si attesta sui 370 MPa e il modulo elastico è di 206 GPa, valori ottenibili dopo tempra di solubilizzazione a 1050°C e raffreddamento in acqua. Viene impiegato per parti di forni, scambiatori di calore, bruciatori, motori endotermici, attrezzature per industria chimica e petrolifera. Per ulteriori dati sul materiale si rimanda alla tabella A.7.

Il punto di maggior sollecitazione è stato in corrispondenza del nuovo raccordo anche in questo caso (cfr. fig. 6.8). La sollecitazione massima è stata di 312.3 MPa (Von Mises), valore ottenuto scartando le sovrasollecitazioni locali discusse in dettaglio nel capitolo 5. Il coefficiente di sicurezza per l'acciaio inossidabile AISI 310 è

$$\eta_{310S} = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma_{max}} = \frac{370MPa}{312.3MPa} = 1.18 \quad (6.9)$$

Lo spostamento massimo, rilevato in corrispondenza della parte anteriore della piastra del supporto del piede, è stato di 0.11 mm.

6.2.5 Acciaio inox duplex 1.4462

L'acciaio inox bifasico 1.4462 (secondo norma EN 10088) conosciuto anche attraverso la designazione X2CrNiMoN22-5-3 è un acciaio duplex a struttura bifasica (austenitico-ferritico), è caratterizzato da buone caratteristiche meccaniche abbinate ad un'alta resistenza alla corrosione (PREN 38) grazie all'elevato contenuto di cromo (21÷23%), nichel (4.5÷6.5%), azoto (10÷22%). Tra le caratteristiche meccaniche possiede una resistenza allo snervamento di 450 MPa a temperatura ambiente ed un

6.2. Valutazione dei materiali impiegabili per la costruzione della protesi

Materiale	σ_{sn} [MPa]	σ_{max} [MPa]	η	$spost_{max}$ [mm]
Al 7075	503	223.4	2.25	0.27
AISI 310S	370	312.3	1.18	0.11
Duplex 1.4462	450	315.4	1.43	0.108

Tabella 6.3: Riepilogo dei risultati delle analisi in funzione dei materiali considerati

modulo elastico pari a 200 GPa, caratteristiche che necessitano di una tempra di solubilizzazione a 1020°C con raffreddamento in acqua. I principali campi di utilizzo di questo tipo di acciaio sono l'industria chimica e petrolchimica e gli impianti offshore. Per ulteriori dati sul materiale si rimanda alla tabella A.1.

Al termine dell'analisi, il punto di maggior sollecitazione anche in questo caso è stato sul raccordo modificato (cfr. fig. 6.8). La sollecitazione massima è stata di 315.4 MPa (Von Mises), valore ottenuto scartando le sovrasollecitazioni locali sul perno discusse in dettaglio nel capitolo 5. Il coefficiente di sicurezza per l'acciaio inossidabile duplex 1.4462 è stato di

$$\eta_{duplex} = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma_{max}} = \frac{450MPa}{315.4MPa} = 1.43 \quad (6.10)$$

Lo spostamento massimo, rilevato in corrispondenza della parte anteriore della piastra del supporto del piede, è stato di 0.108 mm.

6.2.6 Analisi dei risultati

L'andamento degli sforzi in tutte e tre le analisi effettuate in funzione del materiale è stato simile, riprendendo la distribuzione già riscontrata in precedenza, con i componenti piuttosto scarichi (specialmente il supporto tibiale) e le zone di maggior sollecitazione nel supporto del piede. Tali aree si sono ancora una volta concentrate all'interfaccia tra la parte piana e quella estrusa. I valori di picco, i coefficienti di sicurezza e gli spostamenti massimi rilevati sono riassunti in tabella 6.3.

