

POLITECNICO DI MILANO

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



ANALISI SPERIMENTALE E NUMERICA DI NUOVE PROTESI TRANSTIBIALI PER BAMBINO

Relatore: Prof. Paolo CLERICI

Co-relatori: Prof.ssa Laura VERGANI
Ing. Chiara COLOMBO

Tesi di Laurea di:

Eleonora CONCONI Matr. 682746
Valentina GENNARO Matr. 709229

Anno Accademico 2009 - 2010

Oltre agli ovvi e doverosi ringraziamenti a coloro che sono citati in copertina...

Per la parte sperimentale, ringraziamo Giuseppe Ghilardi ("Beppe") per aver realizzato la configurazione delle prove statiche a compressione e a fatica e le prove stesse con dedizione e per aver avuto, come noi, incubi, la notte, con la caviglia come protagonista. Un grazie, inoltre, va al papà di Elisa Marchesin, che ci ha prestato il durometro digitale e al Professor Luca Di Landro, per la consulenza sulla caratterizzazione dei *bumpers*.

Per la parte numerica, ringraziamo in particolare Augusto Sciuccati, senza il quale Abaqus sarebbe stato un problema, a partire dall'installazione e chiunque, in tutti questi mesi, abbia suggerito qualcosa.

Ringraziamenti doverosi vanno, inoltre, ad Elisa Marchesin che, sempre col sorriso sulle labbra, ci ha accompagnato, vivendo le nostre stesse ansie, in questa avventura.

Eleonora e Valentina

Per la mia corsa contro il tempo per la consegna della tesi e per l'avermi sopportato con le mie continue domande ringrazio, "in ginocchio", Chiara Colombo, Elisa Marchesin e Mauro Madia che, con impegno e costanza, mi hanno aiutato fisicamente con il modello FEM e moralmente con sante parole. Altri "grazie" vanno anche a Sara Bagheri Fard, Flavia Libonati ed Ermes Tarallo che hanno gentilmente accettato la presenza di un'intrusa disperata nel loro ufficio, intrusa che spesso richiedeva l'installazione di Abaqus, di nuovo!

Gli altri ringraziamenti vanno alle persone a me care, di cui non voglio fare nomi, che mi hanno dato la forza di voltare pagina e lottare, lottare, lottare contro lo scorrere troppo lento di questi miei ultimi anni universitari.

"A mia volta mi fido del mondo

Non ti dico le botte che prendo

Non c'è modo di starsene fuori da ciò che lo rende tremendo e stupendo..."

La Linea Sottile, L. Ligabue

Valentina

Indice Generale

Elenco delle Figure	IX
Elenco delle Tabelle.....	XIII
Sommario	XV
Introduzione	XVII
Capitolo 1 – Protesi di arto inferiore.....	1
1.1 Storia della protesi transtibiale	1
1.1.1 Evoluzione della protesi nella storia antica e moderna	1
1.1.2 La protesi in età contemporanea	3
1.1.3 Lo sviluppo della protesi dalle Grandi Guerre ai giorni nostri	4
1.2 Dati sulle richieste protesiche in Italia	6
1.3 Amputazione transtibiale e protesizzazione	7
1.4 Descrizione della protesi transtibiale.....	9
1.4.1 Piede artificiale	10
1.5 Analisi del movimento.....	12
1.5.1 La camminata ed il ciclo del passo	12
1.5.2 Movimenti della caviglia durante il passo	14
1.6 La protesi INAIL per bambino	16
Capitolo 2 – Determinazione dei parametri per le prove sperimentali.....	17
2.1 Normativa di riferimento	17
2.2 Determinazione dei carichi sperimentali	18
2.2.1 Determinazione del range di età d’interesse.....	19
2.2.2 Determinazione della posizione dei piani di riferimento e dei carichi	22
2.3 Procedura di prova sperimentale	26
2.3.1 Prove statiche a compressione	27
2.3.2 Prove a fatica	27
2.3.3 Prove a torsione	29

2.3.4	Configurazione di prova	30
Capitolo 3	– Prove sperimentali e risultati ottenuti	33
3.1	Articolo di prova	33
3.2	Accuratezze	37
3.2.1	Accuratezza di strumentazione	37
3.2.2	Accuratezza di procedura	38
3.3	Configurazione di prova	38
3.3.1	Prove statiche a compressione e a fatica	38
3.3.2	Prove statiche a torsione	42
3.3.3	Strumentazione	43
3.4	Procedura di prova e risultati ottenuti	45
3.4.1	Prove di caratterizzazione del materiale dei <i>bumpers</i>	45
3.4.2	Prove statiche a compressione	51
3.4.2.1	Risultati	55
3.4.3	Prove a fatica	61
3.4.3.1	Risultati	62
3.4.4	Prove di torsione	68
3.4.4.1	Risultati	70
3.5	Conclusioni e sviluppi futuri	71
Capitolo 4	– Modello numerico	73
4.1	Modello di caviglia	73
4.1.1	Semplificazioni di modellazione	74
4.1.2	Materiali	74
4.1.3	Discretizzazione	75
4.1.4	Vincoli	76
4.2	Modello caviglia e piede	77
4.2.1	Materiali	79
4.2.2	Discretizzazione	81
4.2.3	Vincoli	81
4.3	Modello completo	82
4.3.1	Vincoli	82
4.3.2	Carichi	83
4.3.3	Validazione del modello	84
4.4	Modello completo configurazione modo I, migliorato	87

4.5	Analisi dei risultati.....	91
4.6	Analisi di confronto della struttura completa con <i>bumper</i> diversi.....	94
4.6.1	Struttura completa, modo I.....	94
4.6.2	Struttura completa, modo II.....	96
4.7	Conclusioni e sviluppi futuri	98
Capitolo 5	- Conclusioni	99
Appendice	- Manichini antropomorfi	101
Bibliografia		109

Elenco delle Figure

Figura 1.1 – Primi dispositivi protesici su dipinti antichi.....	1
Figura 1.2 – Dipinti e disegni di protesi in legno	2
Figura 1.3 – Prima protesi transtibiale con ginocchio non bloccato, 1696.....	3
Figura 1.4 – Piede a singolo asse	4
Figura 1.5 – Piede SACH	4
Figura 1.6 – Protesi Uniassiale.....	5
Figura 1.7 – Seattle Foot.	5
Figura 1.8 - Carbon Copy II.	5
Figura 1.9 – Flex Foot.	5
Figura 1.10 - Andamenti statistici riguardo il budget disponibile, l'insoddisfazione degli individui in percentuale (<i>dissatisfied</i>) e il progresso della tecnologia nell'ambito protesico [4].....	6
Figura 1.11 – Istogramma per le amputazioni di arto inferiore in Italia [5]	7
Figura 1.12 – Protesi tradizionale	9
Figura 1.13 – Protesi modulare	9
Figura 1.14 – Parti della protesi transtibiale	9
Figura 1.15 - Vari tipi di piedi protesici	11
Figura 1.16 – Piede dinamico	11
Figura 1.17 – Fasi del ciclo del passo	12
Figura 1.18 – Articolazione della caviglia	14
Figura 1.19 – Movimenti della caviglia.	15
Figura 1.20 – Protesi INAIL di caviglia per un bambino di massimo 45 kg.....	16
Figura 2.1 – Sistema di riferimento: assi o, u, f sulla gamba sinistra.....	17
Figura 2.2 - <i>Loading test</i> , modi I e II, [13]	18
Figura 2.3 – Posizione piani di riferimento, direzione verticale.....	20
Figura 2.4 - Curve percentili peso - età CDC (Centre for Disease Control) 2 - 20anni [17].....	21
Figura 2.5 - Aumento annuo in altezza in ragazzi e ragazze	22
Figura 2.6 - Crescita della tibia nei primi 18 anni.	23
Figura 2.7 – Andamento della posizione del piano u_k con l'età del bambino....	23
Figura 2.8 - Disposizione carichi e valore delle loro angolazioni.....	24
Figura 2.9 – Parametri del ciclo di carico.	26
Figura 2.10 – Andamento dei cicli di carico.	31
Figura 3.1 - Descrizione delle componenti di cui è composta la caviglia protesica	33

Figura 3.2 - Particolare della vite blocca – perno	34
Figura 3.3 - Dettaglio del supporto piede con descrizione sede della vite blocca perno	35
Figura 3.4 - Bumpers	35
Figura 3.5 - Caviglia estensimetrata.....	36
Figura 3.6 – Tubo e piede (21 cm) della <i>Otto Bock</i> [19] (le dimensioni relative non sono in scala)	36
Figura 3.7 - Particolare dell'inserimento della vite nella caviglia e foro per il passaggio della stessa nel piede (visione della pianta del piede)	37
Figura 3.8 - Configurazione di prova. Particolare dell'incastro della struttura ..	39
Figura 3.9 - Visione dall'alto della postazione di prova e descrizione delle varie parti	39
Figura 3.10 - Vista dall'alto: appoggi per modo I e modo II, particolare del carico in configurazione modo I (tallone)	40
Figura 3.11 - Particolare degli appoggi per il carico (visione laterale).....	40
Figura 3.12 - Particolare dello spostamento della molla dell'appoggio (punta). Nell'appoggio del tallone è possibile vedere, a specchio, la molla in posizione di carico nullo (visione dall'alto).....	41
Figura 3.13 – Estensimetri in configurazione mezzo ponte	41
Figura 3.14 - Configurazione totale di prova (visione laterale e dall'alto).....	42
Figura 3.15 – Particolare della prova a torsione.....	42
Figura 3.16 – Configurazione totale di prova (punto di vista dell'incastro). In rosso la direzione del carico e in giallo la direzione di lettura del laser	43
Figura 3.17 – Cella di carico MTS 611.19.....	43
Figura 3.18 - Estensimetri.....	44
Figura 3.19 – Laser MEL M5 led.....	44
Figura 3.20 – Multimetro Flucke 46.....	44
Figura 3.21 - Supporti in metallo utilizzati per la prova.....	46
Figura 3.22 - Prova a compressione sui <i>bumpers</i>	46
Figura 3.23 – Estensometro MTS 634-12F-54 [20]	46
Figura 3.24 - Prova a compressione sui bumper, dettaglio.....	47
Figura 3.25 – Diagramma forza-spostamento per le 3 tipologie di bumper.....	47
Figura 3.26 – <i>Bumper</i> rosso a 0 N e a 1290 N.....	48
Figura 3.27 - <i>Bumper</i> giallo a 0 N e a 600 N	48
Figura 3.28 – Diagramma sforzo-deformazione per le tre tipologie di bumper	49
Figura 3.29 – Durometro digitale portatile HT-6510 A	50
Figura 3.30 - Prove preliminari con <i>bumpers</i> rossi, 300 N, modo II	52
Figura 3.31 - Prova Prove preliminari con <i>bumpers</i> rossi, 500 N, modo II, con caviglia incollata al piede.....	53
Figura 3.32 – Prove preliminari con <i>bumpers</i> gialli, 300 N, Modo I	53

Figura 3.33 – Prove preliminari con <i>bumpers</i> gialli, 300 N, Modo II	54
Figura 3.34 - Forza applicata nel tempo, configurazione modo I (tallone).....	55
Figura 3.35 - Spostamento nel tempo per modo I (tallone), prova statica	56
Figura 3.36 - Deformazione nel tempo per modo I (tallone), prova statica	57
Figura 3.37 – Forza e spostamento, modo I (tallone), prova statica.....	58
Figura 3.38 – Forza applicata nel tempo, configurazione modo II (punta).....	58
Figura 3.39 - Spostamento nel tempo per modo II (punta), prova statica.....	59
Figura 3.40 – Struttura a confronto: a sinistra modo I e a destra modo II (esempio).....	59
Figura 3.41 - Deformazione nel tempo per modo II (punta), prova statica.....	60
Figura 3.42 - Forza e spostamento, modo II (punta), prova statica	60
Figura 3.43 – Esempio di spostamento nel tempo, dopo 19956 cicli.....	62
Figura 3.44 – Confronto degli spostamenti tra le prove statiche effettuate a monte e a valle della prova a fatica per modo I (tallone).....	63
Figura 3.45 - Sezione del piede <i>dynamic</i> da adulto [28][25].....	64
Figura 3.46 - Confronto degli spostamenti tra le prove statiche effettuate a monte e a valle della prova a fatica per modo II (punta).....	65
Figura 3.47 – Ampiezza degli spostamenti nei cicli	66
Figura 3.48 – Spostamenti durante la prova di fatica, modo I.....	67
Figura 3.49 - Spostamenti durante la prova di fatica, modo I.....	67
Figura 3.50 - Schema della prova a torsione (visione dall’incastro verso il piede). α è l’angolo dalla parte dell’alluce del piede e β dalla parte del mignolo.....	68
Figura 3.51 – Schema di applicazione dei carichi nella prova a torsione	69
Figura 4.1 – Modello di caviglia	73
Figura 4.2 – Elementi C3D8R e C3D20R	76
Figura 4.3 – <i>Assembly</i> della sola caviglia (visione frontale e assonometrica)....	76
Figura 4.4 – Vincoli sulla caviglia	77
Figura 4.5 - Piedi per bambini forniti dalla Otto Bock [19]: SACH (a sinistra) e <i>dynamic</i> (a destra)	78
Figura 4.6 - Piede utilizzato per le prove sperimentali	78
Figura 4.7 – Modello piede e caviglia	78
Figura 4.8 – Confronto tra il piede sperimentale e il suo modello numerico....	79
Figura 4.9 – Configurazione modo I e modo II per i <i>principal tests</i>	80
Figura 4.10 – Assegnazione delle caratteristiche del materiale.....	81
Figura 4.11 – Mesh del piede e tipo di elementi utilizzati per la discretizzazione della sua parte inferiore	81
Figura 4.12 – Modello di struttura completa (modo I e modo II)	82
Figura 4.13 – Particolare del comportamento dei <i>bumpers</i>	83
Figura 4.14 – Comportamento anomalo del piede per configurazione modo I	85

Figura 4.15 – Visione dall’alto: in evidenza l’asse del piede e della caviglia che coincidono con quello della piastra	85
Figura 4.16 – Comportamento della struttura nelle prove sperimentali (a sinistra) e nel modello numerico (a destra)	86
Figura 4.17 – <i>Assembly</i> modo I. In evidenza il sistema di riferimento globale e quello relativo della piastra	87
Figura 4.18 - Comportamento corretto del piede per configurazione modo I, piastra spostata di 14 mm	88
Figura 4.19 – Compenetrazione della piastra nel piede (zona evidenziata con un cerchio rosso) a 18 mm	89
Figura 4.20 – Particolare della spinta sul piede in configurazione modo I	89
Figura 4.21 – Deformata in configurazione modo I	90
Figura 4.22 – Visualizzazione della zona di sforzo nel supporto piede, configurazione modo I	91
Figura 4.23 – Zone di sforzo maggiore nel supporto piede e nel perno	92
Figura 4.24 – Andamento degli sforzi di Von Mises sul supporto piede, modo I	93
Figura 4.25 – Andamento degli sforzi di Von Mises sul perno	93
Figura 4.26 – Confronto delle zone di sforzo sul supporto piede (a sinistra configurazione con <i>bumpers</i> gialli e a destra configurazione con <i>bumpers</i> rossi)	95
Figura 4.27 - Confronto delle zone di sforzo sul perno (a sinistra configurazione con <i>bumpers</i> gialli e a destra configurazione con <i>bumpers</i> rossi)	96
Figura 4.28 - Confronto delle zone di sforzo sul supporto piede (a sinistra configurazione con <i>bumpers</i> gialli e a destra configurazione con <i>bumpers</i> rossi)	97
Figura 4.29 - Confronto delle zone di sforzo sul perno (a sinistra configurazione con <i>bumpers</i> gialli e a destra configurazione con <i>bumpers</i> rossi)	97
Figura A.0.1 - Famiglia di Hybrid III	102
Figura A.0.2 - Hybrid III 50°percentile uomo	102
Figura A.0.3 - Hybrid III 3 anni	103
Figura A.0.4 - Hybrid III 6 anni	104
Figura A.0.5 - Hybrid III 10 anni	104

Elenco delle Tabelle

Tabella 2.1 – Parametri di confronto Normativa – Manichino	19
Tabella 2.2 – Corrispondenze di interesse	20
Tabella 2.3 – Caratteristiche dei bambini per la caviglia in esame	22
Tabella 2.4 – Posizione dei piani verticali per le età di interesse.....	24
Tabella 2.5 - Carichi della normativa e adattamenti della stessa (modo I e modo II)	25
Tabella 3.1 – Accuratezze di strumentazione.....	38
Tabella 3.2 – Accuratezze di procedura	38
Tabella 3.3 – Valori del modulo di Young alla forza di compressione corrispondente	49
Tabella 3.4 - Prove di durezza Shore sui <i>bumpers</i>	50
Tabella 3.5 – Forze applicate nella prova statica.....	51
Tabella 3.6 – Forze applicate nella prova a fatica	61
Tabella 3.7 - Forze del ciclo	61
Tabella 3.8 – Fasi di carico delle prove statiche	63
Tabella 3.9 – Confronto spostamenti tra le prove statiche effettuate a monte e a valle della prova a fatica per modo I (tallone).....	64
Tabella 3.10 - Confronto spostamenti tra le prove statiche effettuate a monte e a valle della prova a fatica per modo II (punta)	65
Tabella 3.11 – Carichi a torsione	69
Tabella 3.12 – Calcolo degli angoli di rotazione della barra.....	70
Tabella 4.1 – Caratteristiche dei materiali di ciascuna parte del modello di caviglia [33].....	75
Tabella 4.2 - Caratteristiche meccaniche del piede <i>dynamic</i> da adulto [28] alla <i>proof test force</i> P5 (2240 N per modo I e 2013 per modo II).....	79
Tabella 4.3 – Spostamento corrispondente alla forza di 1290 N (ottenuto nelle prove sperimentali, paragrafo 3.4.2.1)	84
Tabella 4.4 – Caratteristiche meccaniche scelte per la configurazione modo II	86
Tabella 4.5 – Confronto deformazioni modo II (1290 N)	87
Tabella 4.6 - Caratteristiche meccaniche scelte per la configurazione modo I .	89
Tabella 4.7 - Confronto deformazioni modo I (1290 N).....	90
Tabella 4.8 – Parametri per le analisi numeriche struttura completa, modo I, <i>bumpers</i> gialli.....	94
Tabella 4.9 – Parametri per le analisi numeriche struttura completa, modo I, <i>bumpers</i> rossi.....	94

Tabella 4.10 - Parametri per le analisi numeriche struttura completa, modo II, <i>bumpers</i> gialli.....	96
Tabella 4.11 - Parametri per le analisi numeriche struttura completa, modo I, <i>bumpers</i> rossi.....	96
Tabella 0.1 - Caratteristiche peculiari dell'Hybrid III 50° percentile.....	102

Sommario

Le amputazioni transtibiali sono tra le più frequenti, ricorrendo statisticamente per circa metà delle amputazioni agli arti inferiori [1]. Le protesi utilizzate devono essere tali da poter garantire agli individui il normale movimento e la possibilità di compiere le normali attività richieste dalla vita quotidiana. In particolare si tratta il caso di protesi transtibiale con caviglia in ergal destinata ai bambini, sulla quale vengono fatte prove sperimentali, statiche e a fatica, come richiesto dalla norma ISO 10328. La maggiore difficoltà consiste nel dover adattare opportunamente tale norma, destinata solamente a protesi per adulto, a protesi da bambino. I risultati sperimentali ottenuti sono poi confrontati con il modello FEM.

Parole chiave: Protesi transtibiale, bambini, materiale, fatica.

Abstract

Transtibial amputations are the most frequent amputations, since they statistically occurs about half of all major lower-limb amputations.

The prostheses used must assure the patients of performing the normal everyday activities. In particular, transtibial children prostheses in ergal are studied and sperimentally tested with static and fatigue proof, as standard ISO 10328 requests. Greater difficulties consist of properly adapting this standard, addressed to adult prostheses. Sperimentale and FEM results are finally compared. Better behavior of such new ergal prostheses is highlighted by the comparison with older titanium prostheses.

Keywords: Transtibial prosthesis, children, material, fatigue.

Introduzione

Per un bambino con uno o più arti inferiori amputati risulta fondamentale avere l'opportunità di muoversi, da subito, nel modo più naturale e corretto possibile, in modo da non apprendere difetti di postura o di movimento, che sarà poi difficile, se non impossibile, correggere. È, quindi, importante essere in grado di fornire delle protesi che abbiano particolari meccanismi che soddisfino queste richieste, con un conseguente aumento di costi.

Alla luce di quanto detto, la protesi deve poter seguire la crescita del bambino e deve costantemente essere adattata e sostituita, con un ulteriore aumento di costi.

È allora fondamentale realizzare le parti più costose di una protesi per un bambino in modo tale da renderle adatte per un arco di tempo ampio.

Restringendo il campo alle protesi transtibiali, si studia la parte che sostituisce la caviglia, progettata dall'INAIL (Istituto Nazionale per l'Assicurazione contro gli Infortuni sul Lavoro) di Vigorso di Budrio (BO). L'idea principale è quella di realizzare due tipi di protesi di caviglia che possano coprire, senza essere sostituite, tutta la crescita di un bambino, fino a quando potrà indossare protesi da adulto: una caviglia sarà adatta a bambini più piccoli, di massimo 35 kg di peso, con un piede di lunghezza massima di 17 cm; l'altra sarà per un massimo di 45 kg, con un piede di lunghezza massima di 21 cm.

In tale sede, solo questa ultima verrà sottoposta a prove statiche a compressione, a fatica e statiche a torsione. Poiché non esistono ancora normative che regolano le prove sperimentali su protesi per bambini, si adatta la ISO 10328, per adulto, al fine di determinare i carichi a cui il pezzo deve essere sottoposto. I risultati sperimentali ottenuti sono poi confrontati con quelli del modello numerico realizzato.

L'obiettivo finale è quello di giungere all'omologazione dell'articolazione protesica di caviglia.

Capitolo 1 – Protesi di arto inferiore

Si presenta l'evoluzione nella storia delle protesi per arti inferiori, in particolare di quelle transtibiali, destinate agli individui amputati al di sotto del ginocchio. Si descrivono, inoltre, le possibili protesi che possono essere utilizzate, con particolare interesse al caso dei bambini, per cui si desidera avere funzionalità ed efficienza a costi relativamente contenuti: il bambino è in una fase di crescita continua e perciò sarà necessario controllare e cambiare la protesi quando necessario.

Si introduce poi un quadro generale sul tipo di amputazioni che si possono effettuare ad un arto inferiore e sui tipi di protesi adatte agli arti inferiori. Si focalizza l'attenzione sulle protesi transtibiali, in quanto saranno oggetto di studio nella parte sperimentale e numerica (Capitolo 3 e Capitolo 4).

Si descrive, infine, l'oggetto di studio: l'articolazione di caviglia per una protesi transtibiale per bambino.

1.1 Storia della protesi transtibiale

La protesi di arto inferiore è stata, rispetto a quella di arto superiore, maggiormente oggetto di studio e di migliorie nell'arco degli anni, in conseguenza alla maggiore perdita di autonomia che consegue l'amputazione di una gamba (o, nel peggiore dei casi, di entrambe).

1.1.1 Evoluzione della protesi nella storia antica e moderna

Nel gennaio 1971 viene pubblicata su un giornale francese la notizia della scoperta archeologica da parte dei russi, svoltasi nel Kazakistan, dello scheletro di una donna del 2300 a.C., che possedeva un piede artificiale ricavato dall'arto di un animale ([1]).

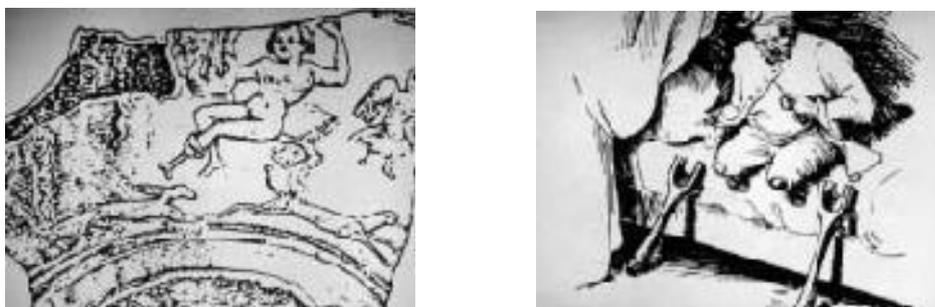


Figura 1.1 – Primi dispositivi protesici su dipinti antichi

La prima protesi di cui si ha una notizia documentata risale al 300 a.C.: fu ritrovata nel 1858, dopo la riesumazione di un'antica tomba sannitica della città di Capua. Si trattava di un ginocchio artificiale costruito in legno e rinforzato con bronzo, cuoio e ferro, dotato di una leva per limitarne l'estensione.

L'estrema rarità di reperti di protesi dell'antichità ne testimonia la lentezza dell'evoluzione storica. Dall'inizio dell'Impero Romano al XV secolo, in pieno Medio Evo, infatti, sembra esserci un vuoto. Le protesi di questo periodo sono esposte al Museo Stibbert di Firenze, e sono molto simili alle armature di cavalieri, realizzate in ferro e quindi molto pesanti, nonostante siano presenti dei fori di alleggerimento. Venivano attaccate direttamente alle armature e appartenevano alle classi più ricche, sia per scopo estetico, sia per l'impiego in guerra. Per la gente povera, invece, si utilizzavano materiali diversi, come legni e pelli, e le protesi dovevano essere principalmente funzionali, poco costose, semplici e robuste.

Non esiste alcun documento di protesi dei poveri dell'epoca dell'Impero Romano o precedenti, mentre immagini sono giunte a noi nei dipinti e disegni degli artisti del Medio Evo e del Rinascimento, come la "Processione degli infermi" di J. Bosch (1450 - 1516) in cui sono ben documentate amputazioni femorali e tibiali ed i disegni di P. Bruegel (1528 - 1569) e J. Callot (1592 - 1635). Queste protesi erano costituite da un pilone in legno, realizzato in un solo pezzo, intagliato in tronco d'albero o ricavato da un grosso ramo. L'invasatura, modellata nel legno, era rifinita con pelli e stoffa. Le protesi per amputazioni di gamba poggiavano sulla tuberosità tibiale, a ginocchio flesso.

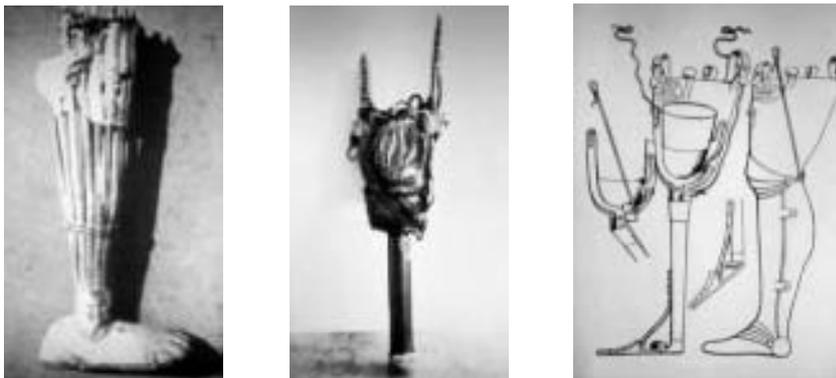


Figura 1.2 – Dipinti e disegni di protesi in legno

Nel 1696 Pieter Andrianszoon Verduyn introduce una protesi che ha dei sostegni femorali che non bloccano il ginocchio ([2], Figura 1.3). Questi sostegni si orientavano lungo il ginocchio ed erano in grado di estendersi e bloccarsi

dinamicamente. Il collegamento, fatto con dei perni, aveva il problema di non essere attaccato alla struttura del ginocchio anatomico. Tale protesi permetteva comunque, anche se solo parzialmente, i movimenti naturali della persona che la indossava, ed era progettata per trasferire i carichi dal moncone alla coscia intatta.

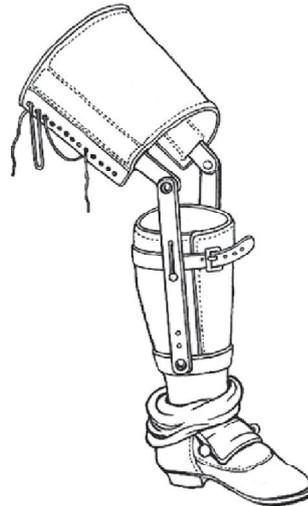


Figura 1.3 – Prima protesi transtibiale con ginocchio non bloccato, 1696.

1.1.2 La protesi in età contemporanea

L'evoluzione delle protesi di arto inferiore è stata condizionata dai materiali disponibili. Dal XVIII secolo, infatti, si costruirono le prime protesi in cuoio e metallo. In particolare una di queste, realizzata nel 1850 da F. Martin, possedeva un ginocchio ed un piede articolati.

Nel 1846 Benjamin Palmer modificò la protesi realizzata nel 1800 da James Potts, destinata al Marchese di Anglesey, che perse la gamba nella Battaglia di Waterloo. La nuova protesi, attualmente conservata nel National Museum of American History (Washington DC), ha una molla anteriore, un tendine artificiale ed un rivestimento estetico. In essa si accoppiano la dorsoflessione (o flesso-estensione, paragrafo 1.5.1) del piede con l'estensione del ginocchio, una importante componente della sinergia nella camminata.

Nel 1861 James Hanger sviluppò il piede a singolo asse con uno smorzatore in gomma (Figura 1.4), che forniva dei fine corsa più dolci e meno rumorosi per flessione e dorsoflessione, e un range antropomorfo nel movimento della caviglia. Nel 1863 Marks introdusse un piede fatto in gomma.

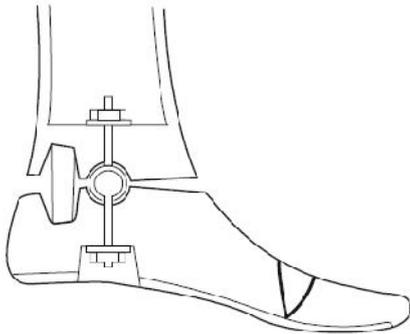


Figura 1.4 – Piede a singolo asse

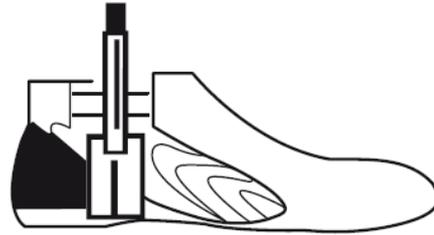


Figura 1.5 – Piede SACH

Successivamente si sono costruite protesi soprattutto in legno, per le sue caratteristiche di leggerezza e lavorabilità. Nel 1912 Dessouter introdusse protesi con alluminio.

Nel 1919, Otto Bock ideò nella sua azienda un tipo di protesi costituita di singoli elementi prefabbricati, ovvero la protesi era un insieme di componenti. In questo modo fu creata la base per la sistematizzazione della costruzione delle protesi. I singoli componenti erano standardizzati e costruiti come prefabbricati su scala industriale. Questa idea, valida ancora oggi, ha consentito e consente di produrre componenti su base industriale.

1.1.3 Lo sviluppo della protesi dalle Grandi Guerre ai giorni nostri

Un progresso sia nel design che nei materiali delle protesi avvenne dopo la Seconda Guerra Mondiale, con una maggiore richiesta del mercato per l'aumento del numero delle persone che avevano subito amputazioni, soprattutto a causa delle mine. Dalla seconda metà del 1940 iniziarono, infatti, le ricerche all'Università della California sull'analisi degli spostamenti dell'arto nello spazio e gli studi delle velocità, delle accelerazioni, delle forze e dell'attività muscolare usando metodi elettromiografici. Questa ricerca si incentrava sulla rigidità e sulle proprietà dei materiali utilizzati. Il risultato è stato la protesi SACH (Solid Ankle Cushion Heel, Figura 1.5), simile alla protesi uniassiale sviluppata in Europa. La protesi uniassiale era una gamba endoscheletrica con un pilone centrale che trasferiva i carichi al corpo, ed aveva un rivestimento cosmetico (Figura 1.4 e Figura 1.6).

I progressi più recenti nella progettazione delle protesi sono avvenuti con la guerra in Vietnam, quando giovani veterani amputati hanno iniziato a chiedere protesi per la gamba più funzionali e che permettessero altre attività oltre che camminare. Le ricerche nei primi anni Ottanta indicano che per gli amputati era impossibile correre con le protesi allora esistenti, per cui non era per loro

possibile partecipare alle attività sportive. Gli studi fatti dal Progetto di Amministrazione dei Veterani risultano nello sviluppo della prima protesi ad accumulo energetico, chiamata Seattle Foot (Figura 1.7).

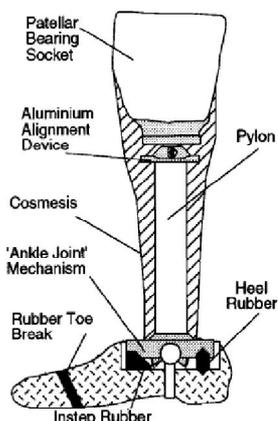


Figura 1.6 – Protesi Uniassiale.

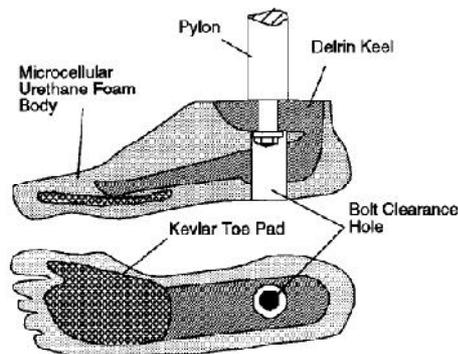


Figura 1.7 – Seattle Foot.

