

ALMA MATER STUDIORUM
UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI BOLOGNA
SEDE DI CESENA

Seconda Facoltà di Ingegneria con sede a Cesena
Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

PROGETTAZIONE E STUDIO DI UN
DISPOSITIVO PER FRATTURE DEL FEMORE
PROSSIMALE

Tesi in: Laboratorio di design del prodotto

Presentata da:
Loguercio Antonio

Relatore:
Prof. De Crescenzo
Francesca

Correlatori:
Ing. Fantini Massimiliano
Ing. Ceruti Alessandro
Ing. Tuveri Marco

ANNO ACCADEMICO 2011–2012
SESSIONE III

Indice

Introduzione	vii
1 Tessuto osseo ed articolazione coxo-femorale	1
1.1 Caratteristiche del tessuto osseo	1
1.2 L'articolazione coxo-femorale	4
1.3 Il femore	6
2 Fratture del femore prossimale	9
2.1 Fratture intertrocanteriche	11
2.2 Fratture del collo del femore	11
2.3 Fratture subtrocanteriche	12
2.4 Fratture del gran trocantere	13
2.5 Dispositivi per la riduzione delle fratture del femore prossimale	14
2.5.1 Dispositivo DHS (vite-placca)	14
2.5.2 Chiodo intramidollare	16
2.5.3 Viti Lag	18
2.5.4 Artroprotesi d'anca completa	18
2.6 L'idea: un nuovo dispositivo per le fratture pertrocan- teriche e del collo del femore	20
3 I sistemi CA nell'ingegneria biomedica	23

3.1	Protocolli e dati per TC	24
3.2	Processamento dei dati TC	28
3.3	Introduzione degli elementi finiti	30
3.3.1	Metodi basati sulla creazione dei contorni . . .	31
3.3.2	Estrazione della struttura 3D ombreggiata . . .	31
3.4	Modellazione medica CAD-based	32
3.4.1	Creazione di biomodelli attraverso la prototipazione rapida	32
3.5	Esami relativi la misurazione della densità minerale ossea (BMD)	34
4	Costruzione dei dispositivi in Solid-Works	39
4.1	Costruzione della vite di supporto	39
4.2	Creazione della vite di scorrimento	43
4.3	Costruzione di un assieme	46
4.4	Modellazione del femore	47
4.5	Costruzione assieme femore-viti	48
5	Costruzione di un modello del femore prossimale	53
5.1	Metodo degli elementi finiti	53
5.1.1	Sistemi di riferimento locale e globale	56
5.1.2	Assemblaggio degli elementi finiti	56
5.1.3	Imposizione delle condizioni al contorno	58
5.1.4	Funzioni di forma	58
5.1.5	Integrazione numerica	59
5.1.6	Tipo di elementi utilizzati	59
5.2	Costruzione del modello	63
5.2.1	Dispositivi di calcolo a disposizione	63
5.3	Costruzione del modello FE utilizzato	64
5.4	Importazione del modello	65
5.5	Divisione in gruppi	65
5.6	Imprint ed associazione delle superfici	66
5.7	Creazione del Mesh Seed	67

5.8	Creazione della mesh	68
5.9	Equivalence	72
5.10	Definizione dei contatti tra i vari solidi	73
5.11	Definizione delle proprietà degli elementi	74
5.12	Definizione delle condizioni di carico del modello	77
5.12.1	forza di simulazione dell'azione muscolare	78
5.13	Definizione del tipo di soluzione da utilizzare	80
6	Risultati della sperimentazione	83
6.1	Analisi semplificata	86
6.2	Prove sperimentali relative la filettatura	89
6.3	Prova sperimentale con dispositivo inserito con angolo di inclinazione pari a 125°	89
6.3.1	Configurazione verticale	89
6.3.2	Configurazione orizzontale	97
6.4	Prove sperimentali con dispositivo inserito con angolo di inclinazione pari a 130°	105
6.4.1	Configurazione verticale	105
6.4.2	Configurazione orizzontale	108
6.5	Prove sperimentali con dispositivo inserito con angolo di inclinazione pari a 135°	112
6.5.1	Configurazione verticale	112
6.5.2	Configurazione orizzontale	116
7	Conclusioni	117
7.1	Sviluppi futuri	120
	Bibliografia	123

