

Ottimizzazione di una protesi per la gamba tipo “Monolimb”

Studenti

Samanta Petrelli
Alice Rosa

Relatore

Luca Diviani

Correlatore

Committente

SwissLimbs

Corso di laurea

Ingegneria Meccanica

Modulo

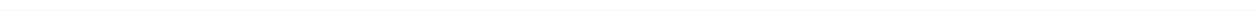
M00010.1

Anno

2017/2018

Scuola universitaria professionale
della Svizzera italiana

SUPSI



Indice

1	ABSTRACT	5
2	INTRODUZIONE.....	6
3	STUDIO DELLA PROTESI.....	7
3.1	Prova sperimentale a compressione	7
3.1.1	Preparazione della protesi.....	7
3.1.2	Esecuzione della prova	8
3.1.3	Risultati ottenuti	8
3.2	Modello FEM	10
3.2.1	Descrizione del modello FEM.....	10
3.3	Confronto	14
3.3.1	Confronto tra simulazione FEM lineare e prova sperimentale (F=5000N).....	14
3.3.2	Confronto tra simulazione FEM non lineare e prova sperimentale (F=5000N).....	17
3.3.3	Confronto tra protesi con nervatura e senza nervatura (simulazione FEM lineare con F=5000N)	20
3.4	Analisi di una protesi con nervatura (F=2000N)	21
3.4.1	Calcolo della forza di utilizzo da applicare	21
3.4.2	Analisi di una simulazione FEM lineare.....	22
3.4.3	Analisi di una simulazione FEM non lineare.....	33
4	BANCO DI PROVA PER TEST A FATICA	34
4.1	Specifiche di progetto.....	37
4.2	Approccio alla soluzione	37
4.2.1	Caisse Morphologique	37
4.2.2	Valutazione e scelta delle varianti	38
4.2.3	Caratteristiche del banco di prova.....	39
4.2.4	Preparazione del banco di prova per il test	40
4.3	Progettazione.....	42
4.3.1	Dimensionamento pistoni	42
4.3.2	Analisi di buckling	43
4.3.3	Verifica a flessione dei piedini	44
5	CONCLUSIONI.....	45
6	BIBLIOGRAFIA	46
7	ALLEGATI	47

Indice delle figure

Figura 1: Protesi "monolimb"	6
Figura 2: Protesi "monolimb" utilizzata nella corsa	6
Figura 3: Protesi riempita con sabbia	7
Figura 4: Inserimento cuneo e bloccaggio della protesi	8
Figura 5: Protesi deformata plasticamente	8
Figura 6: Definizione dei componenti	10
Figura 7: Mesh	11
Figura 8: Infittimento inserto in nylon	11
Figura 9: Vite modellata	11
Figura 10: Bloccaggio piede	12
Figura 11: Forza applicata	13
Figura 12: Monolimb reale e modellata	14
Figura 13: Preparazione protesi	14
Figura 14: Protesi deformata plasticamente	15
Figura 15: Spostamento, Von Mises	16
Figura 16: Von Mises	16
Figura 17: Infittimento tibia	17
Figura 18: Von Mises	18
Figura 19: Von Mises	19
Figura 20: Punti di appoggio del piede	34
Figura 21: Angoli	35
Figura 22: Pistoni	39
Figura 23: Gamba posizionata	40
Figura 24: Ghiera	40
Figura 25: Banco di prova	41
Figura 26: Schema pistone	42
Figura 27: Piedino e semplificazione piedino	44

1 Abstract

L'obiettivo di questo progetto consiste nello studio approfondito di una protesi transtibiale tipo "monolimb" per gamba, in modo da comprenderne i limiti e i margini di miglioramento tecnico e economici.

Nel dettaglio, è necessario comprendere il funzionamento e le caratteristiche inerenti la protesi e verificarne sperimentalmente il comportamento sotto carico. Inoltre, mediante simulazione a elementi finiti (FEM), analizzarne il comportamento in fase di utilizzo, con una conseguente proposta di soluzioni capaci di ottimizzarne il comportamento. Infine, in accordo con le normative, progettare un sistema "low cost" per la verifica della protesi a fatica.

L'amputazione transtibiale comporta la perdita del piede e di una parte della tibia, mantenendo però intatta la funzionalità del ginocchio. La protesi in oggetto è appunto di tipo transtibiale, ma a differenza delle altre protesi in commercio questa è una "monolimb", in quanto il piede e la parte superiore della protesi (socket e tibia) sono collegati non attraverso l'articolazione della caviglia, bensì con una vite e inoltre il socket (elemento rigido che contiene il moncone) e la tibia sono un corpo unico in polipropilene.

Il progetto di semestre è stato suddiviso in tre fasi, ossia la prova sperimentale a compressione, l'analisi della protesi con una simulazione a elementi finiti e la progettazione di un banco di prova atto a eseguire i test a fatica sulla protesi.

La protesi testata a compressione presenta una deformazione plastica nella zona della tibia a seguito di una forza applicata particolarmente elevata, per rapporto al suo utilizzo. Attraverso la simulazione a elementi finiti (FEM) si è potuto fare un confronto con la prova sperimentale che ha confermato i risultati ottenuti. In seguito è stata eseguita un'analisi FEM con una forza di utilizzo di 2000 N da cui si è evinto che la protesi, a seguito dell'applicazione di questa forza, non subisce danni evidenti, però arriva a raggiungere il suo limite elastico, quindi sarebbe opportuno rinforzarla in quella zona.

Tutti i banchi di prova progettati per testare dinamicamente elementi protesici fanno riferimento a una serie di norme che forniscono le disposizioni in merito a come effettuare i test, sia sulle protesi complete, sia sui singoli componenti. In particolare, il nostro progetto fa riferimento alla norma "Prosthetics-Structural testing of lower limb prostheses-Requirements and test methods (ISO 10328)" perché si occupa ampiamente delle protesi lower-limb, cioè quelle destinate alla parte inferiore della gamba. Nel caso particolare della protesi in esame si è utilizzata esclusivamente la parte della norma prescritta per le prove su protesi transtibiali. Queste però non corrispondono al nostro modello di protesi che è una "monolimb", per questo motivo si è scelto di considerare oggetto dei test solo il piede e seguire dunque la relativa parte della norma.

2 Introduzione



Il progetto è stato richiesto da "SwissLimbs", un'associazione senza scopo di lucro con sede in Svizzera. Essa realizza iniziative di interesse pubblico in Svizzera e soprattutto all'estero, in particolare nel campo della riabilitazione, dei servizi ortopedici e degli arti artificiali per amputati.

SwissLimbs opera seguendo alti standard etici, integrità e passione per la vita. Fornisce soluzioni orto-protetiche a professionisti e organizzazioni umanitarie con l'obiettivo di migliorare la qualità della vita delle persone disabili nei paesi in via di sviluppo e in aree di conflitto, come il Medio Oriente e l'Africa. Essa viene finanziata da fondazioni, associazioni e privati.

Le attività principali di SwissLimbs riguardano la realizzazione di protesi sotto il ginocchio (SwissLeg), modulari sotto il ginocchio, sopra il ginocchio, della mano (Myoelectric Hand), la fornitura di materiali e macchinari ortoprotesici, la pianificazione e realizzazione di laboratori di ortopedia e la ricerca e lo sviluppo di tecnologie a basso costo.



Figura 1: Protesi "monolimb"



Figura 2: Protesi "monolimb" utilizzata nella corsa

Ogni anno nel mondo vengono effettuati moltissimi interventi chirurgici di amputazione degli arti inferiori. Per garantire al paziente condizioni di vita il più possibile simili a quelle di persone normodotate sono state sviluppate negli anni protesi transtibiali sempre più tecnologiche, ma anche sempre più costose. Se da una parte il progresso tecnico ha garantito la possibilità di avere ausili sempre più performanti, il costo si è rivelato un limite per le persone che vivono nei paesi del Terzo Mondo.

Per far fronte a questo problema SwissLimbs ha progettato una protesi monolimb. Quest'ultima è detta "monolimb" in quanto il piede e la parte superiore della protesi sono collegati non attraverso l'articolazione della caviglia, bensì con una vite.

Essa presenta un buon rapporto qualità-prezzo, infatti si combina alta mobilità, design innovativo, processi di produzione semplici e veloci e materiali facilmente reperibili, leggeri e duraturi.

La SwissLimbs è la prima a realizzare questo tipo di protesi. La cosa interessante della monolimb è che permette di svolgere qualsiasi attività sportiva, come per esempio il basket o la corsa.

In generale sono stati fatti diversi studi riguardanti la progettazione di banchi di prova per testare a fatica le protesi. Ognuno di essi però è adatto a protesi tecnologiche e anche il funzionamento è molto complesso e avanzato. Per questo motivo nessuno di essi è idoneo alla monolimb, in quanto il banco di prova deve essere il più semplice e il più economico possibile.

3 Studio della protesi

In questo capitolo si andranno a descrivere la prova sperimentale a compressione e l'analisi FEM fatte sulla protesi. In seguito verranno fatti due confronti, uno tra la prova sperimentale e l'analisi FEM per capire se i risultati del modello creato risultano essere attendibili e uno tra la protesi con la nervatura esterna e senza la nervatura esterna modellate in FEM, in modo da scegliere la geometria migliore tra le due. Infine sarà analizzata la protesi con la geometria scelta applicandole una forza di utilizzo, affinché si possa comprendere come si comporta la protesi in una situazione reale.

3.1 Prova sperimentale a compressione

La prima fase di studio della protesi si compone di una prova statica a compressione eseguita sulla macchina per le prove a compressione e a trazione "Zwick", presente nel laboratorio del DTI. Lo scopo di questa esperienza è quello di ottenere la forza massima sopportabile dalla protesi prima della rottura, oppure, se la protesi non dovesse rompersi, capire con quale forza questa va in plasticità e con quale forza viene raggiunto il limite di snervamento.

3.1.1 Preparazione della protesi

Prima di eseguire la prova, la protesi, essendo vuota all'interno, è stata riempita di sabbia completamente, in modo tale da simulare il moncone di una persona e anche per creare un piano di appoggio per la macchina su cui andare a imprimere la forza perpendicolarmente. Di seguito è mostrata la protesi con la sabbia.



Figura 3: Protesi riempita con sabbia

È stato poi realizzato un cuneo inclinato di 30° su cui appoggiare il piede, in modo da avere la protesi inclinata di 30° rispetto al carico per eseguire la prova, come descritto in letteratura.

Infine, la protesi è stata bloccata orizzontalmente sulla macchina nella zona dell'avampiede.

Le immagini successive mostrano la protesi sulla Zwick: nella prima la protesi è appoggiata al cuneo e nella seconda si può vedere anche il bloccaggio orizzontale.



Figura 4: Inserimento cuneo e bloccaggio della protesi

3.1.2 Esecuzione della prova

Una volta preparata la protesi, è stato necessario impostare nel software della macchina i parametri di esecuzione della prova, in particolare la velocità di 2.81 mm/s.

Le prove eseguite sono state due: durante la prima prova si è portata la protesi fino al suo limite elastico in modo tale da avere un ordine di grandezza della forza supportabile dalla protesi, mentre con la seconda prova si è portata la protesi fino alla plasticità, in modo tale da conoscere la forza limite.

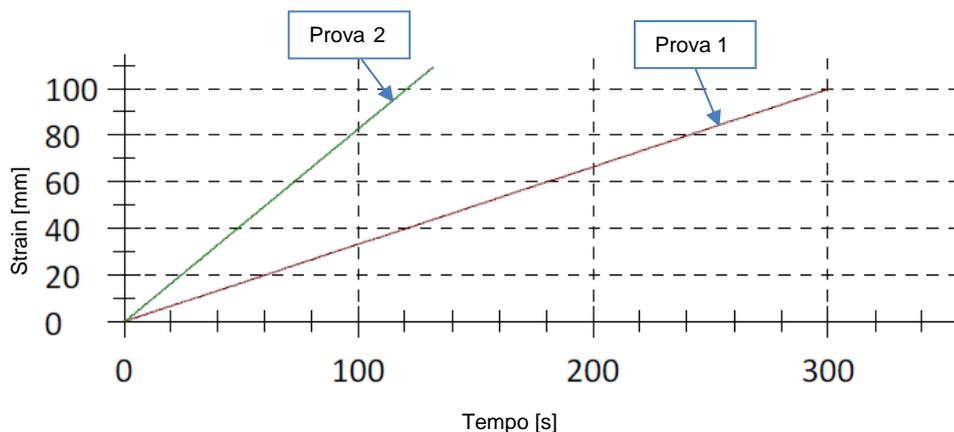
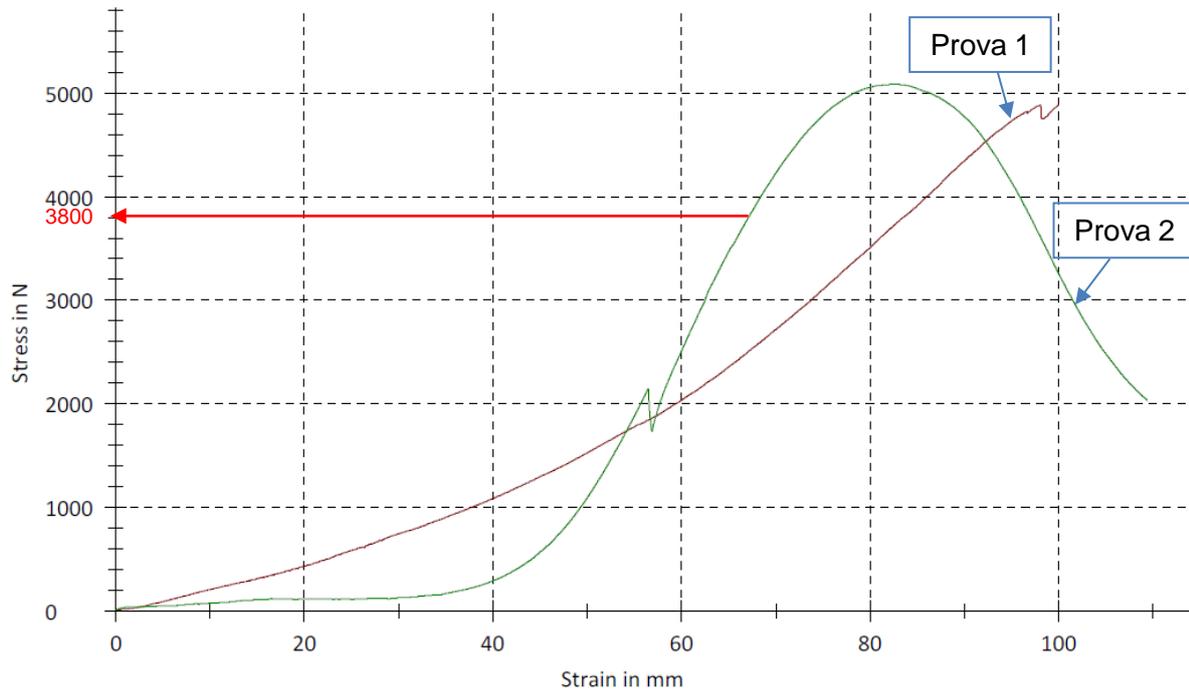
3.1.3 Risultati ottenuti



Figura 5: Protesi deformata plasticamente

Le precedenti foto mostrano la protesi alla fine della prova di compressione. Si può notare come la gamba si sia deformata plasticamente nelle tre direzioni (x, y, z) nella zona della tibia, ma non si sia rotta.

Di seguito sono riportati i grafici che rappresentano le due prove effettuate. Nel primo si mostra la forza in funzione delle deformazioni, mentre nel secondo è rappresentata la deformazione in funzione del tempo.



Le deformazioni presenti su entrambi i grafici non sono attendibili perché il software della Zwick tiene in considerazione non solo le deformazioni dell'oggetto che viene compresso (in questo caso la protesi), bensì calcola anche le deformazioni che subisce la macchina. Quindi come risultato si ottengono le deformazioni totali ($\epsilon_{\text{protesi}} + \epsilon_{\text{macchina}}$).