Da un punto di vista degli sforzi rilevati e dei coefficienti di sicurezza statici calcolati, si nota un valore basso per l'AISI 310S (1.18) e un valore accettabile per l'acciaio inossidabile bifasico (1.43). Le maggiori prestazioni sotto questo punto di vista sono però quelle della lega di alluminio 7075, che ha permesso di raggiungere un coefficiente di sicurezza superiore a 2 (2.25). Non esistono parametri normativi che permettono di stabilire un valore di soglia per i coefficienti di sicurezza in fase di progettazione, non è possibile di conseguenza stabilire se accettare o meno i valori più bassi di η calcolati sulla base dei dati numerici. Senza dubbio il locale superamento del valore di sforzo di snervamento non pregiudica il funzionamento della protesi, sia per la limitata zona dove esso agisce, sia per la plasticità dei materiali considerati, che permettono un allungamento percentuale prima della rottura abbastanza elevato, evitando rotture di schianto del dispositivo. Inoltre, la sollecitazione più elevata è risultata di compressione, meno pericolosa da questo punto di vista rispetto ad uno sforzo di trazione della stessa entità. La normativa impone però, oltre la resistenza della protesi alla sollecitazione, anche l'assenza di deformazioni plastiche nei componenti: di conseguenza non si può tollerare un superamento della soglia di snervamento del materiale impiegato.

In riferimento agli spostamenti, quelli maggiori, come ci si aspettava, si sono ottenuti attraverso l'utilizzo della lega di alluminio a causa del ridotto modulo elastico

rispetto a quello degli acciai (circa un terzo). Uno spostamento di questo tipo deve essere attentamente considerato: l'omologazione del dispositivo prevede infatti un limite massimo di spostamento sotto le condizioni di carico imposte dalla norma (cfr. par. 2.7.1). Confrontando l'incremento degli spostamenti del componente in lega di alluminio con quelli ottenuti dal modello in titanio ($\Delta=0.15$ mm) e sommando questo valore a quelli sperimentali (cfr. tab. 2.12) si rischia per l'associazione della protesi con il piede SACH di non superare i test, che prescrivono uno spostamento limitato dei componenti. Vista però la particolare condizione di prova del piede SACH (sfondamento della parete di legno del piede) non è possibile affermare con sicurezza se l'omologazione della protesi in alluminio avrà esito positivo o negativo. Nel caso dei due acciai inossidabili il limitato spostamento della piastra del supporto tibiale (leggermente inferiore ai valori calcolati per il pezzo in lega di titanio) non desta preoccupazioni in termini di omologazione.

Dall'analisi non è emersa la candidatura di un solo materiale come soluzione per la costruzione di una caviglia protesica adatta a ridurre i costi di produzione. Si sconsiglia l'utilizzo dell'acciaio inossidabile austenitico per lo scarso coefficiente di sicurezza, mentre va considerato con attenzione l'impiego della lega di alluminio 7075. Il materiale che meglio soddisfa le richieste è risultato l'acciaio inossidabile bifasico, nella fattispecie il tipo 1.4462 (X2CrNiMoN22-5-3). Questo materiale è riuscito ad abbinare le elevate richieste di resistenza alla corrosione con buone caratteristiche di resistenza meccanica, limitando gli spostamenti subiti dalla protesi nell'ottica di una successiva omologazione.

Il considerevole numero di fattori che concorrono alla definizione del prezzo di un materiale non permettono di ottenere valori precisi riguardo al costo finale al kg di una determinata lega, permettendo solo considerazioni qualitative. L'elevato costo della lega Ti-6Al-4V consente però di affermare che una riduzione dei costi si è ottenuta passando da questo materiale all'acciaio inossidabile bifasico.

La riduzione dei costi attraverso il cambio del materiale ha riguardato solo un aspetto del processo di fabbricazione, senza prendere in considerazione il tipo di processo di lavorazione adottato ed i parametri che lo governano, considerati costanti. Non si vuole in questa sede riprogettare l'intero ciclo di lavorazione dei componenti della protesi, ma affrontare i problemi di massima che possono rendere più o meno conveniente l'utilizzo dell'acciaio X2CrNiMoN22-5-3 sotto questo punto di vista. Al momento i vari pezzi sono ottenuti attraverso lavorazioni ad asportazione di truciolo, che per la lega a base di titanio creano alcuni inconvenienti. Il problema principale riguarda il surriscaldamento del materiale e degli utensili, a causa della bassa conducibilità termica del titanio. Questo comporta la necessità di adottare basse velocità di taglio, utensili particolari resistenti ad alte temperature e notevoli quantità di liquidi refrigeranti. Tutti questi accorgimenti aumentano i costi della lavorazione, spostando ulteriormente la convenienza verso un materiale più lavorabile come ad esempio l'acciaio X2CrNiMoN22-5-3.