Quando il Seattle Foot è entrato nel mercato per la prima volta, ha attirato l'interesse di tutto il mondo nello studio delle protesi a risposta dinamica elastica, quali la Carbon Copy II (CCII), in Figura 1.8 , ed il Flex Foot (FF), in Fig. Figura 1.9 (Rif. [3]).

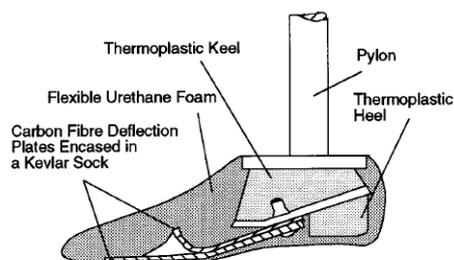


Figura 1.8 - Carbon Copy II.

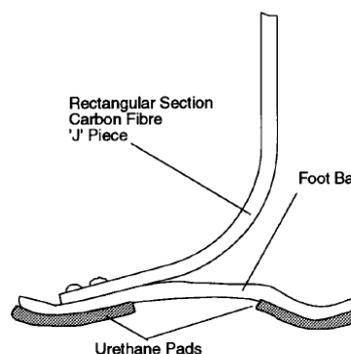


Figura 1.9 – Flex Foot.

Negli ultimi anni le protesi hanno avuto notevoli e sostanziali miglioramenti grazie alle tecnologie ed ai materiali che hanno coinvolto tutte le parti (Rif. [4]). L'ultima decade del ventesimo secolo e i primi anni del ventunesimo sono stati un periodo di rapido sviluppo tecnologico delle protesi transtibiali, nonostante la riduzione del 20% dei fondi per gli amputati rispetto alla decade precedente. Tali migliorie, sia tecnologiche sia riguardanti i materiali, sono dovute soprattutto alla collaborazione tra Europa e Stati Uniti e allo sviluppo delle

multinazionali. In contrasto ai miglioramenti, l'insoddisfazione degli amputati nei riguardi delle protesi è rimasto circa costante (Figura 1.10).

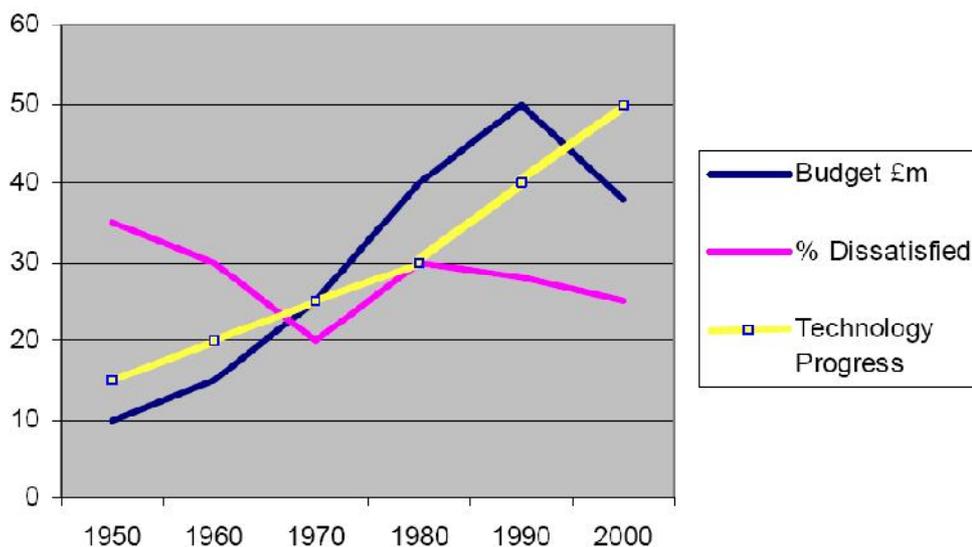


Figura 1.10 - Andamenti statistici riguardo il budget disponibile, l'insoddisfazione degli individui in percentuale (*dissatisfied*) e il progresso della tecnologia nell'ambito protesico [4]

1.2 Dati sulle richieste protesiche in Italia

Secondo il censimento dell'ISTAT del 2001 esistono in Italia 2.615.000 disabili, di cui 1.200.000 di tipo motorio. Secondo il FIOTO (Federazione italiana dei tecnici ortopedici), ogni anno ci sono circa 10.000 nuovi amputati di arto inferiore di cui 1000 sono transtibiali e circa 4500 sono anziani. Le principali ortopedie del distretto bolognese [5], ad esempio, assistono circa 20.000 utenti l'anno con nuove protesi. Le ortopedie che non appartengono al distretto bolognese assistono circa il 50% di soggetti, perciò si arriva ad una cifra totale di 200.000 persone che corrisponde ai valori incrociati dai dati dell' ISTAT, quelli del Ministero della Salute e del FIOTO. Come riportato in Figura 1.11, l'80% dell'utenza è rappresentata da anziani, il 10 % da adulti di mezza età, spesso vittime di incidenti sul lavoro, e il 10% residuo giovani, solitamente vittime di incidenti stradali.



Figura 1.11 – Istogramma per le amputazioni di arto inferiore in Italia [5]

L'utenza anziana, sicuramente la più numerosa, ha un elevato bisogno di comfort e ammortizzazione a scapito della risposta elastica che non deve essere repentina in modo da consentire il caricamento del peso sulla protesi e lo spostamento in avanti dell'anca nel tempo necessario ad un utente anziano.

L'utenza giovane e quella di mezza età, invece, che rappresentano circa il 20%, hanno esigenze di elevata mobilità, da soddisfare con piedi altamente prestazionali, che garantiscano una elevata dinamicità nell'arco della giornata di studio, lavoro e per i divertimenti.

I bambini che necessitano di una protesi rappresentano quindi una percentuale esigua. Dato che il mercato segue la richiesta, fino ad ora ci si è concentrati sullo sviluppo e l'ottimizzazione delle protesi per adulto. Inoltre, il bambino cresce velocemente, e necessita quindi di una protesi (o di parti) adatta alle sue dimensioni antropomorfe. Per questo sarà necessario cercare di ridurre i costi mantenendo sempre gli obiettivi di funzionalità e sicurezza, con pesi contenuti [5].

1.3 Amputazione transtibiale e protesizzazione

Le amputazioni alla gamba possono avvenire a diversi livelli [6], tra cui i più comuni sono:

- ad una parte del piede;
- alla caviglia (Syme);
- sotto al ginocchio (transtibiale);

- al ginocchio (disarticolazione del ginocchio);
- sopra al ginocchio (transfemorale).

Solitamente si cerca di salvare il ginocchio, dato che il costo energetico nella camminata con il ginocchio intatto è molto inferiore a quello della camminata senza questa parte. Il paziente adulto usa inizialmente una protesi temporanea, che gli insegna a camminare con la gamba artificiale. Circa 6-12 mesi dopo sarà pronto per una protesi permanente che lo accompagnerà per diversi anni. Tale protesi deve essere adeguata al paziente stesso, a seconda dell'età, del peso e delle attività che dovrà compiere durante la sua vita.

Per il bambino sarà necessario adattare la protesi più frequentemente così da essere adeguata ed appropriata all'età, garantendogli le normali attività ludiche ed aiutandolo nella crescita e nello sviluppo, sempre in sicurezza. La prima protesi che utilizza è semplice, poi includerà parti più complicate e, una volta che il bambino sarà in grado di capirne l'uso e la cura, potrà utilizzare le stesse componenti di un adulto. Occorre sempre tener presente che il bambino usa la protesi anche per correre e saltare e non è sicuramente diligente nel mantenerla nelle condizioni ottimali. Inoltre, dato che cresce rapidamente, soprattutto in altezza, si tende a far cambiare la protesi annualmente tra gli uno e i tredici anni, ed ogni tre o quattro anni tra i tredici ed i ventuno anni.

L'importante è che il bambino abbia una protesi che sia funzionale, sicura, efficiente ed esteticamente valida.

Per ciò che riguarda la protesizzazione, a seconda della tecnica costruttiva, le protesi di arto inferiore si suddividono in tradizionali e modulari [7].

Nelle *protesi tradizionali* (o *esoscheletriche*), le pareti determinano la forma e hanno funzione portante. Esse vengono costruite partendo da prefabbricati a pareti spesse, in materiali quali legno o schiuma e quindi allineate staticamente. Vengono poi passo passo eseguite modifiche minime fino a raggiungere un allineamento e una conformazione statica precisi, ed infine viene definita la forma esterna. In seguito la protesi in legno viene assottigliata dall'interno e laminata, rivestita cioè di materiale plastico, conferendole solidità e un buon aspetto estetico. Le protesi tradizionali sono molto robuste, affidabili e meno estetiche. Anche oggi le protesi tradizionali trovano un ampio campo di applicazione e, in alcuni casi, presentano persino dei vantaggi rispetto alle protesi modulari. Questo quando fattori legati al paziente, quali l'abitudine o particolari situazioni geografiche, sono delle controindicazioni per l'applicazione di componenti di alta tecnologia. Esse rimangono protesi confortevoli, sicure e affidabili.

Le *protesi modulari* (o *endoscheletriche*), oggetto di questo studio, sono costituite da singoli componenti detti moduli intercambiabili. Tutti i componenti tecnici sono collocati all'interno di un rivestimento cosmetico. La separazione di funzione e forma ha permesso lo sviluppo di una molteplicità di moduli particolari come tubi e giunti, articolazioni di ginocchio e d'anca, e piedi atti a soddisfare le esigenze funzionali dell'amputato. Con la protesi modulare si ha la possibilità di intervenire in qualsiasi momento, anche a protesi finita, modificandola e correggendola se necessario. Gli elementi più importanti sono i nuclei di registrazione, a forma di piramide, e gli adattatori. La piramide permette di effettuare modifiche nei tre piani di allineamento indipendentemente l'uno dall'altro. Per la costruzione delle protesi modulari c'è una grande disponibilità di materiali (acciaio, alluminio, titanio, carbonio,...).



Figura 1.12 – Protesi tradizionale



Figura 1.13 – Protesi modulare

1.4 Descrizione della protesi transtibiale

La protesi in esame è una protesi transtibiale modulare ed è quindi composta da un numero di componenti che lavorano insieme collaborando come se si trattasse di un solo elemento, che è specifico per ogni paziente [8].

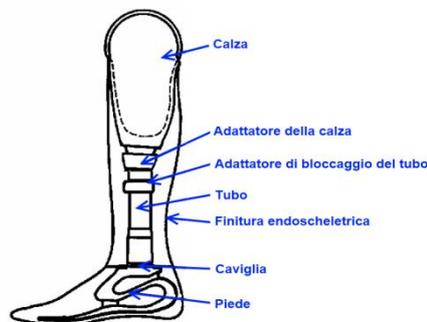


Figura 1.14 – Parti della protesi transtibiale

Le varie parti che compongono una protesi transtibiale sono rappresentate in Figura 1.14 e descritte di seguito:

Calza: è usata per contenere la parte amputata della gamba e per trasferire il peso del corpo al resto della protesi. Può anche contenere rivestimenti con funzione di imbottitura e sospensione. Tra moncone e superficie interna dell'invasatura che lo deve contenere, si pone uno o più coprimonconi (lana, cotone, nylon) e una cuffia in materiale morbido (poliform, gomma, silicone). In questo modo si proteggono le prominenze ossee e le parti dolenti dal contatto con superfici dure, come quelle interne dell'invasatura. In proposito sono state sviluppate e sono attualmente usate le cuffie in silicone o in uretano [9].

Adattatore della calza: è usato per collegare la calza agli altri componenti della protesi, ed utilizzato per allineare la protesi stessa. E' disponibile in molte configurazioni.

Adattatore di bloccaggio del tubo: collega la calza al tubo ed è usato per allineare la protesi.

Tubo: parte che trasferisce il peso del corpo e che deve essere opportunamente adattata per ottenere la giusta altezza della protesi.

Finitura endoscheletrica: copre l'intera protesi proteggendo i componenti interni da umidità, sporcizia e polvere.

Caviglia: collega il piede alla protesi, permette il movimento assistendo il paziente al corretto modo di camminare e muoversi.

Piede: fornisce la base del supporto, trasferisce i carichi al suolo, si calza in normali scarpe e si adatta alle superfici del terreno.

1.4.1 Piede artificiale

Il piede artificiale [10] più usato è il *piede SACH* (Solid Ankle Cushion Heel) che presenta una tibiotarsica non articolata, ma rigida, un tallone ed un avampiede realizzati in materiali deprimibili così da realizzare un passo "arrotondato", che permette, al tempo stesso, di adattarsi alle asperità del terreno. I piedi vengono realizzati con materiali gommosi espansi così da resistere sia alle

sollecitazioni imposte dal carico corporeo durante la deambulazione, che più in generale a sollecitazioni esterne non legate al carico (umidità, calore ...).

Un altro tipo di piede artificiale è il *piede articolato* a livello di tibiotalare. Detta articolazione si presenta come la possibilità del piede di flettersi plantarmente e dorsalmente, su un solo piano, attraverso la compressione di opportuni gommini disposti all'interno del piede (resistenza alla flessione plantare e dorsale del piede). Questa articolazione nelle versioni più evolute può anche essere di tipo pluriassiale o meglio ancora multiassiale, nel senso che permette movimenti di flessione plantare e dorsale del piede, inversione e eversione, rotazione del piede stesso al livello tibiotalare. Queste caratteristiche gli permettono una elevata adattabilità alle asperità del terreno. Il piede articolato pesa di più di un piede Sach e generalmente non viene applicato nelle amputazioni transtibiali, quindi dovrà essere applicato solo se strettamente necessario. In Figura 1.15 è presente una panoramica dei diversi tipi di piede protesico.



Figura 1.15 - Vari tipi di piedi protesici

Da alcuni anni sono disponibili i cosiddetti *piedi dinamici* (Figura 1.16), cioè piedi che sono capaci di accumulare energia (sono infatti anche chiamati "energy stored") durante le fasi di appoggio del calcagno e appoggio dell'avampiede, per poi restituirla durante le restanti fasi del passo, in particolare durante la fase propulsiva. Questi piedi dinamici sono realizzati in materiali compositi (carbonio, kevlar,...) quindi sono generalmente molto leggeri, ma costosi.

Si tratta di piedi artificiali che devono essere scelti caso per caso in relazione a definiti parametri dell'utente come ad esempio il peso corporeo e l'altezza.



Figura 1.16 – Piede dinamico

I piedi protesici che accumulano e rilasciano energia durante la camminata possono essere benefici per gli individui amputati sotto al ginocchio.

I vari modelli di piede disponibili forniscono prestazioni e comodità della protesi, anche se devono essere accompagnati dalla riabilitazione. E' allora indispensabile capire il principio di trasferimento dell'energia, che presenta metodi diversi a seconda che si misuri l'energia accumulata o quella resa.

1.5 Analisi del movimento

Per completezza, si analizzano i movimenti durante la camminata, ponendo attenzione ai movimenti del piede, in un individuo sano. Si crede, in questo modo, di fornire l'infarinatura necessaria per meglio apprendere la terminologia specifica.

1.5.1 La camminata ed il ciclo del passo

Con il termine *camminata* [6] si intendono movimenti specifici del corpo ripetuti in schemi ciclici, il cui scopo è quello di spostare il centro di gravità del corpo da un punto all'altro nello spazio, utilizzando movimenti ritmici ed alternati degli arti e del tronco. Il *ciclo del passo* è il periodo che va dal momento in cui si stabilisce il contatto iniziale al suolo di un piede, fino al successivo contatto iniziale al suolo dello stesso piede. Questo periodo, nel cammino normale è suddiviso in:

- 1- *fase d'appoggio*, che rappresenta circa il 60% di tutto il ciclo e rappresenta la fase di sostegno e propulsione del corpo;
- 2- *fase oscillante del passo* (o *di sospensione*), che costituisce il rimanente 40% del ciclo ed è caratterizzata dallo spostamento in avanti del piede.

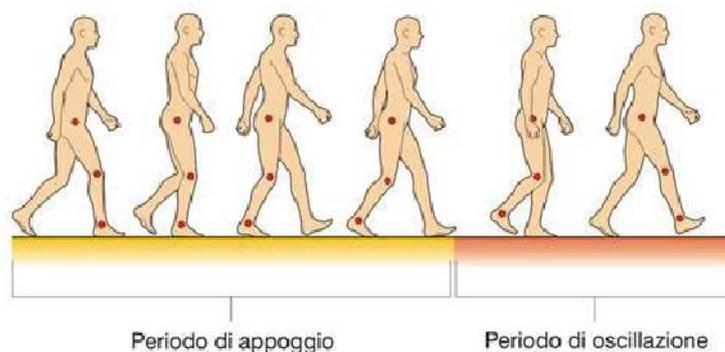


Figura 1.17 – Fasi del ciclo del passo

Inoltre si avrà un periodo in cui solo un piede è a contatto con il suolo: è la *fase di singolo supporto*, mentre quando entrambi i piedi sono in appoggio si parla di fase di doppio appoggio, che costituisce il 20% di tutto il ciclo del passo.

Dato che la protesi è usata in primo luogo non per la posizione statica, ma per camminare, è interessante il suo allineamento cinematico. Tutti gli elementi costruttivi devono essere allineati in modo da garantire stabilità quando questa è necessaria, e da toglierla quando la deambulazione lo richieda, creando momenti estensori o flessori sul ginocchio, in base alle necessità. L'analisi degli adattamenti che si realizzano durante la deambulazione normale (rotazione pelvica, basculamento del bacino, con il suo abbassamento dal lato opposto dell'arto in carico, flessione delle ginocchia e flesso-estensione tibio-tarsica) potrebbe erroneamente far pensare che ciò si verifica anche nell'amputato transtibiale. Questo è solo in parte vero: tutti i distretti anatomici responsabili degli adattamenti risultano integri, tranne il complesso caviglia piede. Le funzioni del piede durante la marcia sono la stabilizzazione e la propulsione. La parte posteriore del piede è soprattutto adibita alla stabilizzazione e la parte anteriore alla propulsione. Pertanto, individui che hanno piedi protesici con articolazione tibio-tarsica mono o multi assiale potrebbero potenzialmente possedere una camminata che si avvicina a quella normale, mentre per piedi protesici non articolati, sussisteranno alcune differenze. In particolare, la deambulazione di un amputato [11] si differenzia da quella di un soggetto sano per:

- *larghezza del passo*: l'amputato allarga la sua base d'appoggio per migliorare l'equilibrio;
- *durata della fase d'appoggio sull'arto sano*: l'amputato rimane sull'arto sano un tempo maggiore, poiché si sente più sicuro e su di esso può effettuare tutte le correzioni di equilibrio che non sarebbero possibili sull'altro arto;
- *velocità durante la fase oscillante del piede sano*: proprio perché indugia sull'arto sano, deve recuperare tempo velocizzando il movimento del piede;
- *lunghezza del passo con la protesi*: sempre come conseguenza di un maggiore tempo d'appoggio sull'arto sano, nell'amputato transtibiale il passo della gamba con la protesi è più lungo.

1.5.2 Movimenti della caviglia durante il passo

L'articolazione della caviglia (Figura 1.18) è composta dal complesso tibio-peroneale entro cui bascula nei movimenti di flesso estensione e rotazione del piede, dall'astragalo e dall'articolazione calcagnoastragolica:

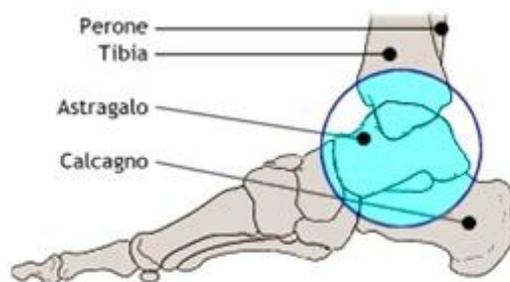


Figura 1.18 – Articolazione della caviglia

La caviglia e le articolazioni del piede permettono a quest'ultimo un movimento caratterizzato da tre assi e tre gradi di libertà, per cui i tre possibili movimenti sono: flessione (flessione dorsale) ed estensione (flessione plantare), adduzione ed abduzione, supinazione e pronazione. Analizzando più in dettaglio questi tre movimenti, si determinano i movimenti massimi che la caviglia può compiere durante la fase del passo. Tali movimenti sono leggermente diversi per i bambini, ma dato che la tibia è sempre il punto di riferimento utile del movimento, si possono ritenere con buona approssimazione uguali a quelli degli uomini [12]:

- 1- *Flesso – estensione*: la posizione di riferimento per la flesso - estensione del piede si realizza quando il piano plantare è perpendicolare all'asse longitudinale della gamba. Durante il passo l'ampiezza di movimento della flesso - estensione è di circa 25°-35° (Figura 1.19). Qualunque limitazione di questo movimento è indesiderabile poiché limita la funzione della caviglia e può produrre un'alterata distribuzione dei carichi.
- 2- *Adduzione - abduzione*: è la rotazione assiale del piede, chiamata adduzione quando la punta del piede è rivolta verso l'interno e abduzione quando la punta del piede è rivolta verso l'esterno (Figura 1.19). Ha un range compreso tra i +5° e i -3°. Valori di +16° sono stati ottenuti durante l'esecuzione di particolari gesti.

- 3- *Prono - supinazione*: è la rotazione attorno all'asse trasversale, che si definisce supinazione se la pianta è orientata verso l'interno (ovvero il peso del corpo è caricato sul lato esterno) o pronazione se la pianta è orientata verso l'esterno. Tale movimento (Figura 1.19) è compreso tra i $+10^\circ$ e i -2° .



Figura 1.19 – Movimenti della caviglia.

Il complesso della caviglia fornisce la maggior parte del lavoro prodotto dall'intera gamba durante la camminata. Dato che il movimento principale è nel piano sagittale, le tecniche di studio della camminata sono focalizzate su questo piano. Nella caviglia intatta, i muscoli della gamba assorbono la maggior parte dell'energia, controllano il movimento e producono potenza. Recuperare tutte queste importanti funzioni è sicuramente la maggiore difficoltà nel progetto di un sistema protesico. Dato che il complesso musco-scheletrico del piede e della caviglia non solo assorbe energia, ma ne genera di più di quanta ne assorbe, sarebbero necessarie componenti protesiche attive. In realtà la maggior parte delle protesi commerciali è costituita da materiali passivi, e quindi si recuperano solo parzialmente le funzioni fisiologiche.

Riconducendo l'analisi effettuata al movimento di un arto protesizzato, è fondamentale riuscire a garantire la flessione-estensione.

1.6 La protesi INAIL per bambino

L'oggetto di studio è l'articolazione della caviglia adatta ad una protesi transtibiale per un bambino, fornita dall'INAIL (Istituto Nazionale per l'Assicurazione contro gli Infortuni sul Lavoro).

Facendo un discorso in generale, si deve parlare di due tipologie di caviglia, una dimensionata su 35 kg e una dimensionata su 45 kg. Il progetto originario, infatti, prevedeva che l'articolazione della caviglia, piuttosto costosa, potesse essere utilizzata per un arco di tempo piuttosto lungo dallo stesso bambino. In questo modo, si ridurrebbero i costi dovuti alla sostituzione e all'adattamento delle parti della protesi. L'obiettivo finale è garantire che un bambino debba ricorrere all'uso di sole 2 caviglie nell'arco della sua crescita: una, quella dimensionata sui 35 kg, nella prima parte, l'altra negli anni precedenti alla sua condizione fisica di adulto.

Il progetto in esame, realizzato dall'INAIL di Vigorso di Budrio (BO), prevede la realizzazione di una caviglia per protesi transtibiale, adatta ad un bambino. La caviglia va dimensionata per 45 kg, ed è destinata ad un piede di dimensioni comprese tra i 18 e i 21 cm. Essa è un dispositivo meccanico che garantisce la flessione-estensione del piede.

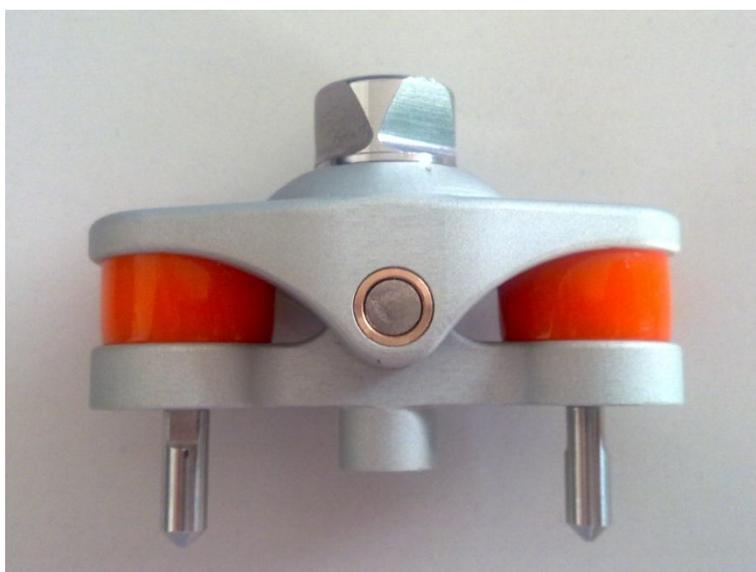


Figura 1.20 – Protesi INAIL di caviglia per un bambino di massimo 45 kg

Capitolo 2 – Determinazione dei parametri per le prove sperimentali

Data la mancanza di normative atte a regolamentare le prove sperimentali su protesi per bambini, si descrive la procedura utilizzata per adattare la normativa ISO 10328 [13], destinata solamente a protesi per adulto, alle età a cui è destinata la tipologia di caviglia. Date le specifiche richieste, si scalano i riferimenti geometrici e si determinano i carichi da utilizzare nelle prove statiche e a fatica a partire dalle dimensioni delle gambe dei bambini, sulla falsa riga della citata normativa. Data l'impossibilità di reperire dati oggettivi riguardanti tali dimensioni, ci si basa sulle caratteristiche dei manichini antropomorfi [14], 0. Si descrivono, infine, anche le prove statiche a torsione, sempre secondo normativa.

2.1 Normativa di riferimento

Per le prove sperimentali di protesi per arti inferiori si fa riferimento a specifiche normative, in particolare alla ISO 10328, dove è trattato il caso di protesi per adulto e sono stabiliti i carichi massimi che devono essere sopportati dalla protesi, in funzione della corporatura dell'uomo a cui è destinata.

La convenzione usata è la stessa della Normativa e, per la gamba sinistra, è visibile in Figura 2.1:

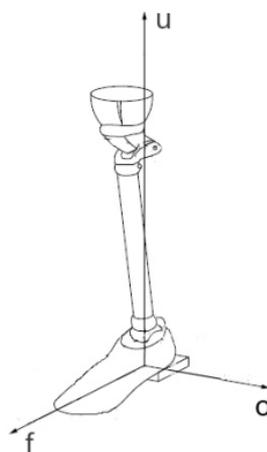


Figura 2.1 – Sistema di riferimento: assi o , u , f sulla gamba sinistra.

L'asse u passa attraverso l'effettivo centro di rotazione della caviglia e quello del ginocchio. E' positivo quando diretto verso l'alto.

L'asse o è perpendicolare all'asse u e parallelo alla linea di cerniera del ginocchio. E' positivo verso l'esterno, ovvero verso sinistra per la gamba sinistra e verso destra per la gamba destra.

L'asse f è perpendicolare agli assi o e u , con direzione positiva verso le dita dei piedi.

Nella normativa sono presenti quattro tipi di corporatura (dalla più minuta P3, ad aumentare: P4, P5 e P6) e due condizioni di carico, dette modo I e modo II, rispettivamente al tallone e alla punta del piede (Figura 2.2: le direzioni di carico sono solo qualitative), utilizzati sia nelle prove statiche che in quelle a fatica.

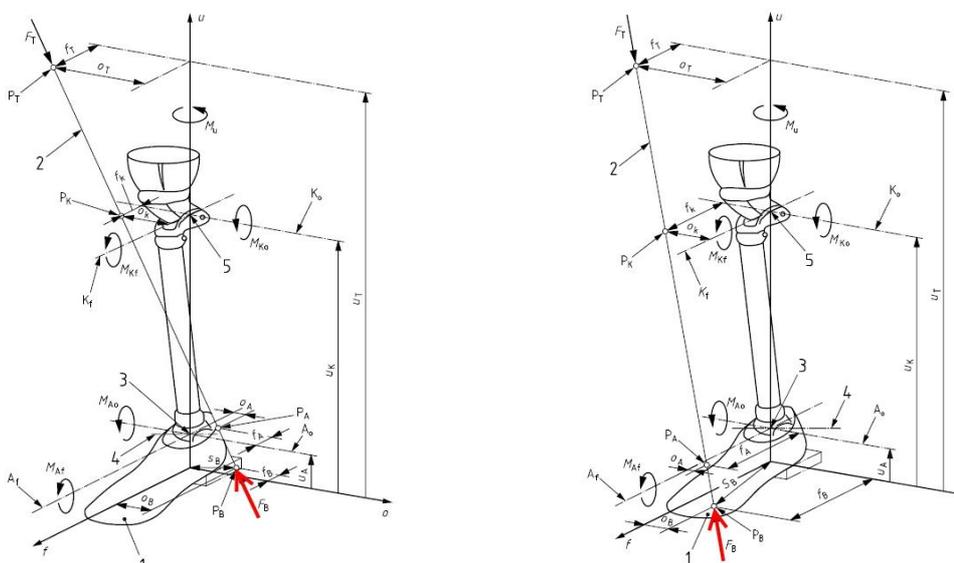


Figura 2.2 - Loading test, modi I e II, [13]

Il modo I si riferisce all'istante di massimo carico corrispondente all'inizio della fase di appoggio, mentre il modo II si verifica durante la fase di oscillazione. Verranno successivamente analizzate nel dettaglio sia le prove statiche, sia le prove a fatica.

2.2 Determinazione dei carichi sperimentali

Dato che per i bambini non esistono normative che indirizzino sulle prove sperimentali, è stato necessario adottare un procedimento che permetta di rielaborare la ISO 10328. Essa si riferisce solo alle protesi per adulto e si basa

principalmente sulle dimensioni degli arti inferiori. Gli unici dati oggettivi in tal senso, riguardanti i bambini si sono ottenuti solo attraverso i manichini antropomorfi, di cui si hanno a disposizione le caratteristiche (v. 0).

2.2.1 Determinazione del range di età d'interesse

I manichini antropomorfi vengono usati per i *crash test* delle autovetture ed hanno lo scopo di simulare il comportamento fisico di un essere umano, al fine di studiare cosa succede durante gli incidenti per migliorare la sicurezza dei veicoli. Proprio per questo loro compito, sono fedeli riproduzioni del corpo umano, basandosi sulle curve percentili.

Per validare l'ipotesi di un confronto tra un manichino antropomorfo e gli adulti presi della ISO 10328 si considera, come manichino, l'Hybrid III adulto 50° percentile. Valutando l'altezza del ginocchio da terra, per entrambi risulta essere di circa 500 mm (pag. 15, ISO 10328). Ulteriore conferma viene dal confronto del peso del manichino con il *Settling Test Proof* del P3, ovvero la condizione di carico iniziale della prova statica per il caso di corporatura minore, più vicina a quella dei bambini. In Tabella 2.1 sono presentati tali confronti (il peso della normativa è calcolato da quella che viene definita *settling test force*):

Tabella 2.1 – Parametri di confronto Normativa – Manichino

	Normativa	Manichino	Rapporti
u_k [mm]	500	498	1
Peso [N]	736	738	1

Si può concludere che i due modelli per l'adulto sono confrontabili. E' quindi possibile prendere come riferimento geometrico i manichini rappresentanti i bambini. Per fare ciò, si adotta un calcolo proporzionale tra le dimensioni adulto-bambino, prendendo come misura di riferimento l'altezza del ginocchio da terra, u_k (Figura 2.3) e il carico in esame.

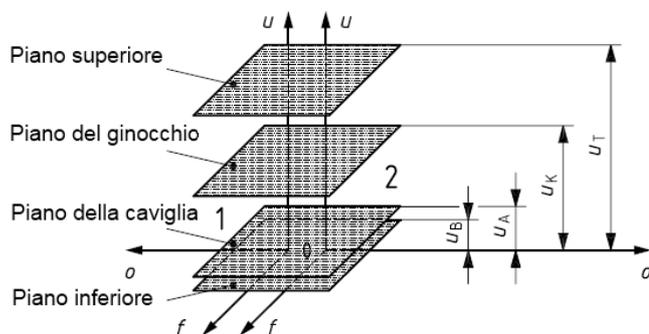


Figura 2.3 – Posizione piani di riferimento, direzione verticale

Per poter scegliere esattamente il tipo di manichino a cui riferirsi si sono prese in considerazione le specifiche dell'articolazione della caviglia:

- dimensionamento massimo per 45 kg;
- associazione ad un piede di lunghezza compresa tra i 18 e i 21 cm;
- elasticità di utilizzo nell'arco di un certo numero di anni da parte del bambino.

I manichini antropomorfi per i bambini sono classificati in base all'età. Una relazione possibile tra il peso e l'età può derivare, ad esempio, dalla lunghezza del piede. Esistono delle tabelle statistiche che legano approssimativamente l'età del soggetto in base al numero di scarpa [15] e quindi alla lunghezza del piede (è possibile ipotizzare una crescita del piede di 9 mm all'anno, come suggerisce [16]). Servendosi delle succitate è possibile, quindi, ottenere la Tabella 2.2:

Tabella 2.2 – Corrispondenze di interesse

	Lunghezza [mm]	Taglia	Età	
Piede	min	18	30	7 anni
	max	21	34	11 anni

Questa tabella mostra come sia possibile che una sola tipologia di caviglia copra una parte consistente della crescita del bambino.