Dal primo grafico, sulla curva della prova 2, si nota che la forza massima impressa alla protesi è di circa 5000 N (circa 500 kg); il risultato ottenuto è da considerarsi molto buono, perché significa che la protesi resiste fino a una forza di poco inferiore ai 5000 N prima di andare completamente in plasticità. Il limite elastico, come mostrato nel grafico, viene raggiunto con una forza di circa 3800 N dove la pendenza della curva della prova 2 inizia a cambiare.

Sempre nel primo grafico si nota un picco di salita e discesa durante la prova 2. Questo potrebbe essere dovuto all'assestamento della sabbia presente nella protesi, quindi è da considerarsi trascurabile.

La prova 1 è stata fatta più lentamente della prova 2, come mostrato nel secondo grafico. Da entrambi i grafici si può notare quindi che la rigidità della protesi cambia in funzione della velocità di applicazione del carico.

3.2 Modello FEM

3.2.1 Descrizione del modello FEM

Geometria

Definizione dei componenti

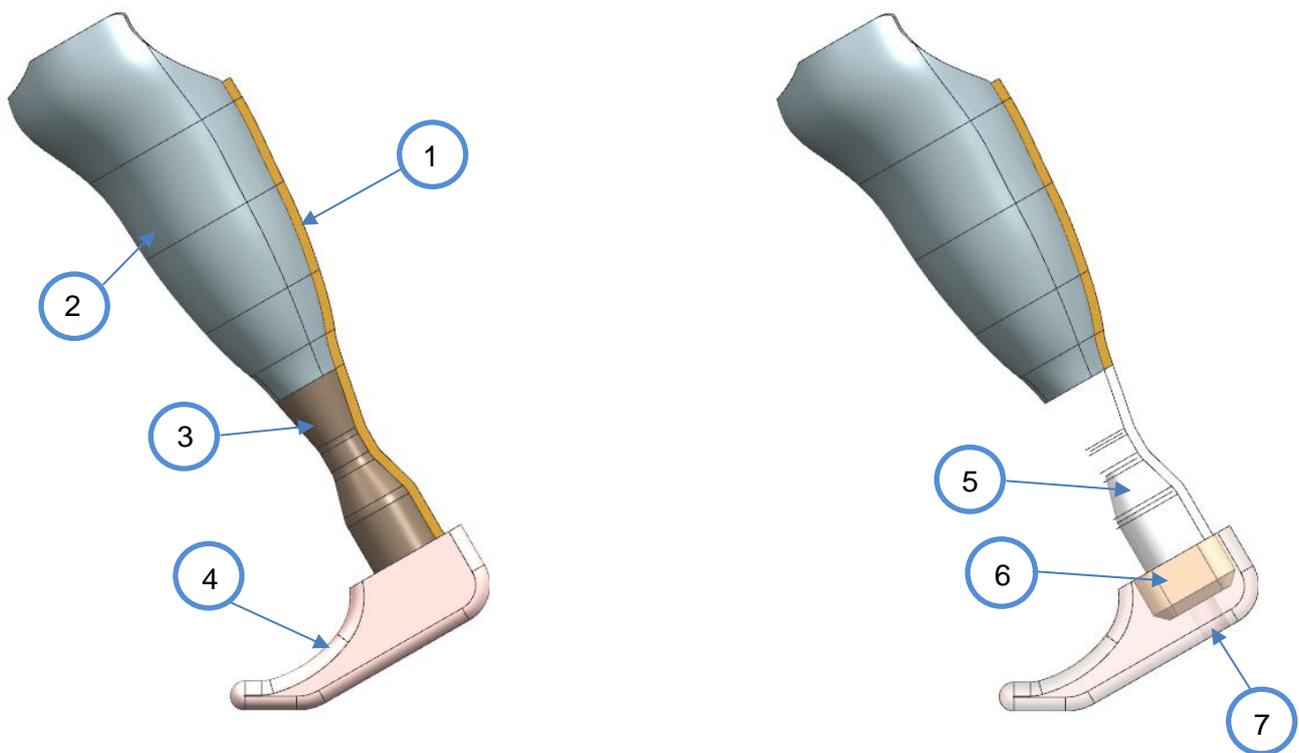


Figura 6: Definizione dei componenti

Numero	Nome del componente
1	Nervatura
2	Socket
3	Tibia
4	Piede
5	Inserto in nylon
6	Inserto in legno
7	Sede vite M10

Mesh

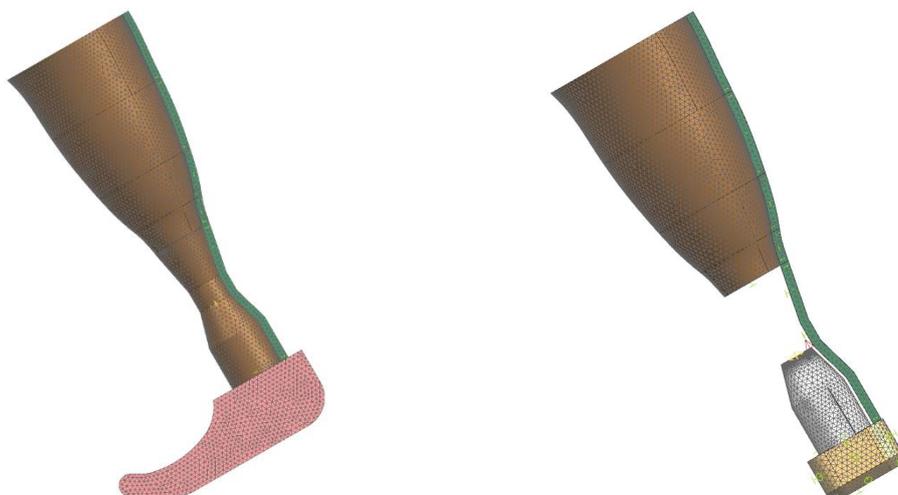


Figura 7: Mesh

Componente	Tipo di elemento	Size
Nervatura	3D CTETRA(10)	5
Socket	3D CTETRA(10)	5
Tibia	3D CTETRA(10)	5
Piede	3D CTETRA(10)	5
Inserto in nylon	3D CTETRA(10)	5
Inserto in legno	3D CTETRA(10)	5

È stato fatto inoltre un infittimento nella parte superiore dell'inserto in nylon per una migliore lettura dei risultati.

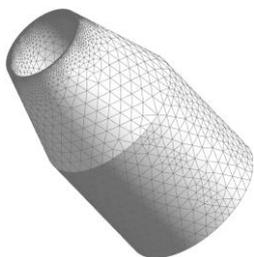


Figura 8: Infittimento inserto in nylon

La vite M10 è stata modellata con una 'Bolt with nut connection'.



Figura 9: Vite modellata

Mesh Mating

Componenti	Mesh Mating
Piede-Inserto in Legno	Glue Coincident
Piede-Inserto in Nylon	Free Coincident
Piede-Tibia	Free Coincident
Inserto in Legno-Inserto in Nylon	Free Coincident
Inserto in Legno-Tibia	Free Coincident
Inserto in Nylon-Tibia	Glue Coincident
Tibia-Socket	Glue Coincident
Tibia-Nervatura	Glue Coincident
Socket-Nervatura	Glue Coincident

Definizione dei materiali

Componente	Materiale	Modulo Elastico E [MPa]	Modulo di Poisson ν [-]	Sigma a snervamento σ_y [MPa]
Nervatura	PP	1100	0.3	23
Socket	PP	1100	0.3	23
Tibia	PP	1100	0.3	23
Piede	TPE	1000	0.45	80
Inserto in nylon	Nylon	4000	0.4	58
Inserto in legno	Legno	10800	0.37	80
Vite M10	Acciaio	206940	0.3	137

Constraint

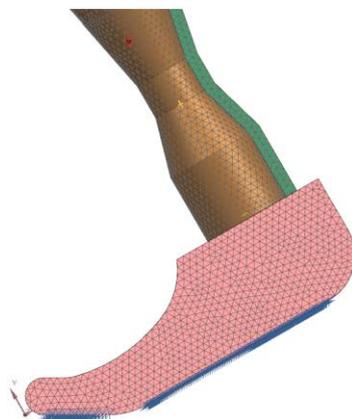


Figura 10: Bloccaggio piede

Regione del Piede	Constraint
Avampiede	Completamente Bloccato
Pianta del Piede	Normale Bloccata

Forza

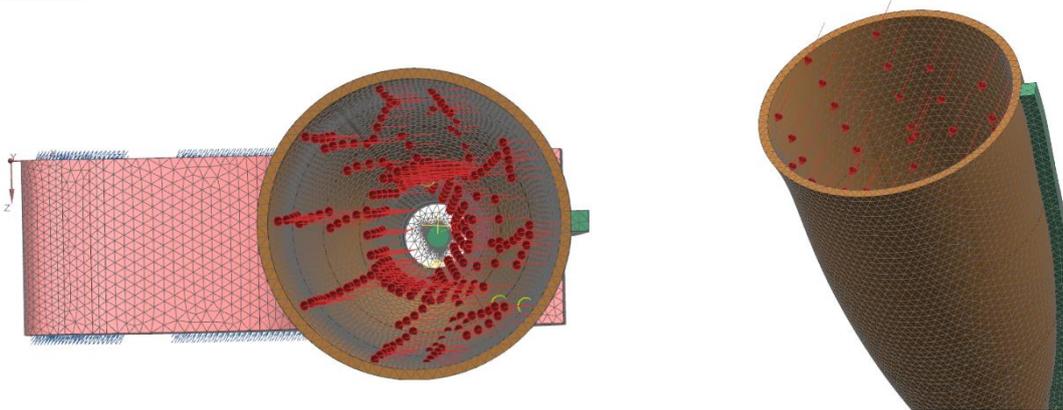


Figura 11: Forza applicata

La forza è stata applicata sulle facce interne del socket in direzione verticale (y) in modo tale che sia allineata con la punta del piede, come descritto in letteratura.

È stato anche imposto un precarico sulla vite:

$$\text{Precarico} = 0.8 \cdot F_{V \max}$$

con:

$$-F_{V \max} = 28500 \text{ N}^1$$

$$\text{Precarico} = 0.8 \cdot 28500 = 22800 \text{ N}$$

¹ tabella allegati 'Allegato del capitolo 2' pag.A6 corso elementi di macchine2

3.3 Confronto

Di seguito verrà fatto un confronto tra la prova sperimentale e la simulazione FEM lineare per capire se i risultati ottenuti con il modello FEM sono attendibili. In seguito il confronto sarà fatto anche tra la prova sperimentale e una simulazione FEM non lineare per capire con quale forza la protesi inizia a andare in plasticità. In questo modo a ogni step viene applicata una percentuale di forza fino al raggiungimento della forza impostata. Inoltre con una simulazione non lineare, le azioni interne sono calcolate sulla configurazione deformata della struttura e non sulla indeformata come nel caso lineare e quindi l'equilibrio viene soddisfatto nella configurazione di struttura indeformata. Successivamente saranno confrontate la protesi con nervatura e senza nervatura per vedere quale delle due è migliore e se differiscono molto l'una dall'altra per quanto riguarda la resistenza. Infine verrà analizzata una protesi con nervatura a cui è applicata una forza di utilizzo di 2000 N.

3.3.1 Confronto tra simulazione FEM lineare e prova sperimentale (F=5000N)

Per prima cosa è stata modellata la protesi in NX semplificandola rispetto all'originale nelle parti meno rilevanti, come ad esempio il piede.



Figura 12: Monolimb reale e modellata

Per fare la prova di compressione, la protesi è stata posta sulla Zwick bloccandola orizzontalmente sulla punta del piede, è stato utilizzato un cuneo inclinato di 30° per mantenerne l'inclinazione costante e è stato riempito il socket di sabbia per avere un punto di appoggio per la macchina su cui poter esercitare la forza.

In NX si è passati nella parte FEM dove la protesi, inclinata di 30°, è stata meshata in tutte le sue parti e successivamente, nel modello SIM, è stata bloccata nella parte inferiore del piede e è stata posta la forza massima rilevata con la prova di trazione di 5000 N sulle facce interne del socket per riprodurre il più fedelmente possibile il caso reale.

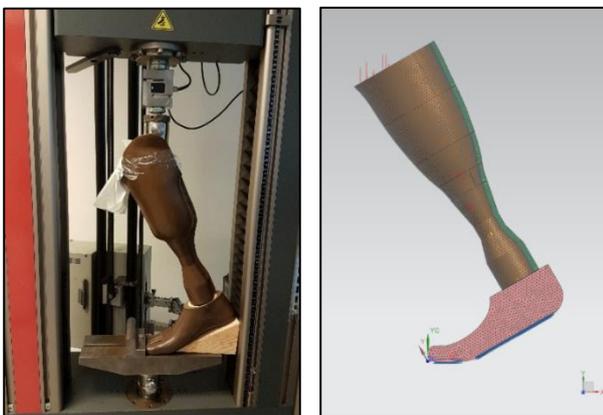


Figura 13: Preparazione protesi

È stata fatta poi la prova di compressione e anche la simulazione a elementi finiti FEM.

Di seguito si riportano le immagini che raffigurano la protesi dopo la prova di compressione e le immagini più significative del modello FEM della protesi dopo la simulazione.



Figura 14: Protesi deformata plasticamente

La protesi si è deformata plasticamente nella zona della tibia, in particolare dove è presente il cambio di sezione, in seguito a una forza applicata di 5000 N.

Le immagini seguenti mostrano i risultati della prova FEM. Ci si attende che il modello FEM rappresenti ciò che è accaduto con la prova sperimentale.

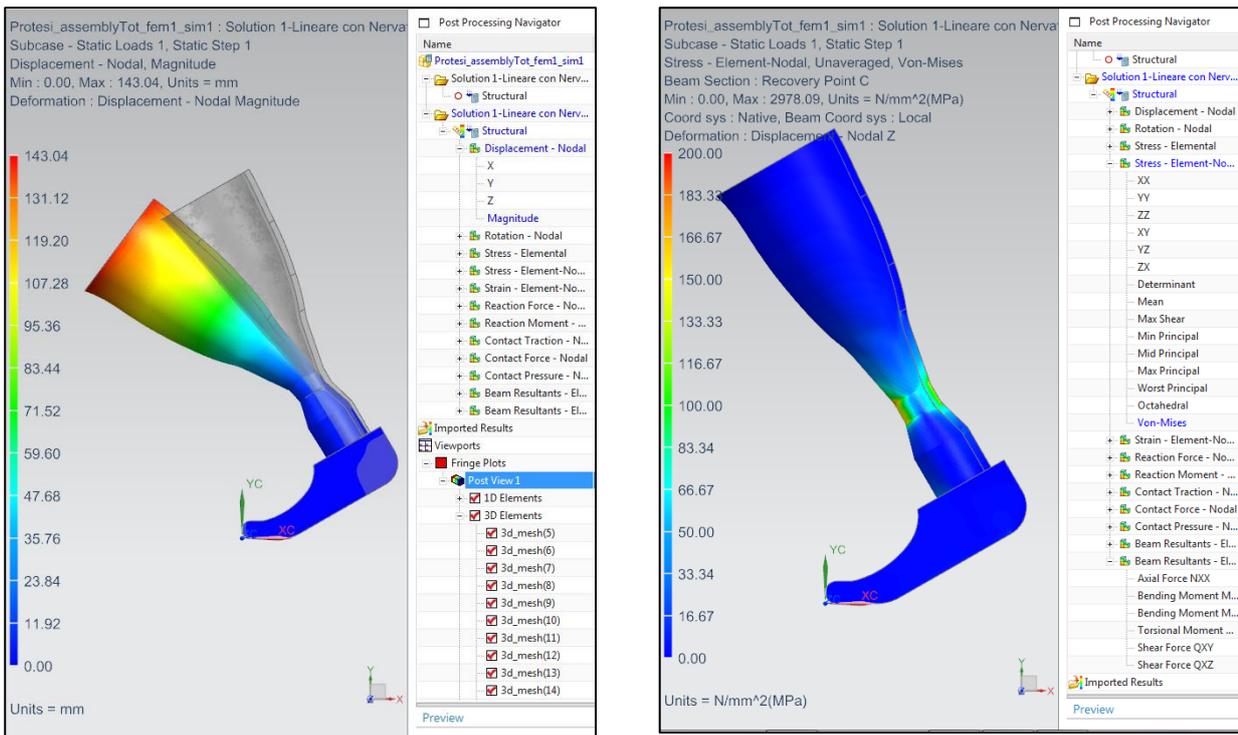


Figura 15: Spostamento, Von Mises

La prima immagine rappresenta lo spostamento generale della protesi che risulta essere molto elevato (circa 143 mm), mentre la seconda immagine rappresenta la tensione di Von Mises che è rilevante nella parte della tibia, come previsto dalla prova sperimentale. Di seguito viene quindi analizzato il socket per vedere se effettivamente andrà in plasticità come nella realtà.