Capitolo 7

Conclusioni

Gli obiettivi prefissi all'inizio del lavoro di tesi sono stati l'omologazione della protesi da bagno INAIL secondo le normative vigenti e la costruzione di un modello numerico della protesi in grado di riprodurre in modo attendibile il comportamento.

L'omologazione della protesi è stata effettuata secondo la norma ISO 10328:2006 (Structural testing of lower-limb prostheses - Requirements and test methods). Per arrivare a quest'obiettivo è stato progettato ed allestito un sistema di prova in grado di soddisfare le richieste esplicitate nella normativa, costituito da un attuatore idraulico e da un sistema di vincolo in grado di consentire l'inclinazione della forza applicata secondo gli angoli specifici necessari ad un corretto svolgimento della prova. Secondo le ipotesi effettuate si sono svolte prove sperimentali solo di tipo statico, ritenendo il prodotto in configurazione da cammino non interessato da un numero di cicli tale da richiedere una verifica con carichi ciclici. Sono stati applicati degli estensimetri in punti opportuni sulla superficie dei componenti per rilevare attraverso un sistema di misura le deformazioni sul pezzo così da procedere ad una successiva validazione del modello numerico ad elementi finiti. I test previsti sulla struttura completa della protesi, costituita dai piloni, dalla caviglia, dai piedi protesici e dalle loro connessioni, hanno portato al superamento dei requisiti normativi senza rilevare segni di cedimento né deformazioni permanenti dell'assemblato. Tali prove, condotte con entrambi i piedi protesici a disposizione e sollecitandoli in due specifici punti, hanno interessato sia la zona dell'avampiede sia quella del tallone. Per omologare la caviglia anche da un punto di vista degli spostamenti subiti durante le prove, si sono rilevati con lo stesso apparato sperimentale anche i comportamenti dei piedi protesici in termini di spostamento e di rigidità. Si è osservato un differente comportamento dei piedi protesici in funzione sia del modello, sia del punto di sollecitazione: i due esemplari, apparentemente simili, hanno espresso rigidità differenti in funzione della zona e dell'entità della sollecitazione applicata. Il risultato dell'omologazione è stato positivo anche per lo spostamento massimo rilevato, compreso entro i limiti della norma.

La variabilità riscontrata sui piedi ha portato ad un'analisi della loro costruzione interna per capire quali fenomeni portassero a differenze così marcate. Sezionando i due modelli e osservando la struttura interna si sono rilevati differenti materiali costituenti: legno nella parte superiore e in una porzione dell'avampiede, schiume come riempimento e gomma sul rivestimento esterno, oltre una lamina sempre nell'avampiede per conferire particolare rigidità flessionale. All'interno si è notata una notevole differenza morfologica a causa principalmente della quantità di legno presente, molto più importante nel piede più rigido, specialmente nella zona dell'avampiede. Una seconda

causa a cui si attribuiscono le differenze rilevate è stato il diverso tipo di schiuma utilizzato, identico nella parte del tallone per ammortizzare gli impatti della camminata, differente e più rigido nella parte anteriore.

Le prove sperimentali, sopportate dalla protesi senza presentare cedimenti e senza plasticizzare nemmeno localmente il materiale, hanno portato alla rottura della parte interna di legno del piede, in corrispondenza della spina posteriore e sollecitando uno dei due modelli sull'avampiede. Questo è successo a causa della vicinanza dei fori eseguiti per le spine e quelli presenti precedentemente realizzati in fase di costruzione. La spinta esercitata dalla spina su una parete di legno di piccolo spessore ne ha provocato la rottura, portando la spina ad assestarsi nello spazio del foro adiacente. Una possibile soluzione a questo problema potrebbe essere realizzare le spine con un asse ad una distanza tale da permettere l'alloggiamento in corrispondenza dei fori nel piede già presenti. In questo modo si avrebbe nell'intorno del foro un componente pieno.