Per determinare ulteriormente a quale specifico manichino riferirsi, si studiano le curve peso – età, curve statistiche, parametrizzate in percentili (Figura 2.4):

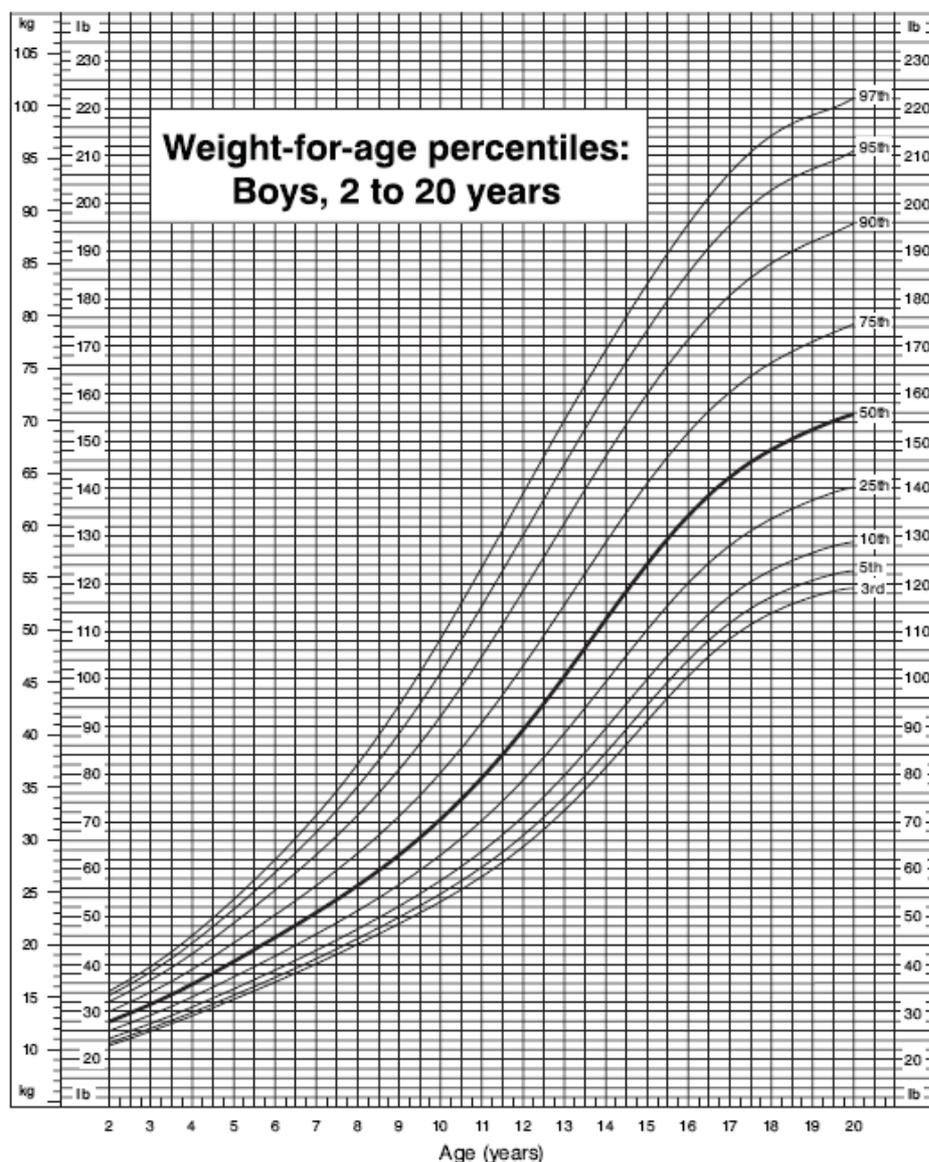


Figura 2.4 - Curve percentili peso - età CDC (Centre for Disease Control) 2 - 20anni [17]

Come si può notare dalla Figura 2.4, un bambino di 45 kg di peso, facendo riferimento al 50° percentile, dovrebbe avere circa 13 anni.

Ricordando l'età massima stimata nella la Tabella 2.2 (11 anni) e quella ottenuta tramite la Figura 2.4 (13 anni), si potrebbero ritenere validi i 12 anni.

Poiché l'articolazione di caviglia in analisi dev'essere dimensionata per 45 kg, è necessario ricorre nuovamente alla Figura 2.4 per valutare se i 12 anni sono

un'età plausibile. In tale figura, ponendo, quindi, come valori fissi i 45 kg e i 12 anni, si ottiene un 75° percentile, come riassunto in Tabella 2.3:

Tabella 2.3 – Caratteristiche dei bambini per la caviglia in esame

Età [anni]	Peso [Kg]	Percentile
12	45	75°

Essendo noto in letteratura che i dati a disposizione per le curve considerate possano essere obsoleti e in quanto tali riguardanti la generazione precedente, più minuta, si possono considerare cautelativamente percentili superiori al cinquantesimo. Pertanto, si decide di accettare un dimensionamento basato sul 75° percentile e di riferirsi ai 12 anni per la scelta del manichino da cui ottenere i dati geometrici.

2.2.2 Determinazione della posizione dei piani di riferimento e dei carichi

La crescita annuale di un bambino è, in generale, lineare, con dei picchi in corrispondenza della prima infanzia e della pubertà [18] (Figura 2.5):

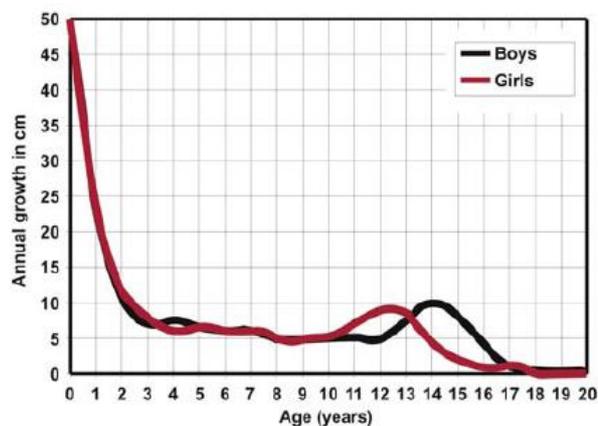


Figura 2.5 - Aumento annuo in altezza in ragazzi e ragazze

L'andamento della crescita degli arti inferiori, invece, è lineare tra la nascita e i cinque anni circa, mentre nel periodo successivo, fino alla pubertà, rappresenta i due terzi dell'incremento in altezza.

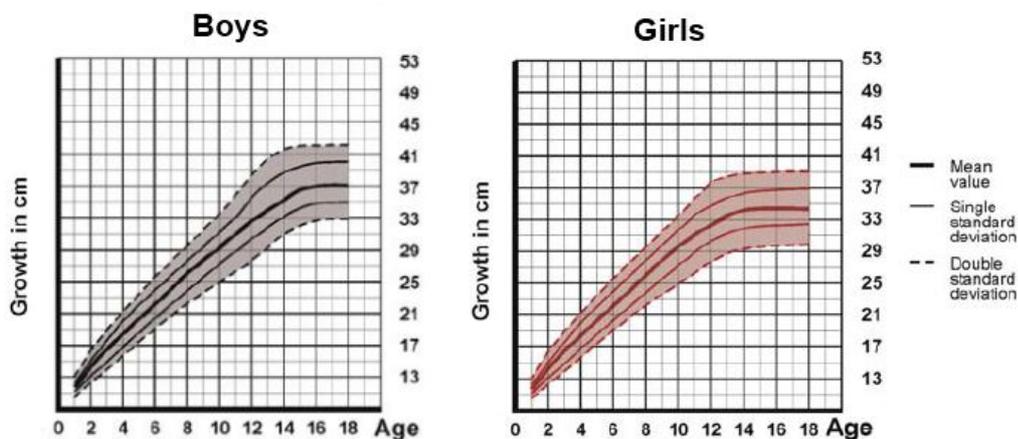


Figura 2.6 - Crescita della tibia nei primi 18 anni.

La normativa in esame prende come punti di riferimento gli arti inferiori e le loro dimensioni. Si intende, quindi, continuare ad agire in tal modo. Poiché si dispone di manichini relativi a 3, 6 e 10 anni, quindi di intervalli relativamente brevi di età, si ritiene che un'interpolazione di dati degli stessi sia sufficiente ad evitare di incorrere ad errori di valutazione riguardanti la geometria, dovuti alla probabile non linearità di crescita.

Si prende come riferimento l'altezza del ginocchio da terra, per cui, note le schede tecniche dei manichini per le tre età, si interpolano le u_k con una *spline* (Figura 2.7):

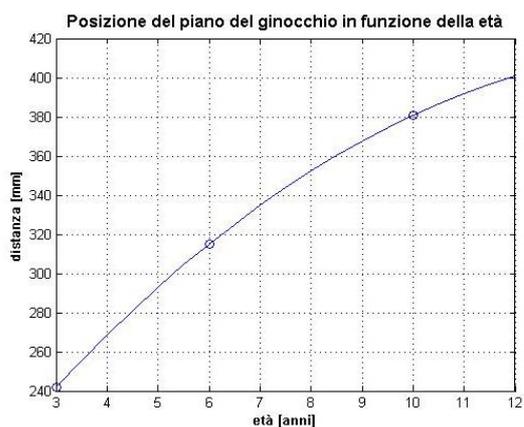


Figura 2.7 – Andamento della posizione del piano u_k con l'età del bambino.

Si trovano quindi le u_k per le età di interesse e, tramite le opportune proporzioni tra tali lunghezze e le posizioni dei piani dell'uomo adulto, si ricavano le posizioni dei piani verticali di interesse (Tabella 2.4):

Tabella 2.4 – Posizione dei piani verticali per le età di interesse.

Piani	12 anni
u_T [mm]	520
u_K [mm]	400
u_A [mm]	64
u_B [mm]	0

A completare il quadro generale delle prove sperimentali si definiscono:

- “modo I”, momento d’appoggio del tallone del piede, ovvero l’istante di massimo carico della prima fase della camminata;
- “modo II”, momento d’appoggio della punta, ovvero l’istante di massimo carico verso la fine della camminata,

come da normativa.

Per le modalità di prova si considerano:

- *separate static proof test on ankle-foot devices and foot units* (pag. 69)
- *separate cyclic test on ankle-foot devices and foot units* (pag.78)
- *separate test in torsion* (pag. 65)

della normativa. Per gli *static* e i *cyclic* test, si prevede un’angolazione dei carichi per il modo I e il modo II come in Figura 2.8.

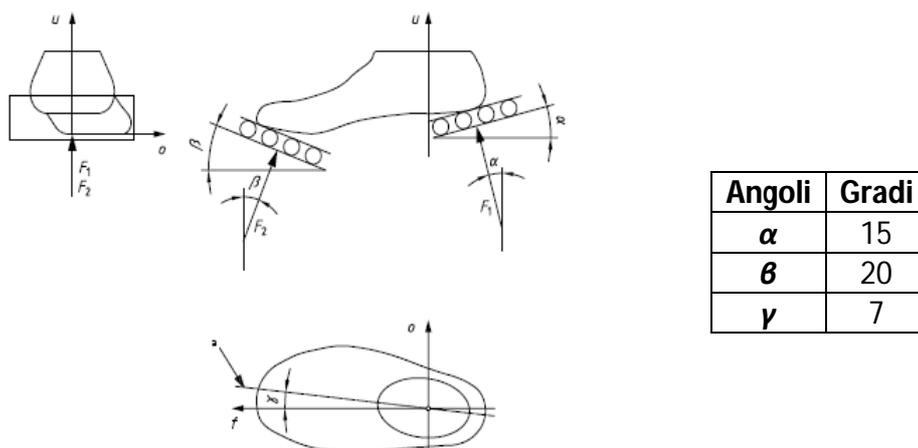


Figura 2.8 - Disposizione carichi e valore delle loro angolazioni

Determinazione dei parametri per le prove sperimentali

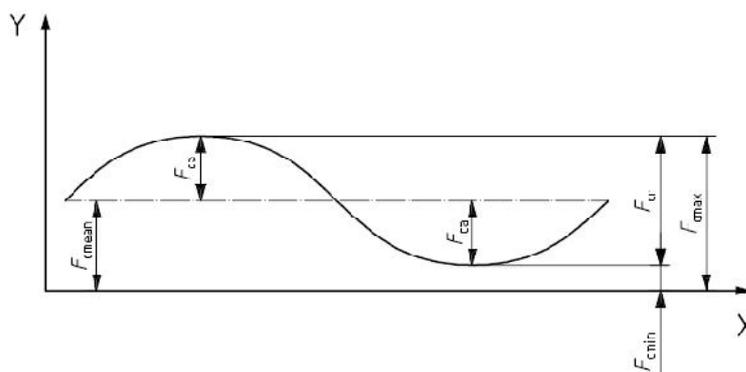
Per quanto riguarda i carichi, si considerano delle forze ottenute proporzionalmente dal P3 adulto, sulla base delle distanze u_k del bambino a 12 anni. I carichi ottenuti sono descritti in Tabella 2.5. In questa tabella sono presenti anche le forze del P3 adulto, che è stato preso come riferimento. Nella prima parte sono riassunte le forze statiche, nella seconda sono descritti i valori concernenti il ciclo della prova a fatica, mentre nella terza parte si riportano i carichi per la prova statica a torsione, secondo le definizioni date sempre dalla normativa, evidenziati in Figura 2.9.

Tabella 2.5 - Carichi della normativa e adattamenti della stessa (modo I e modo II)

Test Procedure and Test Load		Unit	Normativa		Bambini	
			P3		12 anni	
			I	II	I	II
Static Test Procedure	Proof Test Force F_{sp}	N	1610	1610	1290	1290
	Ultimate Static Test Force F_{su}	N	2415	2415	1935	1935
		N	3220	3220	2580	2580
Cyclic Test Procedure	Minimum Test Force F_{cmin}	N	50			
	Cyclinc Range F_{cr}	N	920	920	727	727
	Maximum Test Force F_{cmax}	N	970	970	777	777
	Mean Test Force F_{cmean}	N	510	510	364	364
	Cyclic Amplitude F_{ca}	N	460	460	314	314
	Final Static Force F_{fin}	N	1610	1610	1290	1290
	Prescribed Number of Cycles	-	2000000			
Static Test Load	Settling Twisting Moment M_{u-set}	Nm	3			
	Stabilizing Twising Moment M_{u-stab}	Nm	1			
	Maximum Twisting Moment M_{u-max}	Nm	50			

Da notare, la *minimum test force* è comune sia al bambino, sia all'adulto, poiché, anche nella normativa per adulto, rimane 50 N per tutte le diverse corporature (P3, P4, P5 e P6).

Il profilo di carico del *cyclic test* (prova a fatica) definito può essere descritto come in Figura 2.9:



Parametri	Definizione
X	Tempo
Y	Carico
F_{cr}	Ampiezza totale del carico
F_{cmin}	Forza minima
$F_{cmax} = F_{cmin} + F_{cr}$	Forza massima
$F_{cmean} = 0.5 \cdot (F_{cmin} + F_{cmax})$	Forza media
$F_{ca} = 0.5 \cdot F_{cr}$	Semiampiezza del ciclo di carico
$F_{fin} = F_{sp}$	Carico statico finale

Figura 2.9 – Parametri del ciclo di carico.

La normativa, inoltre, prevede che sia le prove statiche, sia quelle a fatica siano ripetute 2 volte.

Per quanto riguarda le prove statiche a torsione, si rimanda alla descrizione dettagliata nel paragrafo 2.3.3.

2.3 Procedura di prova sperimentale

Si descrivono, nel dettaglio, le prove sperimentali, come sono descritte nella già citata normativa.

2.3.1 Prove statiche a compressione

I carichi statici di prova rappresentano un evento occasionale severo, che deve essere sostenuto dalla struttura e lasciare intatta la sua funzionalità. Non si devono quindi verificare deformazioni permanenti superiori a valori prescritti, in nessuna condizione di carico.

La normativa richiede siano effettuate 2 prove statiche in totale, su 2 campioni diversi.

Procedura di prova (per i carichi si fa riferimento alla Tabella 2.5):

- 1- test sul modo I (sul tallone): assicurarsi che il pistone per la punta non fornisca carico sulla stessa;
- 2- disporre la prova in modo da avere un'angolazione di carico per il modo I e per il modo II come da Figura 2.8;
- 3- applicare al tallone la forza F_1 con angolo α (Figura 2.8) in modo graduale, con un rateo compreso tra i 100 N/s e i 250 N/s, fino alla F_{sp} stabilita. Mantenerla per 30 ± 3 secondi;
- 4- azzerare la F_1 ;

se durante la prova il pezzo non ha subito danni:

- 5- test sul modo II (sulla punta): assicurarsi che il pistone per il tallone non fornisca carico sullo stesso;
- 6- applicare alla punta la forza F_2 con angolo β (Figura 2.8) in modo graduale, con un rateo compreso tra i 100 N/s e i 250 N/s, fino alla F_{sp} stabilita. Mantenerla per 30 ± 3 secondi;
- 7- azzerare la F_2 .

2.3.2 Prove a fatica

La protesi deve permettere al bambino di poter svolgere le normali attività quotidiane, per cui vi agiranno delle sollecitazioni cicliche che devono ovviamente essere sostenute.

Per studiare il comportamento a fatica delle caviglie, si sottopongono a carichi ciclici, seguendo sempre la indicazioni della normativa (pag. 78).

La normativa richiede siano effettuate 2 prove a fatica in totale, su due campioni diversi.

Procedura di prova:

consiste nell'applicazione ripetuta di un certo carico, che riproduca abbastanza fedelmente le sollecitazioni tipiche nella camminata, seguite da un test statico finale. La struttura in esame deve sostenere, contrariamente alle prove statiche che prevedono l'applicazione di carichi di tipo I e II separatamente, carichi che simulano una successione di forze di tipo I ed una di tipo II. Secondo la normativa, tale successione sarà (per i carichi si fa riferimento alla Tabella 2.5):

- 1- disporre la configurazione di prova come in Figura 2.8;
- 2- applicare la forza F_{c1max} (modo I) al tallone, scaricarlo e successivamente applicare la F_{c2max} (modo 2) alla punta;

se l'oggetto di prova ha superato le prove statiche (capitolo 2.3.1) e l'applicazione dei carichi di ciclo massimo del paragrafo 2- senza subire danni:

- 3- applicare la forza ciclica (vedi Figura 2.9) alternativamente al tallone e alla punta ad una frequenza compresa tra gli 0.5 e i 3 Hz per una serie di cicli;

se l'oggetto di prova non ha apportato danni:

- 4- applicare la forza ciclica alternativamente al tallone e alla punta ad una frequenza compresa tra gli 0.5 e i 3 Hz per il numero di cicli prescritto.

Il profilo di Figura 2.9 si può tradurre secondo le equazioni:

$$F_{1c}(t) = F_{1cmean} + F_{1ca} \sin(\omega t)$$

$$F_{2c}(t) = F_{2cmean} + F_{2ca} \sin(\omega t - n\pi)$$

dove la F_{2c} (modo I) è sfasata di 180° rispetto alla F_{1c} (modo II).

Secondo normativa, durante la prova a fatica è possibile sostituire qualsiasi parte che ne abbia bisogno, in accordo con il costruttore, nel seguente modo:

- fermare la prova al numero di cicli in cui si prevede la sostituzione;
- cambiare la parte da sostituire;
- far ripartire la prova.

Si presuppone che, riguardo la prova in esame, saranno da sostituire i bumpers.

- 5- Continuare la prova finché o si è ottenuto un danno o si sono terminati i cicli previsti per essa (Tabella 2.5);
se non si hanno avuti danni:
- 6- procedere con la F_{fin} per il modo I e successivamente per il modo II con un rateo compreso tra i 100 e i 250 N/s;
- 7- mantenerla per 30 ± 3 secondi;
- 8- azzerare la forza.

2.3.3 Prove a torsione

La prova a torsione deve essere applicata in 2 direzioni di carico opposte, ripetute 2 volte su 2 campioni diversi.

È necessario allestire la prova in modo che il centro della caviglia e quello del ginocchio siano allineati all'asse di applicazione della torsione, al fine di generare un momento torcente attorno all'asse u (Figura 2.1). Bisogna fissare un'estremità e all'altra applicare il carico.

Procedura di prova:

- 1- applicare all'estremità non fissata il *settling twisting moment* M_{u-set} per non meno di 10 secondi e non più di 30 secondi;
- 2- togliere il carico e lasciare la struttura scarica per almeno 10 minuti;
- 3- applicare il *settling twisting moment* M_{u-stab} nella direzione positiva (terminato l'intero processo, attuare i carichi anche nell'altra direzione) attorno all'asse u e mantenerlo finché non si è misurata la posizione angolare attorno all'asse u ad un'estremità (al piede ϕ_{B1}) e all'altra della struttura (ϕ_{T1});
- 4- aumentare il momento torcente M_u attorno all'asse u nella direzione positiva ad una velocità non superiore ai 4 Nm/s fino al *maximum twisting moment* M_{u-max} ;
- 5- mantenere l' M_{u-max} al valore prescritto per (30 ± 3) secondi;
- 6- diminuire il momento torcente fino al M_{u-stab} .

Se il campione sostiene il carico statico M_{u-max} per il tempo prescritto, proseguire:

- 7- mantenendo la M_{u-stab} e misurando entro 10 minuti la posizione angolare, come specificato in precedenza, ottenendo ϕ_{B2} e ϕ_{T2} ;
- 8- calcolando la posizione angolare relativa attorno all'asse u :

$$\Delta\phi_1 = |(\phi_{B2} - \phi_{B1}) - (\phi_{T2} - \phi_{T1})|$$

Se il valore della posizione angolare relativa $\Delta\phi_1$ non è superiore ai 3° in entrambe le direzioni di carico, la prova è superata.

2.3.4 Configurazione di prova

Gli strumenti utilizzati nella prova a fatica devono essere in grado di produrre, oltre alle forze statiche, una forza pulsante sinusoidale di intensità $F_c(t)$. Per trasmettere le forze alla punta e al tallone, si dovranno utilizzare delle piattaforme di carico opportunamente inclinate e tali da minimizzare il trasferimento del carico trasversale. L'andamento delle due forze seguirà quello della Figura 2.10, dove X indica il tempo, Y la forza, 1 corrisponde al tallone e 2 alla punta del piede.

I profili a) e b) della Figura 2.10 mostrano il profilo di carico che originariamente si applicava, costruito da una successione alternata delle forze. Il profilo c) è stato presentato e discusso nel Gennaio 1996 al ventiquattresimo meeting della ISO/TC 168/WG 3, per cui "*– during the cyclic test on ankle-foot devices there shall at all times be test forces applied to the forefoot and to the heel, each of a value greater or equal to the specified value of the stabilizing force F_{stab}* " e "*– at times during the loading cycle, test forces greater than the value of the stabilizing force F_{stab} may be applied to the heel and to the forefoot simultaneously, provided that, when the value of the test force at one location is at the specified maximum value, the test force at the other location does not exceed the value of the specified stabilizing force F_{stab}* " [13]. In realtà il profilo c) genera delle condizioni di carico leggermente diverse da quelle che si verificano durante il ciclo del passo, quindi il profilo adottato sarà simile a quello di tipo a) e di tipo b).

Determinazione dei parametri per le prove sperimentali

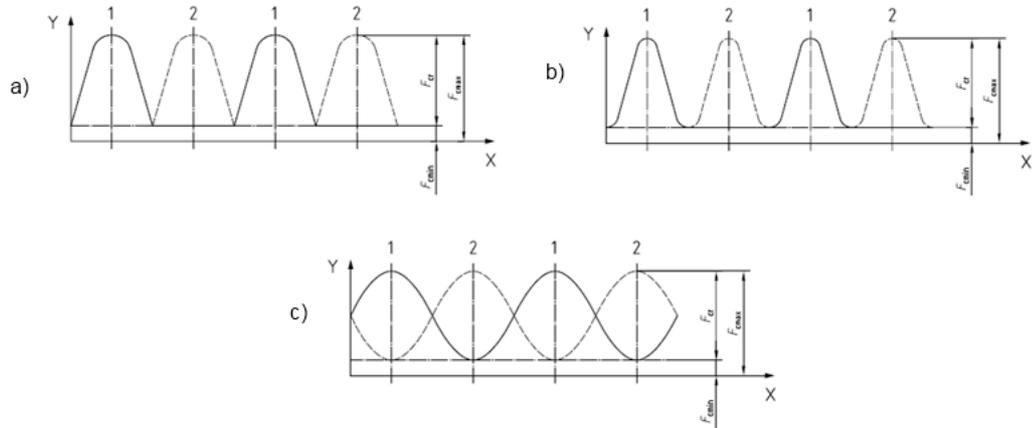


Figura 2.10 – Andamento dei cicli di carico.

Perché la procedura a fatica sia superata, la caviglia deve reggere il ciclo di carico, ovvero:

- il carico statico fino alla massima forza F_{cmax} per un tempo di 30 ± 3 secondi;
- il carico ciclico $F_c(t)$ al livello prescritto e per il numero di cicli stabilito;
- il carico statico finale F_{fin} per un tempo di prova di 30 ± 3 secondi.

Capitolo 3 – Prove sperimentali e risultati ottenuti

Si presentano le prove sperimentali statiche a compressione, a fatica e statiche a torsione, secondo la normativa ISO 10328 e i suoi adattamenti (Capitolo 2), realizzate per caratterizzare il materiale di alcune parti della protesi e per verificare la resistenza della stessa alle sollecitazioni. Si descrivono gli strumenti utilizzati, le metodologie di prova ed i parametri di acquisizione impiegati.

Le prove effettuate sono su un solo campione di caviglia. La ripetizione delle stesse su un altro campione, come previsto dalla normativa, non è contemplata in questa sede.

3.1 Articolo di prova

Si ha disposizione una caviglia progettata per sopportare un massimo di 45 kg. Se ne hanno due campioni:

Essa è costituita da diverse componenti:

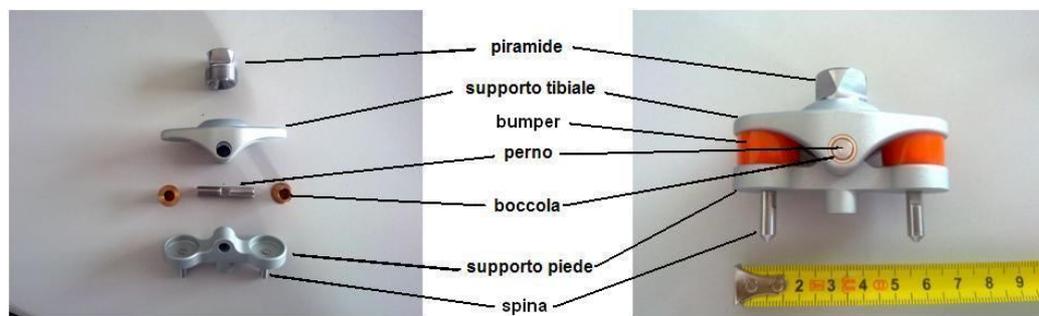


Figura 3.1 - Descrizione delle componenti di cui è composta la caviglia protesica

Come si può vedere dalla Figura 3.1, la caviglia è composta da:

- una **piramide**, in acciaio INOX che permette l'inserimento e il bloccaggio con il tubo che funge da tibia (parte inferiore della gamba);
- un **supporto tibiale**, in Ergal, su cui poggerà il suddetto tubo;
- un **perno**, in acciaio INOX, che attraversa trasversalmente la caviglia, per permettere la rotazione della stessa attorno al suo asse;
- due **boccole** in G-Cu Al11 Fe4 Ni4 UNI 5275;

- un **supporto piede**, in Ergal, che permette l'inserimento della caviglia nel piede;
- due **spine** in acciaio INOX, che dovranno entrare nel piede.
- due **bumpers** sostituibili (Figura 3.4).

Per una scheda tecnica sui materiali, consultare il Capitolo 4, in cui sono trattate le principali caratteristiche inserite, poi, nel modello numerico. Per i bumpers, inoltre, si effettuano delle prove di caratterizzazione a compressione (paragrafo 3.4.1).

Analizzando nel dettaglio il perno, esso permette l'oscillazione del supporto tibiale rispetto al supporto piede, ma non può ruotare su se stesso e fuoriuscire dalla sua sede grazie alla presenza di una piccola vite inserita al di sotto del supporto piede, come si può vedere in Figura 3.2:



Figura 3.2 - Particolare della vite blocca – perno

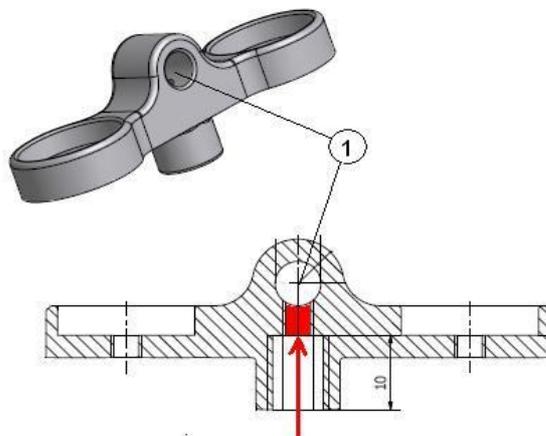


Figura 3.3 - Dettaglio del supporto piede con descrizione sede della vite blocca perno

Nella Figura 3.3 è possibile vedere, indicato con il numero "1", il punto in cui il perno viene inserito. La zona colorata in rosso, invece, è la sede della vite che blocca il perno. Questa vite deve essere inserita da sotto, seguendo la freccia del disegno.

Come si può notare dalla Figura 3.2 la vite che blocca il perno sporge dalla sua sede.

La caviglia è anche dotata di *bumpers*, ossia dei gommini, le cui caratteristiche meccaniche non sono fornite dal costruttore. Questi bumpers ammortizzano il movimento della caviglia. In dotazione se ne hanno 3 tipi (vedi Figura 3.4):

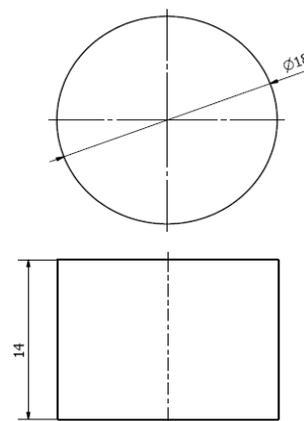


Figura 3.4 - Bumpers

I bumper rossi sono i più rigidi, mentre i gialli hanno la rigidità più bassa. Gli arancioni hanno caratteristiche intermedie.

Si hanno a disposizione 2 caviglie identiche, di cui solo una è stata estensimetrata (Figura 3.5) ed è quella che verrà utilizzata durante le prove esaminate in questa sede.

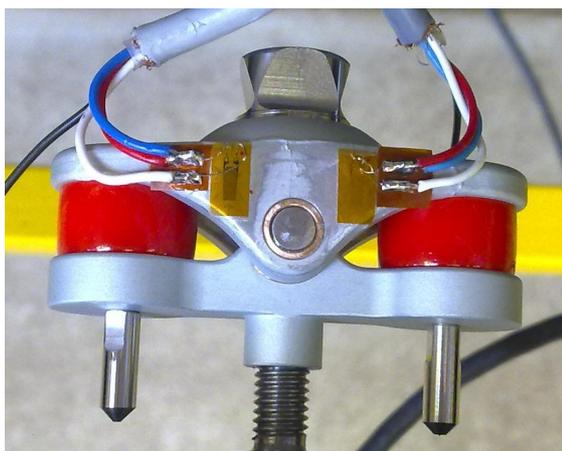


Figura 3.5 - Caviglia estensimetrata

Gli estensimetri (paragrafo 3.3.3) sono stati posti in punti che sono un compromesso tra la maggiore concentrazione di sforzi evidenziata dalle analisi preliminari del modello numerico (Capitolo 4) e lo spazio a disposizione per poter posizionare i trasduttori. L'oggetto in esame, infatti, è di dimensioni ridotte (Figura 3.1).

Sono stati forniti in dotazione anche il tubo e il piede di 21 cm:



Figura 3.6 – Tubo e piede (21 cm) della *Otto Bock* [19] (le dimensioni relative non sono in scala)

Il foro visibile (passante) nel piede in Figura 3.6, è atto all'inserimento del supporto piede della caviglia. Per le prove sperimentali sono stati effettuati altri due fori, non passanti, ai lati di quello già presente, così che le spine della caviglia possano essere inserite al loro interno.

Per meglio fissare la caviglia al piede, viene posta una vite passante attraverso il foro centrale del piede, vite che si assicurerà alla caviglia inserendola, attraverso il supporto piede, sotto al perno. Sarà serrata con una coppia di 25 Nm.



Figura 3.7 - Particolare dell'inserimento della vite nella caviglia e foro per il passaggio della stessa nel piede (visione della pianta del piede)

3.2 Accuratezze

La normativa [13] richiede delle accuratezze e ogni strumento utilizzato dev'essere calibrato opportunamente.