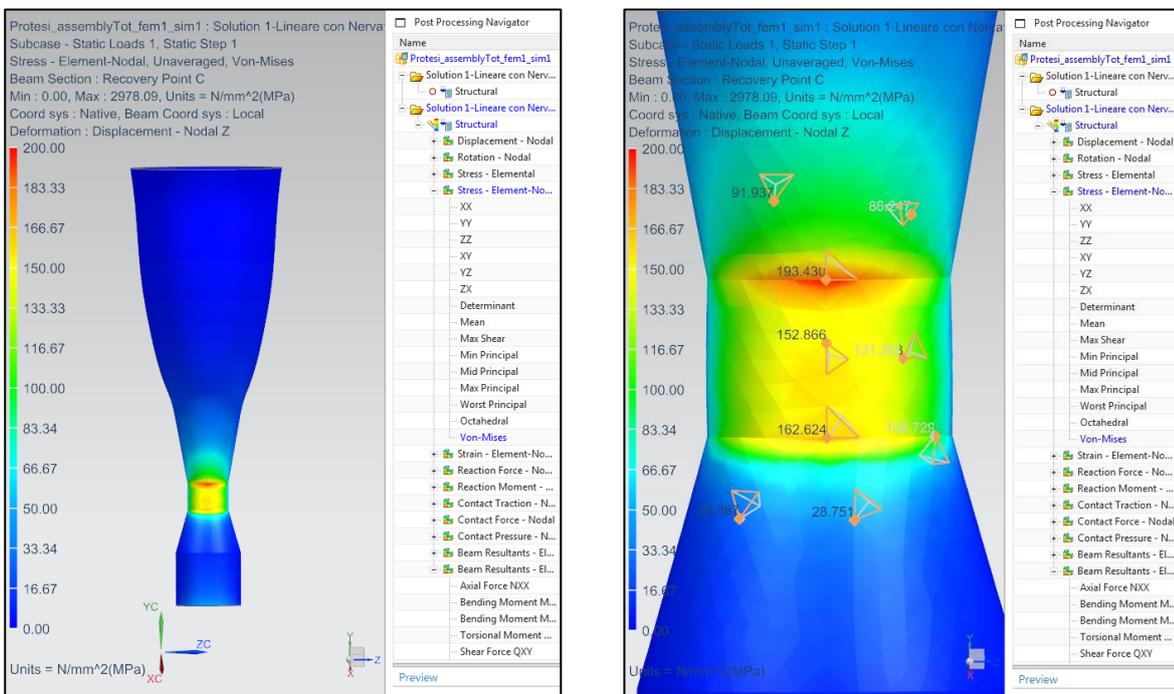


Figura 16: Von Mises

È evidente che la parte più sollecitata è quella dove c'è un cambio di sezione. La σ_{max} raggiunta in quella regione è pari a circa 200 MPa. Dal datasheet del materiale la σ_y (a snervamento) risulta essere di 23 MPa. Il Socket quindi, come previsto, si deformerà plasticamente in quella zona.

La simulazione FEM effettuata riporta gli stessi risultati ottenuti con la prova di compressione, ossia la protesi plasticizza nella zona della tibia dove la sezione è più stretta. Questo risultato è importante perché significa che il modello creato in FEM risulta essere attendibile e può essere utilizzato per fare diverse simulazioni in modo da testare la protesi in varie condizioni, ad esempio cambiando la forza di compressione, il materiale, la geometria, ecc.

3.3.2 Confronto tra simulazione FEM non lineare e prova sperimentale (F=5000N)

Dall'analisi lineare fatta precedentemente si nota che la parte della protesi da analizzare più accuratamente è la tibia, nella regione dove la sezione è più piccola. Per questo motivo si è infittita la mesh in quella zona e nella nervatura, mentre, per rendere il calcolo più rapido, la mesh di tutti gli altri componenti è stata fatta più grossolana, come mostra l'immagine seguente.

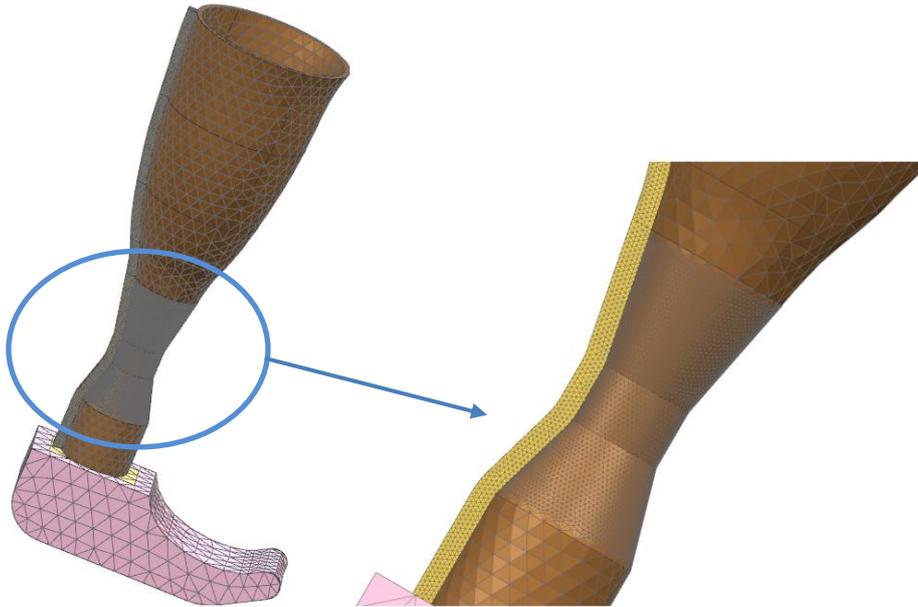


Figura 17: Infittimento tibia

Il solutore utilizzato è il "601, 106 Advanced Nonlinear Statics" per i seguenti motivi:

- Simulazione dei contatti;
- Simulazione dei large displacements.

In aggiunta si sono attivati i seguenti parametri:

- ATS: se il calcolo non va a convergenza, raggiunto il numero di iterazioni impostato in MAXITE, il solutore inizia a dimezzare il time increments fino a quando raggiunge la convergenza;
- MAXITE: 50;
- Lsearch: Yes;
- Number of time steps: 100;
- Time increments: 0.1;
- Large displacements;
- Force;
- Contacts.

Inoltre, è stato necessario eliminare la vite perché il solutore non raggiungeva la convergenza con la beam creata, però è stata fatta un'approssimazione di quest'ultima mettendo un contatto glue tra l'inseto in nylon e l'inseto in legno. Nella parte idealizzata, di conseguenza, sono stati eliminati tutti i fori presenti nel piede, nell'inseto in legno e nell'inseto in nylon.

Sempre per problemi di convergenza, non è stata messa nessuna mating condition, bensì i contatti glue e free sono stati messi nella parte ".sim" con i "Simulation Object Type" e inoltre la mesh di ogni componente è di tipo CTETRA4 e non CTETRA10 come nella simulazione lineare.

I risultati che si ottengono con elementi CTETRA4 potrebbero differire da quelli che si otterrebbero con i CTETRA10. Per questo motivo è stata rifatta la simulazione lineare con elementi CTETRA4 e i risultati ottenuti rispetto alla simulazione con i CTETRA10 differivano di circa il 2%. Essendo minima la differenza tra le due si è potuto, dunque, confrontare i risultati anche se ottenuti con elementi di diverso tipo.

Stress-Element Nodal Von Mises all'ultimo incremento (F=5000N)

Socket

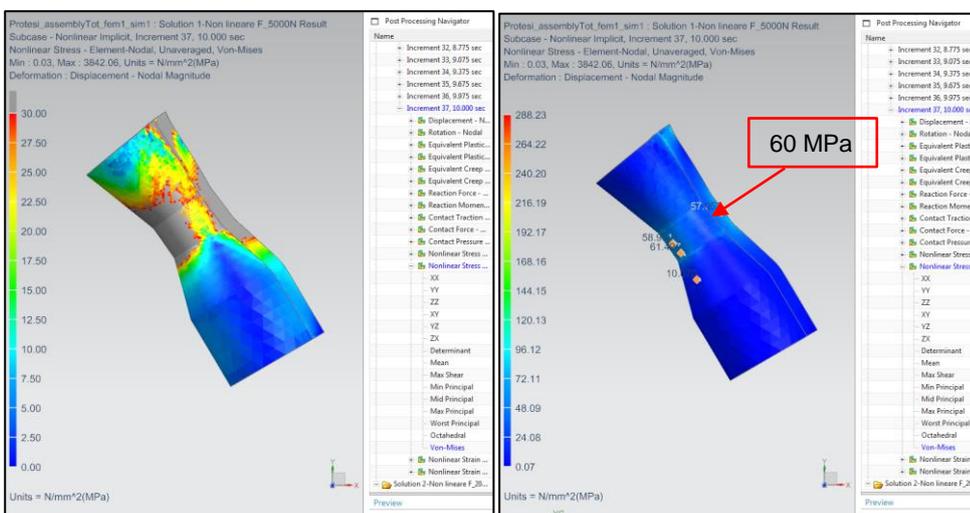


Figura 18: Von Mises

Nella prima immagine, la scala è impostata in modo tale da avere come valore massimo la σ_y (a snervamento) del materiale del socket (pari a 23 MPa) con una certa tolleranza, infatti è stata portata a 30 MPa. Le zone grigie sono quelle dove il valore massimo della scala è stato superato, quindi dove viene raggiunta la plasticità. Nella seconda immagine si può vedere che la σ nella parte più stretta della tibia raggiunge un valore pari a circa 60 MPa.

Il risultato ottenuto di 60 MPa differisce rispetto a quello letto con la simulazione lineare (circa 200 MPa). La soluzione più attendibile è quella non lineare in quanto le azioni interne sono calcolate sulla configurazione deformata della struttura e la forza viene applicata gradualmente come avverrebbe nella realtà.

Stress-Element Nodal Von Mises all' incremento 18 (F=2300N)

Socket

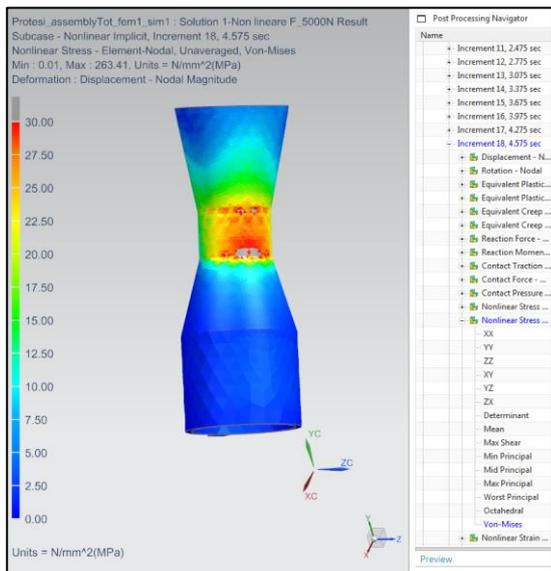
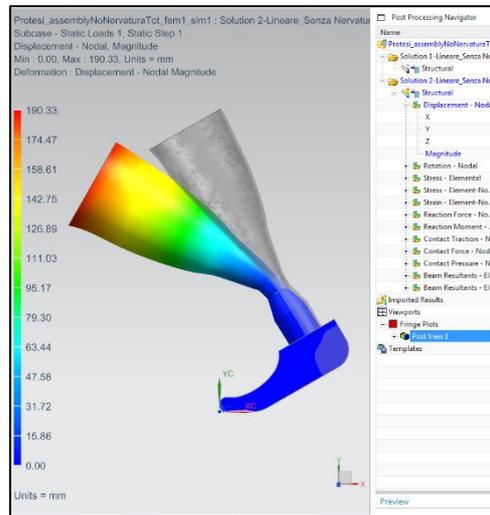
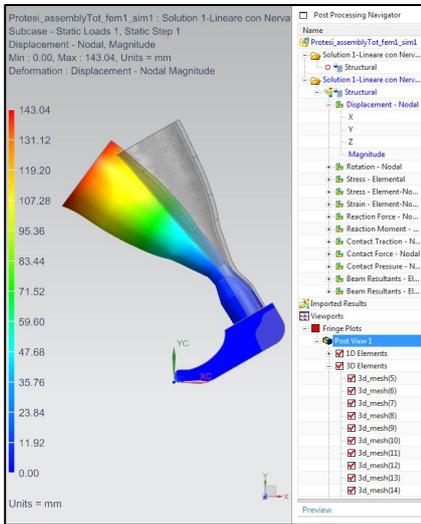


Figura 19: Von Mises

Dall'immagine si può notare che la σ_y inizia a essere superata, ciò significa che la tibia inizia a andare in plasticità con una forza di circa 2300 N. Dal grafico mostrato in precedenza riguardante la prova sperimentale a compressione si notava che il limite elastico si raggiunge con una forza di circa 3800 N. Questa differenza di valori, probabilmente, è dovuta al fatto che con una forza di 2300 N si raggiunge una plasticità locale dovuta a assestamenti delle tensioni interne del materiale, quindi non visibile a occhio nudo. In ogni caso, sarebbe opportuno mettere un rinforzo nella zona della tibia per aumentare la forza necessaria a raggiungere la plasticità.

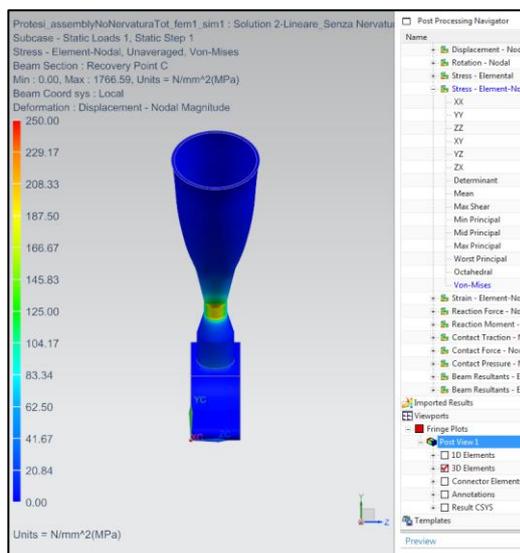
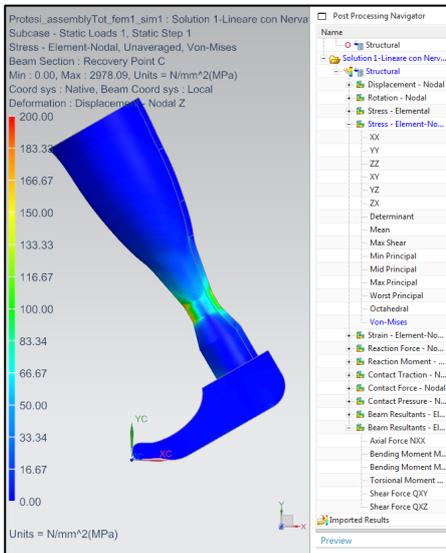
3.3.3 Confronto tra protesi con nervatura e senza nervatura (simulazione FEM lineare con $F=5000N$)

Le seguenti immagini mostrano gli spostamenti generali sulla protesi. La prima immagine rappresenta la protesi con la nervatura, mentre la seconda quella senza nervatura.



È evidente che la protesi con la nervatura è di gran lunga migliore rispetto a quella senza nervatura perché lo spostamento massimo nella parte superiore è di 143 mm rispetto ai 190 mm.

È stato fatto anche un controllo della tensione di Von Mises.



La prima immagine rappresenta la protesi con la nervatura e la tensione massima di Von Mises è di 200 MPa nella zona della tibia. Nella seconda immagine è raffigurata la protesi senza nervatura, la cui massima tensione di Von Mises è di 250 MPa sempre nella parte della tibia. Anche in questo caso la protesi con la nervatura è più resistente.