Il confronto dei dati sperimentali sulla protesi nella sua interezza e sulle analoghe sollecitazioni applicate ai piedi singoli ha portato a stabilire che la quasi totalità degli spostamenti rilevati sperimentalmente durante le prove sulla struttura completa è attribuibile all'elevata deformabilità del piede protesico. Solo in un caso si è osservata un'anomalia, riscontrando nei dati sperimentali un piede con comportamento più rigido abbinato alla protesi piuttosto che vincolato ad una piastra intrinsecamente rigida. Tale discrepanza tra le ipotesi e i risultati sperimentali è stata giustificata dopo aver analizzato la struttura interna dei piedi. Si è visto come il punto di applicazione degli sforzi previsto dalla norma insistesse nella zona di discontinuità tra la parte in legno e quella in schiuma, facendo in modo che anche un piccolo spostamento del punto di applicazione della forza da parte del pistone modificasse in modo non trascurabile la rigidità equivalente del piede.

Prima del sezionamento dei piedi l'osservazione dei risultati conseguiti dal processo di reverse engineering ha permesso di confrontare la geometria di ciascun modello di piede protesico. Dai dati acquisiti si è stabilito che la geometria di entrambi gli esemplari può essere assunta come simile a meno di piccole variazioni riscontrate in punti specifici del piede, come le dita, sagomate in modo diverso. Tale differenza non ha però influenza sull'utilizzo successivo delle geometrie tridimensionali nel modello ad elementi finiti.

Il primo modello ad elementi finiti che è stato costruito ha riguardato i piedi protesici, schematizzati come omogenei nella parte di legno e nel resto del componente. Attraverso l'imposizione delle condizioni al contorno ottenute dalle prove sperimentali in termini di spostamento si sono ricavati i valori di E equivalenti di ciascun modello in entrambe le configurazioni di carico. In particolare si è imposto lo spostamento misurato in fase sperimentale e si è verificata la forza di reazione F sul disco di pressione, regolando il valore di E fino a trovare il modulo di Young equivalente con una differenza percentuale minore del 4%. Come ci si aspettava, i valori del modulo elastico sono stati più bassi nel tallone come conseguenza della sua elevata deformabilità, tali risultati sono stati integrati nel modello del piede. Si sono sperimentate più soluzioni per esercitare in modo adeguato la pressione applicata sui piedi attraverso l'attuatore, passando da un tipo basato sulla pressione ad uno su un vincolo di coupling, fino ad arrivare a una schematizzazione di contatto tra due corpi, uno deformabile (il piede) ed uno rigido (il pistone). Tale configurazione è stata quella che ha portato ad una migliore rappresentazione delle deformate dei piedi protesici, raggiungendo geometrie molto simili a quelle ottenute sperimentalmente. Questo risultato ha però richiesto una disponibilità di risorse da un punto di vista computazionale non trascurabile, a causa

del modello numerico diventato non lineare.

Semplificando le geometrie nell'ottica di realizzare un assemblato tra diversi componenti affidabile in termini di risultati si sono creati i modelli tridimensionali dei componenti e, a seguire, dell'intera caviglia. Si sono trascurati i pezzi di importanza marginale dal punto di vista strutturale. La costruzione del modello ad elementi finiti, effettuata attraverso elementi tridimensionali, ha portato ad un sistema costituito dal piede protesico abbinato alla caviglia, ricorrendo ad un vincolo di contatto tra le due parti. La validazione del modello numerico della protesi nella sua struttura completa è stato effettuata positivamente per tre delle quattro condizioni di carico simulate, riscontrando errori compresi tra lo 0.4% e il 10% calcolati sui valori di deformazione sperimentali rilevati dagli estensimetri e le analoghe entità estrapolate dal modello numerico. Generalmente gli errori più contenuti sono stati quelli delle forze più elevate (e quindi più critiche) di entrambe le configurazioni di carico. Nel complesso le deformazioni del modello numerico si sono mantenute in zona di sicurezza, risultando più elevate di quelle sperimentali. La causa di questa situazione è stata attribuita ai vincoli adottati all'interno dell'assemblato, più rigidi di quelli reali. Il caso che non è stato possibile validare attraverso i dati sperimentali è stato quello corrispondente alla sollecitazione sull'avampiede utilizzando il modello di piede che ha subito, durante i test, un cedimento locale nella zona delle spine. I valori numerici, di entità più elevata rispetto a quelli sperimentali di circa il 30% e opportune considerazioni sul cedimento della parte in legno del piede hanno fatto propendere per l'ipotesi di un modello numerico in grado di simulare il comportamento che si sarebbe avuto nel caso il piede fosse rimasto integro.