3.2.1 Accuratezza di strumentazione

Gli strumenti di misura utilizzati devono avere le caratteristiche in Tabella 3.1:

Tabella 3.1 – Accuratezze di strumentazione

	Accuratezza
Dimensioni lineari	$\pm 0,2$ mm
Dimensioni angolari	$\pm 0,2^\circ$
Forze e momenti della prova in esame	$\pm 1\%$ del valore massimo richiesto
Frequenza del test ciclico	$\pm 1\%$ della frequenza utilizzata

3.2.2 Accuratezza di procedura

Tabella 3.2 – Accuratezze di procedura

	Tolleranza
Dimensioni lineari	± 1 mm
Dimensioni angolari	$\pm 1^\circ$
Posizione angolare dito esterno piede	$\pm 3^\circ$
Forze e momenti statici	$\pm 2\%$ del massimo valore richiesto
F_{cmin}	± 25 N
F_{cmax}	$\pm 3^\circ$ della F_{cmax} richiesta
Frequenza del test ciclico	$\pm 10\%$ della frequenza richiesta

3.3 Configurazione di prova

Per quanto descritto nei paragrafi 2.3.1, 2.3.2 e 2.3.3, in cui si riportano, nel dettaglio, le diverse prove della normativa, si devono considerare 2 configurazioni di prova: una per le prove statiche e per le prove a fatica e una per le prove statiche a torsione.

3.3.1 Prove statiche a compressione e a fatica

La normativa prevede che le prove sperimentali siano effettuate sulla caviglia con la presenza del piede.

I carichi devono essere applicati al piede, secondo la Figura 2.8.

La caviglia è assicurata al piede attraverso la vite di Figura 3.7 ed è incastrata al tubo sulla sua sommità. Il tubo è incastrato ad un supporto.

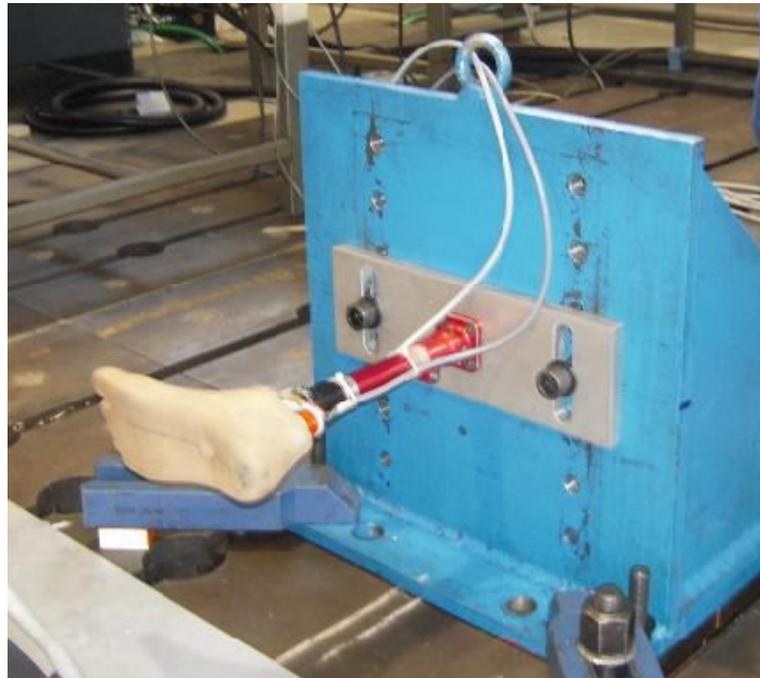


Figura 3.8 - Configurazione di prova. Particolare dell'incastro della struttura

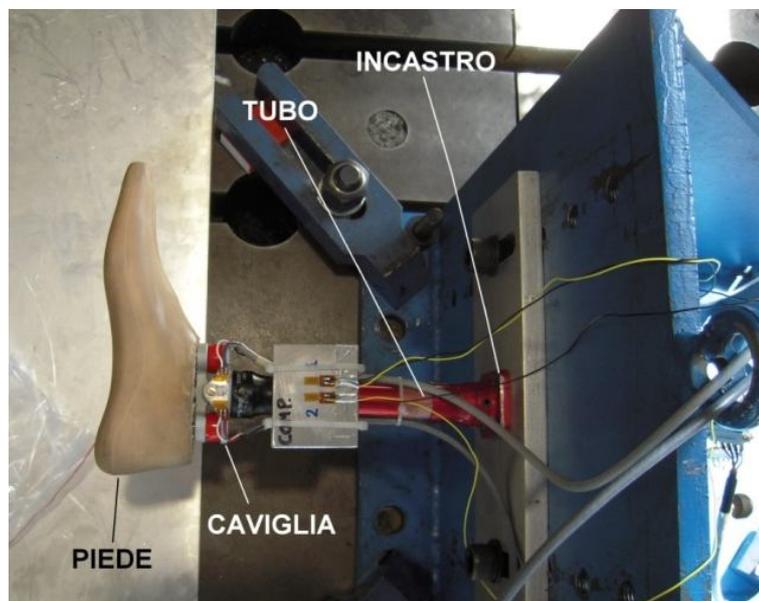


Figura 3.9 - Visione dall'alto della postazione di prova e descrizione delle varie parti

La trasmissione dei carichi al piede viene effettuata tramite degli attuatori idraulici (pistoni), che insistono su degli appoggi e i cui assi sono disposti come in Figura 2.8. Tra l'appoggio e il pistone è presente una cella di carico. Gli

appoggi sono delle strutture metalliche studiate appositamente per trasferire il carico al piede nel modo corretto. Ne è stato infatti progettato uno per il modo I e uno per il modo II (v. Figura 3.10).

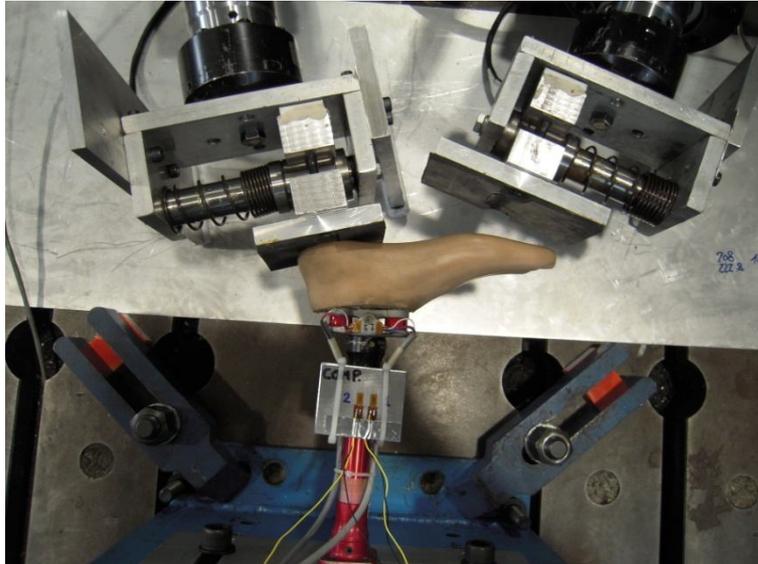


Figura 3.10 - Vista dall'alto: appoggi per modo I e modo II, particolare del carico in configurazione modo I (tallone)

Queste strutture definite "appoggi" sono avvitate alla cella di carico posta all'estremo del pistone. Quando i pistoni imprimono loro un movimento, sono in grado di scorrere liberamente nella direzione dell'asse del pistone, sopra ad una lastra di acciaio, grazie a basi in teflon.

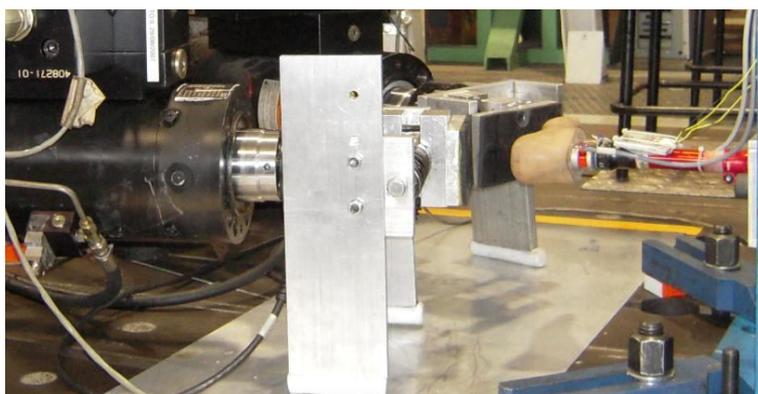


Figura 3.11 - Particolare degli appoggi per il carico (visione laterale)

Per far sì che la forza imposta sia correttamente trasmessa al piede nei punti desiderati, questi appoggi fungono da vincolo tipo "carrello" e presentano delle

piastre sulle quali è stata incollata della gomma. Queste piastre possono scorrere nella direzione perpendicolare al carico, così che il piede, una volta sottoposto alla forza, possa scorrere insieme ad esse, senza impuntarsi. Una volta tolto il carico, la piastra e quindi il piede possono tornare alla posizione iniziale grazie ad una molla di richiamo (v. Figura 3.12).

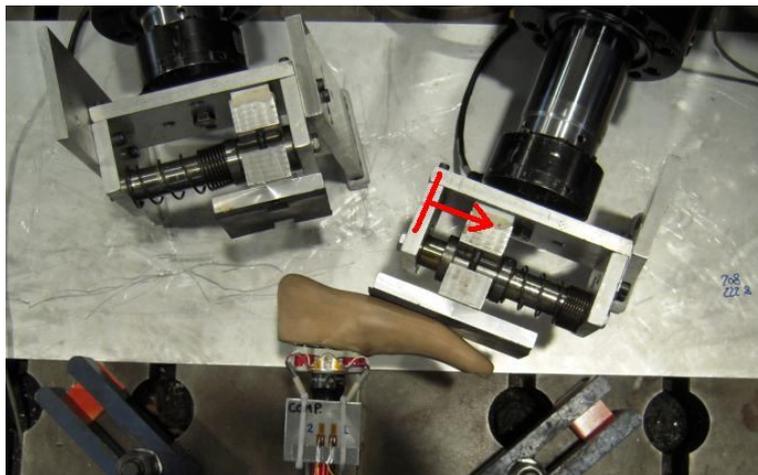


Figura 3.12 - Particolare dello spostamento della molla dell'appoggio (punta). Nell'appoggio del tallone è possibile vedere, a specchio, la molla in posizione di carico nullo (visione dall'alto)

Infine, i due estensimetri applicati alla caviglia sono collegati a 2 canali. Per ogni estensimetro, si ha un collegamento in configurazione mezzo ponte con un altro estensimetro posto su di una piastrina in alluminio, per le compensazioni termiche (v. Figura 3.13):

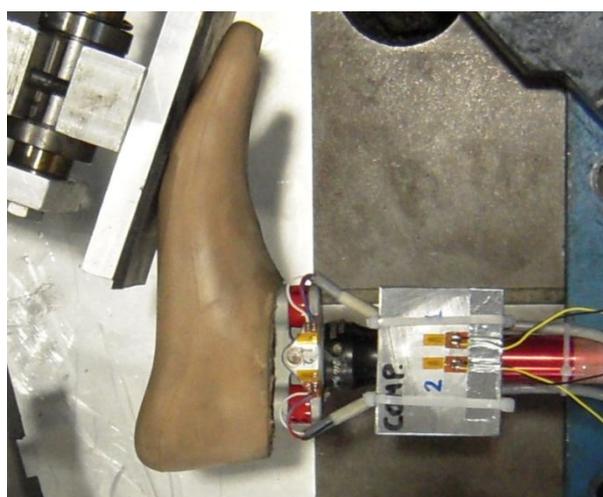


Figura 3.13 – Estensimetri in configurazione mezzo ponte



Figura 3.14 - Configurazione totale di prova (visione laterale e dall'alto)

3.3.2 Prove statiche a torsione

Per quanto riguarda le prove a torsione, si è utilizzato un meccanismo che permettesse di applicare il momento torcente, come richiesto dalla normativa: il carico dev'essere applicato attorno all'asse u (Figura 2.1).

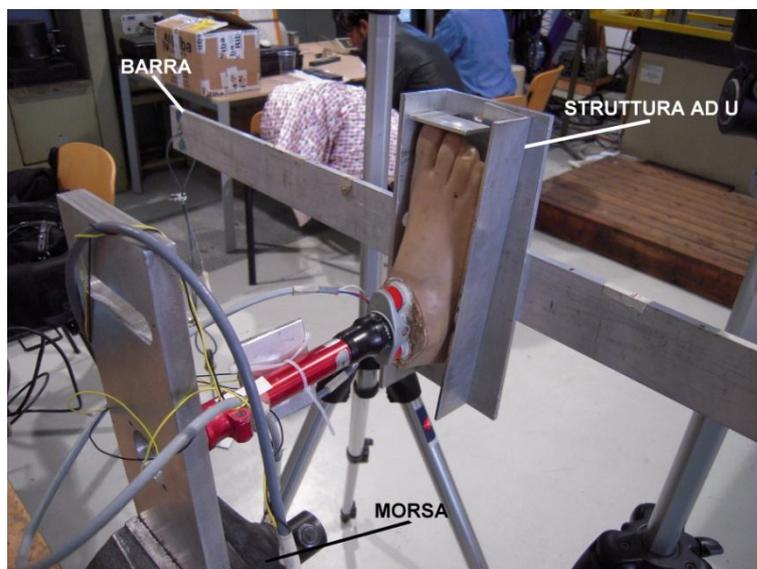


Figura 3.15 – Particolare della prova a torsione

Per sottostare a questa regola, si è incastrata con una morsa la piastra a cui è attaccato il tubo (Figura 3.15).

Il piede, invece, è appoggiato ad un'altra piastra e circondato da una "U" regolabile in metallo che è stretta, così che da rimanere solidale al piede stesso.

Al fine di permettere la torsione, si è utilizzata una barra metallica lunga 1 m, che è stata avvitata nel suo centro alla piastra sottostante il piede. Ai lati della barra sono applicati dei fori, ai quali sono legati dei cavi metallici. A questi cavi metallici è possibile applicare i pesi.

Per far sì che il carico sia un momento torcente, uno dei cavi alle estremità della barra (a seconda della direzione del momento) è introdotto in un sistema di carrucole, così che il peso applicato realizzi una forza verso l'alto.

Per misurare la rotazione, si sono utilizzati dei laser (3.3.3). Questi laser sono stati posti su dei cavalletti, così da poter essere puntati sulla barra (Figura 3.16), in direzione complanare alla pianta del piede, a 175 mm di distanza dal punto in cui la barra è avvitata alla piastra posta sotto il piede stesso.

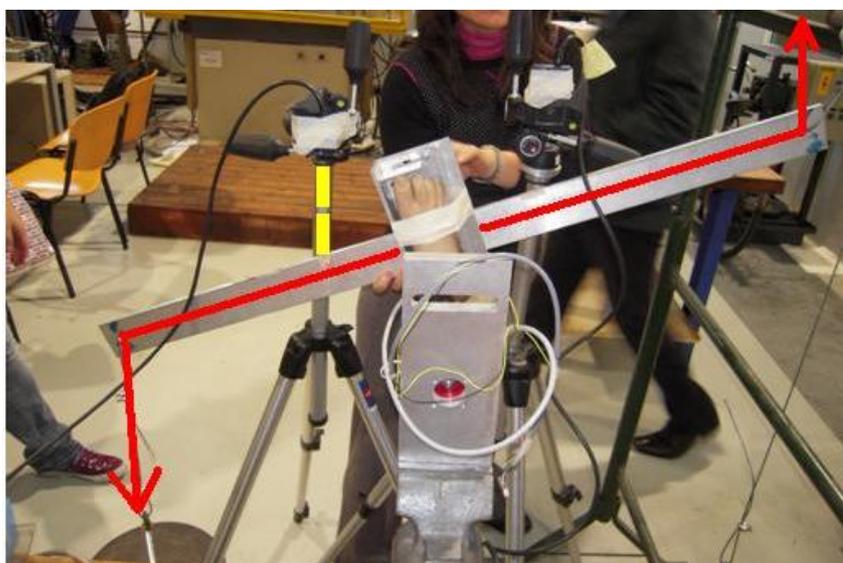


Figura 3.16 – Configurazione totale di prova (punto di vista dell'incastro). In rosso la direzione del carico e in giallo la direzione di lettura del laser

3.3.3 Strumentazione

Per la prova statica e a fatica si utilizzano le celle di carico MTS 611.19 [20]:



Figura 3.17 – Cella di carico MTS 611.19

e gli estensimetri Shinkoh BLH di tipo B-FAE-4-12T11:



Figura 3.18 - Estensimetri

Per la prova a torsione si utilizzano i laser MEL D-85386 EChing, Optisches Weg-Mebsystem M5 [21]:



Figura 3.19 – Laser MEL M5 led

e un multimetro Fluke 46 [22]:



Figura 3.20 – Multimetro Fluke 46

3.4 Procedura di prova e risultati ottenuti

Si effettuano:

- prove statiche sulla base della sezione *separate static proof test on ankle-foot devices and foot units* della normativa [13];
- prove a fatica sulla base della sezione *separate cyclic test on ankle-foot devices and foot units* della normativa [13];
- prove statiche di torsione sulla base della sezione *separate static test in torsion* della normativa [13],

secondo le procedure descritte nei capitoli 2.3.1, 2.3.2 e 2.3.3. Si analizzerà in dettaglio ciascuna prova attuata nei capitoli successivi.

Prima di effettuare queste prove sperimentali, però, è necessario caratterizzare i *bumpers*, al fine di avere una correlazione più precisa tra modello sperimentale e numerico.

3.4.1 Prove di caratterizzazione del materiale dei *bumpers*

I *bumpers* forniti dall'INAIL sono di tre tipi diversi. A ciascun tipo corrisponde un colore: giallo, arancione e rosso, con rigidzze differenti (Figura 3.4), non fornite dal produttore. Sono dei polimeri. È pertanto necessario dover caratterizzare ogni singola tipologia di *bumper*, al fine di poter ottenere dei valori di rigidzza corretti da inserire nel modello numerico.

La rigidzza dei polimeri non dipende solo dalla loro composizione chimica, ma anche dalla loro dimensione, dalla geometria e da molti altri fattori [23]. Per questo motivo è necessario effettuare delle prove a compressione sui *bumpers* stessi, con il range di carico che poi sarà utilizzato nelle prove sperimentali statiche e a fatica. In questo modo è possibile, in corrispondenza di un certo valore di forza, avere la rigidzza, in modo univoco.

La macchina di prova utilizzata è la MTS Alliance RF/150, operante a temperatura ambiente ed in controllo di spostamento, tramite una traversa che si abbassa di 0,5 mm/min. La forza è misurata tramite una cella di carico MTS 611.19 [20].

Il trasduttore utilizzato per determinare la variazione di altezza del bumper durante la prova è l'estensometro MTS 634-12F-54 con base di misura pari a 25 mm ([20], pag. 22).

La frequenza di acquisizione è di 5 Hz.

Per permettere il posizionamento dell'estensometro si sono utilizzati degli spessori in metallo, con diametro di 20 mm e altezza di 25 mm (Figura 3.21).



Figura 3.21 - Supporti in metallo utilizzati per la prova.

La macchina di prova e la strumentazione utilizzata sono rappresentate in Figura 3.22, Figura 3.23 e Figura 3.24.

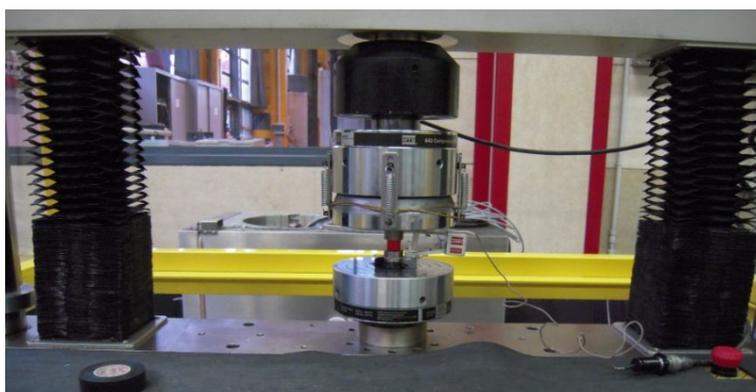


Figura 3.22 - Prova a compressione sui *bumpers*



Figura 3.23 – Estensometro MTS 634-12F-54 [20]

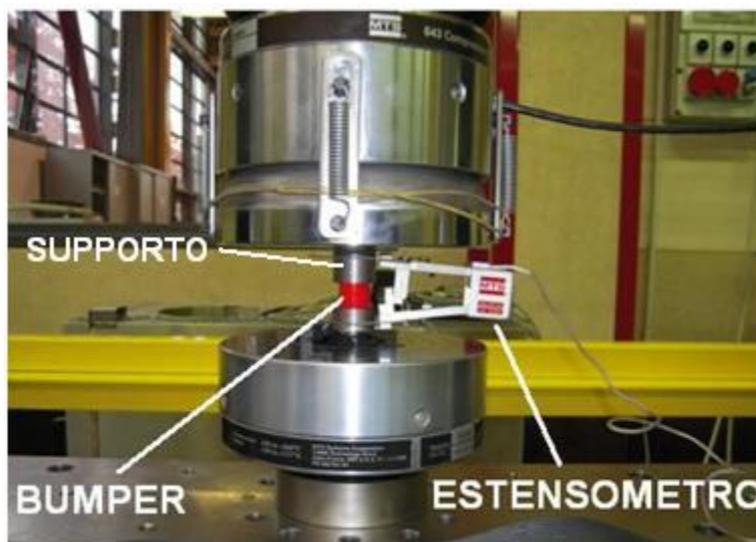


Figura 3.24 - Prova a compressione sui bumper, dettaglio

Si effettuano 2 prove a compressione per ogni tipologia di *bumper*. Nella Tabella 2.5 si apprende che la forza maggiore da imporre nelle prove statiche e a fatica è quella statica pari a 1290 N. Pertanto, si decide di testare i bumper a 1300 N. Si fornisce inizialmente un precarico di 0,05 N per assestare l'intera struttura.

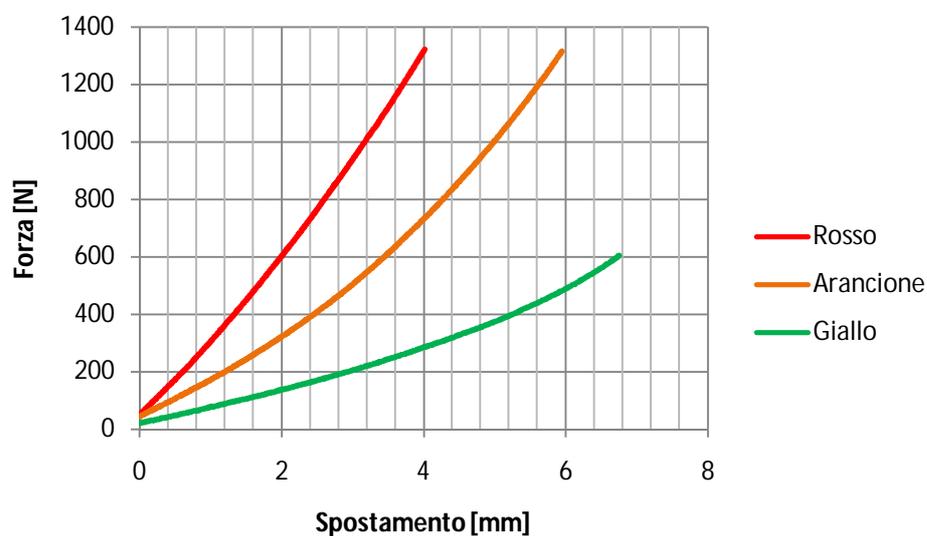


Figura 3.25 – Diagramma forza-spostamento per le 3 tipologie di bumper

Nella Figura 3.25 sono presenti i risultati sperimentali sui 3 tipi di *bumper*. Il tipo rosso è il più rigido (Figura 3.26), quello giallo il meno rigido e l'arancione ha caratteristiche intermedie alle precedenti. Si nota che la curva per il giallo termina a 600 N: a 600 N, infatti, risulta uno schiacciamento medio di 7 mm, ovvero la metà della dimensione del bumper in quella direzione (Figura 3.27).



Figura 3.26 – *Bumper* rosso a 0 N e a 1290 N

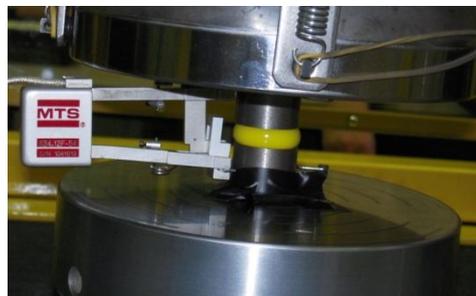
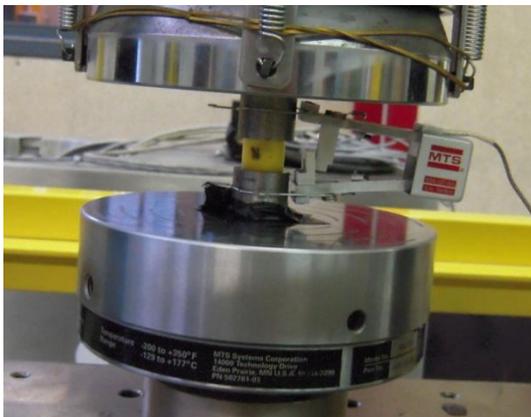


Figura 3.27 - *Bumper* giallo a 0 N e a 600 N

Tenendo conto che, come spiegato dal costruttore (INAIL), i *bumpers* gialli sono utilizzati dalla categoria di bambini più piccoli, che crescendo di peso, sostituiranno questi *bumpers* con quelli arancioni ed infine con quelli rossi, si effettueranno le successive prove statiche a compressione come da normativa (paragrafo 3.4.2) solo sulla caviglia con montati i *bumpers* rossi, considerando tale configurazione come dimensionante. Pertanto, visto la scarsità di campioni di *bumper* forniti dal costruttore, si sottopongono i *bumpers* gialli ad una forza di compressione massima di 600 N, lasciando, eventualmente, ad uno studio

futuro, al di fuori di questa trattazione, della caratterizzazione dello stesso per forze maggiori, evitando, in questa sede, di deformare eccessivamente il pezzo.

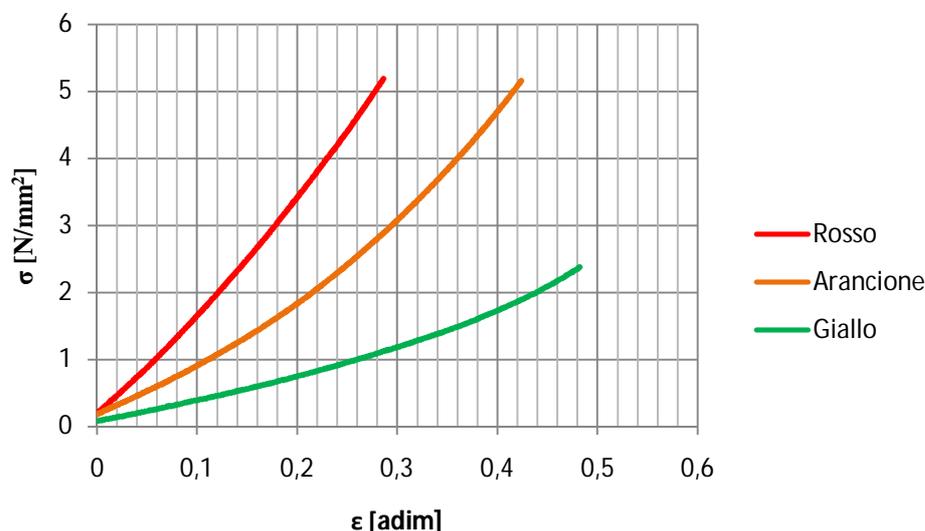


Figura 3.28 – Diagramma sforzo-deformazione per le tre tipologie di bumper

In Figura 3.28 lo sforzo è stato realizzato considerando l'area nominale del bumper (da 18 mm di diametro -Figura 3.4- si ottengono circa 254 mm²) e, pertanto, è definito sforzo *nominale* o *ingegneristico* [24]. La deformazione è anch'essa calcolata come deformazione *nominale* o *ingegneristica* ed è definita come rapporto fra l'allungamento della zona di misura e la sua lunghezza iniziale. Le curve dei bumper arancione e giallo presentano in modo più evidente rispetto al rosso un andamento non lineare. Il fenomeno, però, è presente in tutte e tre le tipologie. Come descritto, infatti, lo sforzo considerato è quello nominale. Comprimendo il bumper, però, la sua sezione trasversale al carico aumenta e meno rigido è il bumper, più l'area aumenta (Figura 3.27). In questo modo, lo sforzo nominale risulta essere maggiore di quello reale a causa dell'area considerata.

Tabella 3.3 – Valori del modulo di Young alla forza di compressione corrispondente

	Forza	E [N/mm ²]		
		Rosso	Arancione	Giallo
F _{sp} [N]	1290	18,1	12,1	-
F _{cmax} [N]	777	16,9	10,2	-
F _{cmean} [N]	364	16,6	8,9	4,1
F _{cmin} [N]	50	286,1	68,8	4,9

In Tabella 3.3 sono raccolti i valori del modulo di Young calcolati in relazione ad alcuni carichi che saranno imposti nel modello numerico (Capitolo 4).

Oltre alla prova di compressione, si è effettuata anche una prova di durezza Shore sui bumper. Sono prove effettuate con un durometro digitale portatile HT – 6510 A [25], che misura la durezza dei materiali più morbidi (gomma, elastomeri e silicone [26]).



Figura 3.29 – Durometro digitale portatile HT-6510 A

Sono state effettuate 10 prove per ciascun tipo di *bumper*, i cui risultati sono raccolti nella Tabella 3.4. In tale tabella, nell'ultima riga, è stato calcolato il valor medio.

Tabella 3.4 - Prove di durezza Shore sui *bumpers*

DUREZZA [SHORE A]		
GIALLO	ARANCIONE	ROSSO
51,5	70,2	86,6
51,7	70	88,1
50,1	71,8	87,5
49,6	71,3	88
52,2	69,3	87,3
49,4	72,2	90,6
48,2	69,5	88,3

49,6	68,5	89,1
49,4	69,5	88,5
47,7	68,5	89,1
49,94	70,08	88,31

In tale tabella si conferma che il più rigido è il *bumper* rosso e l'arancione è l'intermedio.

3.4.2 Prove statiche a compressione

Considerando ciò che è stabilito nella normativa [13], come descritto nel paragrafo 2.3.1, e i carichi della Tabella 2.5, si attua la seguente procedura di prova:

- 1- applicazione F_{cmin} per assestare la struttura;
- 2- aumento del carico fino a 1290 N, pari alla F_{sp} con una velocità di circa 103 N/s (1240 N in 12 s);
- 3- mantenimento della F_{sp} per 30 secondi;
- 4- scarico fino alla F_{cmin} e mantenimento della stessa per qualche secondo;
- 5- azzeramento del carico a 107 N/S (1290 N in 12 s).

I valori dei carichi utilizzati sono evidenziati in Tabella 3.5:

Tabella 3.5 – Forze applicate nella prova statica

Minimum test force [N] (F_{cmin})	Modo I	50
	Modo II	50
Proof test force [N] (F_{sp})	Modo I	1290
	Modo II	1290

Questa procedura va applicata sia per modo I sia per modo II, per un totale di 2 prove, una con i bumper rossi e una con i bumper gialli. Si escludono i *bumpers* arancioni, perché di caratteristiche intermedie.

Bumpers rossi

Sono state effettuate delle prove preliminari a 300 N al fine di apprendere se la configurazione adottata fosse soddisfacente.

MODO I (TALLONE)

Visivamente, con applicazione del carico sul tallone (modo I), non si hanno particolarità da segnalare.

MODO II (PUNTA)

Caricando sulla punta (modo II), la caviglia si sfilava dalla sua sede in modo evidente (Figura 3.30), nella parte posteriore:

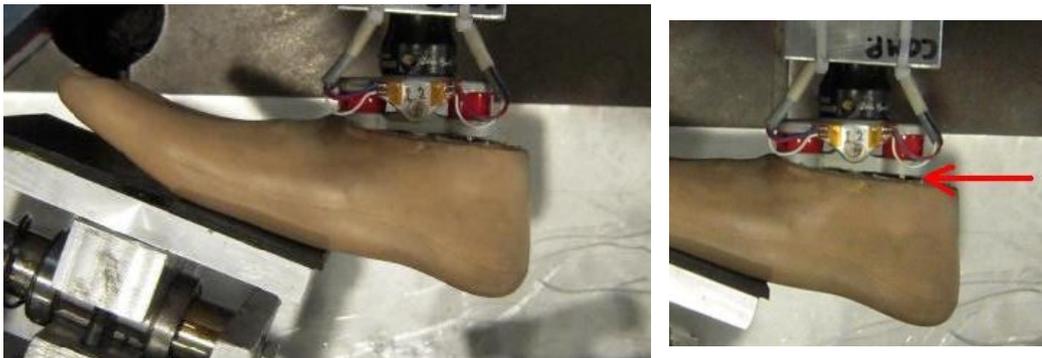


Figura 3.30 - Prove preliminari con *bumpers* rossi, 300 N, modo II

Poiché il carico è di “soli” 300 N, quindi nemmeno un quarto della forza da applicare nella prova statica, è stato necessario risolvere la situazione in vista sia della prova statica, sia della prova a fatica.

Prima di tutto si è pensato di serrare la vite passante nel piede con una coppia di 30 Nm. La situazione è migliorata, ma non è stata definitivamente risolta.