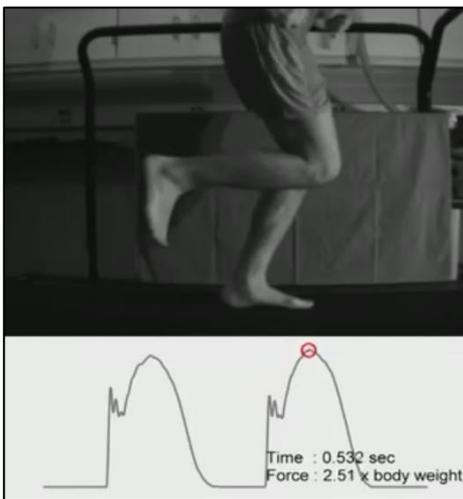
A seguito dell'analisi fatta, la protesi con nervatura risulta essere migliore di quella senza nervatura, in quanto lo spostamento subito è minore, come anche la tensione di Von Mises.

Quindi, successivamente sarà fatta una simulazione FEM su una protesi con nervatura a cui è applicata una forza pari a quella di utilizzo in corsa.

3.4 Analisi di una protesi con nervatura (F=2000N)

3.4.1 Calcolo della forza di utilizzo da applicare

La seguente analisi è stata fatta per una protesi con nervatura a cui è applicata una forza di utilizzo in corsa di 2000N. Il valore della forza è stato scelto in base al grafico che segue².



Il grafico mostra l'andamento della forza di reazione nella corsa.

Quando si appoggia al suolo l'avampiede, si genera un urto tra avampiede e suolo che provoca lo sviluppo di una forza di reazione di tipo impulsivo che può essere da 1,5 a 3 volte il peso corporeo, a seconda della velocità della corsa.

Nel nostro caso si è ipotizzato di analizzare la protesi di una persona di 80 kg e il calcolo della forza è stato il seguente:

$$F = 2.51 \cdot 80 \cdot 9.81 = 1969.85 \cong 2000N$$

con:

-fattore maggiorativo = 2.51 [-];

-peso = 80 kg;

-accelerazione di gravità = $9.81 \frac{m}{s^2}$;

Di seguito l'analisi FEM della protesi.

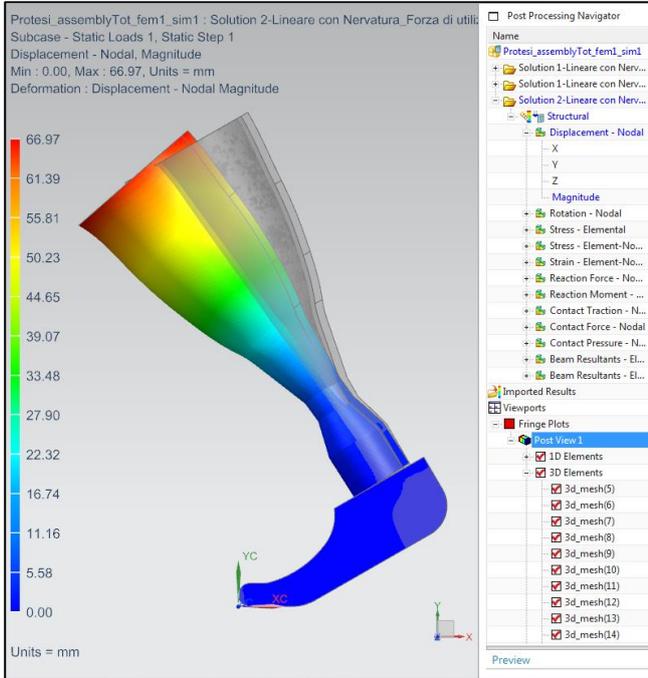
² Fonte: https://www.youtube.com/watch?v=Ucl-8q_7Wig&feature=youtu.be

3.4.2 Analisi di una simulazione FEM lineare

Displacements

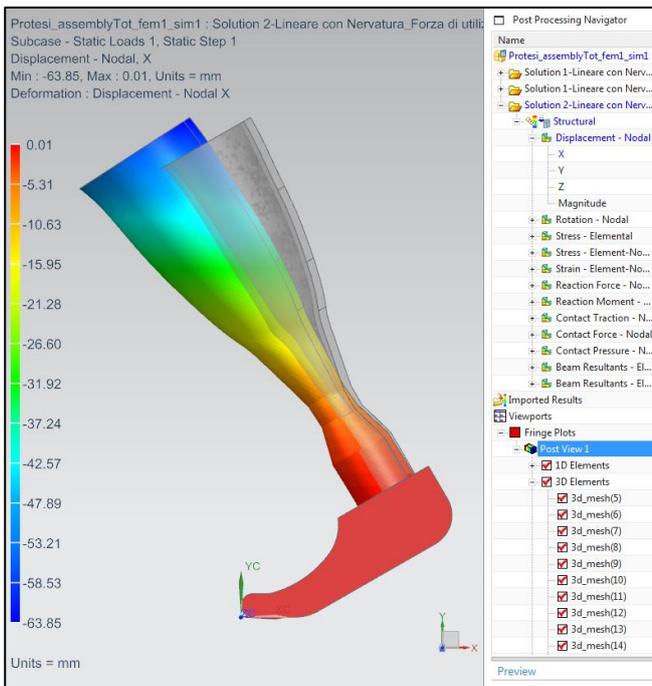
Protesi intera

- MAGNITUDE



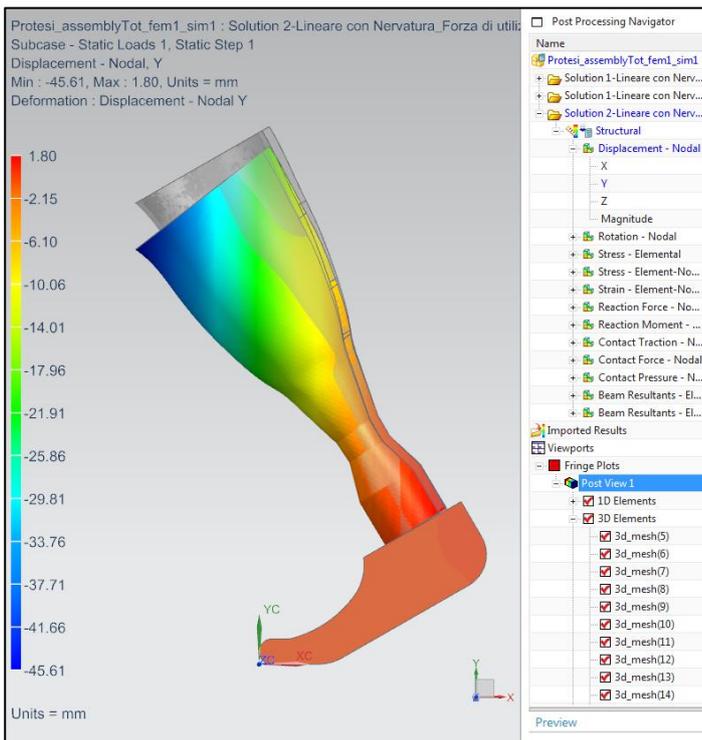
Lo spostamento massimo generale avviene sulla parte superiore della protesi e è di circa 67 mm.

- X



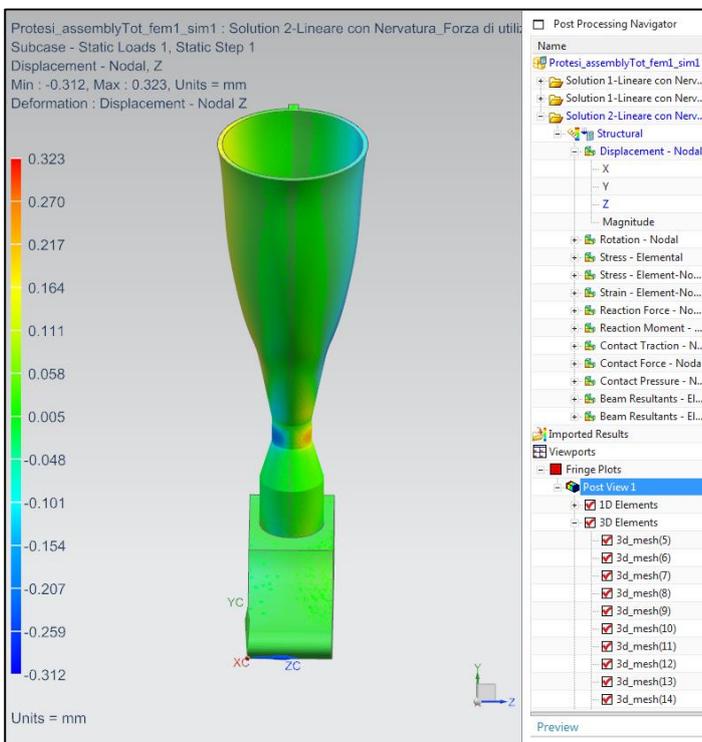
Lo spostamento massimo in X avviene sulla parte superiore della protesi e è di circa 64 mm.

• Y



Lo spostamento massimo in Y avviene sulla parte superiore della protesi e è di circa 46 mm.

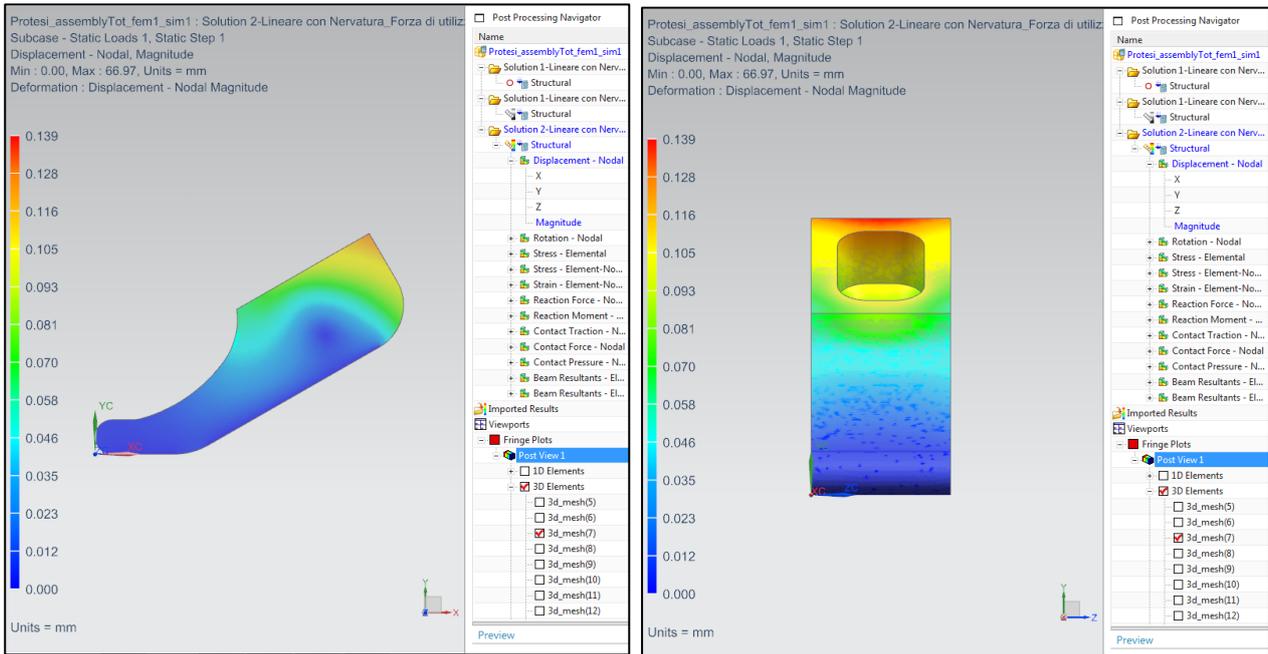
• Z



Lo spostamento in Z non risulta essere rilevante. In ogni caso, la parte che si sposta maggiormente è la tibia appena sopra l'inserto in nylon interno.

Piede

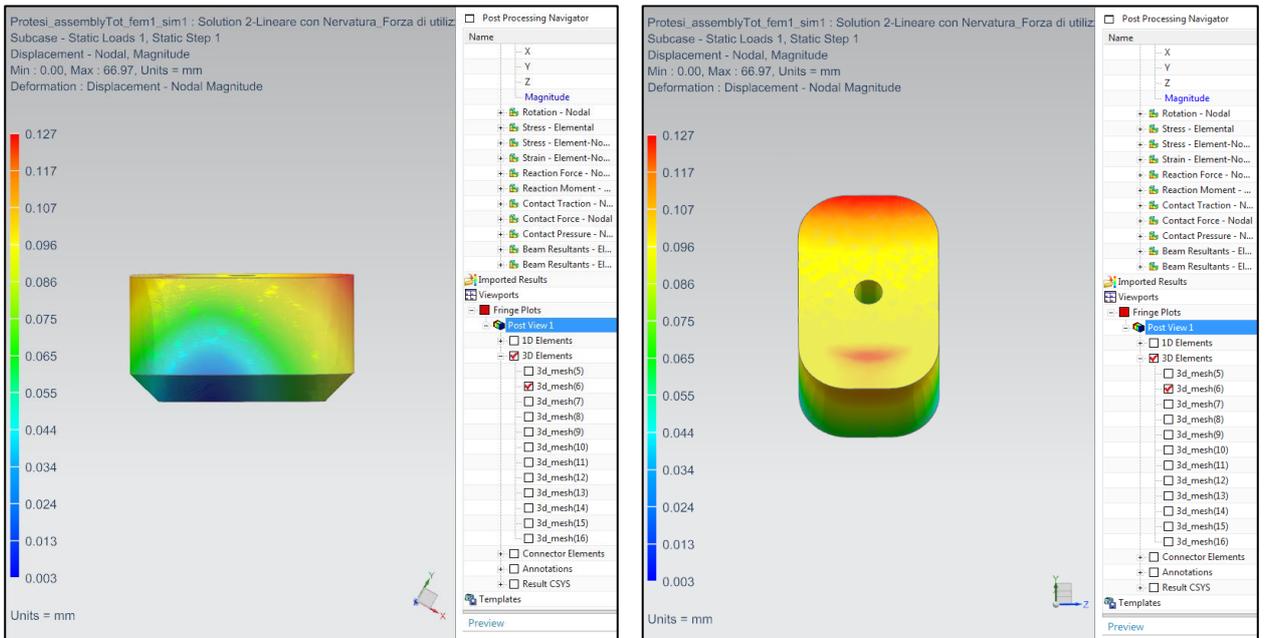
- MAGNITUDE



Lo spostamento nel piede non risulta essere rilevante.

Inserto in legno

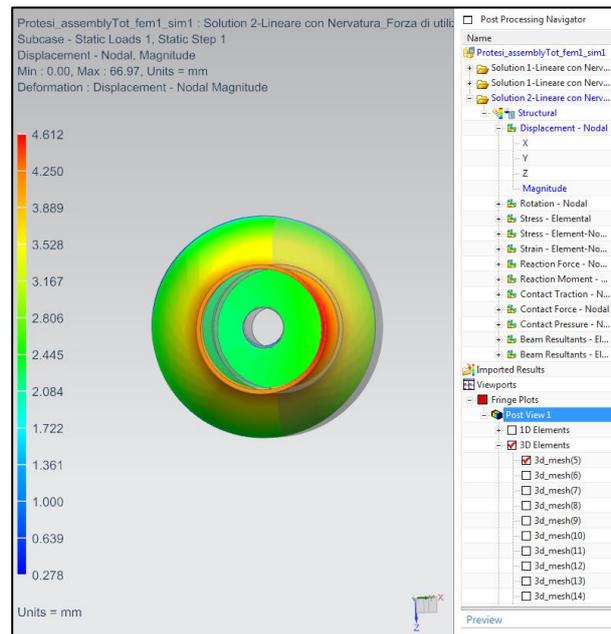
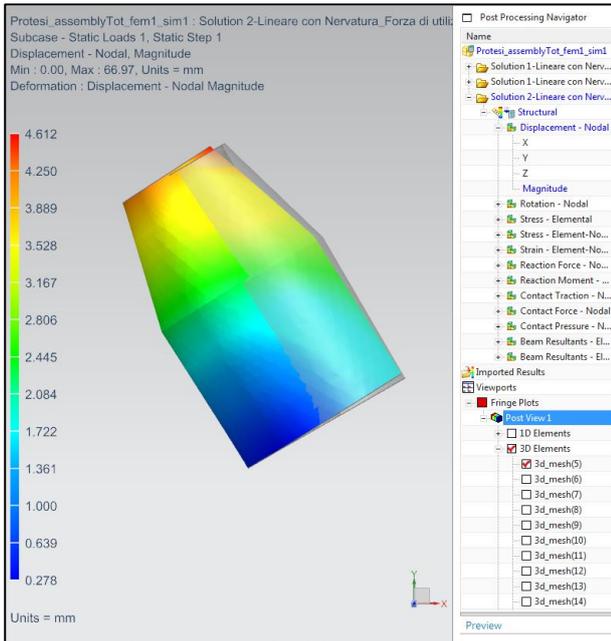
- MAGNITUDE



Lo spostamento nell'inserto in legno non risulta essere rilevante.