Per valutare localmente le sollecitazioni agenti sui singoli componenti della protesi, si sono realizzati due sottomodelli, rispettivamente dell'interazione perno/supporto del piede e cursore/supporto del piede per i quali sono stati analizzati gli sforzi. Nel primo caso, adottando un modello realistico dell'interazione attraverso l'utilizzo di un vincolo di contatto e di una discretizzazione surface to surface la situazione si è verificata come cautelativa. Per il secondo caso sia schematizzando l'interazione con una superficie deformabile che facendolo con una rigida si è ottenuto un risultato cautelativo per l'intero cursore eccetto il singolo punto di contatto, dove le sollecitazioni sono state più elevate. L'estrema localizzazione del picco degli sforzi ha fatto propendere per l'accettazione del modello della protesi completa come cautelativo.

Alla luce dei risultati ottenuti, si è potuto validare il modello numerico della caviglia protesica, ottenendo un mezzo utile per proporre soluzioni alternative a quella iniziale: sono state eseguite una serie di analisi con l'obiettivo di conoscere il comportamento strutturale della caviglia in configurazione da nuoto ed è stata analizzata la possibilità di ottenere lo stesso componente riducendo i costi di produzione utilizzando materiali differenti.

L'analisi della configurazione da nuoto ha confermato le ipotesi di una situazione meno critica dal punto di vista degli sforzi nel materiale, grazie ai bassi carichi statici che si sono rilevati a seguito del movimento di pinneggiata. E' stato interessante notare però come la deformazione calcolata di uno dei due piedi utilizzati nelle prove (il modello Dynamic) fa sì che la pinna si trovi nelle fasi della pinneggiata ad un angolo più simile a quello naturale del piede rispetto ad il modello più rigido. Tale condizione permette un movimento più naturale e uniforme a quei soggetti che a seguito di un'amputazione unilaterale utilizzano la protesi solamente su un arto. Lo studio della protesi in configurazione da nuoto ha previsto anche la verifica a fatica del componente più sollecitato nella simulazione svolta della pinneggiata. A tale scopo si sono analizzati

gli sforzi in tale punto (sul raccordo del supporto del piede) riscontrando uno stato degli sforzi praticamente piano. L'andamento degli sforzi, ipotizzato sinusoidale, ha seguito un andamento proporzionale nelle varie componenti, permettendo di applicare il criterio di Sines. Il risultato ottenuto ha portato a definire il componente in grado di resistere alla fatica con numero illimitato di cicli (10^7).

La fase di studio dell'impiego di materiali alternativi nella realizzazione della protesi da bagno INAIL è stata definita in base all'analisi delle caratteristiche dei materiali idonei (adeguata resistenza alla trazione e alla corrosione), individuati tra gli acciai inossidabili e le leghe di alluminio. Un intervento sulla geometria del componente ha permesso di utilizzare materiali più economici della lega di titanio attualmente in uso, a causa di una redistribuzione degli sforzi che ha limitato il picco rilevato sul supporto del piede. Modificando l'ampio raccordo del supporto del piede si sono limitati gli sforzi in quell'area, portandoli da un valore massimo di 535.1 MPa (VonMises) ad uno sforzo di picco inferiore ai 320 MPa. L'analisi comparativa di tre differenti materiali (lega di alluminio 7075, acciaio inossidabile austenitico AISI 310, acciaio inossidabile bifasico 1.4462) ha indicato come migliori la lega di alluminio e l'acciaio duplex. Considerando la procedura di omologazione prescritta per questo genere di protesi, dal confronto dei dati sperimentali con quelli numerici non è stato possibile affermare con sufficiente sicurezza il superamento dei test per la caviglia protesica realizzata in lega di alluminio.