Si è pensato di aggiungere degli spessori sulla stessa vite così da permetterle maggiore presa nel contatto col piede.

Ad un successivo smontaggio della caviglia, si è notato che la suddetta vite, andando in battuta nella sua sommità, ha deformato la vite blocca-perno (Figura 3.2). Quest’ultima è stata quindi rimossa e sostituita.

Si è proceduto all’inserimento di una vite passante per il piede più corta.

Al fine di mantenere la caviglia solidale al piede anche se sottoposta a modo II, si è inserita della colla bi componente X60 ([27]) nella sede che ha nel piede e lungo il contorno della caviglia stessa sul piede. Questa soluzione, concordata con il produttore, è effettivamente adottata quando la caviglia è applicata ai soggetti.

Effettuando altre prove in modo II, la caviglia rimane solidale al piede, come voluto, anche a 500 N (Figura 3.31).

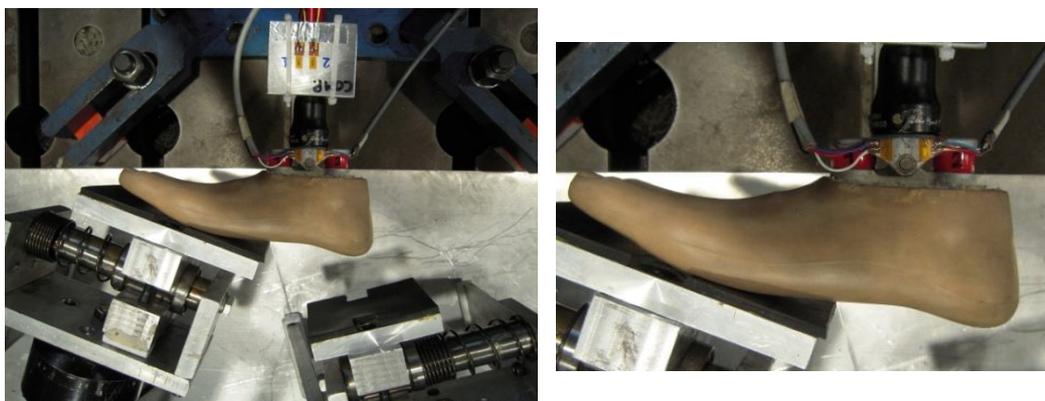


Figura 3.31 - Prova Prove preliminari con *bumpers* rossi, 500 N, modo II, con caviglia incollata al piede

Bumpers gialli

Anche se le prove statiche saranno effettuate esclusivamente con i *bumpers* rossi, come spiegato nel paragrafo 3.4.1, si effettuano delle prove statiche preliminari anche con i *bumpers* gialli, per vedere il comportamento della struttura. Anche in questa sede, la caviglia è incollata al piede.

MODO I (TALLONE)

Applicando la forza di 300 N al tallone, il bumper posteriore si comprime e quello anteriore si stacca dalla sua sede (v. Figura 3.32).

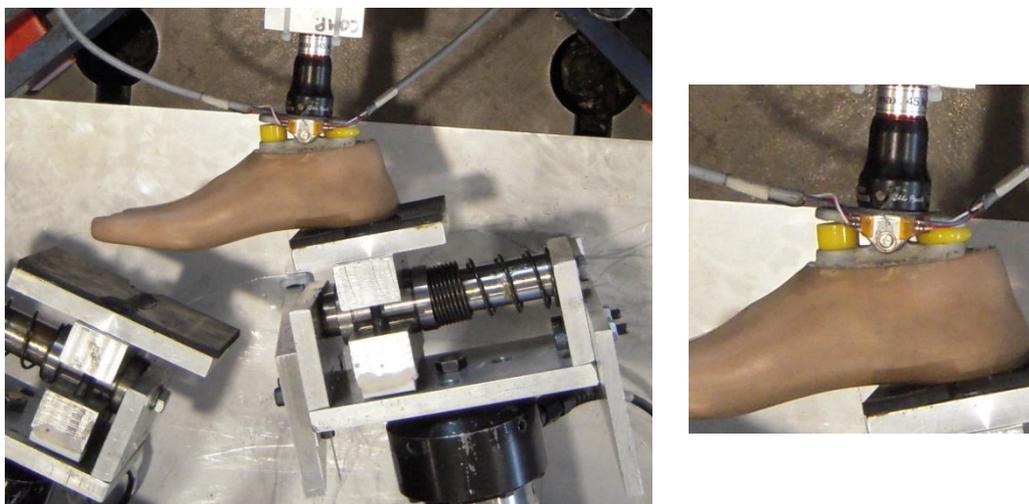


Figura 3.32 – Prove preliminari con *bumpers* gialli, 300 N, Modo I

MODO II (PUNTA)

Allo stesso modo, nella configurazione di carico modo II, si comprime il bumper anteriore e, a 300 N, si stacca quello posteriore.

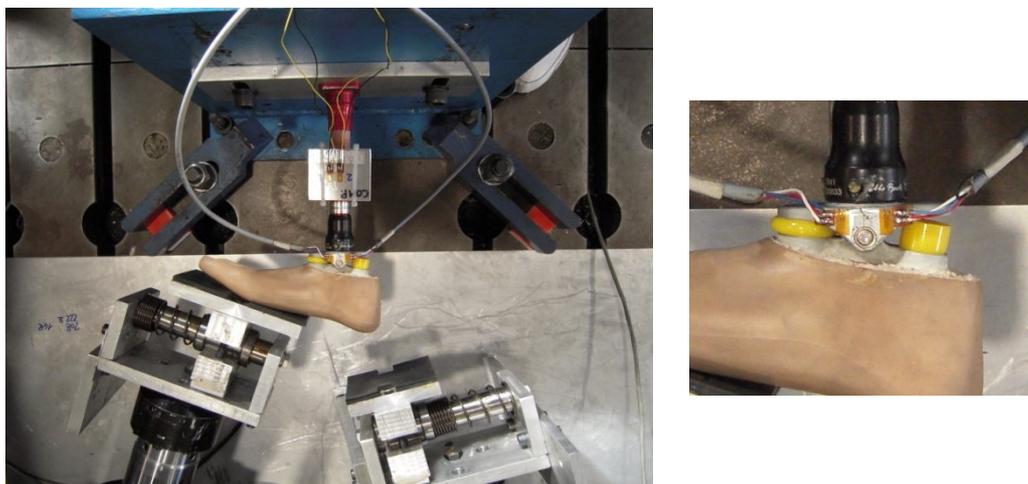


Figura 3.33 – Prove preliminari con *bumpers* gialli, 300 N, Modo II

Non si procede oltre ai 300 N perché la configurazione con i *bumpers* gialli non sarà considerata in questa sede.

Come spiegato, si decide di effettuare le prove statiche a pieno carico (1290 N) solo sui *bumpers* rossi, con caviglia incollata.

3.4.2.1 Risultati

MODO I (TALLONE)

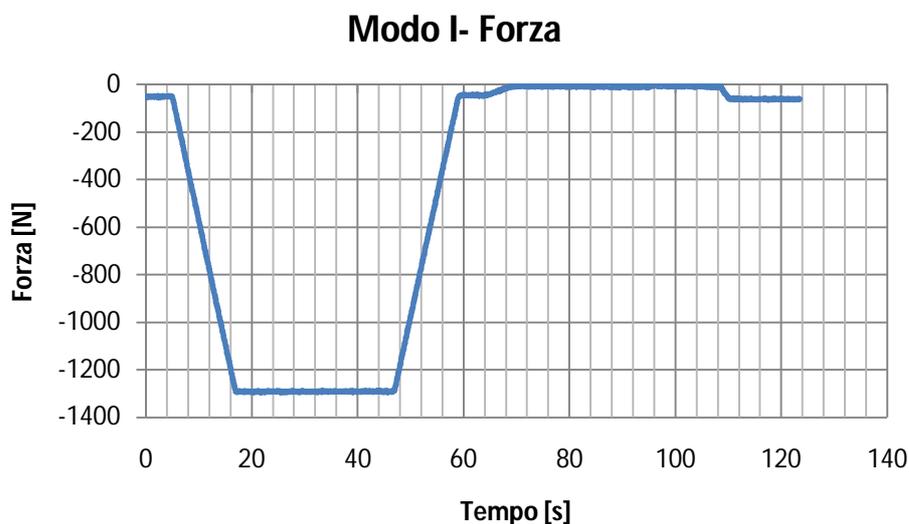


Figura 3.34 - Forza applicata nel tempo, configurazione modo I (tallone)

Per semplicità, quando si parla di valori delle forze, ci si riferisce al loro valore in modulo.

Come si vede in Figura 3.34, l'andamento della forza rispecchia la normativa citata. Il carico alla F_{cmin} (50 N) è applicato all'inizio e mantenuto per 30 s, così che la struttura si possa adattare. Dai 50 N si sale al carico statico F_{sp} di 1290 N in 12 s, con un rateo, quindi, di circa 103,3 N/s, che rientra pienamente nelle richieste della norma. La F_{sp} è mantenuta per 30 s, come richiesto. Lo scarico fino ai 50 N è poi ottenuto sempre in 12 s, rispettando anche in questo caso la normativa.

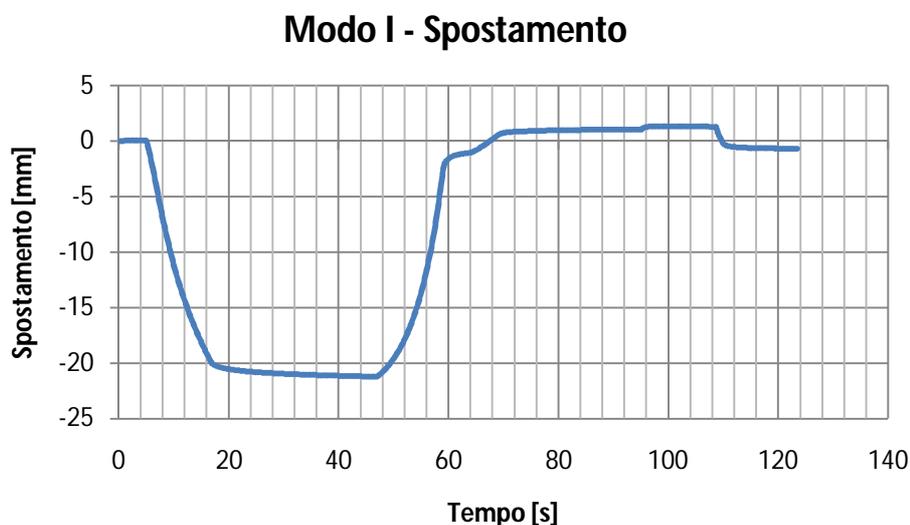


Figura 3.35 - Spostamento nel tempo per modo I (tallone), prova statica

Per “spostamento” si intende lo spostamento dello stelo dell’attuatore utilizzato per imporre il carico voluto. Per “spostamento iniziale”, invece, si considera come riferimento lo spostamento del pistone quando si sono già applicati i 50 N per assestare la struttura, e lo si pone uguale a 0 mm.

Nella Figura 3.35 lo spostamento non rimane costante a parità di carico massimo: nei 30 s in cui la forza di 1290 N è mantenuta, si passa da 20 mm a 21 mm circa. La differenza, anche se minima, può essere imputabile principalmente al rilassamento della gomma del piede, per esempio: ponendo un carico costante e mantenendolo nel tempo, si ha una cedevolezza maggiore. All’azzeramento della forza si ottiene uno spostamento non nullo e di segno opposto allo spostamento di tutta la prova. Per capire meglio cosa significhi è necessario studiare meglio il grafico. A 50 N si ha, come già detto, uno spostamento nullo; quando il carico aumenta, il pistone si sposta in direzione della caviglia e si registra uno spostamento negativo; al diminuire della forza, invece, diminuirà anche lo spostamento e il pistone si allontanerà dalla caviglia; se tale spostamento diminuisce tanto da raggiungere lo zero e cambiare di segno, vuol dire che il pistone raggiunge la posizione di riferimento iniziale e la supera. Pertanto si conclude che, non appena si toglie il carico, il pistone è fermo in una posizione arretrata rispetto a quella iniziale. Anche questo può ricondursi al comportamento della gomma del piede. Per tempi maggiori di 100 s, quando la struttura è a riposo, ritorna ad esser negativo, mantenendo un valore residuo di 2 mm circa. Si può credere che la gomma impieghi qualche tempo per riasestarsi. La normativa prevede uno spostamento residuo

massimo, per le protesi per adulto, di 5 mm. Si crede non sia possibile scalare, come fatto per il resto, anche questo valore, in modo tale da definire un limite anche per le prove sperimentali per bambini. Tuttavia, poiché si crede che sia il piede a fornire la maggior parte di spostamento residuo, si ritengono i 2 mm un valore accettabile.

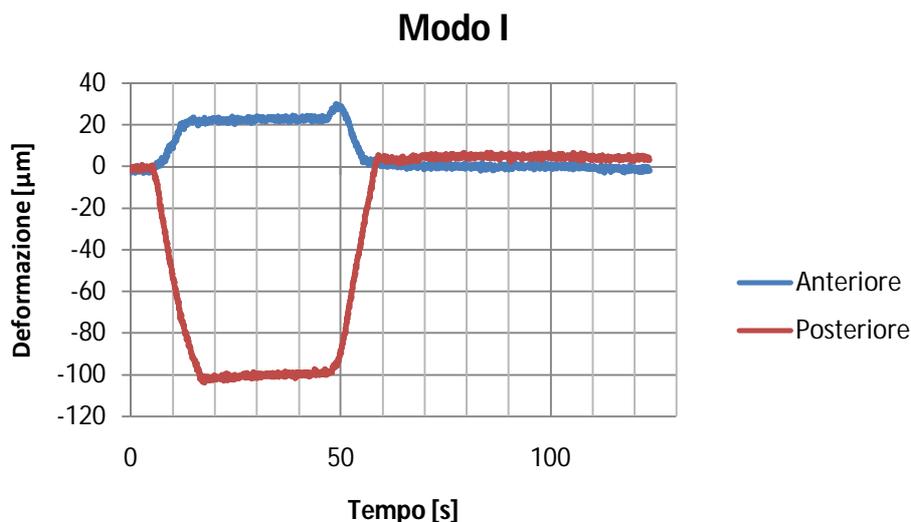


Figura 3.36 - Deformazione nel tempo per modo I (tallone), prova statica

Nella Figura 3.36 sono rappresentate le deformazioni dei due estensimetri sulla caviglia. Il posteriore è quello vicino al tallone, quello anteriore è quello verso la punta. Considerando quello posteriore, la deformazione a carico massimo ha un effetto contrario rispetto allo spostamento: al raggiungere dei 1290 N, si hanno 102 $\mu\epsilon$, mentre dopo 30 s si registrano 99 $\mu\epsilon$ circa. Questi valori sono comunque molto vicini tra loro e si può pensare che ciò sia legato al rilassamento del materiale della caviglia. Si ottiene, infine, una deformazione residua di 4 $\mu\epsilon$.

Nella Figura 3.37 è presente il grafico del lavoro. Si nota come la curva si chiuda a forza nulla, il che conferma che si rimane in campo lineare. Si evidenzia, infine, il tratto orizzontale a 1290 N, coerente col grafico dello spostamento, già citato e commentato.

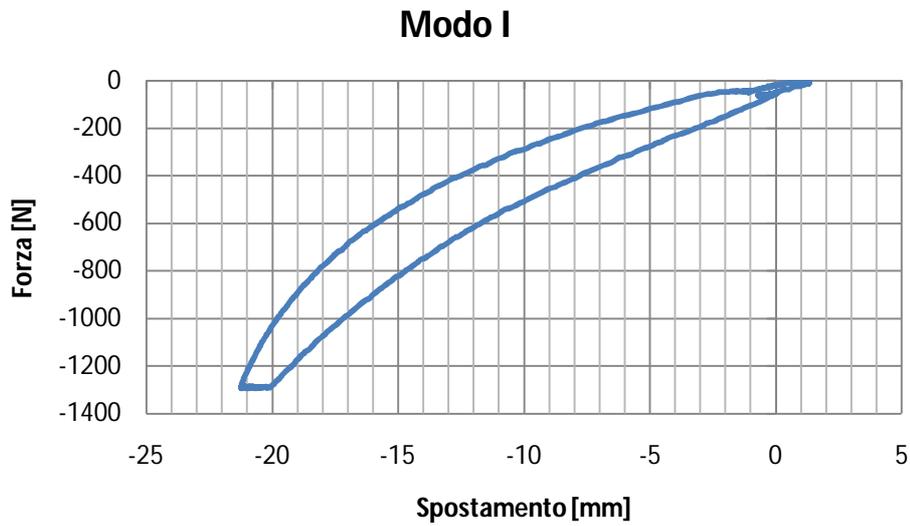


Figura 3.37 – Forza e spostamento, modo I (tallone), prova statica

MODO II (PUNTA)

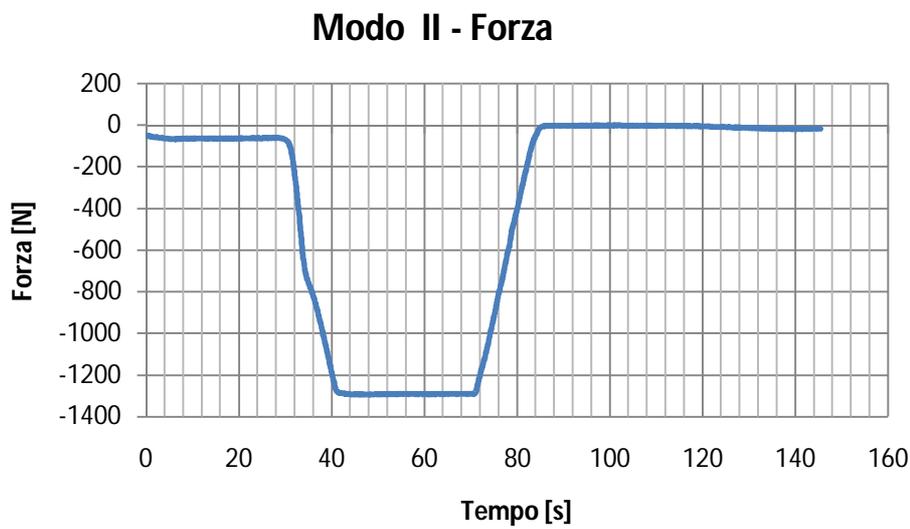


Figura 3.38 – Forza applicata nel tempo, configurazione modo II (punta)

I carichi sulla punta sono applicati allo stesso modo di quelli sul tallone, come si può vedere dalla Figura 3.38.

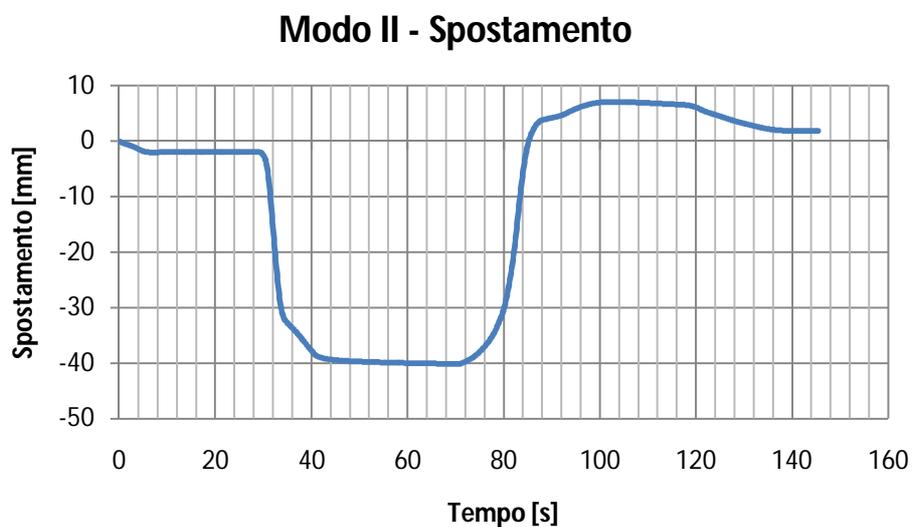


Figura 3.39 - Spostamento nel tempo per modo II (punta), prova statica

Anche in questo caso, lo spostamento ottenuto (Figura 3.39) una volta tolto il carico non è nullo e cambia segno. A confermare che ciò sia dovuto alla gomma del piede, è proprio il fatto che questo comportamento è molto più evidente in modo II, anziché in modo I: come si vede in Figura 3.40, il piede è l'elemento che permette maggiormente lo spostamento del pistone. Ciò è confermato dalle analisi sperimentali effettuate esclusivamente sul piede *dynamic* per adulto da [28], ricordando che il *dynamic* è la stessa tipologia di piede protesico adottato in queste prove sperimentali.

L'applicazione del carico è comunque da considerare corretta. A 1290 N si ha lo stesso comportamento avuto per modo I.



Figura 3.40 – Struttura a confronto: a sinistra modo I e a destra modo II (esempio)

La deformazione residua a forza nulla è maggiore di quella ottenuta col modo II.

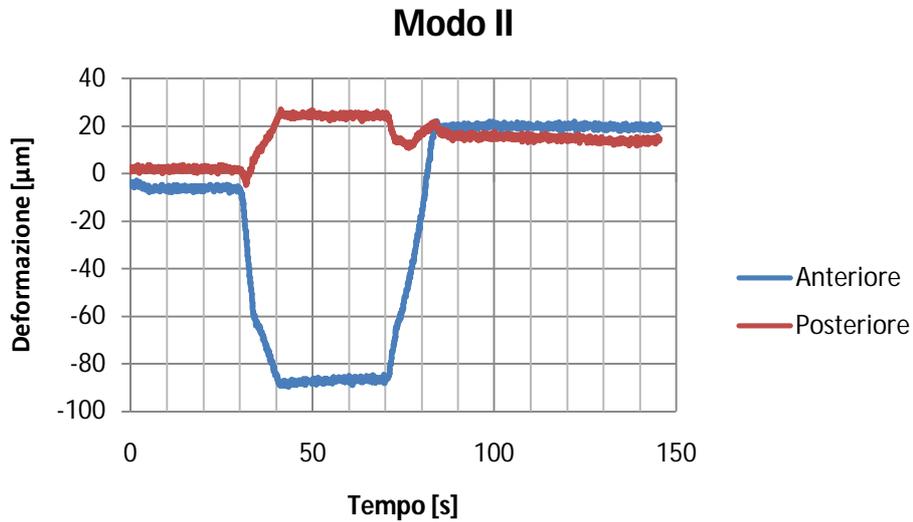


Figura 3.41 - Deformazione nel tempo per modo II (punta), prova statica

Anche in questo caso, può essere che l'intera struttura abbia bisogno di un certo tempo di riposo per riassetarsi.

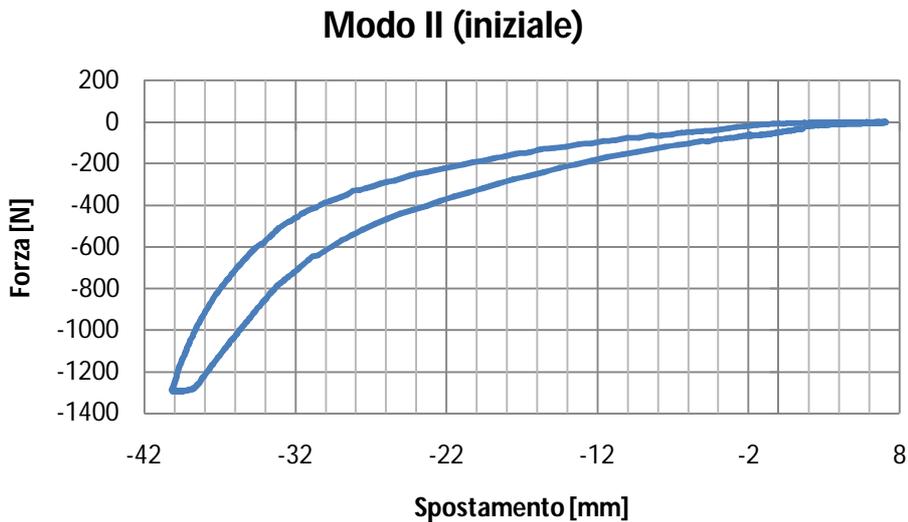


Figura 3.42 - Forza e spostamento, modo II (punta), prova statica

Per quanto riguarda il grafico in Figura 3.42 sono valide le considerazioni fatte per il modo I.

3.4.3 Prove a fatica

La procedura di prova è la seguente:

Parte 1:

Prova statica (paragrafo 3.4.2) con forza massima pari alla F_{cmax}
I valori dei carichi derivano dalla Tabella 2.5 e sono riassunti in Tabella 3.6:

Tabella 3.6 – Forze applicate nella prova a fatica

Stabilizing test force [N] (F_{stab})	Modo I	50
	Modo II	50
Maximum test force [N] (F_{cmax})	Modo I	777
	Modo II	777

Parte 2:

Se il pezzo ha superato la Parte 1, si procede con:

- 1- aumento della forza fino alla F_{cmean} e avvio del ciclo secondo la Figura 2.9 e in base alle relazioni:

$$F_{1c}(t) = F_{1cmean} + F_{1ca} \sin(\omega t)$$

$$F_{2c}(t) = F_{2cmean} + F_{2ca} \sin(\omega t - n\pi)$$

Riassumendo le forze in gioco in Tabella 3.7:

Tabella 3.7 - Forze del ciclo

Mean test force [N] (F_{cmean})	Modo I	364
	Modo II	364
Cyclic amplitude [N] (F_{ca})	Modo I	314
	Modo II	314
Numero cicli		2000000

La frequenza utilizzata è di 1,5 Hz.

Parte 3:

Applicazione della statica finale a 1290 N, sia per modo I, sia per modo II, come nel paragrafo 3.4.2.

3.4.3.1 Risultati

I *bumpers* non sono stati sostituiti durante la prova a fatica e nemmeno nella prova statica finale. Visivamente si è notato, durante la prova, un'oscillazione del tubo nel piano del piede, oscillazione che, però, non ha dato problemi nell'applicazione dei carichi e quindi per il corretto svolgimento della prova.

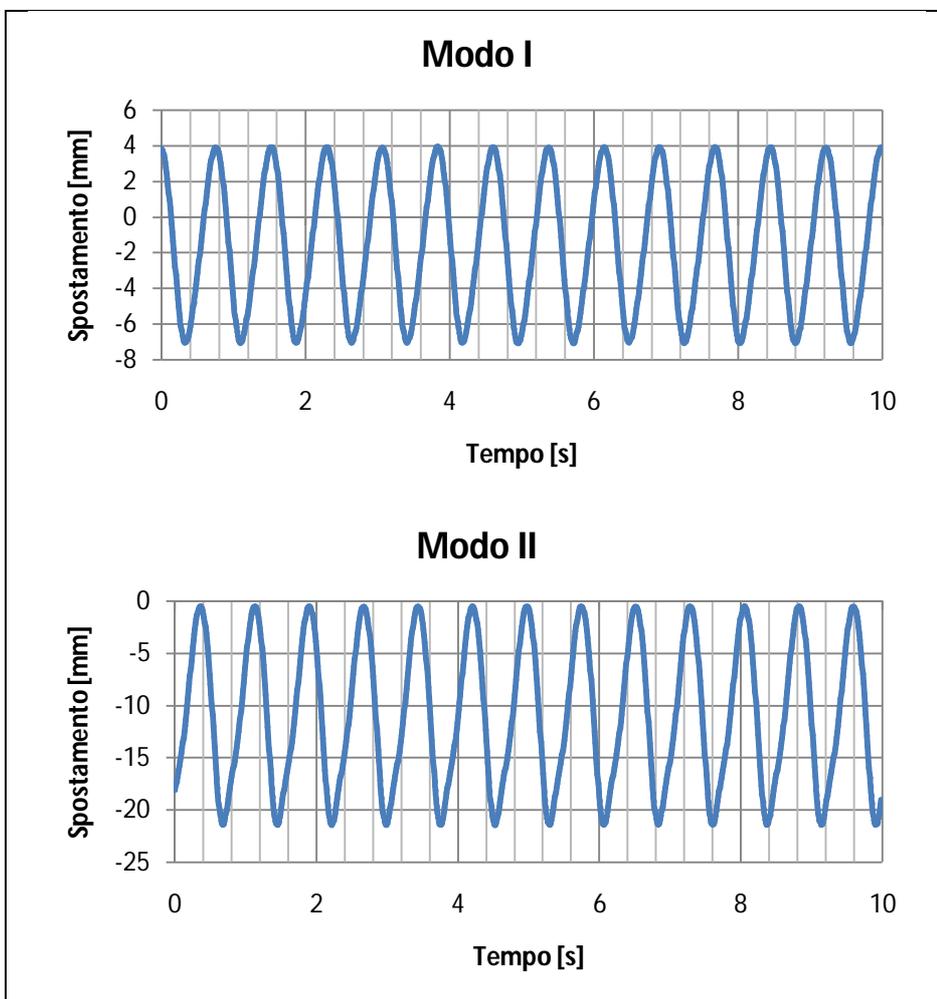


Figura 3.43 – Esempio di spostamento nel tempo, dopo 19956 cicli

In Figura 3.43 sono riportati degli esempi di spostamento in seguito all'applicazione della forzante ciclica per modo I e modo II.

Dai grafici presenti in Figura 3.44 e Figura 3.46 si ha, invece, una visione dello spostamento misurato nella prova statica a monte della prova a fatica ("iniziale", paragrafo 3.4.2) e quello misurato nella prova statica finale, al termine della prova a fatica. Le fasi di carico sono così definite (Tabella 3.8):

Tabella 3.8 – Fasi di carico delle prove statiche

Fase	Carico [N]
1	50
2	1290
3	1290 (dopo 30 s)
4	0

La fase 1 è definita con carico a 50 N. Tale carico, infatti, permette che il pistone sia a contatto col piede. In questo modo è possibile assestare la struttura.

MODO I (TALLONE)

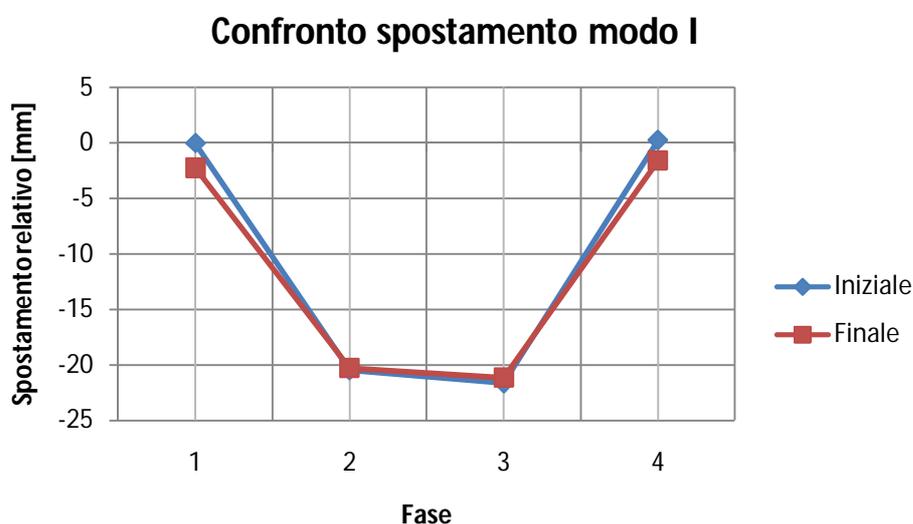


Figura 3.44 – Confronto degli spostamenti tra le prove statiche effettuate a monte e a valle della prova a fatica per modo I (tallone)

Nella Tabella 3.9 sono raccolti i valori degli spostamenti del grafico in Figura 3.44, con le relative differenze.

Tabella 3.9 – Confronto spostamenti tra le prove statiche effettuate a monte e a valle della prova a fatica per modo I (tallone)

Confronto totale modo I			
	Statica iniziale	Statica finale	
Fase	Spostamento [mm]	Spostamento [mm]	Differenza in. – fin. [mm]
1	0,0	-2,2	-2,2
2	-20,5	-20,3	0,2
3	-21,6	-21,1	0,5
4	0,3	-1,6	-1,8

A carico massimo, la struttura si comporta allo stesso modo sia nella prova statica iniziale, sia in quella finale (fasi 2 e 3 della Figura 3.44). Nella fasi 1 e 4, invece, si ha uno spostamento maggiore nella statica finale. Questo vuol dire che la struttura, dopo aver subito l'intera prova a fatica, mantiene uno spostamento residuo a causa del quale il pistone rimane avanzato (più verso la caviglia) rispetto alla stessa fase della prova statica iniziale.

Tale comportamento può essere imputabile al piede. Avendo a disposizione lo studio sul piede *dynamic* da adulto ([28] e paragrafo 4.2), stessa tipologia di quello utilizzato per le prove sperimentali che si stanno descrivendo, se ne può osservare la sezione in Figura 3.45. In tale figura si nota la parte superiore in legno, quella inferiore e anteriore (verso la punta del piede) in schiuma. Il tutto è rivestito da uno strato di gomma. Si può credere che, dopo la prova a fatica, sia ceduta in parte questa gomma di rivestimento e, quindi, che il pistone mantenga uno spostamento residuo rispetto alla prova statica iniziale. Tale giustificazione è coerente con ciò che succede a carico massimo, quando, cioè, il pistone insiste sicuramente già sulla parte di schiuma e la gomma di rivestimento è ormai totalmente compressa: lo spostamento della statica iniziale e quello della statica finale coincidono.