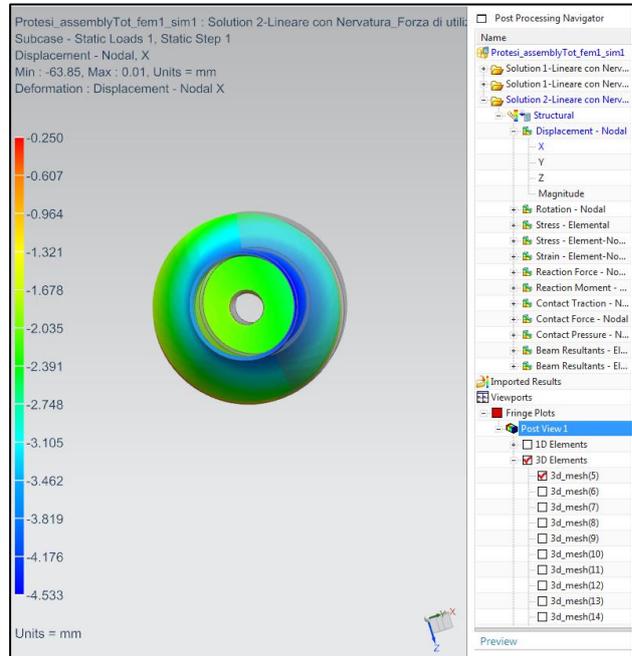
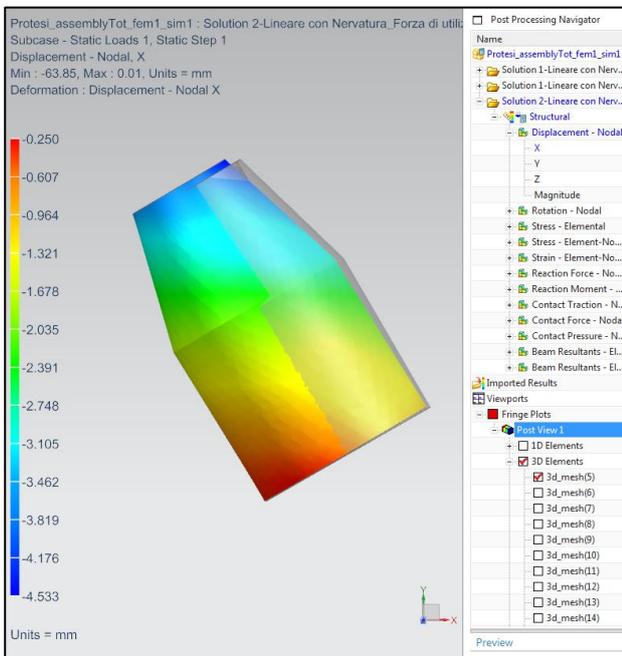
Inserto in nylon

- MAGNITUDE



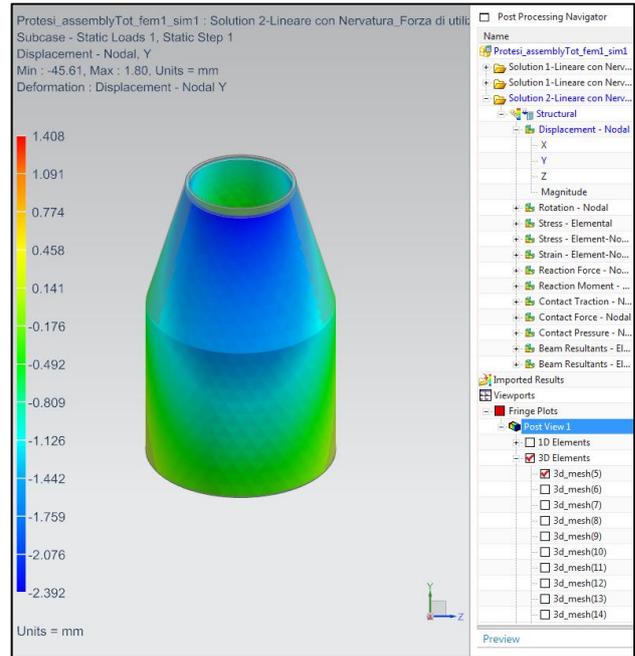
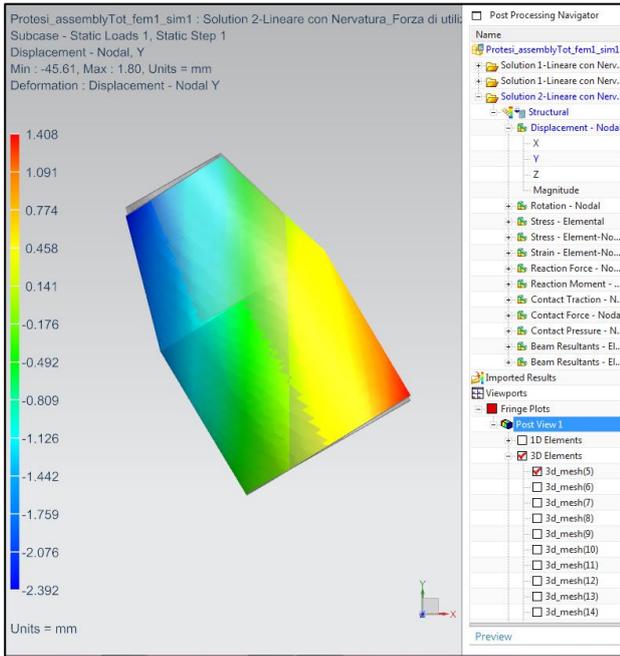
Lo spostamento massimo generale avviene sulla parte superiore dell'inserto e è di 4.6 mm.

- X



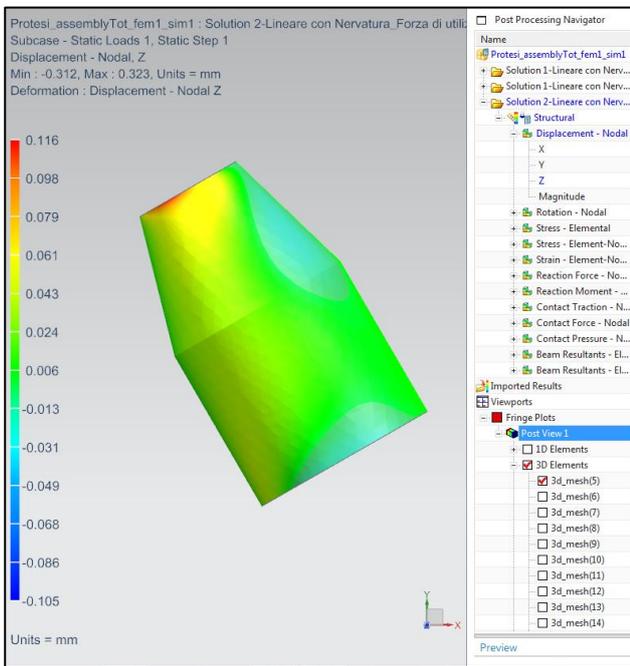
Lo spostamento massimo in X avviene sulla parte superiore dell'inserto e è di 4.5 mm.

• Y



Lo spostamento massimo in Y avviene sulla parte superiore dell'inserto e è di 2.4 mm. Può essere considerato non rilevante.

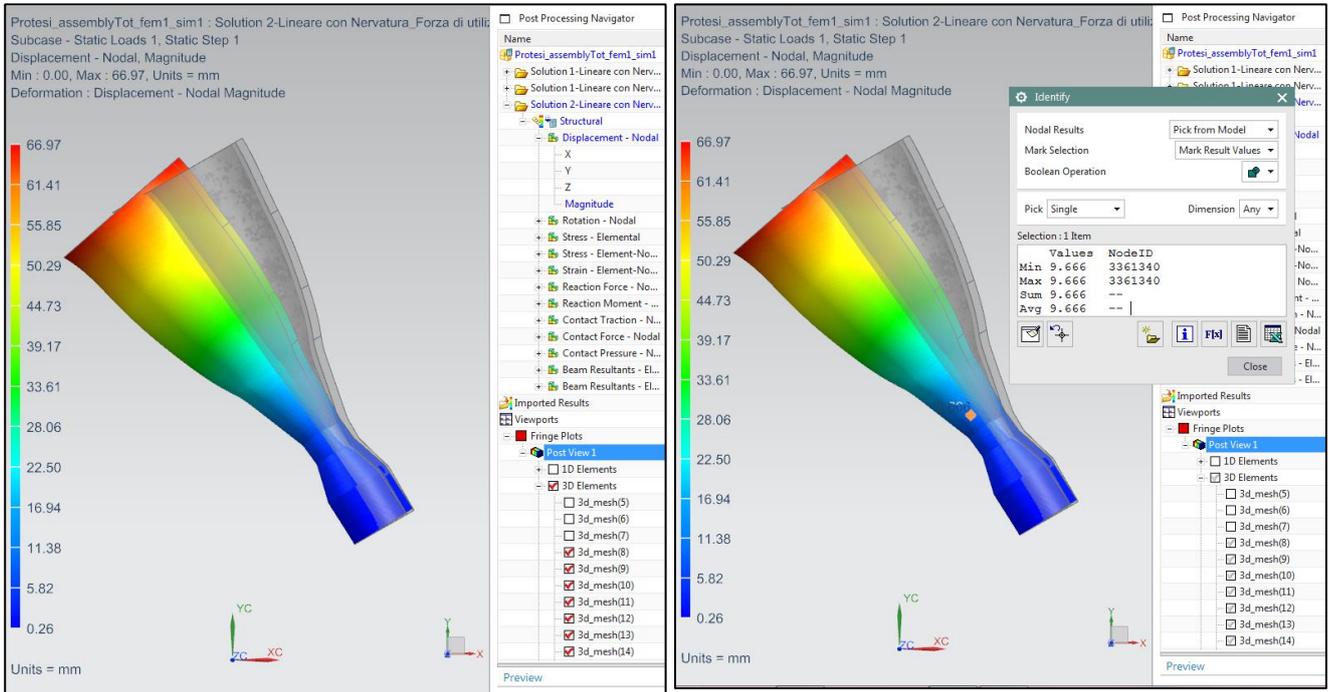
• Z



Lo spostamento in Z non risulta essere rilevante.

Socket con nervatura di rinforzo

- **MAGNITUDE**

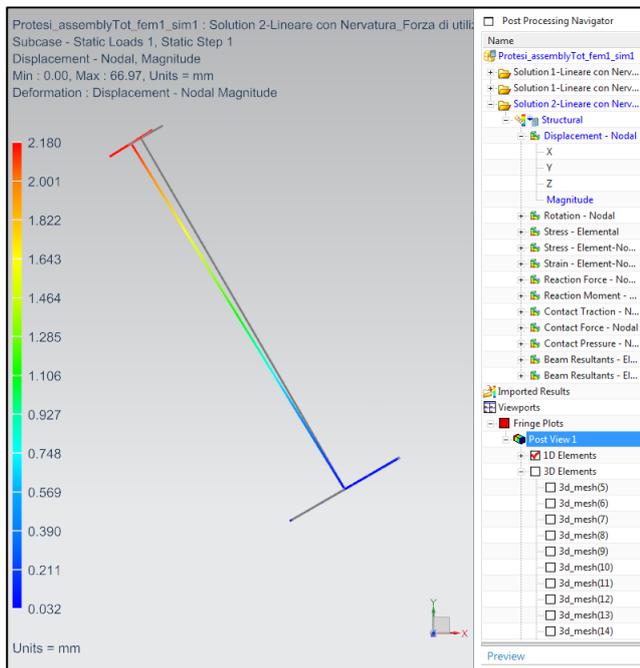


Come già osservato nella protesi intera, lo spostamento massimo generale avviene sulla parte superiore del socket e è di circa 67 mm. È anche rilevante però lo spostamento che avviene nella tibia di circa 10 mm.

Gli spostamenti in x, y, z non vengono analizzati in quanto sono gli stessi che avvengono nella protesi intera.

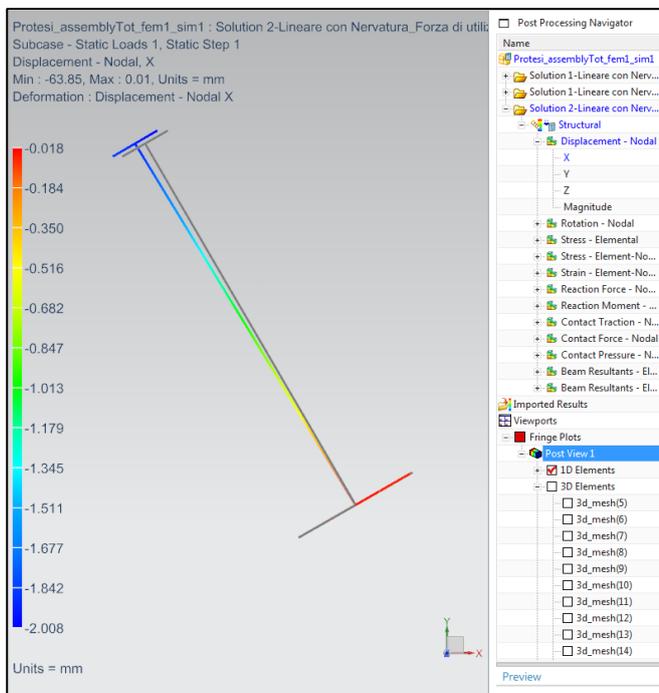
Vite

- MAGNITUDE



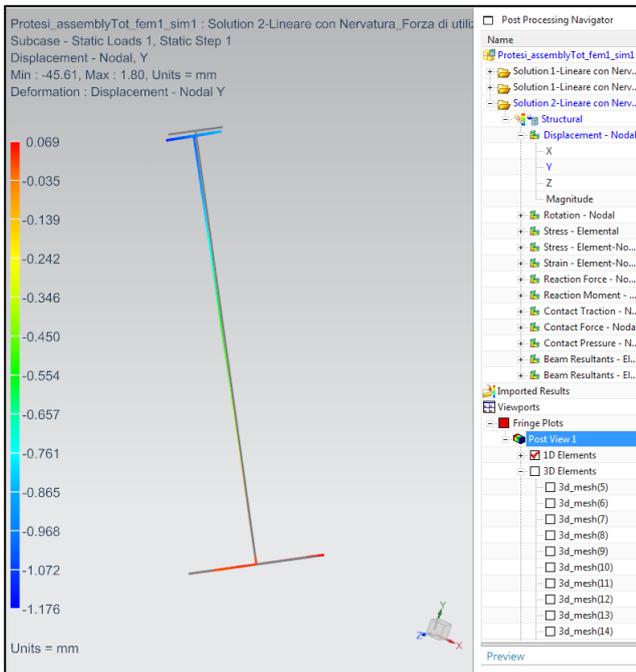
Lo spostamento massimo generale nella vite avviene nella parte filettata dove è collegata alla tibia e è di 2.2 mm.