Introduzione

L'articolazione d'anca è una delle articolazioni principali del corpo umano, ed il suo cedimento comporta un grandissimo disagio riguardo la deambulazione del soggetto. Studi statistici mostrano come nel mondo ogni anno vi siano diverse centinaia di migliaia di casi di fratture del femore prossimale. Questo dato è destinato ad aumentare, vista la relazione diretta tra l'avanzare dell'età e l'aumentare del rischio di cedimento[1][15]. Il trattamento non tempestivo di patologie relative l'anca può comportare notevoli disagi al paziente, da un dolore persistente alla perdita di mobilità nonché, in casi limite e con un ritardo d'intervento superiore alle 72 ore, alla morte del soggetto[11].

Il lavoro che viene proposto in questo elaborato è la progettazione di un particolare dispositivo per la riduzione della frattura di femore prossimale e la successiva riabilitazione da questa patologia, in collaborazione con una azienda del comprensorio, la CLS Titanium, interessata alla realizzazione ed alla conseguente commercializzazione del prodotto. Inoltre obiettivo preposto è l'approfondire come effettuare la realizzazione di un modello agli elementi finiti (FEM), nella fattispecie del femore.

Capitolo 1

Tessuto osseo ed articolazione coxo-femorale

1.1 Caratteristiche del tessuto osseo

Il tessuto osseo è una forma di tessuto connettivo altamente specializzato, così costituito:

- 2/3: componenti inorganici (fosfati e carbonati di calcio);
- 1/3: componenti organici (principalmente collagene, ma anche proteoglicani, lipidi ed in minima parte cellule).

Le cellule che costituiscono questo tessuto appartengono a tre famiglie:

- **ostoblasti**, responsabili della formazione del tessuto;
- **osteociti**, responsabili della manutenzione e riparazione del tessuto;
- **osteoclasti**, responsabili della rimozione del tessuto vecchio o danneggiato.

I tessuti calcificati devono soddisfare due specifiche funzioni: la funzione **fisiologica** (garantire l'omeostasi del calcio) e la funzione **meccanica** (resistere ai carichi meccanici per consentire il movimento e proteggere gli organi interni). Osservando macroscopicamente la struttura delle ossa, possono distinguersi due diverse strutture architettoniche:

CAPITOLO 1. *TESSUTO OSSEO ED ARTICOLAZIONE COXO-FEMORALE*

- **osso corticale** (compatto): denso, resistente e rigido meccanicamente, ma pesante e molto costoso in termini metabolici;
- **osso spugnoso**: poco denso, leggero e poco costoso, non garantisce però sufficiente resistenza meccanica. La sua funzione è di sostenere e di prevenire le instabilità.

Un guscio sottile di osso corticale riempito di spugnoso è la struttura complementare ottimale dal punto di vista biomeccanico [2].

L'osso corticale è composto da fasci di **lamelle**, che sommati vanno a definire gli **osteoni**, attorno ad ognuno dei quali si sviluppa una *linea cementante* (zona fragile che tende ad attrarre il percorso di avanzamento delle cricche, smorzandole ed arrestandone così la propagazione).