Figura 3.45 - Sezione del piede *dynamic* da adulto [28][25]

MODO II (PUNTA)

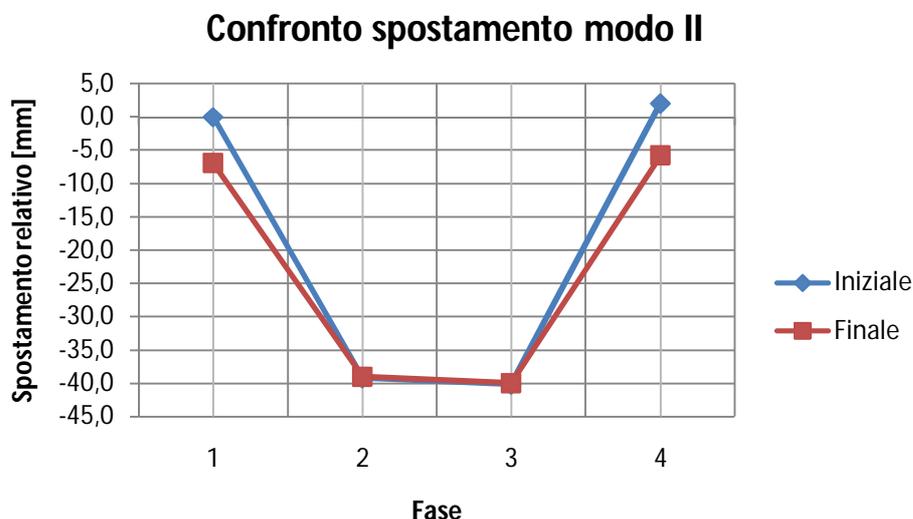


Figura 3.46 - Confronto degli spostamenti tra le prove statiche effettuate a monte e a valle della prova a fatica per modo II (punta)

Nella Tabella 3.10 si raccolgono i valori della Figura 3.46.

Tabella 3.10 - Confronto spostamenti tra le prove statiche effettuate a monte e a valle della prova a fatica per modo II (punta)

Confronto totale modo II			
	Statica iniziale	Statica finale	
Forza [N]	Spostamento [mm]	Spostamento [mm]	Differenza in. – fin. [mm]
50	0,0	-6,9	-6,9
1290	-39,2	-39,0	0,2
1290	-40,1	-40,0	0,2
0	2,0	-5,7	-7,8

Il comportamento della struttura in configurazione modo II è simile a quello avuto in configurazione modo I, ma più accentuato. Come già affermato, il modo II è la situazione in cui è il piede ad esser maggiormente coinvolto negli spostamenti e questa può esserne la giustificazione.

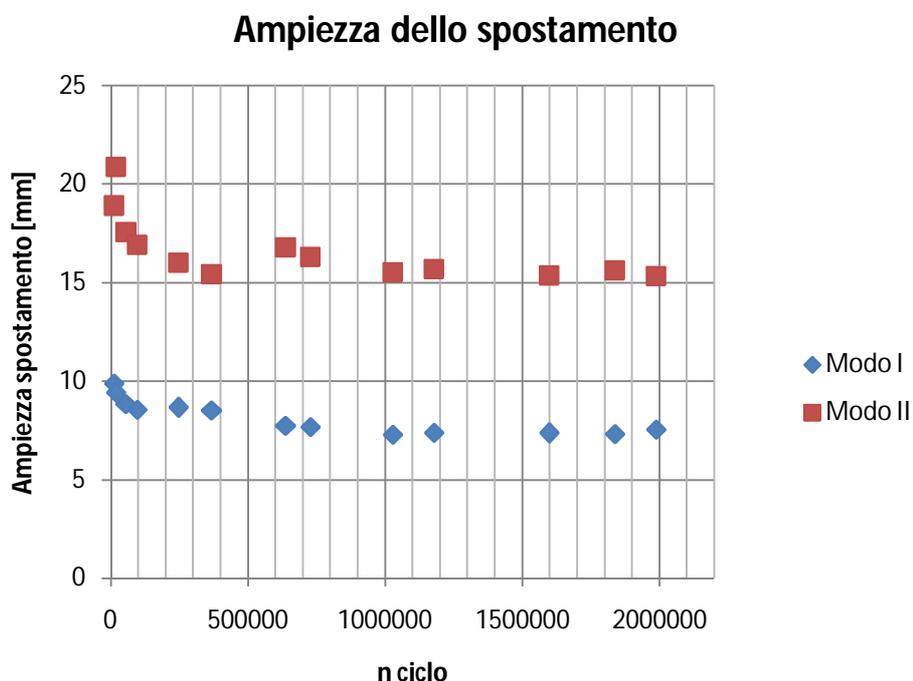


Figura 3.47 – Ampiezza degli spostamenti nei cicli

In Figura 3.47 si ha un resoconto dell’andamento dell’ampiezza degli spostamenti al variare del numero di cicli, durante la prova di fatica. Per “ampiezza dello spostamento” si intende la differenza tra lo spostamento a 777 N (F_{cmax}) e lo spostamento a 50 N (F_{cmin}). Tale differenza risulta più alta per modo II, a causa della maggior presenza di gomma.

Si presenta un iniziale ed evidente decremento di ampiezza dello spostamento, decremento dovuto all’assestarsi della struttura. Poi, tende ad assestarsi. Ciò risulta coerente con le considerazioni riguardo i grafici in Figura 3.44 e Figura 3.46. All’aumentare dei cicli, infatti, lo spostamento a 50 N non è più nullo come nella statica iniziale, poiché il pistone rimane, a tale forza, più avanzato (spostamento residuo). Alla forza massima del ciclo, 777 N, questo comportamento sarà meno marcato, visto che a 1290 N lo spostamento residuo è circa nullo. Pertanto, l’ampiezza dello spostamento ciclico tende a diminuire. Questo effetto va a stabilizzarsi intorno al milione di cicli.

A completare il quadro, in Figura 3.48 e Figura 3.49 si descrivono gli spostamenti durante la fatica, relativi alla F_{cmin} e alla F_{cmax} , al variare dei cicli della prova a fatica.

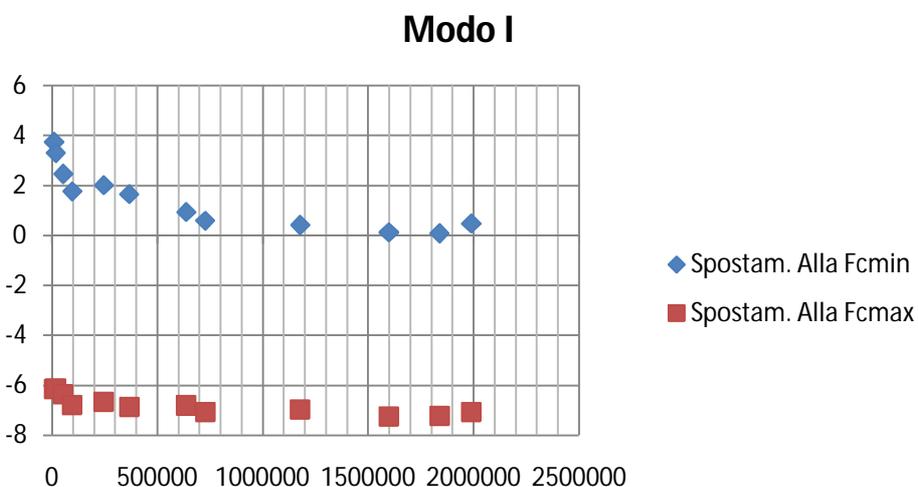


Figura 3.48 – Spostamenti durante la prova di fatica, modo I

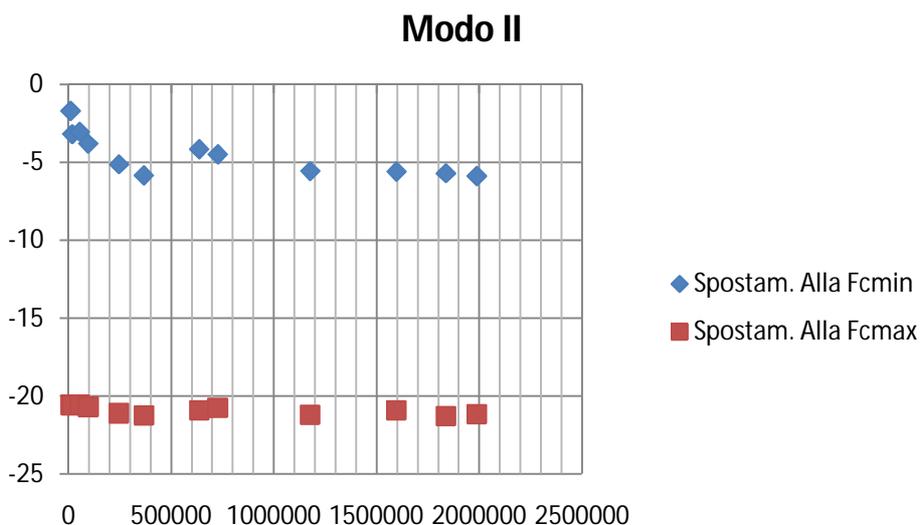


Figura 3.49 - Spostamenti durante la prova di fatica, modo I

Tali spostamenti non sono da considerarsi rispetto allo “spostamento iniziale” citato nel paragrafo 3.4.2.1, dove si discutono gli spostamenti durante la prova statica a compressione. In questi grafici bisogna soltanto considerare l’andamento qualitativo dello spostamento in corrispondenza della forza massima del ciclo e della forza minima del ciclo. Non considerando i primi cicli, di assestamento, alla forza massima (F_{cmin}) si nota, sia per modo I, sia per modo II, un andamento costante. Alla forza minima (F_{cmin}), invece, la tendenza è quella di diminuire. Ciò conferma la giustificazione adottata per i grafici in

Figura 3.47: alla forza massima, lo spostamento rimane stabile, mentre alla forza minima tende a diminuire. Pertanto, la diminuzione dell'ampiezza dello spostamento è coerente.

Sia al termine della prova a fatica, sia al termine di quella statica a compressione finale, non si riscontrano cedimenti strutturali. Pertanto, è possibile procedere con le prove statiche a torsione.

3.4.4 Prove di torsione

Come schematizzazione della prova a torsione, si considera la Figura 3.50.

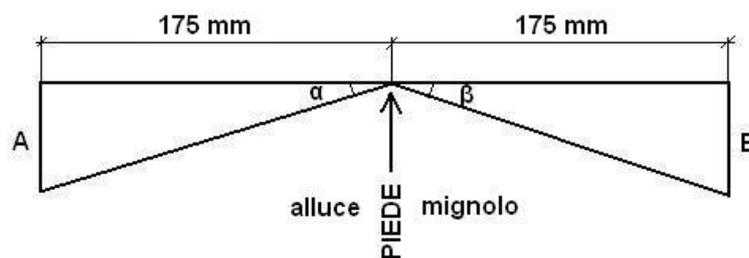


Figura 3.50 - Schema della prova a torsione (visione dall'incastro verso il piede). α è l'angolo dalla parte dell'alluce del piede e β dalla parte del mignolo

In essa si evidenziano i punti di lettura dei laser: il piede, infatti, è posizionato al centro della barra; i laser leggono la variazione di quota della barra stessa a 175 mm da esso, dalla parte dell'alluce (variazione di quota pari ad A) e dalla parte del mignolo (variazione di quota pari a B).

Considerando ciò che è stabilito nella normativa [13] e i carichi della Tabella 2.5, come descritto nel paragrafo 2.3.3, si attua la seguente procedura di prova:

- 1- applicazione all'estremità non incastrata dell' M_{u-set} per 30 secondi;
- 2- azzeramento del carico;
- 3- applicazione dell' M_{u-stab} nella direzione oraria attorno all'asse u e misurazione quota A e della quota B (da ricordare: il tubo è incastrato alla piastra che a sua volta è fissata da una morsa. Per tale ragione, la posizione angolare all'incastro è nulla);
- 4- aumento dell' M_u attorno all'asse u ad una velocità di 2,5 Nm/s fino all' M_{u-max} ;
- 5- mantenimento dell' M_{u-max} al valore prescritto per 30 s;

6- diminuzione del momento torcente fino al M_{u-stab} .

Dato che l'intera struttura costituita da tubo, caviglia e piede ha sostenuto l' M_{u-max} , si procede:

7- mantenendo la M_{u-stab} e misurando A e B (ϕ_{T2} è nullo, perché è all'incastro).

Al termine di tale procedura, se ne attua una identica per carichi nella direzione negativa dell'asse u.

La misura data dai laser e letta dal multimetro è tarata in modo che ad 1 V corrisponda 1 mm.

Si riassumono i carichi applicati in Tabella 3.11, in base alla Tabella 2.5:

Tabella 3.11 – Carichi a torsione

Settling Twisting Moment M_{u-set} [Nm]	3
Stabilizing Twisting Moment M_{u-stab} [Nm]	1
Maximum Twisting Moment M_{u-max} [Nm]	50

Uno schema della successione dell'applicazione dei carichi è visibile in Figura 3.51:



Figura 3.51 – Schema di applicazione dei carichi nella prova a torsione

3.4.4.1 Risultati

Per verso positivo di applicazione del carico si intende il verso positivo di rotazione dell'asse u rivolto dal piede verso l'incastro alla sommità del tubo, quindi, dallo schema in Figura 3.50, una rotazione che dal mignolo va verso l'alluce.

Facendo riferimento alla stessa Figura 3.50, le misurazioni effettuate dal laser ai lati del piede sono così calcolate:

$$A = |(A_2 - A_1)|$$

$$B = |(B_2 - B_1)|$$

dove con il pedice 1 si intende la misurazione effettuata al passo 3- e con il pedice 2 la misurazione al passo 7- del procedimento descritto all'inizio di questo paragrafo (Figura 3.51). Per determinare gli angoli, si attuano i seguenti calcoli:

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{A}{175}$$

$$\beta = \tan^{-1} \frac{B}{175}$$

prendendo sempre come riferimento la Figura 3.50 per la nomenclatura.

Nella Tabella 3.12 sono raccolti i valori degli angoli calcolati in base alle misurazioni effettuate con il laser.

Tabella 3.12 – Calcolo degli angoli di rotazione della barra

Momento positivo	
α (alluce) [°]	0,88
β (mignolo) [°]	1,14
Momento negativo	
α (alluce) [°]	0,9
β (mignolo) [°]	1,11

Poiché la normativa richiede che gli angoli α e β non siano maggiori di 3°, la prova a torsione è stata superata.

3.5 Conclusioni e sviluppi futuri

Al termine delle prove statiche, a fatica e statiche a torsione non si sono verificati dei cedimenti strutturali. Nonostante questo, la caviglia non è ancora omologata. Per esserlo, come richiesto nella normativa [13] e spiegato nel paragrafo 2.2.2, è necessario che tutte le prove siano effettuate 2 volte, su due campioni diversi.

Possibile sviluppo futuro, in sede della ripetizione di tutte le prove sperimentali, si potrebbe verificare il comportamento meccanico dei *bumpers* utilizzati con una immediata prova a compressione (come quella effettuata nel paragrafo 3.4.1), successiva alla prova a fatica: in questo modo, si potrebbero evidenziare differenze rispetto alle loro caratteristiche meccaniche iniziali. Qualora queste differenze fossero presenti, un'altra prova a compressione, sempre sui *bumpers* utilizzati, ma dopo un certo spazio di tempo, potrebbe dimostrare se il *bumper* ritorna ad avere il suo comportamento iniziale. Per la prova a fatica, infine, si potrebbe cercare di eliminare la flessione del tubo.

Capitolo 4 – Modello numerico

L'oggetto in esame è la caviglia descritta nel capitolo 3.1. Per ottenerne un modello numerico, noti i disegni 2D delle parti, si è disegnata con SolidWorks2009 la caviglia completa di tutte le sue componenti. I *files* realizzati sono stati poi importati in formato .STEP in Abaqus®/CAE 6.9 per poter essere discretizzati e analizzati con il modello ad elementi finiti.

Per rendere il modello numerico simile alla prova sperimentale, si schematizza anche il piede. Per il piede si scala la scansione 3D di un piede protesico da adulto [28], avente le stesse caratteristiche geometriche di quello utilizzato per le prove sperimentali del Capitolo 3.

Infine, si aggiungono i modelli di piastra che, nelle prove sperimentali statiche a compressione e a fatica, forniscono i carichi.

4.1 Modello di caviglia

Nella Figura 4.1 è mostrato nel dettaglio il modello numerico della sola caviglia in ogni sua parte, a partire dai disegni tecnici in 2D. Si tratta della caviglia protesica già descritta nel capitolo 3.1.

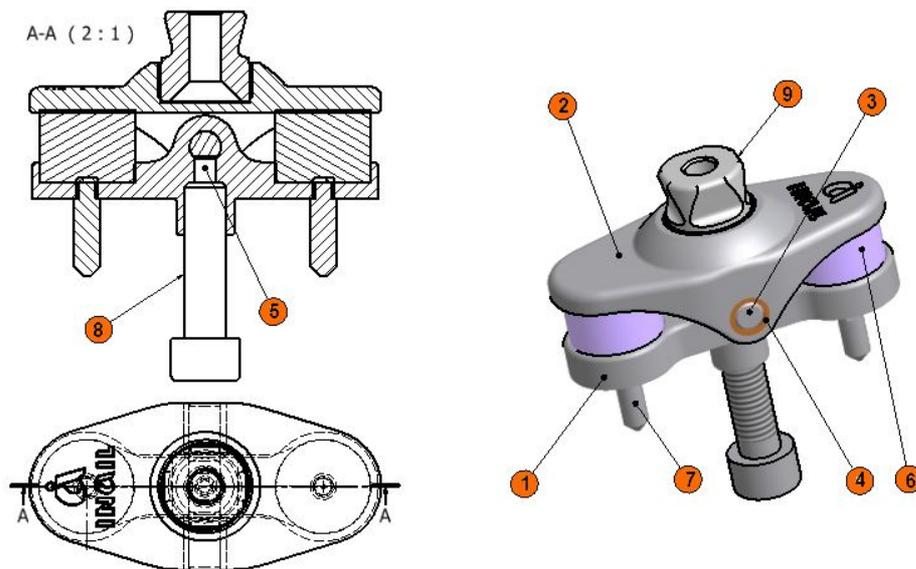


Figura 4.1 – Modello di caviglia

Si elencano le parti costituenti la protesi della caviglia, numerate come in Figura 4.1:

- | | |
|------------------------------|----------------------------|
| 1. Supporto piede | 6. Bumper |
| 2. Supporto tibiale | 7. Spina |
| 3. Perno | 8. Vite a testa cilindrica |
| 4. Boccola | 9. Piramide |
| 5. Vite ad esagono incassata | |

4.1.1 Semplificazioni di modellazione

Nella modellazione non si prendono in considerazione alcuni elementi che si considera non influiscano sostanzialmente ai risultati finali. Questa considerazione viene fatta tenendo comunque presente che semplificare il modello e trascurarne delle parti porta ad un aumento della sollecitazione nelle rimanenti.

Per modellare adeguatamente in Abaqus, le varie parti componenti il modello, non sono stati schematizzati i raccordi che hanno, nella realtà, solo lo scopo di evitare l'esistenza di spigoli vivi e di poter produrre più facilmente le parti, evitandone possibili fessurazioni successive al ritiro che sono maggiori proprio in prossimità degli spigoli. Ai fini della modellazione, quindi, possono essere trascurati.

Si sceglie, inoltre, di non modellare le boccole inserite tra il perno e il supporto tibiale, sostituendole con un vincolo opportuno sul perno, come sarà spiegato in dettaglio nel paragrafo 4.1.4.

Non si modella nemmeno la vite ad esagono incassata e la vite a testa cilindrica, che hanno il solo compito di collegare fisicamente la caviglia al piede. Pertanto, saranno sostituite da opportuni vincoli spiegati in dettaglio in seguito. Anche le spine di collegamento tra la caviglia e il piede protesico non sono considerate, in quanto si fisserà il supporto piede al piede stesso. L'introduzione di vincoli che svolgono la funzione delle spine permette di alleggerire l'analisi e la schematizzazione, pur mantenendo analogia funzionalità.

4.1.2 Materiali

Si considerano i seguenti materiali con le relative caratteristiche:

Tabella 4.1 – Caratteristiche dei materiali di ciascuna parte del modello di caviglia [33]

Parte	Materiale	Caratteristiche	
		Modulo elastico [MPa]	Modulo di Poisson
Supporto piede	Ergal	71700	$\nu = 0,33$
Supporto tibiale	Ergal	71700	$\nu = 0,33$
Perno	Acciaio INOX	196000	$\nu = 0,3$
Bumper	Elastomero	17	$\nu = 0,495$
Piramide	Acciaio INOX	196000	$\nu = 0,3$

Come Ergal si è considerato l'Al 7050, tipico nelle protesi [9].

Il modulo elastico del *bumper* è stato calcolato come una media dell'ultimo tratto di curva in Figura 3.28 per il *bumper* rosso (Tabella 3.3: 16,1 MPa a 364 N e 18 MPa a 1290 N). Per modulo di Poisson si considera 0,5, essendo un elastomero. In Abaqus, tuttavia, si sceglie di assegnare 0,495, poiché, solitamente, può succedere che con un modulo di Poisson di 0,5 non si raggiunga la convergenza. Si tratta il comportamento del *bumper* come lineare, poiché gli elastomeri, a compressione, si comportano mediamente come tali. Un'alternativa a tale scelta può essere quella di considerare il materiale del *bumper* come iperelastico. Abaqus, infatti, dà la possibilità di utilizzare uno sviluppo polinomiale dell'energia potenziale di deformazione. A seconda delle approssimazioni, tale sviluppo può avere gradi diversi. Il più semplice è la forma "neo-Hook", che tronca lo sviluppo al primo termine e tramite la quale è possibile realizzare un prototipo per i materiali elastomerici in assenza di dati accurati riguardo il materiale stesso. In questo modo si dovrebbero scegliere solo 2 coefficienti dello sviluppo. Se si considera che il materiale sia incomprimibile, inoltre, uno di questi coefficienti dev'essere nullo e quindi la scelta verte su un solo parametro. Per determinarlo, si potrebbe realizzare, a parte, un modello di *bumper* a simulare le prove a compressione effettuate sullo stesso (paragrafo 3.4.1). Sono stati effettuati dei tentativi in tal senso, abbandonati poiché ciò ha allungato i tempi di analisi.

4.1.3 Discretizzazione

Le varie parti sono importate in Abaqus e partizionate in regioni più semplici, così da poter essere discretizzate utilizzando elementi tridimensionali esaedrici lineari (C3D8R), ovvero degli elementi *brick*, ad 8 nodi, con il controllo dell'*hourglass* ([29] e [30]), e quadratici (C3D20R), a 20 nodi.

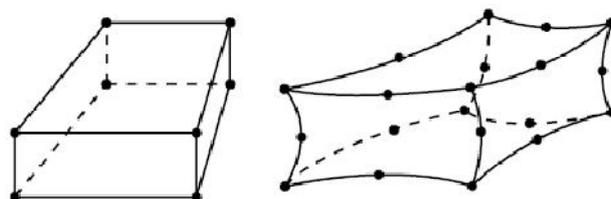


Figura 4.2 – Elementi C3D8R e C3D20R

Si procede poi con l'*assembly* complessivo (Figura 4.3), così da poter poi definire i vincoli tra i vari elementi costituenti la caviglia.

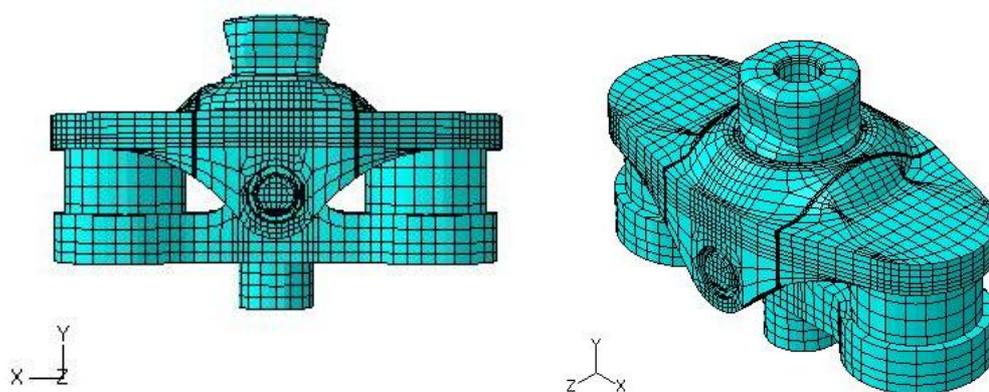


Figura 4.3 – *Assembly* della sola caviglia (visione frontale e assonometrica)

4.1.4 Vincoli

Alla luce delle prove sperimentali, sul supporto tibiale sono vincolate le 3 traslazioni, a simulare un incastro simile a quello che la caviglia ha col tubo, come in Figura 3.8.

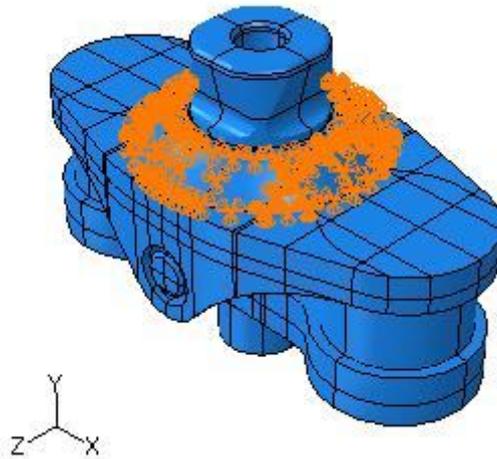


Figura 4.4 – Vincoli sulla caviglia

Per ciò che riguarda i vincoli relativi tra le parti ([29] e [32]):

- 1- la piramide è collegata al supporto tibiale tramite un *tie*;
- 2- i due *bumpers* sono collegati al supporto piede tramite un *tie* e al supporto tibiale tramite un altro *tie* (questo ultimo vincolo sarà poi discusso nel dettaglio nel paragrafo 4.3.1);
- 3- il perno è collegato al supporto piede tramite un *tie*;
- 4- a simulare il movimento relativo tra perno e supporto tibiale si sono posti 2 vincoli per le 2 sezioni in cui perno è libero dal supporto piede e penetra nel supporto tibiale. Per ciascuna sezione è stato creato un *reference point* in corrispondenza di un punto sull'asse del perno. Questo *reference point* è poi collegato alla parte di superficie del perno che penetra nel supporto tibiale tramite un *coupling* con le 3 traslazioni e le 3 rotazioni bloccate; lo stesso *reference point* è poi collegato alla porzione di superficie interna del foro del supporto tibiale corrispondente tramite un altro *coupling* con la sola rotazione attorno all'asse z libera.

Il vincolo "tie" blocca tutti i gradi di libertà ed è come se fosse una saldatura tra le superfici coinvolte.

4.2 Modello caviglia e piede

Il piede fornito dall'INAIL e utilizzato per le prove sperimentali del Capitolo 3 è un piede commerciale della Otto Bock [19]. Questa azienda fornisce due tipi di

piede per bambino: un SACH e un *dynamic* (paragrafo 1.4.1). Il piede testato insieme alla caviglia è un *dynamic* (v. Figura 4.5 e Figura 4.6: in evidenza, a destra, la sezione in legno nella zona caviglia, tipica del *dynamic*).



Figura 4.5 - Piedi per bambini forniti dalla Otto Bock [19]: SACH (a sinistra) e *dynamic* (a destra)



Figura 4.6 - Piede utilizzato per le prove sperimentali

Per poter introdurre il piede nel modello, è stato necessario servirsi di una scansione 3D effettuata sul piede protesico da adulto [28], scalandola in base alla lunghezza di 21 cm del piede da bambino utilizzato nelle prove sperimentali. La Figura 4.7 mostra il modello di piede e caviglia.

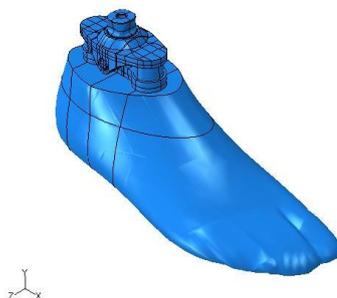


Figura 4.7 – Modello piede e caviglia

In realtà, il piede da adulto differisce, oltre che dimensionalmente, anche geometricamente, in alcuni punti, da quello per bambino.



Figura 4.8 – Confronto tra il piede sperimentale e il suo modello numerico

In Figura 4.8 si vede, infatti, che la pianta del piede è più piatta nel modello numerico, che risulta meno affusolato. Il piede, però, non è oggetto di studio, per cui si accettano queste differenze geometriche, considerandole trascurabili ai fini di un'analisi strutturale sulla caviglia.

4.2.1 Materiali

Non sono reperibili, per motivi commerciali, le caratteristiche meccaniche relative al piede considerato. Pertanto, si prendono come riferimento le analisi effettuate sul piede da adulto ([28]). Come già accennato, nella Figura 3.45 si nota la parte superiore del piede in legno e nella parte inferiore e anteriore la schiuma. Si crede che anche il piede da bambino possa avere una configurazione interna simile, poiché entrambi sono classificati sotto la stessa categoria (*dynamic*).

Le caratteristiche meccaniche del piede da adulto si raccolgono in Tabella 4.2.

Tabella 4.2 - Caratteristiche meccaniche del piede *dynamic* da adulto [28] alla *proof test force* P5 (2240 N per modo I e 2013 per modo II)

Parte	Modulo di elasticità [MPa]	Modulo di Poisson
Legno	13000	0,3
Schiuma Modo I	1,75	0,495
Schiuma Modo II	5,5	0,495

I moduli di Poisson della zona definita "schiuma" sono pari a 0,495 per lo stesso motivo spiegato per i *bumper*. I valori di modulo elastico sono stati ricavati iterativamente, tramite analisi sul modello numerico, con valori differenti a seconda della modalità di carico. In realtà, la prova simulata numericamente in tale studio ([28]) è una prova basata su i test sperimentali definiti "*principal*" dalla normativa [13]. Tali test hanno una configurazione diversa da quella trattata nel Capitolo 2 e nel Capitolo 3 di questa trattazione: la forza applicata per modo I e modo II, oltre ad esser differente in modulo, ha anche un'inclinazione diversa rispetto a quella in Figura 2.8.

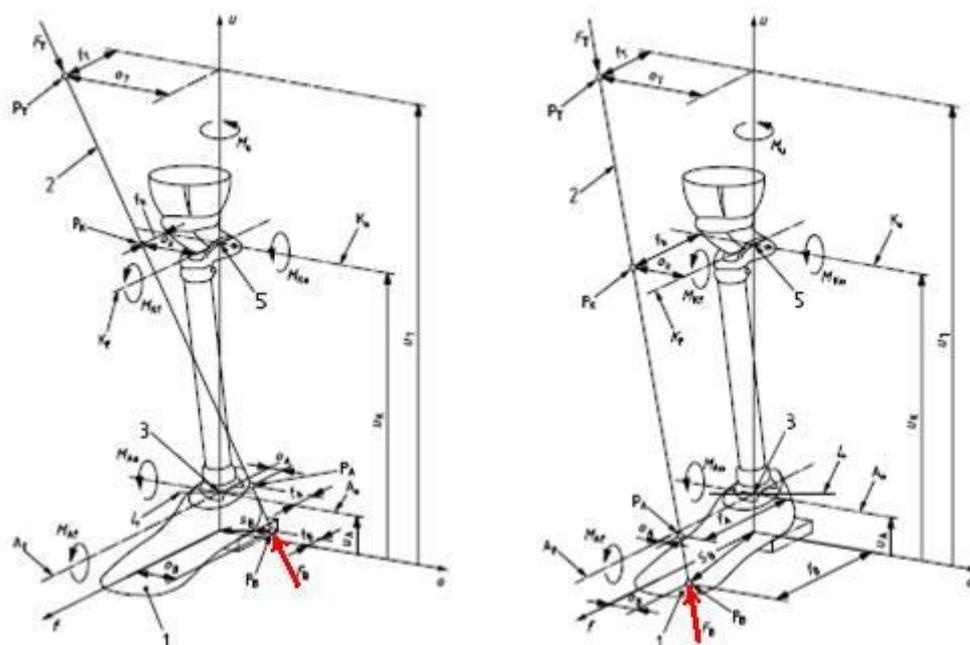


Figura 4.9 – Configurazione modo I e modo II per i *principal tests*

Come si vede in Figura 4.9, infatti, le forze hanno un'inclinazione tridimensionale, anziché soltanto bidimensionale.

Non avendo a disposizione altri dati, si crede sia comunque possibile applicare le caratteristiche in Tabella 4.2 al piede protesico in esame. Si considera come parte in legno solo quella superiore, secondo la suddivisione orizzontale in Figura 4.10.

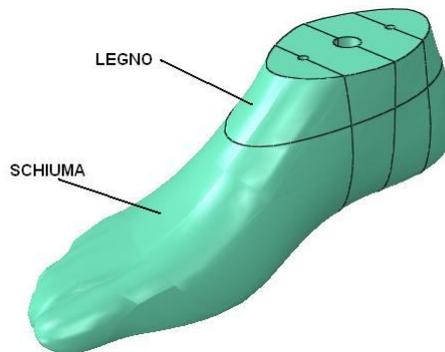


Figura 4.10 – Assegnazione delle caratteristiche del materiale

4.2.2 Discretizzazione

Per le considerazioni fatte nel paragrafo precedente (4.2.1), in base alle diversità di materiale all'interno della sezione e a causa della particolare geometria, si suddivide la parte superiore, in legno, con elementi esaedrici lineari, mentre quella inferiore e più irregolare dal punto di vista geometrico con i tetraedrici lineari C3D4.