- X



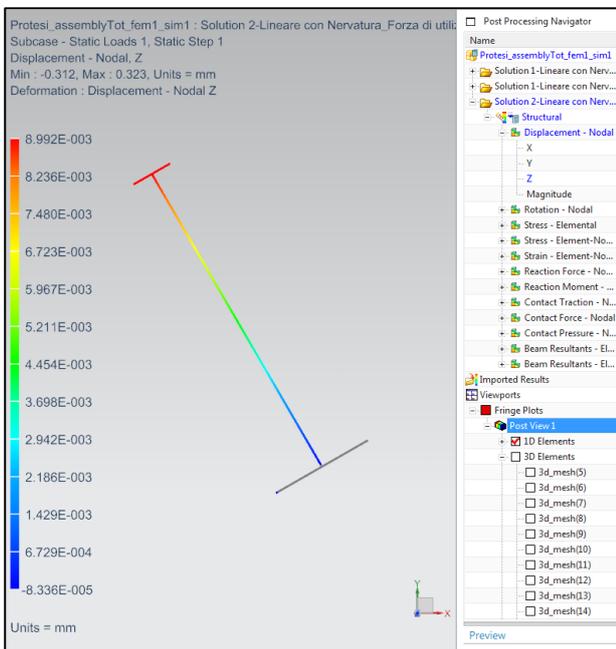
Lo spostamento massimo in X nella vite avviene nella parte filettata dove è collegata alla tibia e è di circa 2 mm.

• Y



Lo spostamento massimo in Y nella vite avviene nella parte filettata dove è collegata alla tibia e è di 1.2 mm.

• Z

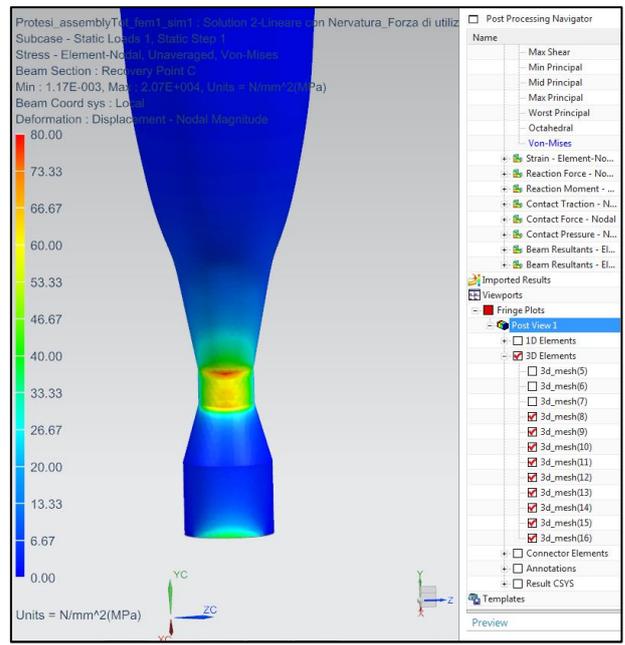
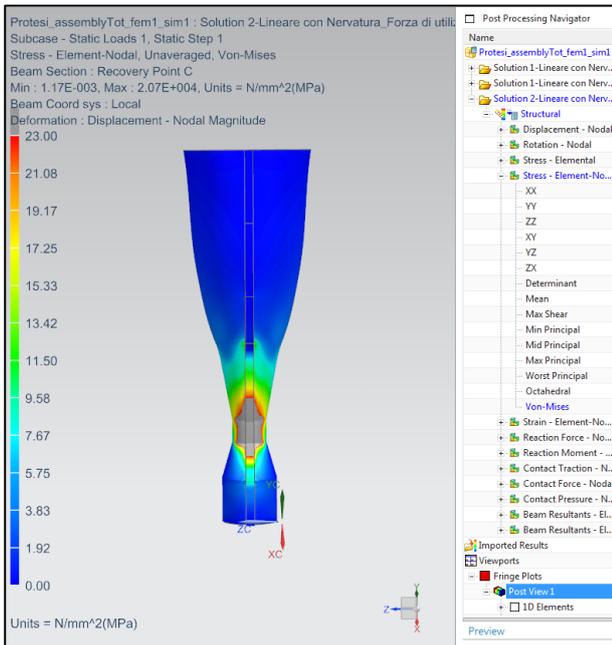
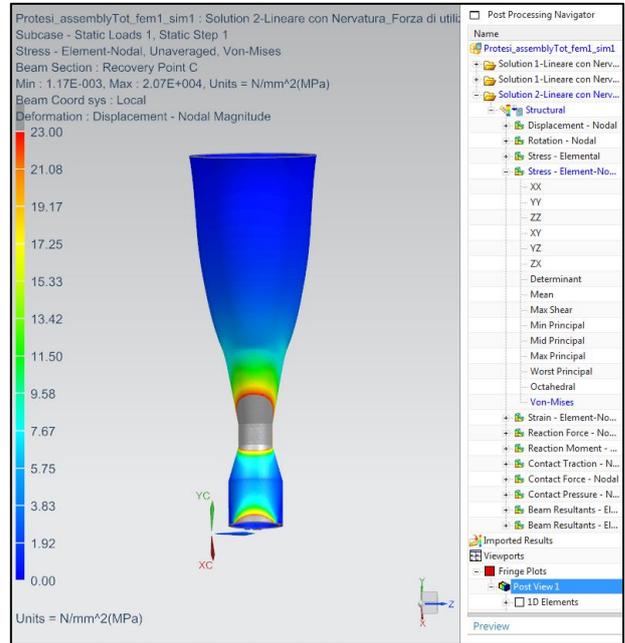
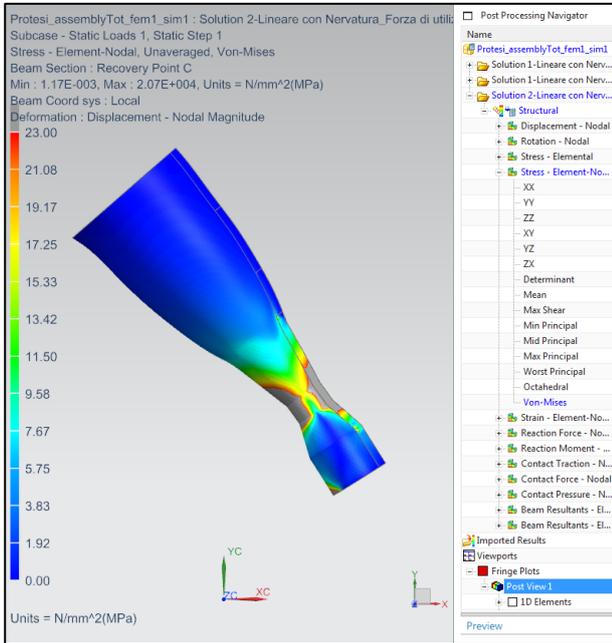


Lo spostamento in Z non risulta essere rilevante.

Stress-Element Nodal Von Mises

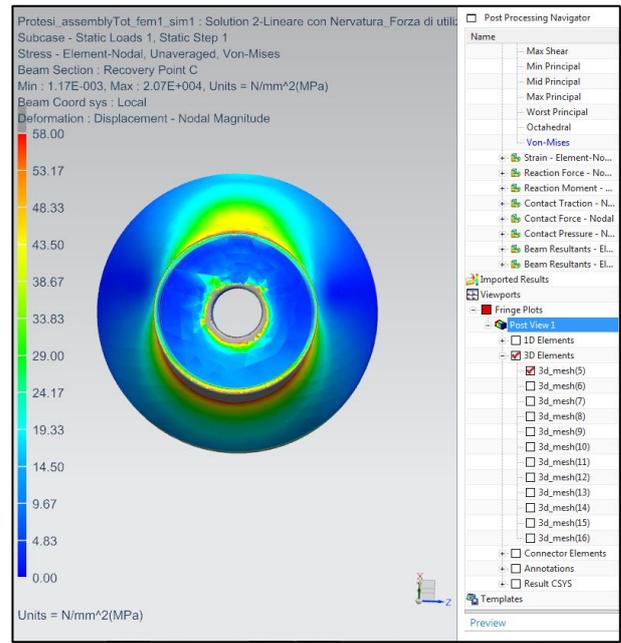
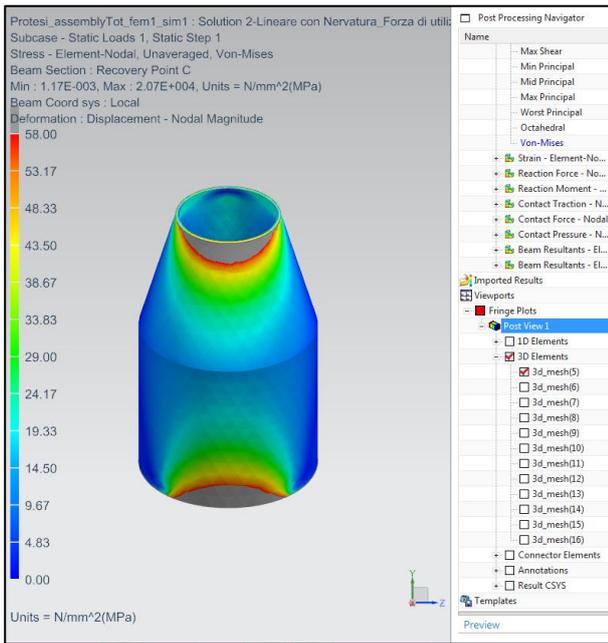
Dalle precedenti osservazioni si è notato che le parti più interessanti da analizzare sono il socket e l'inserito in Nylon.

Socket



Dal datasheet del materiale la σ_y (a snervamento) del socket risulta essere di 23 MPa che è anche il valore massimo della scala impostato. Tutte le regioni in grigio nelle prime tre immagini superano la σ_y , il che significa che il socket si deformerà plasticamente in quelle zone. L'ultima immagine mostra il valore massimo che raggiunge la σ , ossia intorno agli 80 MPa.

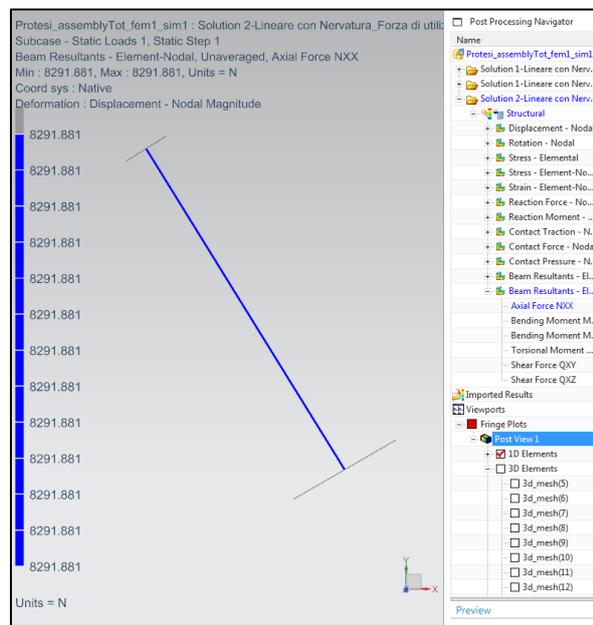
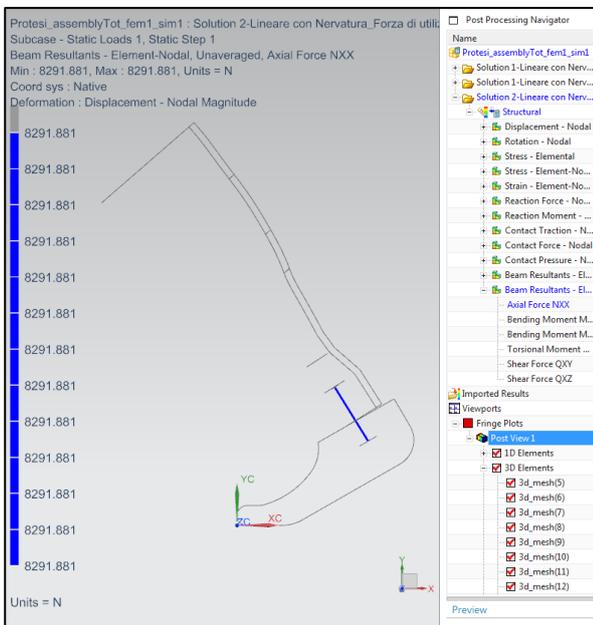
Inserto in Nylon



La σ_y (a snervamento) del Nylon risulta essere di 58 MPa che è anche il valore massimo della scala impostato. Tutte le regioni in grigio superano la σ_y , il che significa che l'inserto si deformerà plasticamente in quelle zone.

Beam Resultants-Element Nodal Axial Force NXX

Vite



La vite è M10 con classe di resistenza 8.8. Dalle tabelle Bossard presenti nel corso di elementi di macchine2, la forza massima sopportabile dalla vite risulta essere pari a 28500 N. La forza esercitata sulla vite, con una forza di utilizzo di 2000 N, risulta essere di circa 8300 N, quindi molto inferiore alla forza limite sopportabile dalla vite.

Analiticamente è possibile calcolare la pressione effettiva sotto la testa della vite ($\bar{P}_{effettiva}$) per poi confrontarla con la σ_y del materiale più debole con cui la vite è in contatto. In questo caso il materiale con una σ_y minore è il nylon ($\sigma_y=58$ MPa).

$$\bar{P}_{effettiva} = \frac{F_{V\ effettiva}}{A_p}$$

$$A_p = \frac{\pi}{4} \cdot (d_{w\ min}^2 - d_{h\ min}^2)$$

con:

$$-F_{V\ effettiva} = 8300 \text{ [N]};$$

$$-d_{w\ min} = 15.33 \text{ [mm]};^3$$

$$-d_{h\ min} = 11.00 \text{ [mm]}.^3$$

$$\bar{P}_{effettiva} = \frac{8300}{\frac{\pi}{4} \cdot (15.33^2 - 11.00^2)} = 92.7 \text{ MPa}$$

La pressione effettiva sotto la testa del dado risulta essere maggiore della σ_y del nylon.

$$\bar{P}_{effettiva} > \sigma_{y\ Nylon}$$

$$92.7 \text{ MPa} > 58 \text{ MPa}$$

In questo modo, quindi, il dado deformerà plasticamente il nylon sprofondando in esso e causando di conseguenza una perdita di carico della vite.

Una soluzione per ovviare a questo problema è quella di porre una ranella tra il dado e il nylon in modo tale da aumentare l'area di contatto tra i due e diminuire quindi la pressione effettiva esercitata.

³ tabella allegati 'Allegato del capitolo 2' pag.A2 corso elementi di macchine2

3.4.3 Analisi di una simulazione FEM non lineare

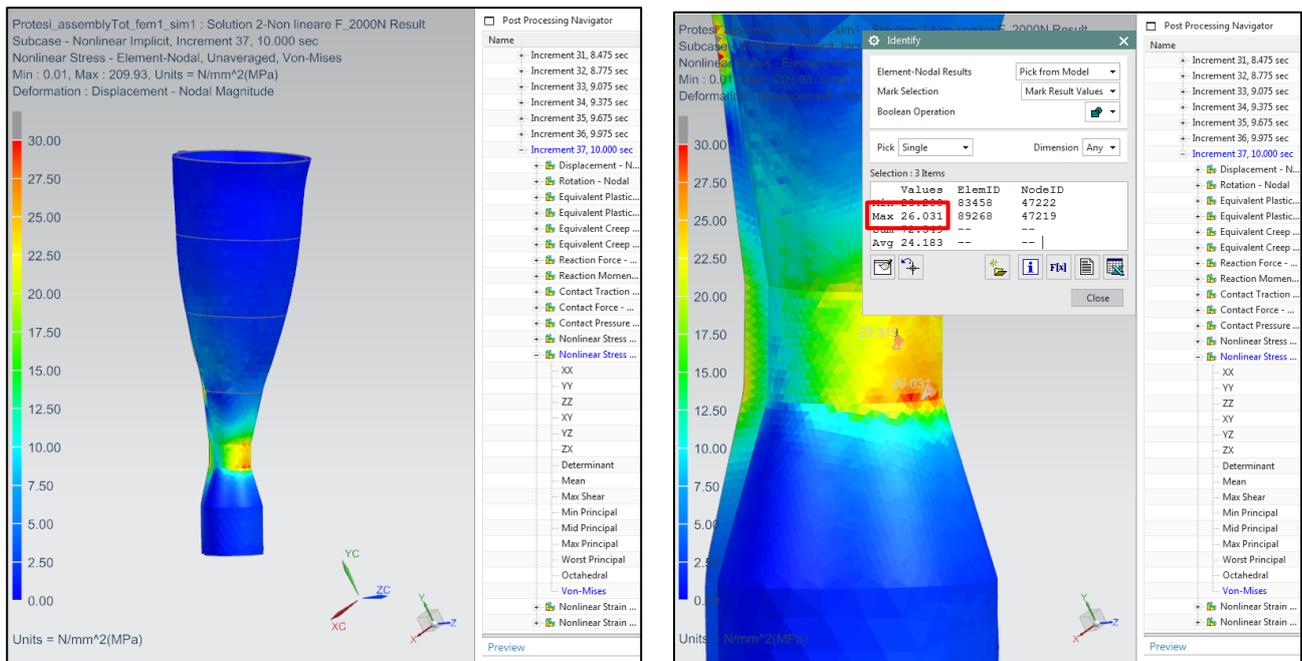
Le impostazioni della simulazione sono le stesse descritte precedentemente nel capitolo “3.3.2 Confronto tra simulazione FEM non lineare e prova sperimentale (F=5000N)”.