Si è giunti quindi ad un risultato che ha previsto sicuramente una riduzione dei costi per quanto riguarda il materiale impiegato, con una scelta tendente verso l'acciaio bifasico 1.4462 (X2CrNiMoN22-5-3). Una riduzione dei costi ulteriore può essere quantificata attraverso la valutazione di altri aspetti tecnici (processo di fabbricazione, tipi di lavorazione) e commerciali (disponibilità del materiale, ricerche di mercato).

Su questi punti si può focalizzare un proseguimento del lavoro per arrivare ad un'ottimizzazione dei costi della protesi da bagno, considerando tutti gli aspetti delle fasi di produzione.

Appendice A

Proprietà dei materiali

Materiali	Acciaio Duplex 1.4462 (EN X2CrNiMoN22-5-3)		
Composizione chimica	C	≤0.03	%
	Mn	≤2	%
	Si	≤1	%
	Cr	21÷23	%
	Ni	4.5÷6.5	%
	Mo	2.5÷3.5	%
	N	10÷22	%
Trattamenti termici	Solubilizzazione	1020°C	raff. Acqua
	Fucinatura	1200°C	raff. Aria
Caratt. Meccaniche (barra da 160 mm)	$R_{p0.2min}$	450	MPa
	R_m	650÷880	MPa
	A % min	25	%
	KV	100	
	Dur. HB max	270	
Caratt. Fisiche	E	200	GPa
	Densità		Kg/m^3
	Coeff. Dil. Termica	$3 \cdot 10^{-6}$	1/K
	Cal. Specifico	500	J/ kg K

Tabella A.1: Scheda del materiale: Acciaio Duplex 1.4462

Materiali	Lega di Titanio Ti-6Al-4V		
Composizione chimica	Ti	90	%
	Al	6	%
	Fe	≤0.25	%
	O	≤0.20	%
	V	4	%
Caratt. Meccaniche (in barre)	$R_{p0.2min}$	880	MPa
	$R_{p0.2comp.}$	970	MPa
	R_m	950	MPa
	Lim.Fatica(10^7)A %	240	MPa
	A % min	14	%
	KV	349	
Dur. HB max	334		
Caratt. Fisiche	E	113.8	GPa
	Coeff. Poisson	0.342	
	Densità	4430	Kg/m^3

Tabella A.2: Scheda del materiale: Lega di Titanio Ti-6Al-4V

Materiale	Legno di pioppo		
Caratt. Meccaniche (essiccato)	R_m fibre	84	MPa
	R_m trasversale	1.5	MPa
Caratt. Fisiche	E	13	GPa
	Coeff. Poisson	XXXXX	
	Densità	340	Kg/m^3

Tabella A.3: Scheda del materiale: Legno di pioppo

Materiale	Acciaio AISI 316		
Composizione chimica	C	≤ 0.08	%
	Cr	$16 \div 18$	%
	Fe	$61 \div 72$	%
	Ni	$10 \div 14$	%
	Mo	$2 \div 3$	%
	P	≤ 0.045	%
	Mn	≤ 2	%
	Si	≤ 1	%
	S	≤ 0.03	%
Caratt. Meccaniche (filo $\varnothing 1.6$ mm)	R_m	1585	MPa
	KV	100	
	Dur. HB max	270	
Caratt. Fisiche	E	193	GPa
	Densità	8	Kg/m^3

Tabella A.4: Scheda del materiale: Acciaio inossidabile AISI 316

Materiale	Lega Bronzo-Alluminio UNS C95500		
Composizione chimica	Al	$10 \div 11.5$	%
	Cu	≥ 78	%
	Fe	$3 \div 5$	%
	Mn	≤ 3.5	%
	Ni	$3 \div 5.5$	%
Caratt. Meccaniche	$Rp_{0.2}$	310	MPa
	R_m	620	MPa
	A % min	5	%
	Dur. HB	192	
Caratt. Fisiche	E	110	GPa
	Densità	7530	Kg/m^3