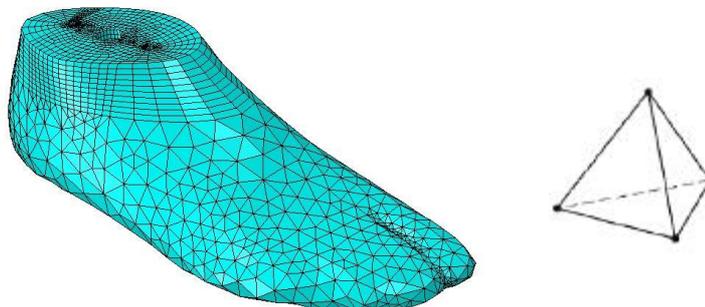


Figura 4.11 – Mesh del piede e tipo di elementi utilizzati per la discretizzazione della sua parte inferiore

4.2.3 Vincoli

A simulare l'unione di piede e caviglia dato dalla colla nelle prove sperimentali (paragrafo 3.4.2) si è posto un *tie* tra supporto tibiale e piede. I vincoli tra le parti della caviglia sono quelli descritti nel paragrafo precedente (paragrafo 4.1.4).

4.3 Modello completo

A simulare la configurazione di carico adottata nelle prove sperimentali statiche a compressione e a fatica (Capitolo 3), si modellano le piastre che devono insistere sul piede, al fine di trasmettere la forza. Tali piastre sono state realizzate come 3D *analytical rigid shell*, circolari per semplicità, con un diametro di 110 mm. La loro forma e dimensione non è rilevante ai fini delle analisi: si vuole porre l'attenzione sulla caviglia e non su ciò che avviene al piede in dettaglio. Esse sono inclinate secondo la configurazione in Figura 2.8.

4.3.1 Vincoli

Ciascuna piastra è vincolata alla sola traslazione lungo il proprio asse. In Figura 4.12 sono presenti le immagini esplicative.

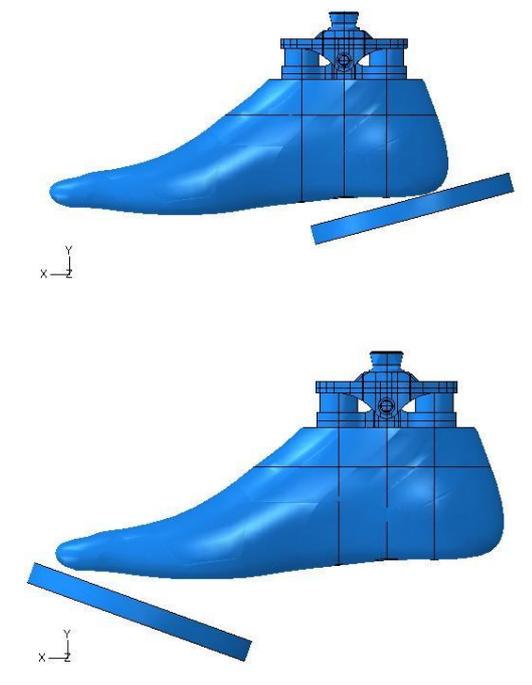


Figura 4.12 – Modello di struttura completa (modo I e modo II)

Sono quindi stati creati 2 modelli completi: uno per modo I e uno per modo II. Il contatto tra piastra e tallone del piede (modo I) e tra piastra e punta del piede (modo II) è realizzato tramite un *surface to surface* con metodo di discretizzazione *node to surface*, avente le seguenti proprietà: *tangential*

behavior frictionless, così da simulare la presenza della molla di Figura 3.12 e *normal behavior exponential*, per far sì che si giunga alla convergenza della soluzione, ponendo uno spostamento graduale della piastra.

Le piastre, come già detto, sono degli elementi infinitamente rigidi per definizione. Ciò comporta un'approssimazione ininfluyente ai fini dell'analisi: nella prova sperimentale, infatti, le superfici a contatto (di piastra e piede) sono costituite da acciaio l'una e da elastomero l'altra. Poiché la differenza tra i moduli elastici di questi 2 materiali è elevata (v. Tabella 4.1 e Tabella 4.2), si può supporre che l'intera deformazione sia a carico della gomma del piede. Trattandosi di una superficie analitica, inoltre, non è stato necessario definire una *mesh*.

Per rendere il più realistico possibile il modello, si toglie il *tie* tra il *bumper* anteriore (verso la punta) e il supporto tibiale, per la configurazione modo I e tra *bumper* posteriore (verso il tallone) e il supporto tibiale, per la configurazione modo II. In questo modo si evita che il *bumper* in questione venga sottoposto a trazione. Nella realtà, infatti, i *bumpers* sono liberi di staccarsi in corrispondenza del supporto tibiale. Ciò, come già mostrato in Figura 3.32, è più evidente con i *bumpers* gialli (v. Figura 4.13).

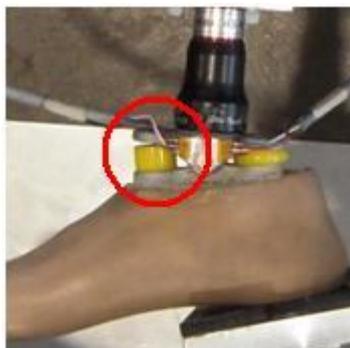


Figura 4.13 – Particolare del comportamento dei *bumpers*

4.3.2 Carichi

Poiché, imponendo la forza alla piastra, non si ha la convergenza della soluzione, le si impone lo spostamento della stessa di un valore pari a quello ottenuto sperimentalmente, al carico voluto (v. Tabella 4.3). Nella Tabella 4.3 si evidenziano i valori dello spostamento ottenuto nelle prove sperimentali del paragrafo 3.4.2, a 1290 N.

Tabella 4.3 – Spostamento corrispondente alla forza di 1290 N (ottenuto nelle prove sperimentali, paragrafo 3.4.2.1)

Forza [N]	Tipologia di carico	Spostamento corrispondente [mm]
1290	Modo I	20
	Modo II	40

4.3.3 Validazione del modello

Sia per la configurazione di carico modo I, sia per quella modo II, imponendo lo spostamento corrispondente espresso in Tabella 4.3 (20 mm per il primo e 40 mm per il secondo) e dando le proprietà della Tabella 4.2 al piede (13000 MPa per il legno -parte superiore- e valori diversi per la parte inferiore a seconda della configurazione di carico), le reazioni vincolari sulla piastra non sono quelle aspettate, ma sono addirittura di un ordine superiore.

Ciò è sicuramente dovuto al fatto che il piede da adulto e quello da bambino non hanno caratteristiche meccaniche coincidenti. Pertanto, risulta fondamentale determinare i valori di modulo elastico del piede considerato. Per farlo, si itera l'analisi fintanto che, allo spostamento massimo, non si ottiene una reazione vincolare alla piastra di 1290 N. Si tende a mantenere una suddivisione del piede simile a quella iniziale: una parte superiore, in cui erano assegnate le proprietà del legno, con un valore di modulo di Poisson pari a 0,3 e con un modulo elastico più alto di quella inferiore, che presenta un modulo di Poisson pari a 0,5. Ciò è fatto con l'intento di avere, tendenzialmente, comunque una sezione più rigida, come sicuramente è, nella parte superiore e una sezione meno rigida, elastomerica, nella parte inferiore.

MODO I (TALLONE)

Già dalle prime analisi, si nota un comportamento anomalo del piede (Figura 4.14): il tallone del modello numerico, in configurazione modo I, scivola di lato. Nelle prove sperimentali, ciò non succede.

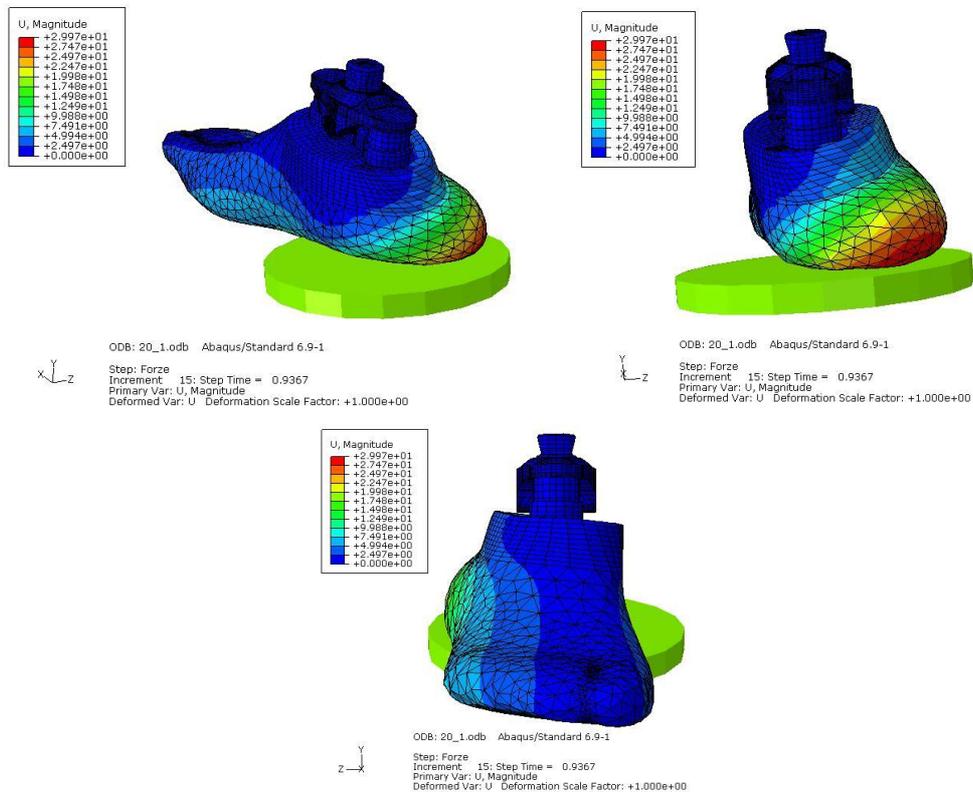


Figura 4.14 – Comportamento anomalo del piede per configurazione modo I

Nel modello numerico, invece, i moduli elastici del piede devono essere brutalmente diminuiti per poter ottenere una reazione vincolare di 1290 N. Scegliendo un modulo elastico di 20 MPa nella parte definita "legno" e uno di 1 MPa nella parte rimanente, infatti, si ottiene ancora una reazione vincolare di 2000 N. Bisognerebbe ridurre ulteriormente tali parametri. Ma già a queste condizioni, il comportamento, come visto, non è corretto. Il piede è poco rigido e, inoltre, geometricamente non simmetrico. Da una visione dall'alto, Figura 4.15, infatti, si nota come sia la caviglia sia la piastra siano poste in posizione corretta, sull'asse del piede.

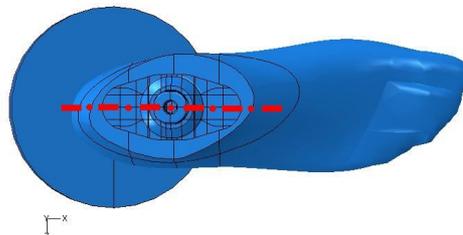


Figura 4.15 – Visione dall'alto: in evidenza l'asse del piede e della caviglia che coincidono con quello della piastra

La non simmetria geometrica di quest'ultimo, nella zona interessata dal tallone, fa sì che la forza imposta lo faccia scivolare di lato. Il piede inoltre torce attorno all'asse X, così che si alzi la sua punta.

Come già sottolineato, nelle prove sperimentali questo non succede in modo così evidente. Nella realtà, avendo incollato un sottile strato di gomma sulla piastra di trasferimento della forza, che a sua volta non è libera di ruotare, si creano degli attriti tra piede e piastra che impediscono lo scivolamento di lato.

Il modello è, quindi, da migliorare e non può essere ancora validato.

MODO II (PUNTA)

Le caratteristiche meccaniche risultate dalle iterazioni, per la configurazione modo II, sono riassunte in Tabella 4.4 e con tali valori si ottiene una reazione vincolare in corrispondenza della piastra pari a 1289,7 N, con una differenza di circa 0,02 % rispetto ai 1290 N attesi. In tale tabella sono ancora presenti le nomenclature "legno" e "schiuma" solo per riferimento alla Figura 4.10.

Tabella 4.4 – Caratteristiche meccaniche scelte per la configurazione modo II

Parte	Modulo di elasticità [MPa]	Modulo di Poisson
"Legno"	152	0,3
"Schiuma"	5,8	0,495

Come si nota in Figura 4.16, il modello numerico ha un comportamento macroscopico coerente con la struttura reale.

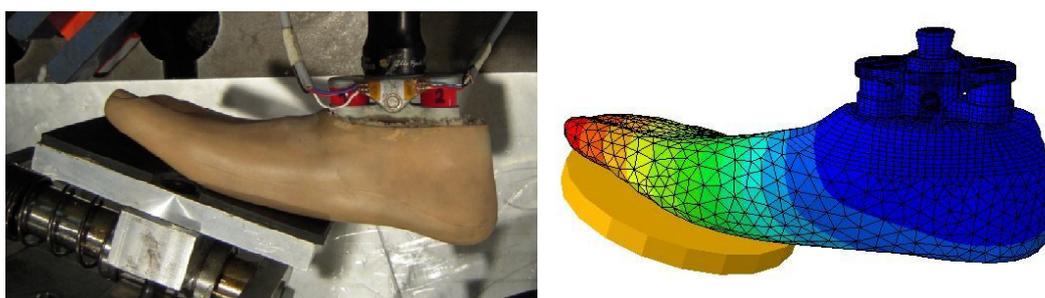


Figura 4.16 – Comportamento della struttura nelle prove sperimentali (a sinistra) e nel modello numerico (a destra)

In tale figura si notano le diversità geometriche tra il piede numerico e quello sperimentale evidenziate nella Figura 4.8 del capitolo 4.2.

In Tabella 4.5 è presente il confronto tra le deformazioni sperimentali registrate dagli estensimetri posti sulla caviglia nelle prove statiche iniziali e quelle numeriche, prese nei punti corrispondenti.

Tabella 4.5 – Confronto deformazioni modo II (1290 N)

Posizione	ϵ sperim. [$\mu\epsilon$]	ϵ num. [$\mu\epsilon$]	differenza
Anteriore	-85,6	-78,2	8,6 %
Posteriore	+25,7	+29,3	12,2 %

Viste le differenze, il modello è validato.

4.4 Modello completo configurazione modo I, migliorato

Lo scopo è quello di migliorare il modelli per la configurazione modo II, così da poter esser validati.

MODO I (TALLONE)

Per migliorare il modello in configurazione modo I e provare ad evitare che il tallone scivoli di lato, si modifica il contatto tra piastra e piede: al posto di un *tangential behavior frictionless*, lo si pone "rough" e si libera il movimento della piastra lungo la sua direzione Z, ovvero lungo la pianta del piede (Figura 4.17). In questo modo, si simula il movimento che la piastra ha, grazie alla molla, per evitare che il piede si impunti (Figura 3.12). Il *normal behavior* del contatto rimane *exponential*.

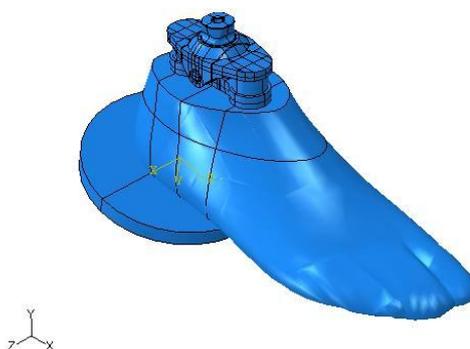


Figura 4.17 – Assembly modo I. In evidenza il sistema di riferimento globale e quello relativo della piastra

Ponendo di nuovo, come moduli elastici, 20 MPa nella parte "legno" e 1 MPa nella parte "schiuma", il comportamento globale del modello è evidentemente migliorato. Come si vede in Figura 4.18, il piede non torce lungo l'asse X globale, non scivola lungo l'asse Z globale e la punta non si alza, seguendo una certa logicità.

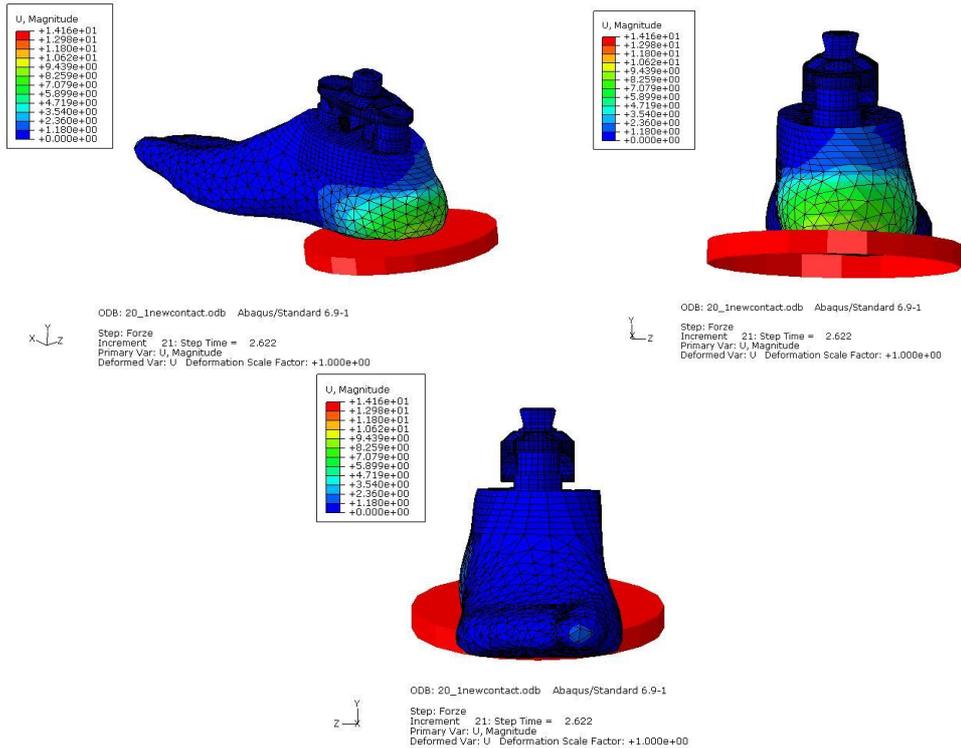


Figura 4.18 - Comportamento corretto del piede per configurazione modo I, piastra spostata di 14 mm

Tuttavia, non si giunge alla convergenza. L'analisi, infatti, si ferma con la piastra spostata di 18 mm anziché arrivare ai 20 mm finali (Figura 4.19). Se si analizza nel dettaglio il movimento della piastra verso il piede, si capisce infatti che, ad un certo punto, sussiste una compenetrazione tra i due, compenetrazione che fa bloccare l'analisi.

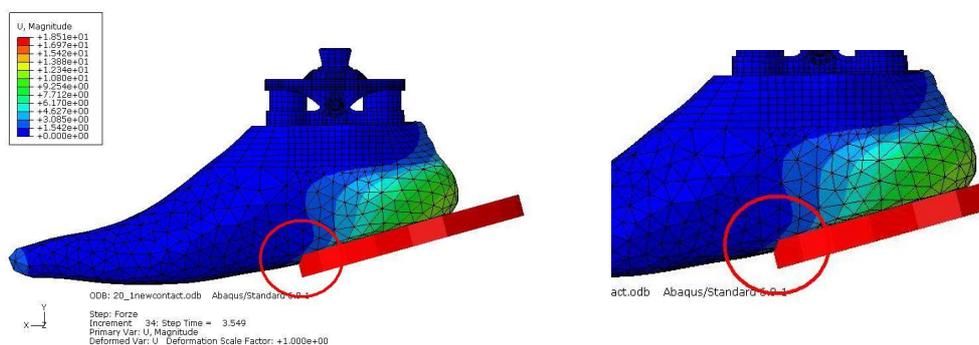


Figura 4.19 – Compenetrazione della piastra nel piede (zona evidenziata con un cerchio rosso) a 18 mm

Come era già stato evidenziato nel capitolo 4.2, il modello di piede presenta la pianta molto più piatta del piede sperimentale ed è proprio questo che nel modello numerico discusso in questa sede dà problemi. In Figura 4.20 è visibile il carico in modo I nelle prove sperimentali.



Figura 4.20 – Particolare della spinta sul piede in configurazione modo I

Si decide di modellare una piastra di 100 mm per 80 mm, avente un raccordo sul lato che andrà a contatto con la pianta del piede, in modo da evitare che sia uno spigolo a dare problemi. Il lato da 80 mm sarà quello trasversale alla pianta del piede, così da avere il lato più ampio lungo la pianta del piede stesso. Si sceglie una piastra rettangolare per essere, a questo punto, il più coerenti possibile con le prove sperimentali, anche se le dimensioni sono diverse. Pertanto, alla piastra sono attribuite le proprietà dell'acciaio e quindi una *mesh* di elementi esaedrici lineari.

Le caratteristiche meccaniche scelte per il modo I sono raccolte in Tabella 4.6. In essa sono ancora presenti le diciture “legno” e “schiuma” solo per riferimento alla Figura 4.10.

Tabella 4.6 - Caratteristiche meccaniche scelte per la configurazione modo I

Parte	Modulo di elasticità [MPa]	Modulo di Poisson
“Legno”	42	0,3
“Schiuma”	1	0,495

Con tali caratteristiche, si ottiene una reazione vincolare sulla piastra pari a 1287,6 N con una differenza dello 0,18 % circa rispetto ai 1290 N attesi. Il confronto tra le deformazioni sperimentali e numeriche, riassunto nella Tabella 4.7.

Tabella 4.7 - Confronto deformazioni modo I (1290 N)

Posizione	ϵ sperim. [$\mu\epsilon$]	ϵ num. [$\mu\epsilon$]	differenza
Anteriore	+28,2	+30	6 %
Posteriore	-102,1	-103,4	1,25 %

Come si può vedere in Figura 4.21, la deformata risulta corretta, senza più problemi di compenetrazione.

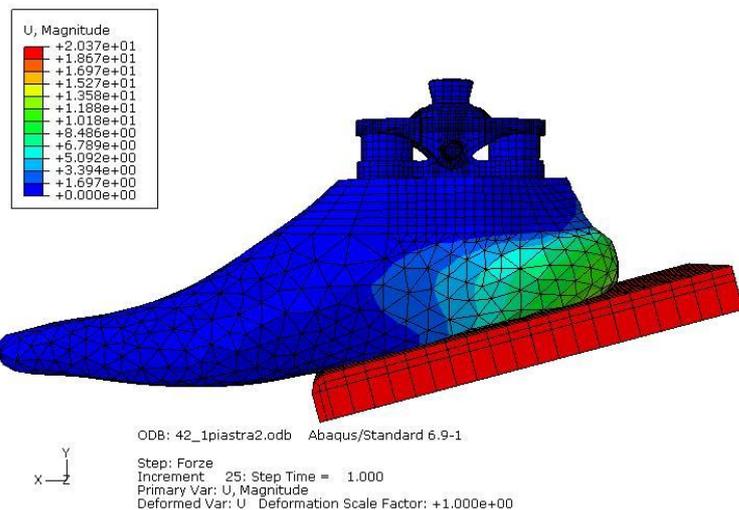


Figura 4.21 – Deformata in configurazione modo I

Il modello così rappresentato, in configurazione modo I, può essere validato.

MODO II

Per quanto riguarda il modo II, si accetta il modello descritto nel paragrafo 4.3.3. Per coerenza di trattazione, si sostituisce la piastra 3D *analytical rigid shell* con una piastra rettangolare in acciaio, come fatto per il modo I. La differenza dei risultati ottenuti è trascurabile.

4.5 Analisi dei risultati

MODO I

Gli sforzi maggiori, intorno ai 1200 MPa, si ottengono in corrispondenza del supporto piede, nella parte rivolta verso il tallone, come si vede in Figura 4.22. Si hanno anche altre zone di sforzo, in un intervallo che va dai 300 agli 800 MPa, in corrispondenza dello spigolo della base del supporto piede. Si tratta, però, di spigoli, e quindi si può non tenerne conto, in quanto frutto di approssimazioni numeriche.

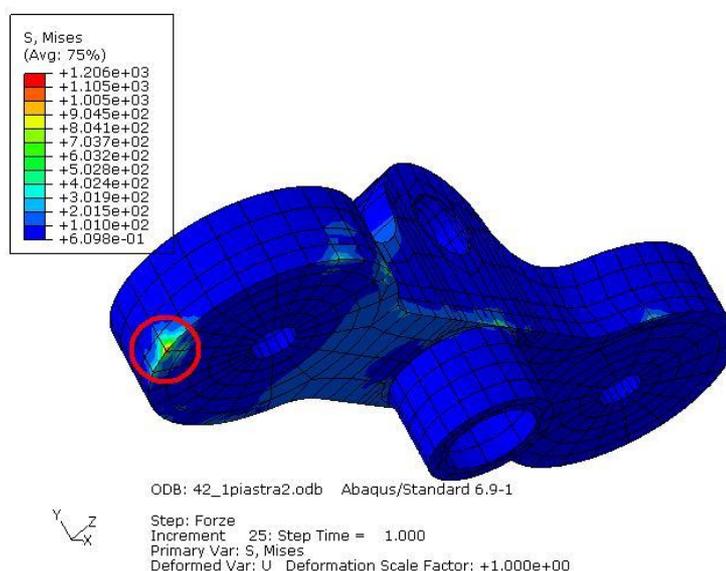


Figura 4.22 – Visualizzazione della zona di sforzo nel supporto piede, configurazione modo I

Esclusi quindi gli spigoli, zone rilevanti di sforzo si presentano nella zona inferiore e superiore del supporto piede, nella parte rivolta verso il tallone e nel perno, nella porzione centrale, come si vede in Figura 4.23.

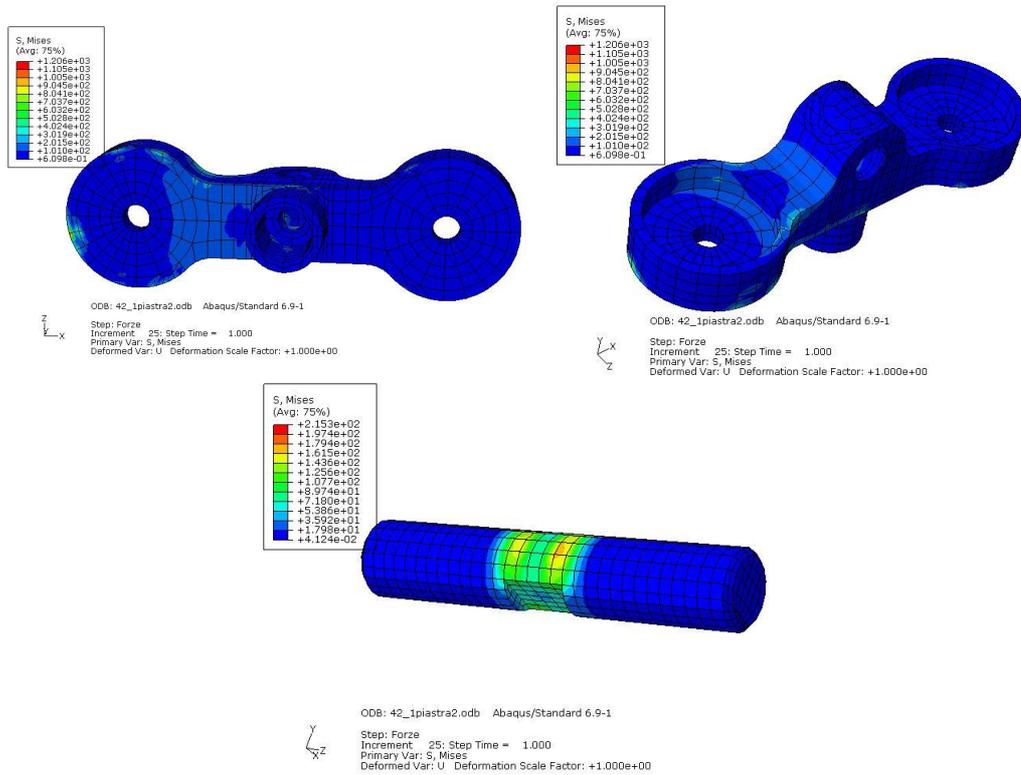


Figura 4.23 – Zone di sforzo maggiore nel supporto piede e nel perno

Per quanto riguarda il perno, le zone con maggior concentrazione di sforzo (arancione) sono in corrispondenza degli spigoli presenti nel supporto piede. In ogni caso, lo sforzo sarebbe pari a 161 MPa, ben inferiore ai 215 MPa di sforzo di snervamento dell'acciaio.

MODO II

Per il modo II si mantiene il modello descritto nel paragrafo 4.3.3, senza le modifiche ai vincoli della piastra e al contatto adottate nel modello di configurazione modo I. La scelta di non apportare tali modifiche anche al modo II è dovuta al fatto che si preferisce mantenere il modello il più semplice possibile. In questo caso, i risultati sono macroscopicamente coerenti con le prove sperimentali, e pertanto si approva tale soluzione.

Gli sforzi maggiori si presentano sul supporto piede e sul perno (Figura 4.24 e Figura 4.25).

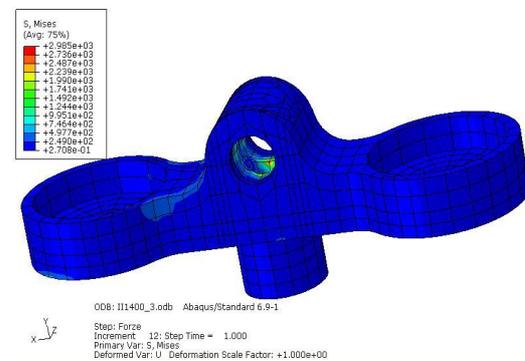


Figura 4.24 – Andamento degli sforzi di Von Mises sul supporto piede, modo II

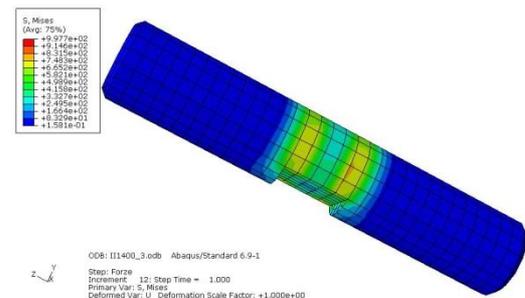


Figura 4.25 – Andamento degli sforzi di Von Mises sul perno

Si ha un picco di 2900 MPa sul supporto piede, ma in corrispondenza di uno spigolo, che, nella realtà, non c'è, perché lì è presente un raccordo. Pertanto non è da prendere in considerazione. Si ha una zona di sforzo alta (nell'intorno dei 700 MPa) sul perno, duale delle zone di picco sul supporto piede, quindi da non considerare.

4.6 Analisi di confronto della struttura completa con *bumper* diversi

Nel paragrafo 3.4.2 sono state effettuate delle prove sperimentali statiche a compressione preliminari fino a 500 N, per verificare il comportamento della struttura. In tali prove si sono utilizzati, all'interno della struttura completa, sia i *bumpers* rossi sia i *bumpers* gialli. Si vuole ora porre un confronto con tali configurazioni. Come fatto in precedenza, per scegliere i moduli elastici del piede adatti, si impone lo spostamento della piastra (derivante dalla prove sperimentali) e si itera l'analisi finché i moduli elastici scelti non forniscono come reazione vincolare 500 N.

4.6.1 Struttura completa, modo I

Per quanto riguarda la configurazione modo I, nella Tabella 4.8 e nella Tabella 4.9 sono presenti i parametri utilizzati per le analisi. Come spiegato in precedenza, lo spostamento è quello imposto alla piastra ed è quello ottenuto nelle analisi sperimentali, a 500 N; il modulo elastico del bumper è risultato di una media dei dati della prova di caratterizzazione nell'intorno dei 500 N; il modulo elastico della parte chiamata "legno" e quello della parte chiamata "schiuma" sono scelti in base ai risultati delle analisi. Come moduli di Poisson si impongono: 0,3 per la parte definita "legno", mentre per tutte le altre zone 0,495.

Tabella 4.8 – Parametri per le analisi numeriche struttura completa, modo I, *bumpers* gialli

GIALLO	
Spostamento imposto [mm]	13
E bumper [MPa]	4,5
E "legno" [MPa]	65
E "schiuma" [MPa]	1

Tabella 4.9 – Parametri per le analisi numeriche struttura completa, modo I, *bumpers* rossi

ROSSO	
Spostamento imposto [mm]	9,8
E bumper [MPa]	16,5
E "legno" [MPa]	100
E "schiuma" [MPa]	2

Le zone di sforzo di maggior interesse sono presenti, come a 1290 N, nel supporto piede e nel perno. In Figura 4.26 è presente un confronto tra i supporti piede in configurazione modo I con i *bumpers* gialli e con i *bumpers* rossi.