La forza impostata in questo caso è quella di utilizzo per una persona di 80 kg pari a 2000N.

Risultati

Stress-Element Nodal_Von Mises all'incremento 37 (F=2000N)

Socket



Con una forza di 2000N la plasticità non viene raggiunta, infatti il valore della σ_{\max} raggiunto è pari a circa 26 MPa. La σ_y del socket è pari a 23 MPa, però è possibile avere un range di tolleranza fino a circa 30 MPa.

Sarebbe comunque necessario applicare un rinforzo nella zona della tibia in modo da aumentare la rigidità del materiale.

I risultati ottenuti anche in questo caso differiscono rispetto a quelli della simulazione lineare per i motivi descritti nel capitolo 4.3.2 “Confronto tra simulazione FEM non lineare e prova sperimentale (F=5000N)”.

4 Banco di prova per test a fatica

In questo capitolo viene trattata la progettazione di un banco di prova per effettuare un test dinamico a fatica sulla protesi.

È stato necessario progettare questo banco di prova, in quanto sia la prova a compressione, sia la simulazione FEM descritte precedentemente sono prove statiche e non dinamiche, quindi non rispecchiano appieno ciò che accade nella realtà.

Tutte le prove sperimentali su elementi protesici fanno riferimento a una serie di norme che forniscono le disposizioni in merito a come effettuare i test, sia sulle protesi complete, sia sui singoli componenti. In particolare il nostro progetto fa riferimento alla norma "Prosthetics-Structural testing of lower limb prostheses-Requirements and test methods (ISO 10328)" perché si occupa ampiamente delle protesi lower-limb, cioè quelle destinate alla parte inferiore della gamba, quali sono le protesi transfemorali, transtibiali e gli specifici componenti, come la caviglia e il piede. Nel caso particolare della protesi in esame si è utilizzata esclusivamente la parte della norma prescritta per le prove su protesi transtibiali. Queste però non corrispondono al nostro modello di protesi che è una "monolimb", per questo motivo si è scelto di considerare oggetto dei test solo il piede e seguire dunque la relativa parte della norma.

Ci sono differenti tipi di test descritti nella norma, in particolare ci siamo riferite al "fatigue strength", che testa la condizione di carico ciclico che può essere sostenuta dalla protesi, per il numero di cicli prescritto, senza arrivare ad un cedimento.

Per riprodurre sequenzialmente le posizioni assunte dal corpo durante la camminata e i relativi carichi, la norma semplifica il problema con soli due punti di appoggio corrispondenti al tallone e all'avampiede come mostra l'immagine seguente.

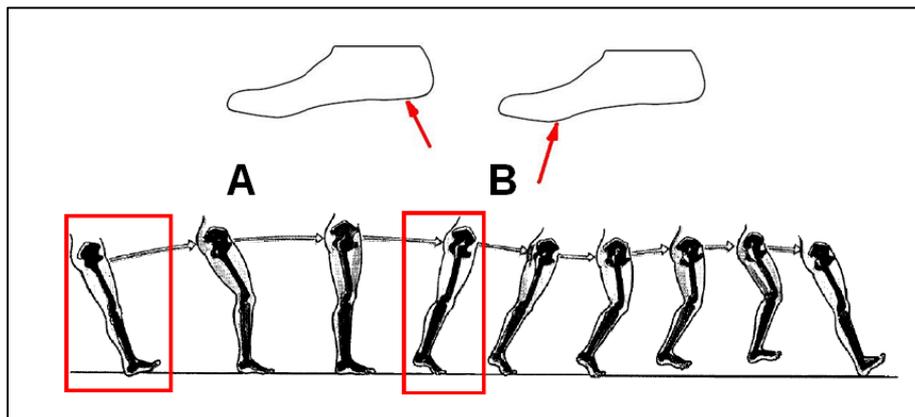


Figura 20: Punti di appoggio del piede

L'asse longitudinale della protesi "monolimb" deve essere ruotato di $\gamma = 7^\circ$ rispetto alla verticale e i carichi posti sul tallone e sull'avampiede rispettivamente di $\alpha = 15^\circ$ e $\beta = 20^\circ$, come riportato nella figura e nella tabella che seguono.

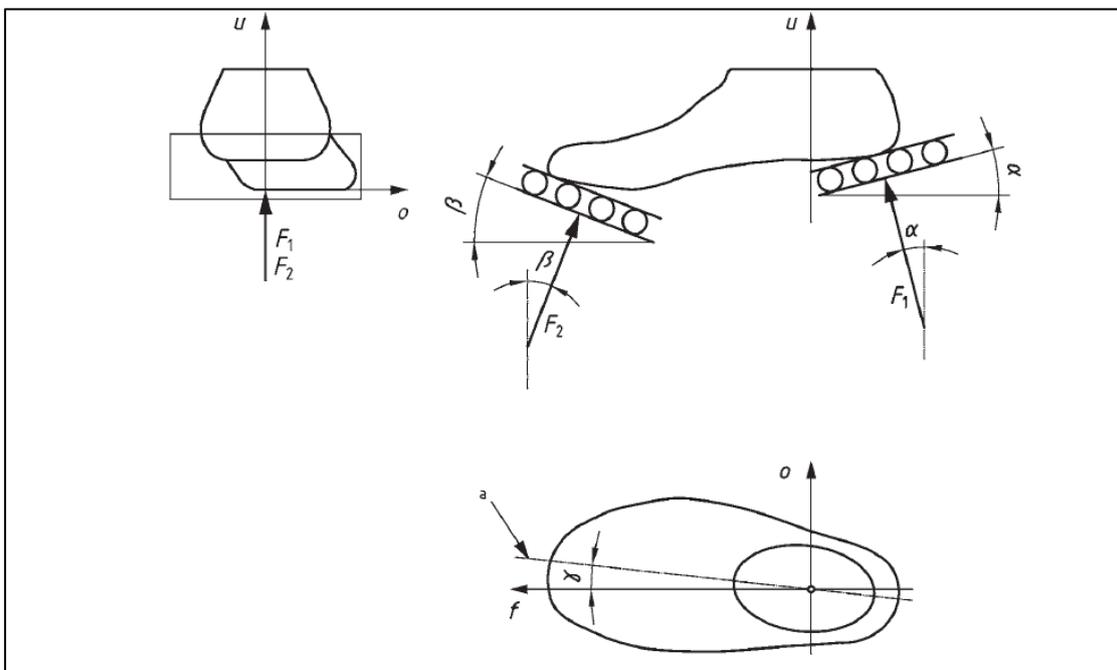
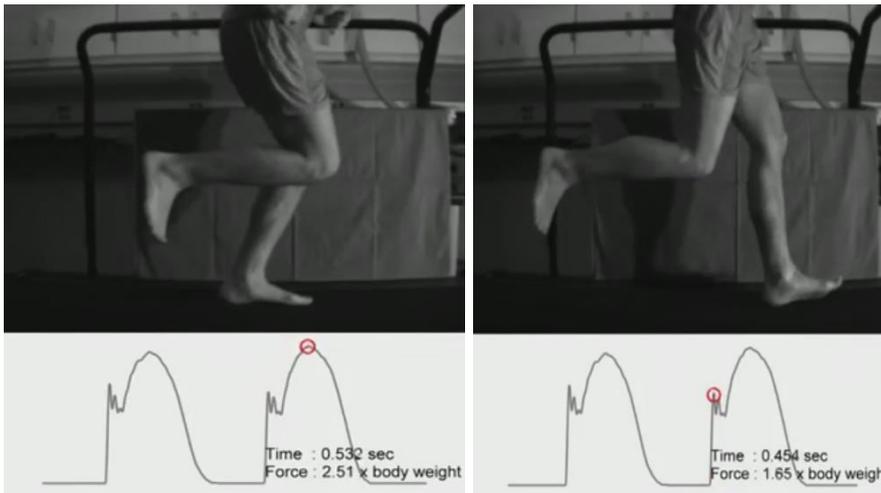


Figura 21: Angoli

Angolo	Gradi
α	15
β	20
γ	7

Dall'immagine precedente si nota che il meccanismo di prova utilizzato per applicare F_1 e F_2 dovrebbe consentire un movimento a basso attrito in entrambe le direzioni tangenziali.

Il valore dei due carichi F_1 , F_2 da applicare è stato scelto in base al grafico che segue⁴.



Entrambi i grafici mostrano l'andamento della forza di reazione nella corsa.

Quando si appoggia al suolo l'avampiede, rispettivamente il retropiede, si genera un urto tra avampiede e suolo o tra tallone e suolo che provoca lo sviluppo di una forza di reazione di tipo impulsivo che può essere da 1,5 a 3 volte il peso corporeo, a seconda della velocità della corsa.

Nel nostro caso i fattori maggiorativi utilizzati sono 2.51 per l'avampiede e 1.65 per il tallone, in accordo con i grafici mostrati sopra, in quanto fanno riferimento ai picchi massimi. Si è ipotizzato di analizzare la protesi di una persona di 80 kg e il calcolo delle forze è stato il seguente:

$$F_1 = 1.65 \cdot 80 \cdot 9.81 = 1294.92 \cong 1300N$$

$$F_2 = 2.51 \cdot 80 \cdot 9.81 = 1969.85 \cong 2000N$$

con:

-fattore maggiorativo₁ = 1.65 [-];

-fattore maggiorativo₂ = 2.51 [-];

-peso = 80 [kg];

-accelerazione di gravità = 9.81 $\left[\frac{m}{s^2}\right]$.

⁴ Fonte: https://www.youtube.com/watch?v=Ucl-8q_7Wig&feature=youtu.be

4.1 Specifiche di progetto

Funzione globale

- Eseguire un test a fatica.

Funzioni parziali

- Movimentazione ciclica della protesi;
- Movimento a basso attrito tra il piede e i punti d'appoggio;
- Bloccaggio della protesi sulla macchina;
- Posizionamento dell'asse longitudinale del piede a 7° rispetto alla verticale.

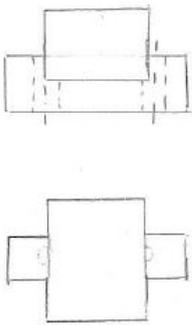
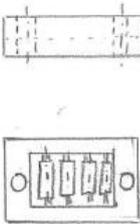
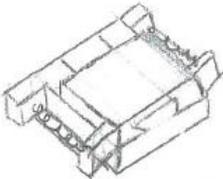
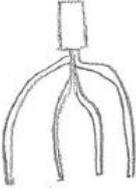
Limiti

- Economici.

4.2 Approccio alla soluzione

Di seguito vengono elencate diverse varianti per lo svolgimento delle singole funzioni e saranno poi identificate quelle migliori che, unite, permetteranno la realizzazione del dispositivo.

4.2.1 Caisse Morphologique

	Variante 1	Variante 2	Variante 3
Movimento a basso attrito	 <p>GUIDA LINEARE</p>	 <p>RULLIERA</p>	 <p>GUIDA A ROLLING CON MOLLE</p>
Bloccaggio della protesi	 <p>BARRA</p>	 <p>PINZA</p>	 <p>TASSELLO CON PALLONCINO</p>

4.2.2 Valutazione e scelta delle varianti

- Peso (g): fattore di ponderazione per ogni criterio di di valutazione (valore massimo=4);
- Nota (p): grado di soddisfazione
 - $p = 5 \rightarrow$ Eccellente;
 - $p = 4 \rightarrow$ Buono;
 - $p = 3 \rightarrow$ Soddisfacente;
 - $p = 2 \rightarrow$ Sufficiente;
 - $p = 1 \rightarrow$ Insufficiente.
- Punti = g*p;
- Valutazione (X): $X = \frac{\sum_{i=1}^n g_i \cdot p_i}{p_{max} \cdot \sum_{i=1}^n g_n}$.

MOVIMENTO A BASSO ATTRITO		Variante 1		Variante 2		Variante 3	
	Peso	Nota	Punti	Nota	Punti	Nota	Punti
CRITERIO DI VALUTAZIONE	g	p	g·p	p	g·p	p	g·p
Durata di vita	3	4	12	2	6	3	9
Fluidità del movimento	4	4	16	1	4	3	12
Facilità di montaggio	2	4	8	3	6	2	4
Economicità	3	2	6	3	9	2	6
SOMMA DEI PUNTI	12		42		25		31
VALUTAZIONE TECNICA		0.87		0.52		0.64	

BLOCCAGGIO DELLA PROTESI		Variante 1		Variante 2		Variante 3	
	Peso	Nota	Punti	Nota	Punti	Nota	Punti
CRITERIO DI VALUTAZIONE	g	p	g·p	p	g·p	p	g·p
Precisione	3	4	12	2	6	3	9
Facilità di fabbricazione	2	5	10	1	2	2	4
Facilità di montaggio	4	5	20	5	20	3	12
Economicità	3	5	15	2	6	2	6
SOMMA DEI PUNTI	12		57		34		31
VALUTAZIONE TECNICA		0.95		0.57		0.52	

4.2.3 Caratteristiche del banco di prova

Il movimento ciclico da imprimere alla protesi per realizzare il test a fatica è dato da due pistoni a doppio effetto fissati, con un'inclinazione di $\alpha = 15^\circ$ e $\beta = 20^\circ$ rispetto alla verticale, su due piastre verticali. Queste presentano quattro asole orizzontali, in modo tale da permettere ai pistoni di posizionarsi esattamente al di sotto dell'avampiede e del tallone, in quanto ci sono due tipi di "monolimb" standard, uno da bambino e uno da adulto.

Per permettere un movimento a basso attrito tra il piede e i punti d'appoggio sono state avvitate due guide lineari sopra i pistoni.

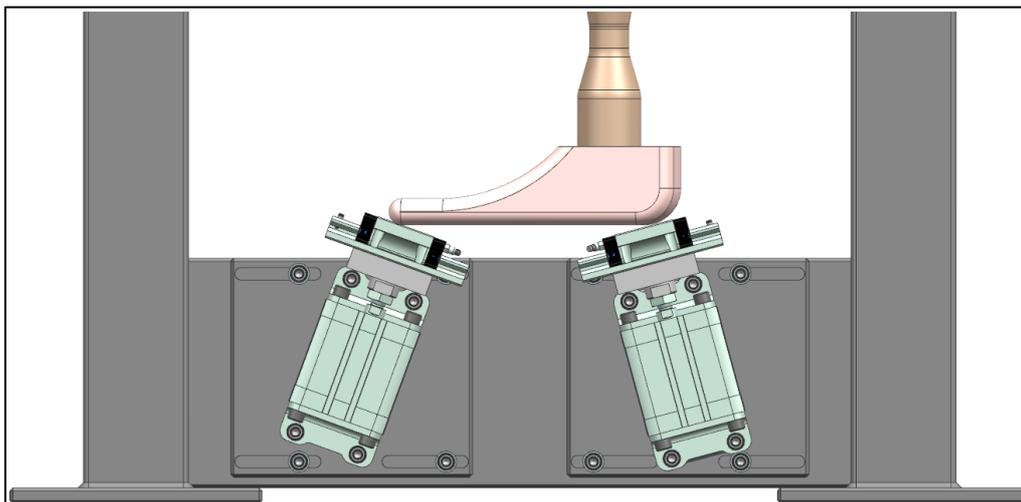


Figura 22: Pistoni

A ogni pistone deve essere aggiunto un regolatore di pressione con il relativo manometro in modo tale da leggere la pressione che si sta esercitando e quindi la relativa forza e un regolatore di flusso per controllare la corsa del pistone, in quanto la forza non deve essere applicata in maniera istantanea.