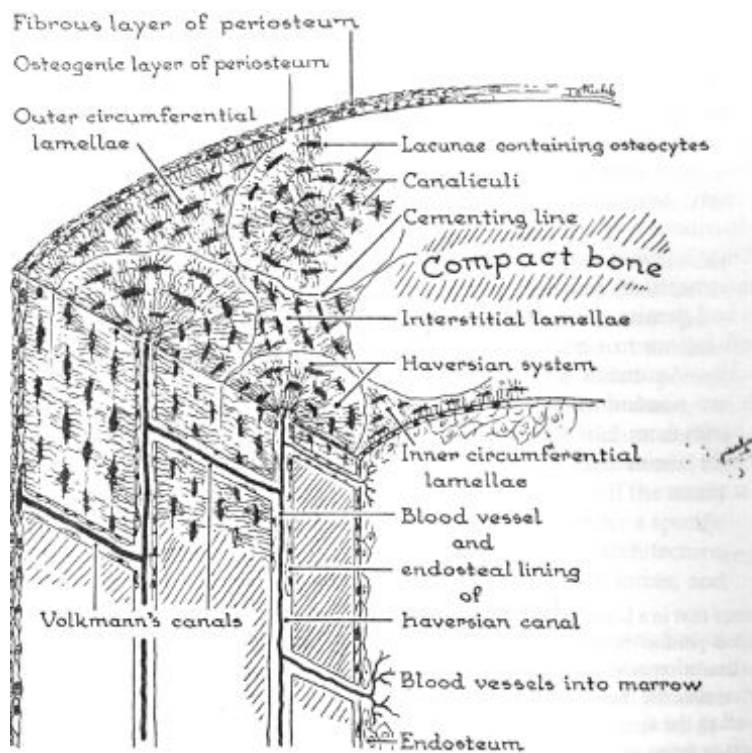


Figura 1.1: Schematizzazione di osso corticale[2].

CAPITOLO 1. TESSUTO OSSEO ED ARTICOLAZIONE COXO-FEMORALE

L'osso spugnoso adulto invece è un reticolo di **trabecole** interconnesse e di diversa forma. Lo **spazio interstiziale** è riempito di **midollo rosso**, all'interno del quale avviene la formazione di cellule del sangue. I reticoli di trabecole possono arrivare fino alla lunghezza di 1 mm e di 50-600 micron in sezione.

L'osso trabecolare ha un'elevata capacità di assorbire gli urti. Contribuisce ad irrigidire la struttura unendo il guscio di osso corticale e distribuisce i carichi in caso di impatti laterali. La direzione delle trabecole è legata alla direzione delle sollecitazioni: esse tendono ad allinearsi secondo determinate **direzioni principali**.

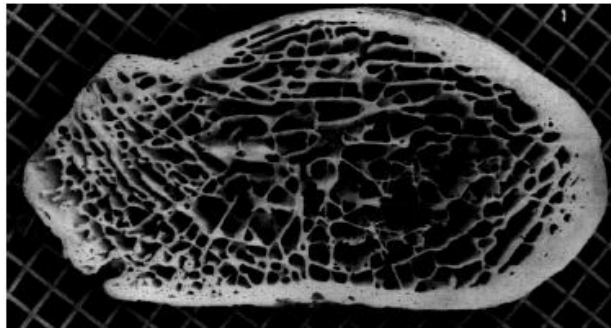


Figura 1.2: Esempio di osso spugnoso (nello specifico, collo di femore)[2].

Col passare degli anni il tessuto si impoverisce di calcio, aumentano le dimensioni interne ed esterne, e le trabecole dell'osso spugnoso si diradano ed assottigliano.

La variazione topica è legata alle specifiche funzioni del tessuto nelle diverse aree del corpo. **Rigidezza** e **carico di rottura** dell'osso sono correlati, tramite indici quali:

- **densità ossea** (indice del minerale contenuto);
- **porosità**: indebolisce la struttura e concentra le tensioni.

In prima approssimazione, c'è una correlazione secondo la potenza con esponente 1.5 tra densità dell'osso spugnoso ed il suo modulo elastico:

$$E = 6.950 * \rho^{1.49}$$

dove E è il modulo elastico (o modulo di Young) del tessuto osseo e ρ rappresenta la densità ossea [20].