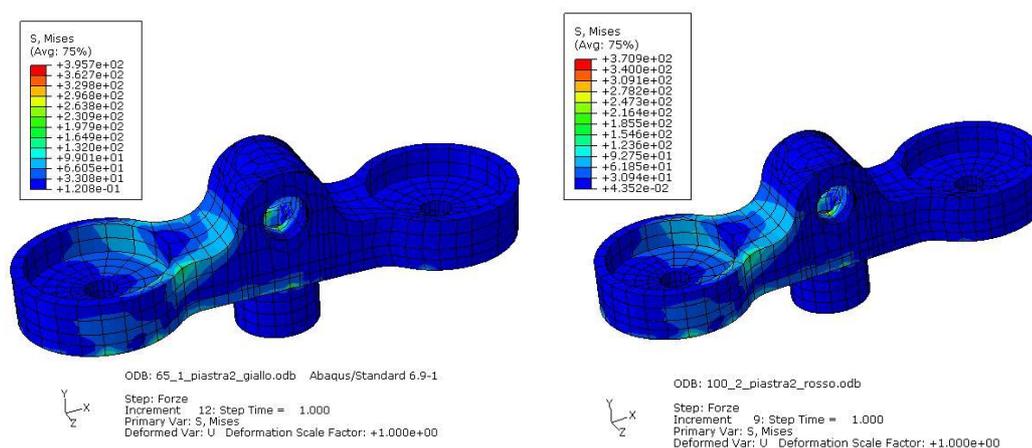


Figura 4.26 – Confronto delle zone di sforzo sul supporto piede (a sinistra configurazione con *bumpers* gialli e a destra configurazione con *bumpers* rossi)

Come fatto in precedenza, tralasciando gli sforzi sugli spigoli, caratterizzati da picchi di circa 396 MPa nella struttura con i bumper gialli e 371 MPa nella struttura con i bumper rossi (spigolo nel foro in cui ha sede la vite "blocca perno), le zone di maggior carico sono presenti nella parte di supporto piede verso il tallone. Per entrambe le configurazioni (con gialli e con rossi), l'estensione di tali zone è all'incirca la stessa ed equivale ad uno sforzo pari a circa 99 MPa per la struttura con i gialli e a 93 MPa per la struttura con i rossi. Il supporto piede è costituito da Ergal, il cui sforzo di snervamento è di 343 MPa ([33]) e lo sforzo a rottura è di 496 MPa. Si può quindi concludere che il supporto non subisce danni permanenti né con i *bumpers* gialli, né con i *bumpers* rossi.

L'influenza dei *bumpers* sulla struttura si nota proprio in corrispondenza del supporto piede: con i *bumpers* gialli, meno rigidi, la struttura presenta sforzi maggiori in quanto più sollecitata rispetto alla configurazione con i *bumpers* rossi, più rigidi e quindi in grado di sopportare di più carichi.

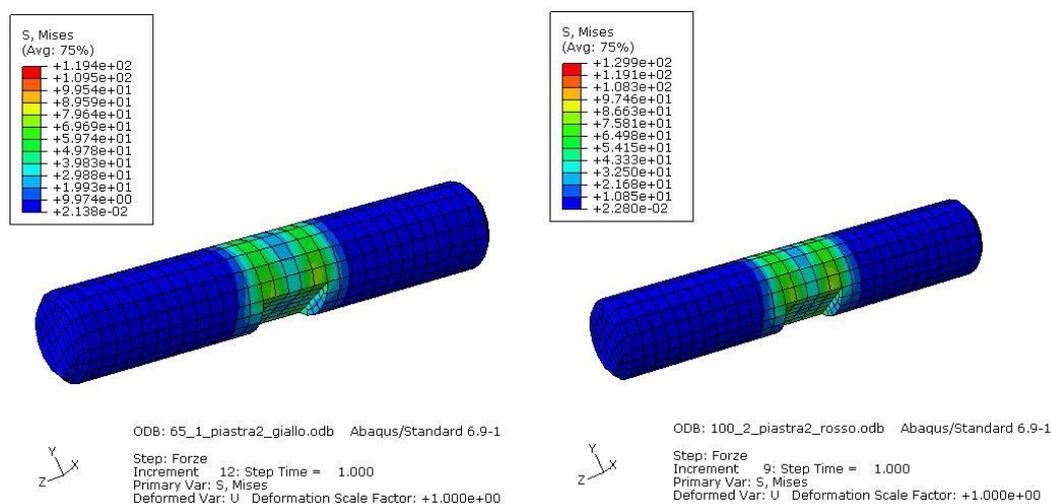


Figura 4.27 - Confronto delle zone di sforzo sul perno (a sinistra configurazione con *bumpers* gialli e a destra configurazione con *bumpers* rossi)

Per quanto riguarda il perno (Figura 4.27), per entrambe le strutture si presentano zone di sforzo duali degli spigoli presenti nel supporto piede. Tali zone hanno valori che vanno dai 69 MPa circa della struttura con i *bumpers* gialli ai 75 MPa circa della struttura con i *bumpers* rossi e si possono non considerare. Il perno è di acciaio INOX e, se sottoposto a tali valori di sforzo, non subisce danni permanenti. Gli sforzi maggiori si hanno in corrispondenza della struttura con *bumpers* rossi.

4.6.2 Struttura completa, modo II

Per quanto riguarda la configurazione modo II si utilizzano i parametri in Tabella 4.10 e Tabella 4.11.

Tabella 4.10 - Parametri per le analisi numeriche struttura completa, modo II, *bumpers* gialli

GIALLO	
Spostamento imposto [mm]	32,5
E bumper [MPa]	4,5
E "legno" [MPa]	70
E "schiuma" [MPa]	5,4

Tabella 4.11 - Parametri per le analisi numeriche struttura completa, modo I, *bumpers* rossi

ROSSO	
Spostamento imposto [mm]	27
E bumper [MPa]	4,5

E "legno" [MPa]	300
E "schiuma" [MPa]	8

Per quanto riguarda l'analisi degli sforzi, si possono ripetere le considerazioni fatte per la configurazione modo I: sul supporto piede si ha una zona di sforzo, questa volta, nella parte anteriore, verso la punta e anche il perno presenta sforzi nei punti duali degli spigoli del supporto piede (Figura 4.28 e Figura 4.29).

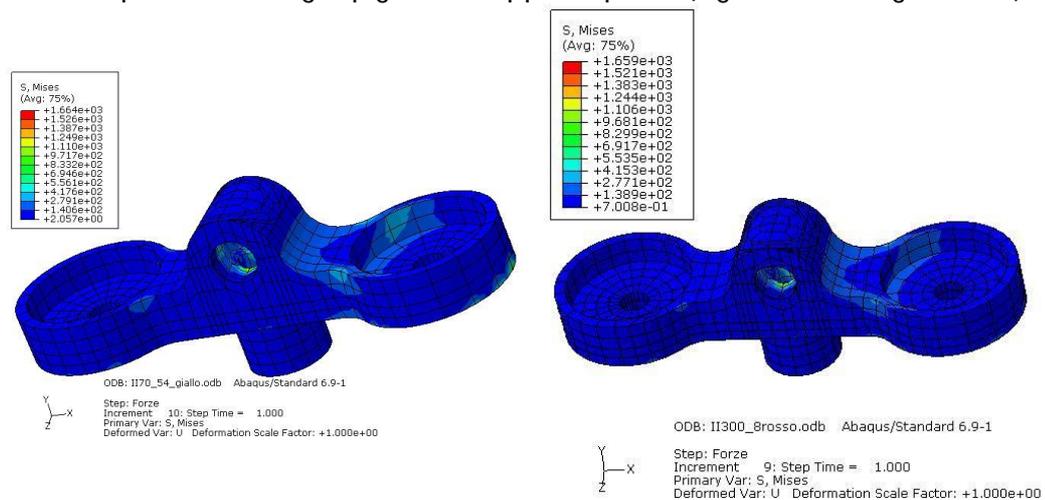


Figura 4.28 - Confronto delle zone di sforzo sul supporto piede (a sinistra configurazione con *bumpers* gialli e a destra configurazione con *bumpers* rossi)

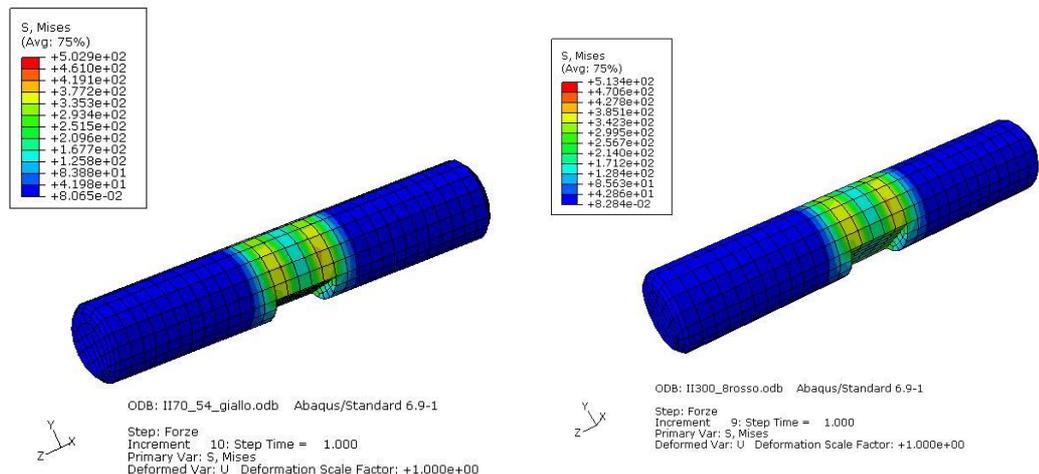


Figura 4.29 - Confronto delle zone di sforzo sul perno (a sinistra configurazione con *bumpers* gialli e a destra configurazione con *bumpers* rossi)

4.7 Conclusioni e sviluppi futuri

I modelli rappresentati non sono certamente le uniche soluzioni possibili. Il piede, infatti, risulta essere un'incognita molto variabile: le combinazioni riguardanti il materiale sono molte e, anche se si considera in una porzione del piede un materiale iperelastico unito alla legge di neo-Hook, non si raggiunge un'univocità incoraggiante. Infatti, se da una parte si utilizzasse una legge adatta alle situazioni in cui il comportamento del materiale elastomerico non è noto, esisterebbe sempre una sezione, supposta in legno, che risulterebbe comunque variabile. Pertanto, si crede sia importante dover effettuare delle prove sperimentali sul piede soltanto, così da essere in grado di caratterizzarlo pienamente, senza più essere un'incognita.

Al di là di tali considerazioni, il modello numerico è sicuramente migliorabile: si potrebbe modificare il cinematismo della caviglia, tra perno e supporto tibiale aggiungendo dei contatti, ad esempio.

Anche il modello di piede andrebbe cambiato e sostituito con uno più conforme al piede protesico utilizzato per le prove sperimentali del Capitolo 3. Se la forma geometrica di questo elemento non dovrebbe influire su di un'analisi strutturale della caviglia, purché si abbia similarità con il piede sperimentale, dal punto di vista della piastra, infatti, sarebbe necessario avere, ad esempio, una pianta del piede molto più precisa, così da evitare i problemi sorti nel capitolo 4.4. Si potrebbe, quindi, effettuare una scansione 3D anche del piede protesico da bambino.

Capitolo 5 - Conclusioni

L'INAIL fornisce un'articolazione protesica di caviglia adatta ad un bambino del peso massimo di 45 kg.

Il problema principale nel trattare protesi per bambino è l'assenza di normative di riferimento per le prove sperimentali. Nel Capitolo 2 si adatta la normativa per adulto proprio per creare una regolamentazione adatta ad una categoria consona alla caviglia da testare.

L'obiettivo di effettuare prove sperimentali sull'articolazione protesica di caviglia è quello di omologarla. Considerati i test effettuati e descritti nel Capitolo 3, ciò non può ancora avvenire: bisogna che un'altra caviglia, identica a quella considerata in questa sede, sia sottoposta alle stesse prove sperimentali.

Premesso questo, l'oggetto in esame ha superato senza apportare danni strutturali sia le prove statiche a compressione, sia le prove a fatica e le statiche a compressione finali. Anche la prova statica a torsione è stata superata (paragrafo 3.4.4.1). Pertanto, le premesse per un'omologazione sono positive.

La scelta di creare un modello numerico delle prove sperimentali effettuate è volta ad un'ottimizzazione futura dell'intera struttura. In tale ambito, sebbene il piede non sia il protagonista delle analisi strutturali, si è comunque scoperto essere un importante parametro all'interno delle stesse. Varrebbe quindi la pena studiarlo separatamente, così da non risultare più un'incognita.

Appendice - Manichini antropomorfi

Un manichino per *crash test* è uno strumento calibrato e utilizzato per misurare le possibili lesioni in un incidente automobilistico o aereo, e simula la reazione del corpo umano all'impatto, alle accelerazioni, agli spostamenti, alle forze e ai momenti generati durante l'incidente stesso. I trasduttori presenti nel manichino sono in grado di raccogliere informazioni riguardanti la collisione, che potranno essere controllate e utilizzate per migliorare la sicurezza del veicolo che si sta testando.

I dati che hanno permesso di poter calibrare le risposte dei manichini in modo che fossero simili a quelle del corpo umano sono stati forniti mediante misurazioni anche psicologiche attuate su soggetti, avvenute nel caso di incidente non mortale; altre informazioni derivano, invece, da *crash test* in cui sono stati impiegati cadaveri o animali.

I manichini sono strumentati in base al tipo di impatto (frontale, laterale e posteriore) e classificati a seconda che si tratti di bambini, pedoni o per casi di incidenti in ambito aerospaziale e militare.

A.1 Manichini per l'impatto frontale

I manichini antropomorfi [34] per impatto frontale sono correntemente usati in fase di ricerca per la valutazione delle conseguenze sul corpo umano causate da un incidente. Attenti e scrupolosi studi sulla struttura del corpo umano hanno permesso di sviluppare manichini in grado di riprodurre le caratteristiche biomeccaniche di un essere umano quali dimensioni, forme, rigidità e proprietà inerziali, così da poter provare anche i sistemi di sicurezza atti a prevenire lesioni alla testa, al torace e agli arti.

Il modello antropomorfo attualmente più evoluto ed usato è l'Hybrid III, di cui sono disponibili varie versioni (per lo studio di differenti tipi di impatti) e varie dimensioni [14].

Hybrid III: furono introdotti nel 1978 dalla General Motors, su sponsorizzazione delle NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration). Sono un'evoluzione di altri manichini già usati nei *crash test*. Sono stati sviluppati dalla First Technology Safety Systems e dalla Society of Automotive Engineers Biomechanics Subcommittees.

Questi manichini sono utilizzati per prove sperimentali in condizioni di rischio di lesione e sono basati principalmente su misure antropometriche statistiche,

ovvero sulle curve percentili, riproducendo fedelmente, in base ad esse, il corpo umano in dimensioni, pesi, distribuzione di inerzie, etc. Per le persone adulte ne esistono di 3 tipi a seconda di 3 diversi percentili: dal quinto al novantacinquesimo. Per i bambini ne sono stati riprodotti 7, a seconda dell'età, dal neonato ai 10 anni.

Attualmente si stanno studiando anche gli Hybrid IV o THOR come possibili successori. In Figura A.0.1 è presente una panoramica degli Hybrid III.



Figura A.0.1 - Famiglia di Hybrid III

Hybrid III 50° percentile uomo: è questo il manichino più usato al mondo nei crash test (Figura A.0.2), le cui caratteristiche peculiari sono riportate in Tabella 0.1.

Tabella 0.1 - Caratteristiche peculiari dell'Hybrid III 50° percentile

Peso totale	77.70 ± 1.18	Kg
Altezze		
Totale da seduto	883.9 ± 5.1	mm
Ginocchio - terra	492.8 ± 7.6	mm



Figura A.0.2 - Hybrid III 50°percentile uomo

Bambini Hybrid III: i manichini che riproducono bambini sono molto importanti per determinare misure protettive nei loro confronti all'interno dei veicoli. Un bimbo, infatti, sottoposto alla decelerazione presente subito dopo un impatto, esercita una forza che può arrivare a dieci o venti volte il suo reale peso.

Nei casi in cui un bambino si trovi all'interno di vecchie auto, sia seduto nella parte posteriore di un pick-up, sia in piedi in box per neonati o in braccio a qualcuno, non è possibile prevenire se e come prenderà colpi o se, in caso di elevata velocità, sarà sbalzato fuori dall'abitacolo. Questo anche nel caso in cui si trovi seduti su un sedile, perché rischierebbe, ad esempio, di sfondare il parabrezza.

Esistono, per questi motivi, dei seggiolini appositi che limitano i movimenti del bambino e che sono stati testati grazie a questo tipo di manichini. Grazie a tali test, è stato anche possibile sviluppare piani di sicurezza migliori, aggiungendo, ad esempio piccoli airbag.

Gli Hybrid III di questa tipologia sono classificati in base all'età:

Hybrid III 3 anni: è stato sviluppato dalla First Technology Safety Systems in cooperazione con la SAE Biomechanics Committees e la NHTSA. E' stato originariamente progettato nel 1992 e modificato nel 1997 per adattarsi alla presenza di airbag (Figura A.0.3).



Figura A.0.3 - Hybrid III 3 anni

Hybrid III 6 anni: è stato creato dalla First Technology Safety Systems in cooperazione con la SAE Biomechanics Committees e la NHTSA. Progettato nel 1993, è stato migliorato nel 1997 come il 3 anni (Figura A.0.4).



Figura A.0.4 - Hybrid III 6 anni

Hybrid III 10 anni: nel maggio 2000, la NHTSA ha stabilito, ad esempio, che l'airbag del passeggero deve essere disattivato qualora sul sedile anteriore sia seduto un bambino di età inferiore ai sei anni, mentre deve rimanere attivo se è seduta una donna minuta o comunque in altre occasioni. Ciò lascia le situazioni comprese tra i sei anni e la donna minuta esposte all'azione dell'airbag. L'Hybrid III 10 anni è stato progettato proprio per rappresentare questi casi (Figura A.0.5).



Figura A.0.5 - Hybrid III 10 anni

Nel Giugno 2000, la SAE Hybrid Dummy Family Task Group ha fornito le specifiche per i manichini e da allora supervisiona lo sviluppo di quello di dieci anni.

Nel Novembre 2000, il Transportation Recall Enhancement Accountability and Documentation (TREAD) Act fu trasformato in legge negli Stati Uniti, diventando il Secretary of Transport e iniziando il regolamento per migliorare la sicurezza dei seggiolini per bambini, su cui sono richiesti altri test.

Si riportano le schede tecniche dei manichini descritti ([14]):



FAA Hybrid III 50th Percentile Male

FAA-HIII-50M (Model FAA-H3-M001)



The FAA Hybrid III 50th Percentile Male ATD is a dummy produced under a cooperative between the Federal Aviation Administration (FAA), Civil AeroMedical Institute (CAMI), Denton ATD, Inc., and Robert A. Denton, Inc., for the sole purpose of Federal Aviation seat certifications.

The FAA dummy utilizes standard components from both the Hybrid II and Hybrid III ATD's. The primary design goal was to create a Hybrid III dummy that would produce lumbar spine responses equivalent to those of the Hybrid II and may be used as an optional dummy in aviation seat certification. FAA regulations utilize pass/fail criteria on lumbar and pelvic loading during vertical test conditions. The straight lumbar spine of the Hybrid II is important to aircraft seat certification based on the desired compressive axial force and the kinematics of the erect-spine seated posture and resultant head trajectory.

The head, neck, thorax and lower limbs of the FAA ATD are standard Hybrid III 50th Percentile Male.

For a complete design review and validation testing, see SAE paper 1999-01-1609 "A Lumbar Spine Modification to the Hybrid III ATD for Aircraft Seat Tests."

The FAA Hybrid III Modifications consist of:

- A unique new upper lumbar-thorax adapter.
- Modified Hybrid II chest flesh jacket.
- Standard Hybrid II lumbar column.
- Standard Hybrid II abdominal insert.
- Hybrid II upper leg elements
- Denton Model 1891 Hybrid II lumbar structural replacement load cell and pelvic adapter block.

WEIGHTS:	Pounds (lbs.)	Kilograms
Head	10.0	4.54
Neck	3.4	1.54
Upper Torso	37.9	17.2
Lower Torso	37.9	17.2
Arm	9.4	4.3
Upper Leg	17.0	7.7
Lower Leg	12.0	5.4
Total Weight	166.0	75.3

DIMENSIONS:	Inches	Centimeters
Head Circumference	22.5	57.2
Head Width	6.1	15.5
Head Length	7.7	19.6
Shoulder Pivot Height	22.1	56.1
Buttock to Knee Pivot	20.4	51.8
Knee Pivot Height	19.6	49.8
Sitting Height	35.7	90.7

Denton ATD, Inc. 10317 U.S. Highway 250 North, Milan, Ohio 44846-9570
Tel (419) 625-5200 * Fax (419) 625-5335 * email: info@dentonstd.com * www.dentonstd.com



Hybrid III 3-Year Old Child

H-III3C (Model 210-0000)



The Hybrid III 3-Year Old Child was originally designed in 1992 as a collaboration between the SAE Biomechanics Committee and the National Highway Transport Safety Administration (NHTSA). This ATD was designed to allow frontal loading in both sitting and standing postures and was upgraded in 1997 for the evaluation of "Out of Position" (OOP) airbag aggressiveness testing. Size and weight specifications for the Hybrid III 3-Year Old are based on child anthropometric studies.

The head is constructed of a fiberglass skull with a molded vinyl head and cap skin and a segmented neck made of molded rubber for human-like flexion and extension. The torso is composed of a steel thoracic spine weldment with three damped, spring steel rib assemblies and a chest potentiometer. The Torso flesh is molded urethane with nylon netting reinforcement. The pelvis assembly consists of an aluminum weldment with a flexible molded rubber spine and a mounting configuration for a six-channel load cell between the lumbar spine and pelvis. The limbs are steel and aluminum bones molded into urethane.

The Hybrid III 3-Year Old Child ATD is specified under Title 49 CFR Part 572, Subpart P

The calibration tests performed prior to shipment include:

- Head Drop
- Neck Flexion and Extension
- Thorax Impact
- Torso Flexion

Standard equipment included in the base price of this device:

- Chest Deflection Potentiometer
- Accelerometer mounts for head, chest, sternum, thoracic spine and pelvis*
- Structural replacements for all load cells.

*User must specify the accelerometer manufacturer and type at the time of order placement

WEIGHTS:			DIMENSIONS:		
	Pounds (lbs.)	Kilograms		Inches	Centimeters
Head	6.00	2.72	Head Circumference	20.00	50.80
Neck	1.74	.79	Head Breadth	5.35	13.59
Upper Torso w/ Jacket	15.43	7.00	Head Depth	6.89	17.50
Upper Arm	.97	.44	Shoulder to Elbow	7.60	19.30
Lower Arm w/ Hand	1.01	.46	Buttock to Knee Length	11.51	29.24
Upper Leg	2.23	1.01	Knee Pivot Height	9.81	24.92
Lower Leg	1.34	.61	Sitting Height	21.50	54.61
Foot	.68	.31	Standing Height	37.20	94.49
Total Weight	35.65	16.17			

Denton ATD, Inc. 10317 U.S. Highway 250 North, Milan, Ohio 44846-9570
 Tel (419) 625-5200 * Fax (419) 625-5333 * email: info@dentonatd.com * www.dentonatd.com



Hybrid III 6-Year-Old Child

HIII-6C (Model 127-0000)



The Hybrid III 6-Year-Old Child was originally begun in 1986 as a collaboration between the Centers for Disease Control and Prevention (CDC) and Ohio State University. The Society of Automotive Engineers (SAE) and the National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) also contributed to the design and testing requirements. The goal was to define the size, weight and impact response characteristics for a 6-Year-Old child dummy and incorporate them with the same biofidelity and measurement capacities as the Hybrid III 50th Percentile Adult Male ATD.

Size and weight specifications for the Hybrid III 6-Year-Old Child are based on anthropometry studies of the characteristic dimensions of 6-Year-Old boys and girls. The biotonic impact response corridors for the head, neck, thorax and knees correspond to the Hybrid III 50th Percentile Adult Male response scaled for size and weight.

The Hybrid III 6-Year-Old Child was upgraded in 1997 for the evaluation of "Out of Position" (OOP) airbag aggressiveness testing.

The Hybrid III 6-Year-Old Child ATD is specified under Title 49 CFR, Part 572, Subpart N.

The calibration tests performed prior to shipment include:

- Head Drop
- Neck Flexion and Extension
- Thorax Impact
- Knee Impact
- Torso Flexion

Standard equipment included in the base price of this device:

- Chest Deflection Transducer
- Accelerometer mounts for head, chest, sternum, thoracic spine and pelvis*
- Structural replacements for all load cells

*User must specify the accelerometer manufacturer and type at the time of order placement

WEIGHTS:			DIMENSIONS:		
	Pounds (lbs.)	Kilograms	Inches	Centimeters	
Head	7.66	3.47	Head Circumference	20.50	52.07
Neck	1.70	0.74	Head Breadth	5.60	14.22
Upper Torso	12.25	5.57	Head Depth	6.80	17.27
Lower Torso	13.75	6.24	Knee Pivot Height	12.40	31.50
Upper Arm	1.05	0.48	Buttock to Knee Pivot	13.90	35.31
Lower Arm w/hand	1.37	0.62	Hip Pivot Height	2.70	6.86
Upper Leg	3.20	1.45	Hip Pivot From Backline	3.70	9.40
Lower Leg and Foot	2.75	1.25	Sitting Height	25.00	63.50
Total Weight	61.60	23.41			

Denton ATD, Inc. 10317 U.S. Highway 250 North, Milan, Ohio 44816-0970
Tel (419) 625-5200 * Fax (419) 625-3335 * email: info@dentonard.com * www.dentonard.com



Hybrid III 10-Year-Old Child

HIII-10C (Model 420-0000)



The Hybrid III 10-Year-Old (HIII-10C) was developed through the Society of Automotive Engineers Hybrid III Dummy Family Task Group in response to the NHTSA final rule to upgrade FMVSS 208 and the TREAD Act of November 2000. The HIII-10C is designed to evaluate the potential for injury from deploying air bag systems and booster seat designs. Denton ATD, Inc. has an active role in the HIII-10C design and development. Based on UMTRI child anthropometric data, the 10-Year-Old was chosen because it is the transitional size at which belt fit and seat design may be adequate and a booster/safety seat may no longer be necessary.

Segment masses and calibration data are scaled values from the Hybrid III 50th Percentile Male (HIII-50M) dummy. The HIII-10C incorporates more pelvic slouch than any of the other dummies in the Hybrid III family. The lower torso is a Hybrid III based design with the added feature of an adjustable lumbar. Slouch is a critical design feature because children not in booster seats tend to slouch to keep the backs of their knees from interfering with the front of the seat. In doing so, the pelvis angle is approximately 108° with respect to the thighs. Slots in the pelvic flesh allow placement of the legs at 90° to 118° relative to the pelvic bone. The head is a standard HIII-5F head assembly. The upper and lower torso, arms and legs were scaled from the HIII-5F. The neck is also a scaled HIII-5F design with a unique lower neck bracket load cell adjustable to 0°, 8°, 16°, and 23°. The shoulder clavicle and clavicle link is a one-piece load cell design. The upper torso features a sternum slider for a rotary potentiometer with accelerometer mounting positions on the sternum as well as the spine box. The IR-TRACC technology is available as optional equipment to measure sternum deflection.

Tilt Sensors :	QTY:
Head	2
Sternum	2
Pelvis	1

Accelerometers :	
	Ax, Ay, Az
Head	Ax, Ay, Az
Sternum-Upper	Ax
Sternum-Lower	Ax
Spine Box-Lower	Ax
Spine Box-Upper	Ax
T4	Ax, Ay, Az
Pelvis	Ax, Ay, Az

Denton Load Cells Available:	Model	QTY.
6-Channel Upper Neck	1716A	1
6-Channel Lower Neck with Adjustable Neck Bracket	5124J	1
2-Channel Shoulder, Pair	5123J	1
6-Channel Lumbar Spine	6251	1
2-Channel ASIS, Pair	3060	1
1-Channel Femur OR	2090	2
6-Channel Femur	2432	2
1-Channel Mid-Shaft Tibia OR	2090	2
6-Channel Mid-Shaft Tibia	2432	2

WEIGHTS:	Pounds (lbs)	Kilograms
Head	8.23	3.73
Neck	1.77	0.80
Upper Torso	17.94	8.14
Lower Torso	19.21	8.71
Upper Arm (right or left)	1.78	0.81
Lower Arm (right or left)	1.35	0.61
Hand (right or left)	0.38	0.17
Upper Leg (right or left)	5.90	2.68
Lower Leg (right or left)	4.92	2.23
Feet (right or left)	0.90	0.41
Total Dummy	77.61	35.20

DIMENSIONS:	Inches	Centimeters
Head Circumference	21.20	53.85
Head Breadth	5.60	14.22
Head Depth	7.20	18.29
Backline to Knee Pivot	16.70	42.42
Knee Pivot Height	15.0	38.10
Hip Pivot From Backline	5.44	13.82
Hip Pivot Height	3.31	8.41
Sitting Height	28.20	71.63

Denton ATD, Inc. 10317 U.S. Highway 250 North, Milan, Ohio 44846-9570
 Tel (419) 625-5200 * Fax (419) 625-5335 * email: info@dentonatd.com * www.dentonatd.com

Bibliografia

- [1] ITOP - Officine Ortopediche, *Manuale dispositivi ortopedici e classificazione ISO*.
- [2] Pitkin Mark R., *Biomechanics of Lower Limb Prosthetics*, 2006, Springer, pp. 7-18.
- [3] Strike S., Hillery M., *The design and testing of a composite lower limb prosthesis*, 2000.
- [4] Saeed Zahedi, *Lower Limb Prosthetic Research In The 21st Century*, 2001.
- [5] Roadrunnerfoot engineering s.r.l.: <http://www.roadrunnerfoot.com>, ultima consultazione: giugno 2010.
- [6] Cristian Adrian, *Lower limb amputation: a guide to living a quality life*, 2005, MD, pp. 93-101.
- [7] Sacripanti A., "Biomeccanica superiore per giochi paraolimpici", Università degli Studi di Roma Tor Vergata, 2008.
- [8] Prosthetic Concepts Ltd: <http://www.prostheticconcepts.ca>, ultima consultazione: giugno 2010.
- [9] Sacchetti R., Davalli A., "Le protesi di Arto", Centro Protesi INAIL, Vigorso di Budrio (BO).
- [10] Edelstein Joan E., "Prosthetic Feet State of the Art", *Physical Therapy*, Volume 68, numero 12, Dicembre 1988.
- [11] Allison A., "Impact of the running specific prosthesis on the exercise intensity, and running economy of amputees during level treadmill running", George Institute of Technology, 2007.

- [12] Harris Gerald F., Smith Peter A., Marks Richard M., *Foot and ankle motion analysis: clinical treatment and technology*, 2007, CRC Press, pp. 22-27.
- [13] EN ISO 10328:2006, *Prosthetics-Structural testing of lower-limb prostheses-Requirements and test methods*.
- [14] Manichini antropomorfi: <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontal-impact>, ultima consultazione: giugno 2010.
- [15] LG Junior Shoes prime scarpe: <http://www.lgjunior.com/taglie.php>, ultima consultazione: febbraio 2010.
- [16] L'elefantino, scarpe per bambini: <http://www.elefantino.it/pediatra>, ultima consultazione: febbraio 2010.
- [17] Centre for Disease Control: <http://www.cdc.gov/>, ultima consultazione: maggio 2010.
- [18] Hefti F. & Brunner R., Freuler F., Hasler C., Jundt G., Kasser J. R., MacEwen G. D., *Pediatric Orthopedics in Practice*, 2007, Springer, pp. 45-47.
- [19] Catalogo Otto Bock, *Quality for Life, Prosthetics Lower Extremities*, 2008.
- [20] Catalogo MTS, *Services & Accessories*, 2010.
- [21] Laser Mel: <http://www.melsensor.de/optische-abstandssensoren/m5-led-unsichtbar.html>, ultima consultazione: novembre 2010
- [22] Multimetro Fluke: <http://www.fluke.com/>, ultima consultazione: novembre 2010.
- [23] W. F. Smith, *Scienza e Tecnologia dei materiali*, 2004, McGraw-Hill, seconda edizione.
- [24] Sala G., *Materiale del Corso: Tecnologie e Materiali Aerospaziali, Dispensa*, capitolo 3, A.A. 2009/2010.

-
- [25] Durometro, Physical Test Solutions:
<http://www.physicaltestsolutions.com/>, ultima consultazione:
novembre 2010.
- [26] ASTM D2240 – 05 (Reapproved 2010), *Standard Test Method for Rubber Property – Durometer Hardness*, 2010
- [27] Colla bicomponente X60: <http://www.hbm.com/>, ultima consultazione: novembre 2010.
- [28] A. De Giorgi, *Studio Sperimentale e Numerico di Protesi Transtibiale per Cammino e Nuoto*, tesi di laurea in Ingegneria Meccanica, Politecnico di Milano, A.A. 2009 – 2010.
- [29] Zienkiewicz O.C. *The Finite Element Method (5th ed.)*. Butterworth-Heinemann, 2000
- [30] Robert D. Cook. *Finite Element Modeling for Stress Analysis*. John Wiley and Sons Inc., 1995.
- [31] Dassault Systemes Simulia Corp. *Abaqus 6.9 Theory Manual*, 2009
- [32] Dassault Systemes Simulia Corp. *Abaqus 6.9 User Manual*, 2009
- [33] MatWeb Material Property Data. *Overview of materials for Thermoset Polyurethane Foam, Unreinforced*. <http://www.matweb.com/>, ultima consultazione: novembre 2010.
- [34] M. Anghileri, *Materiale del corso: Sicurezza Passiva delle Strutture*, A.A. 2008/2009, <http://www.aero.polimi.it/IT/>, ultima consultazione: giugno 2010.