La parte di controllo è gestita da un PLC. Questo permette la movimentazione alternata dei due pistoni: il rientro dei pistoni avviene quando si raggiunge la forza impostata che il controllore legge dal manometro. Nel caso in cui la forza non venisse raggiunta ad esempio a causa di un cedimento del materiale del piede, un fine corsa permette il rientro dei pistoni.

4.2.4 Preparazione del banco di prova per il test

La semplicità del banco di prova progettato comporta il fatto che prima di svolgere il test esso venga preparato manualmente.

Per prima cosa è necessario posizionare la gamba sui pistoni. In seguito, nel pezzo in nylon viene inserita a pressione una barra. La parte della barra non inserita nel nylon è filettata, in modo da permettere l'avvitamento di questa all'interno della traversa.

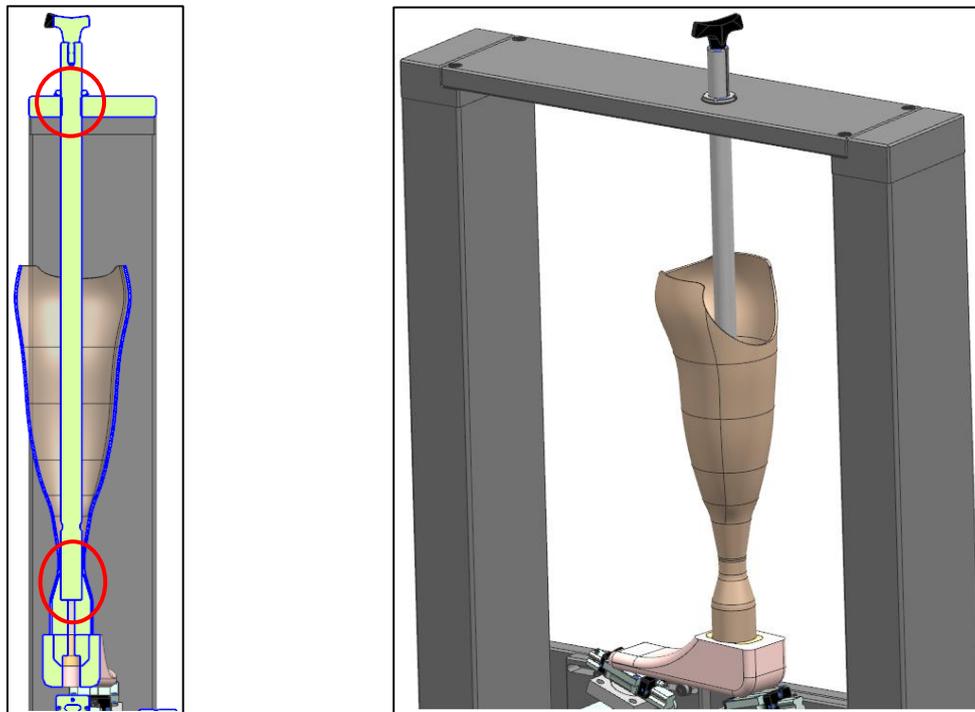


Figura 23: Gamba posizionata

A questo punto i pistoni vengono posizionati correttamente al di sotto dell'avampiede e del tallone per mezzo delle asole. Per il posizionamento della protesi a 7° si è pensato di utilizzare una scala graduata posta sulla traversa e un rispettivo riferimento presente sulla barra.

Infine la possibile rotazione della barra viene bloccata da una ghiera posta al di sopra della traversa, come mostrato nella seguente figura.

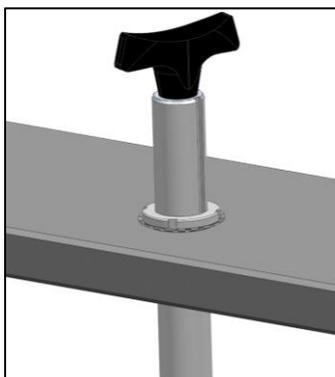


Figura 24: Ghiera

Di seguito viene mostrato il banco di prova con tutti i suoi componenti.

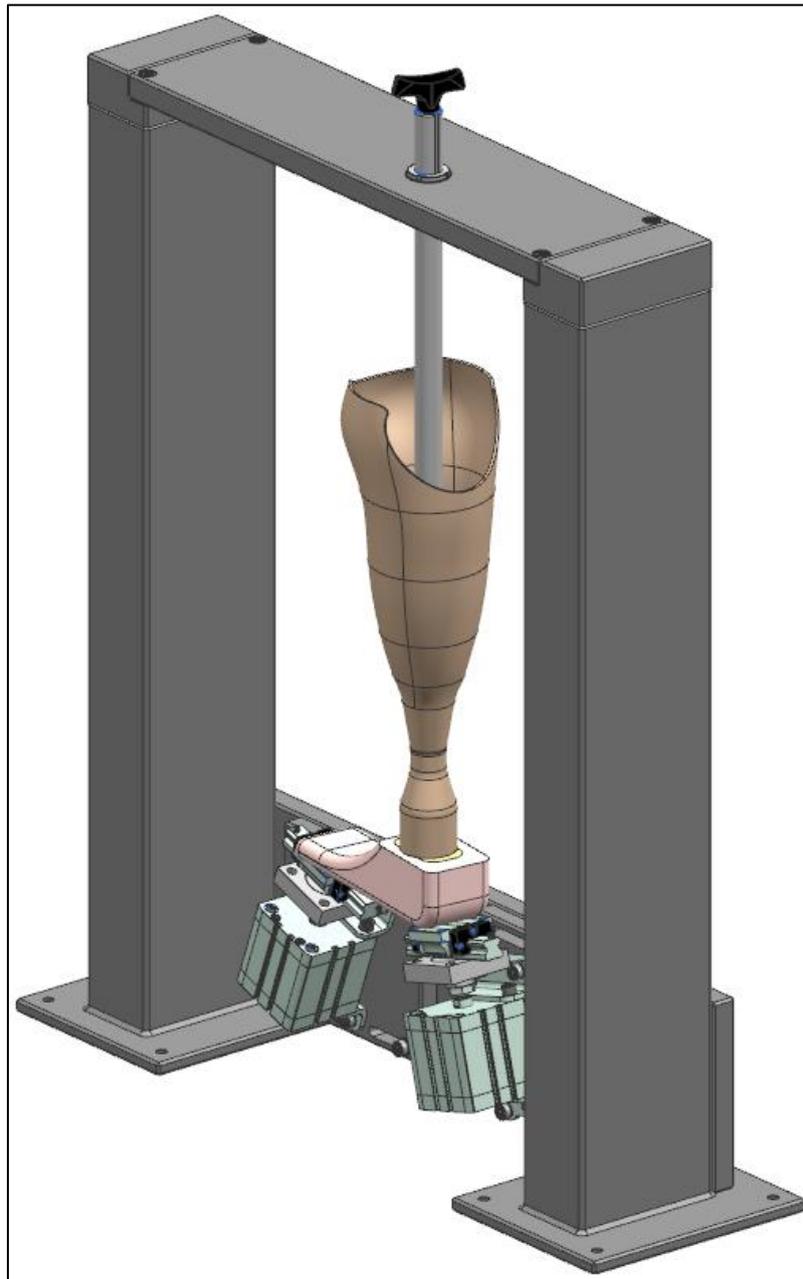


Figura 25: Banco di prova

4.3 Progettazione

4.3.1 Dimensionamento pistoni

I pistoni scelti sono a doppio effetto, in quanto permettono di avere una corsa controllata sia in entrata, sia in uscita. Di seguito viene mostrato il loro dimensionamento.

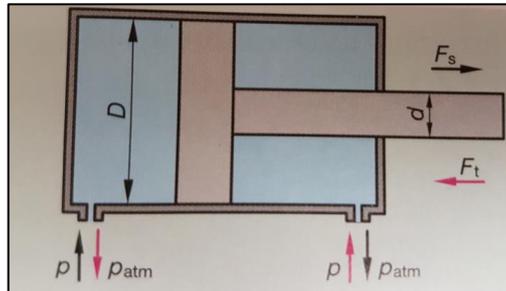


Figura 26: Schema pistone

Pistone 1

$$F_{s1} = \frac{\pi}{4} \cdot D^2 \cdot p \cdot \eta$$

con:

-Forza di spinta: $F_{s1} = 1300 [N]$;

- Pressione: $p = 6 [bar]$;

- Rendimento: $\eta = 0.93 [-]$.

$$D_1 = 0.055 [m]$$

Pistone 2

$$F_{s2} = \frac{\pi}{4} \cdot D^2 \cdot p \cdot \eta$$

con:

-Forza di spinta: $F_{s2} = 2000 [N]$;

- Pressione: $p = 6 [bar]$;

- Rendimento: $\eta = 0.95 [-]$.

$$D_2 = 0.067 [m]$$

Si è scelto dal catalogo della "Festo" il cilindro compatto "ADN-80-50-A-P-A" con un diametro pari a 80 mm e la corsa di 50 mm. Si è mantenuto lo stesso pistone per ottenere entrambe le forze di spinta. Negli allegati è presente il datasheet del pistone e dei relativi componenti aggiuntivi.

4.3.2 Analisi di buckling

La barra utilizzata per il posizionamento della protesi è stata verificata a carico di punta euleriano.

Calcolo del carico critico euleriano:

$$P_{critico} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{l_0^2} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot \frac{\pi \cdot d^4}{64}}{l_0^2}$$

con:

- Modulo di elasticità: $E = 210000$ [MPa];
- Diametro della barra: $d = 30$ [mm];
- Lunghezza della barra: $l = 800$ [mm];
- Lunghezza di inflessione incastro – incastro: $l_0 = 0.5 \cdot l$.

$$P_{critico} = \frac{\pi^2 \cdot 210000 \cdot \frac{\pi \cdot 30^4}{64}}{(0.5 \cdot 800)^2} = 515055 \text{ N}$$

Calcolo della forza nella barra:

Essendo il movimento dei pistoni alternato, la forza nella barra è pari alla componente verticale del pistone che esercita la forza maggiore (F_2).

$$F_{2-y} = F_2 \cdot \cos(\beta)$$

con:

- $F_2 = 2000$ [N];
- $\beta = 20^\circ$.

$$F_{2-y} = 2000 \cdot \cos(20^\circ) \cong 1880 \text{ N}$$

$$F_{2-y} \ll P_{critico} \rightarrow OK!$$

4.3.3 Verifica a flessione dei piedini

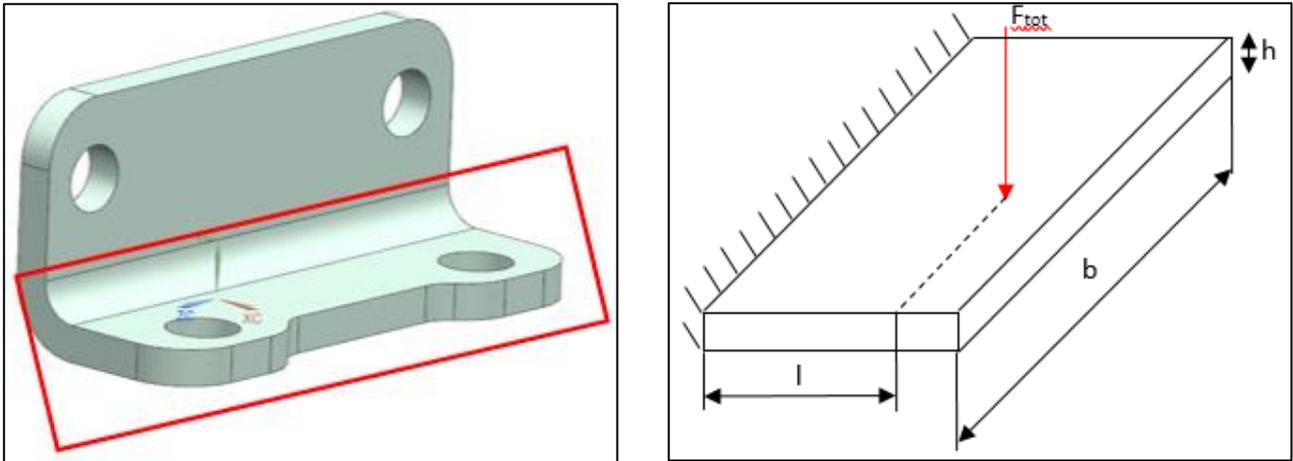


Figura 27: Piedino e semplificazione piedino

$$\sigma_f = \frac{M_f}{W_x} = \frac{F_{tot} \cdot l}{\frac{b \cdot h^2}{6}}$$

con:

$$-F_{tot} = F_2 = 2000 \text{ [N];}$$

$$-l = 21 \text{ [mm];}$$

$$-b = 93 \text{ [mm];}$$

$$-h = 6 \text{ [mm].}$$

$$\sigma_f = \frac{2000 \cdot 21}{\frac{93 \cdot 6^2}{6}} \cong 75 \text{ MPa}$$

Il materiale dei piedini è un S235JR con una $\sigma_y = 235 \text{ MPa}$.

$$\sigma_f \ll \sigma_y \rightarrow \text{OK!}$$

5 Conclusioni

La prova sperimentale a compressione si è conclusa con una forza di applicazione di 5000 N. La protesi si è deformata plasticamente nella zona della tibia e dal grafico, che si è ottenuto a seguito della prova, si è potuto notare che la forza che ha causato l'inizio della plasticità è di circa 3800 N. Il risultato ottenuto è da considerarsi positivo, in quanto la forza applicata prima della deformazione plastica è abbastanza elevata (corrisponde a circa 380 kg). L'analisi FEM non lineare, effettuata sempre con una forza di 5000 N, ha riportato delle discrepanze rispetto alla prova a compressione, in quanto la protesi inizia a deformarsi plasticamente con una forza di circa 2300 N, anziché di 3800 N. Questo, probabilmente, è dovuto a deformazioni plastiche locali nella protesi non rilevabili con la prova a compressione.

Dalla simulazione FEM non lineare effettuata con una forza di utilizzo di 2000 N è emerso che la protesi, a seguito dell'applicazione dell'intera forza, non plasticizza, però arriva a raggiungere il suo limite elastico, quindi sarebbe necessario, per esempio, rinforzarla in quella zona con un rivestimento di un materiale più resistente.

Un aspetto generale migliorabile delle simulazioni FEM sarebbe quello di perfezionare in modo più accurato il modello. Per quanto riguarda le simulazioni non lineari, sarebbe meglio utilizzare elementi CTETRA10 e non CTETRA4.

Il banco di prova progettato permette di testare ciclicamente a fatica le protesi monolimb, è semplice nella costruzione e anche nell'utilizzo.

Il controllo dei pistoni e il relativo cablaggio sono due aspetti che andrebbero studiati più accuratamente. Anche la rotazione di 7° dell'asse longitudinale del piede della protesi andrebbe rivista.

In ogni caso, questo banco di prova è il primo prototipo progettato.

6 Bibliografia

- [1] R. C. Oscar Chinellato, PNEUMATICA Principi e componenti, Milano: Festo, 1999.
- [2] «SI-Plan Electronics Research Ltd,» 19 Gennaio 2018. [Online]. Available: <http://www.si-plan.com/content/products/testmachines/limb.php>.
- [3] *Prosthetics — Structural testing of lower-limb prostheses — Requirements and test methods (ISO 10328)*, Svizzera: ISO, 2016.
- [4] «Youtube,» [Online]. Available: https://www.youtube.com/watch?v=Ucl-8q_7Wig&feature=youtu.be. [Consultato il giorno 19 Gennaio 2018].
- [5] «SwissLimbs,» [Online]. Available: <http://www.swisslimbs.org/>. [Consultato il giorno 19 Gennaio 2018].
- [6] L. Diviani, *Elementi di macchine 2-Allegati*.

7 Allegati

In allegato si trovano tutti i datasheet dei seguenti componenti:

- Cilindro compatto a doppio effetto;
- Piedini per il fissaggio del pistone;
- Piastra filettata;
- Guida lineare;
- Profilato cavo rettangolare;
- Ghiera di bloccaggio;
- Rosetta di sicurezza.

Inoltre è presente anche il disegno d'assieme 2D riguardante il banco di prova "AR_SP_Progetto semestre_Z01-00".