CAPITOLO 1. TESSUTO OSSEO ED ARTICOLAZIONE COXO-FEMORALE

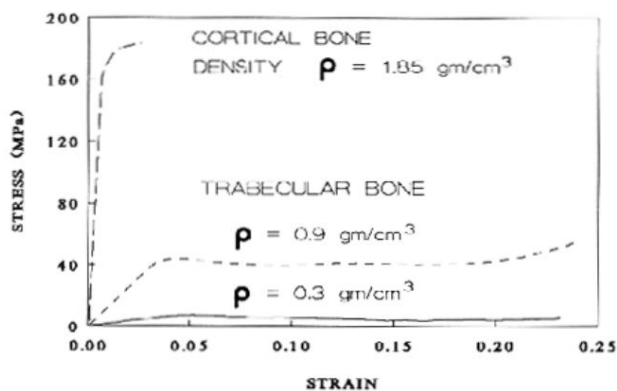


Figura 1.3: Curve tensione-deformazione per l'osso corticale e per l'osso spugnoso al variare della densità[2].

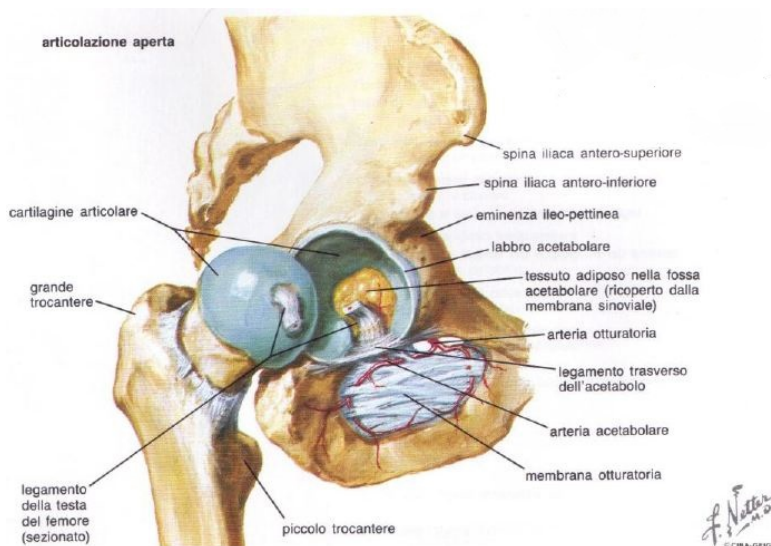


Figura 1.4: Articolazione coxo-femorale[42].

1.2 L'articolazione coxo-femorale

L'articolazione coxo-femorale è costituita dalla testa del femore inserita nell'acetabolo dell'osso coxale. Nella fossa articolare dove si incontrano i due tessuti ossei è presente anche del tessuto adiposo ricoperto dalla membrana sinoviale[4]. Dal punto di vista meccanico questa articolazione si può paragonare ad un giunto sferico con 3 gradi di libertà.

CAPITOLO 1. TESSUTO OSSEO ED ARTICOLAZIONE COXO-FEMORALE

L'escursione articolare è di:

- 120°-140° in flessione-estensione;
- 60°-80° in abduzione-adduzione;
- 60°-90° in rotazione interna esterna.

Uno dei primi modelli schematizzati dell'articolazione di anca si deve a Pauwels, che identificò come condizione di carico peggiore per l'articolazione quella di appoggio monopodalico dinamico, ovvero nella fase di *stance* durante il cammino.