Tabella A.5: Scheda del materiale: Lega Bronzo-Alluminio UNS C95500

Materiale	Lega di Alluminio 7075		
Composizione chimica	Al	87÷94	%
	Cr	0.18÷0.28	%
	Cu	1.2÷2	%
	Fe	≤0.5	%
	Mg	2.1÷2.9	%
	Mn	≤0.3	%
	Si	≤0.4	%
	Ti	≤0.2	%
	Zn	5.1÷6.1	%
Caratt. Meccaniche	$R_{p0.2min}$	503	MPa
	R_m	572	MPa
	A %	11	%
	KV	175	
	Dur. HB max	150	
Caratt. Fisiche	E	71.3	GPa
	Densità	2810	Kg/m^3

Tabella A.6: Scheda del materiale: Lega di Alluminio 7075

Materiale	Acciaio Inossidabile AISI 310S		
Composizione chimica	C	0.1	%
	Mn	≤2	%
	Si	≤1.5	%
	P	≤0.015	%
	S	≤0.015	%
	Cr	24÷26	%
	Ni	19÷22	%
	N	≤0.11	%
Trattamenti termici	Solubilizzazione	1050°C	raff. Acqua
Caratt. Meccaniche	$R_{p0.2min}$	370	MPa
	R_m	655	MPa
	A %	5	%
	Dur. HB	185	
Caratt. Fisiche	E	206	GPa
	Coeff. Dil. Termica	$15.5 \cdot 10^{-6}$	1/K
	Cal. Specifico	500	J/ kg K

Tabella A.7: Scheda del materiale: Acciaio Inossidabile AISI 310S

Bibliografia

- [1] Kim R.Sellegren. An early history of lower limb amputations and prostheses. *The Iowa Orthopaedic Journal*.
- [2] Earl Vanderwerker. A brief review of the history of amputations adn prostheses. *ICIB*, 15:15–16, 1976.
- [3] Kim Norton. A brief history of prosthetics. *inMotion*, 17, 2007.
- [4] Ministero della Salute. *Database Dati Ricoveri Ospedalieri (SDO)*, 2005.
- [5] C. P. U. Stewart and A. S. Jain. Cause of death of lower limb amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 16, 1992.
- [6] Otto Bock GmbH. *Prosthetics - Lower Extremities*, 2008.
- [7] OttoBock. *MOBIS Classification System*, 2009.
- [8] Ossur. *Prosthetics Catalogue 2009*, 2009.
- [9] M. Whittle. *Gait analysis: an introduction*. Elsevier Limited, 2002.
- [10] Universita' Cattolica del Sacro Cuore - Corso di Laurea in Scienze Motorie e dello Sport. *Materiale del corso: Biomeccanica del Movimento (Prof.Pivetta)*, 2007.
- [11] Joseph R. Davis. *ASM Specialty Handbook - Copper and Copper Alloys*. Davis and Associates, ASM International, 2001.
- [12] G. Welsch R. Boyer and E. W. Collings. *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys*. ASM International, 1994.
- [13] M. Boniardi. *Materiale del corso: Materiali - Leghe di titanio: caratteristiche generali ed applicazioni*, 2005/6.
- [14] Otto Bock. *1S49 Foot Documentation*.
- [15] Otto Bock. *1D10 Foot Documentation*.
- [16] *Prosthetics - Testing of ankle-foot devices and foot units - Requirements and test methods (ISO 22675:2006)*, 2006.
- [17] Dansk Standard. *Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses - Requirements and test methods (ISO 10328:2006)*, october 2006.
- [18] *External limb prostheses and external orthoses - Requirements and test methods (ISO 22523:2006)*, 2006.

- [19] Alessandro Curti. Modellazione e ottimizzazione di una protesi transtibiale per attività sportiva. Tesi di laurea in ingegneria meccanica, Politecnico di Milano, A.A. 2007/8.
- [20] MTS Systems Corporation. *661.19 Force Transducer Documentation*, 1996.
- [21] E.O. Doebelin. *Strumenti e metodi di misura*. McGraw-Hill, 2004.
- [22] Vishay Micro-Measurements. *P3 Strain Indicator and Recorder Documentation*, 2008.
- [23] J. Cox T. Varady, R.R. Martin. Reverse engineering of geometric models - an introduction. *Computer Graphics forum*, 1995. presented in Fourth SIAM Conference on Geometric Design.
- [24] K. Edmundson C. Fraser. Design and implementation of a computational processing system for off-line digital close-range photogrammetry. *Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 55, 2000.
- [25] H. Rushmeier F. Bernardini. The 3d model acquisition pipeline. *Computer Graphics forum*, 21:149–172, 2002.
- [26] M.Song F.Chen, G.Brown. Overview of three-dimensional shape measurement using optical methods. *Optical Engineering*, 39, 2000.
- [27] F. Blais J. Beraldin. Active 3d sensing. *Computer Graphics forum*, 2003.
- [28] J.A. Beraldin. *Acquisizione 3D e modellazione poligonale*. Edizioni POLI.design, 2004.
- [29] *Konica Minolta Vi-9i Technical Documentation*.
- [30] P.J. Besl and N.D. McKay. A method for registration of 3-d shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14:239–256, 1992.
- [31] Francesco Cesari. *Introduzione al metodo degli elementi finiti*. Pitagora Editrice Bologna, 1994.
- [32] Robert D. Cook. *Finite Element Modeling for Stress Analysis*. John Wiley and Sons Inc., 1995.
- [33] M. Guagliano. *Materiale del corso: Laboratorio progettuale di calcolo strutturale*, A.A. 2009/2010.
- [34] G. Petrone. *Materiale del corso: Progettazione assistita da calcolatore*, A.A. 2006/2007.
- [35] G. Tsoumis. *Science and Technology of Wood: Structure, Properties, Utilization*. Van Nostrand Reinhold, 1991.
- [36] Dassault Systemes Simulia Corp. *Abaqus 6.9 Theory Manual*, 2009.
- [37] F. Saleri A. Quarteroni. *Introduzione al Calcolo Scientifico*. Springer, 2002.
- [38] Dassault Systemes Simulia Corp. *Abaqus 6.9 User Manual*, 2009.

-
- [39] Zienkiewicz O.C. *The Finite Element Method (5th ed.)*. Butterworth-Heinemann, 2000.
- [40] MatWeb Material Property Data. *Overview of materials for Thermoset Polyurethane Foam, Unreinforced*. <http://www.matweb.com/>, ultima consultazione: maggio 2010.
- [41] M. Filippini S. Foletti P. Davoli, A. Bernasconi. *Comportamento meccanico dei materiali*. McGraw-Hill, 2005.
- [42] Timothy L. Gall Howard E. Boyer. *Metals Handbook*. ASM International, 1995.
- [43] L. Vergani M. Guagliano. *Appunti delle lezioni di Costruzione di Macchine del prof. Angelo Terranova*. Edizioni CUSL Milano, 1998.
- [44] A. Terranova. *Materiale del corso: Costruzioni di macchine II*, A.A. 2007/2008.
- [45] Davide Zanatta. Analisi biomeccanica della pinneggiata subacquea e valutazione d'efficienza delle pinne. Tesi di laurea in ingegneria meccanica, Università degli studi di Padova, A.A. 1996/97.
- [46] Ettore Zamboni. Modello numerico di una pinna d'apnea. Tesi di laurea in ingegneria meccanica, Politecnico di Milano, A.A. 2004/05.
- [47] G. Minak. Evaluation of the performances of free-diving fins. *ISEA Sports Engineering*, 7, 2004.
- [48] A. Lo Conte G. Belloni. *Costruzione di Macchine*. Hoepli, 2006.
- [49] et. al. P. Davoli, L. Vergani. *Costruzione di Macchine 1*. McGraw Hill, 2003.
- [50] Metalprices.com. ultima consultazione: giugno 2010.
- [51] E. Gariboldi - Dipartimento di Meccanica - Politecnico di Milano. *Leghe di Alluminio*, A.A. 2007/2008.
- [52] W. Nicodemi. *Introduzione agli acciai inossidabili, II edizione*. AIM, 2002.
- [53] M. Boniardi V. Boneschi. Gli acciai inox e la resistenza alla corrosione. aprile 2008.
- [54] *Metals Handbook, Vol.2 - Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials*. ASM International, 1990.
- [55] *Prosthetics and orthotics - Vocabulary (ISO 8549-1)*, 1989.