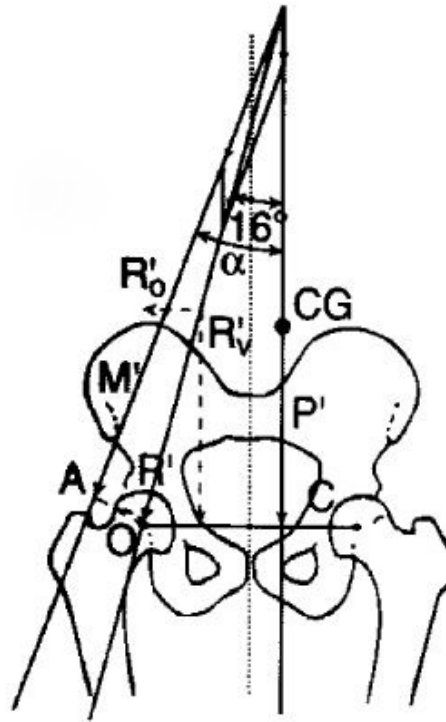


Figura 1.5: Schema del modello di Pauwels[4].

Nel modello si fa riferimento ad una forza peso P' , la cui massa è pari alla massa corporea alla quale è sottratta la massa di un arto inferiore (quello di appoggio), ed una forza muscolare M' , comprensiva

CAPITOLO 1. TESSUTO OSSEO ED ARTICOLAZIONE COXO-FEMORALE

dei contributi dei muscoli abduttori della coscia. La risultante delle due forze, R' , ha un angolo di 16° rispetto l'asse del centro di gravità (CG) ed è applicata sul punto centrale dell'aggancio tra collo e testa del femore.

Benché molto approssimativo, questo modello è tuttora di spunto per la realizzazione di modelli dell'articolazione di anca[4].

1.3 Il femore

Il femore è l'osso più lungo e più grosso dell'apparato scheletrico umano. Esso è composto da un corpo centrale, detto diafisi, e due estremità (epifisi) che fanno parte dell'articolazione dell'anca e del ginocchio[6]. Nel soggetto in posizione anatomica, il femore è inclinato medialmente dall'alto verso il basso, in modo da posizionare le ginocchia in linea col centro di gravità del corpo (angolo di antirotazione). L'inclinazione è più accentuata nelle donne, in quanto hanno il bacino più largo.

L'estremità prossimale presenta una testa approssimativamente sferica, inserita su di un collo angolato e due prominente ossee, i trocanteri, la cui funzione è di fornire sito di inserzione per i muscoli[4].

La testa del femore è saldamente connessa con la profonda cavità articolare dell'acetabolo dell'anca. Si presenta liscia, con una superficie più ampia sopra e anteriormente, interrotta nel mezzo da un'incavatura nella quale prende inserzione il legamento della testa del femore. Il collo è lungo circa 50 mm (range anatomico: 430-560 mm[33]), forma con la diafisi un angolo di circa 135° ($120-145^\circ$) e presenta un gran numero di canali per il passaggio di vasi sanguigni[6].

Il grande trocantere è la prominente ossea dell'anca; ampio e quadrangolare, segna il limite superiore della diafisi del femore. Il suo margine posteriore, arrotondato, delimita la fossa trocanterica e continua verso il basso come cresta intertrocanterica. La fossa trocanterica è una cavità profonda situata sulla faccia mediale del grande trocantere. Il piccolo trocantere è un processo (apofisi) conoide e smusso, posto al punto di giunzione tra il margine inferiore del collo e la diafisi del femore. I due trocanteri sono connessi posteriormente dalla cresta intertrocanterica.

La linea di giunzione tra collo e diafisi è la linea intertrocanterica, e

CAPITOLO 1. *TESSUTO OSSEO ED ARTICOLAZIONE COXO-FEMORALE*

fornisce inserzione alla capsula articolare sulla faccia anteriore dell'osso. La diafisi dell'osso, la cui superficie è liscia, è pressoché uniforme per quanto riguarda il calibro, ma s'ispessisce leggermente alle sue due estremità[4]. L'estremità inferiore presenta due versanti obliqui ed una gola centrale: la faccia patellare, una vasta superficie articolare per la tibia e la patella. I due versanti continuano in due masse voluminose e ovalari, i condili, che sono separati da un'incisura (fossa intercondiloidea), in diretta continuazione della gola della troclea[6].

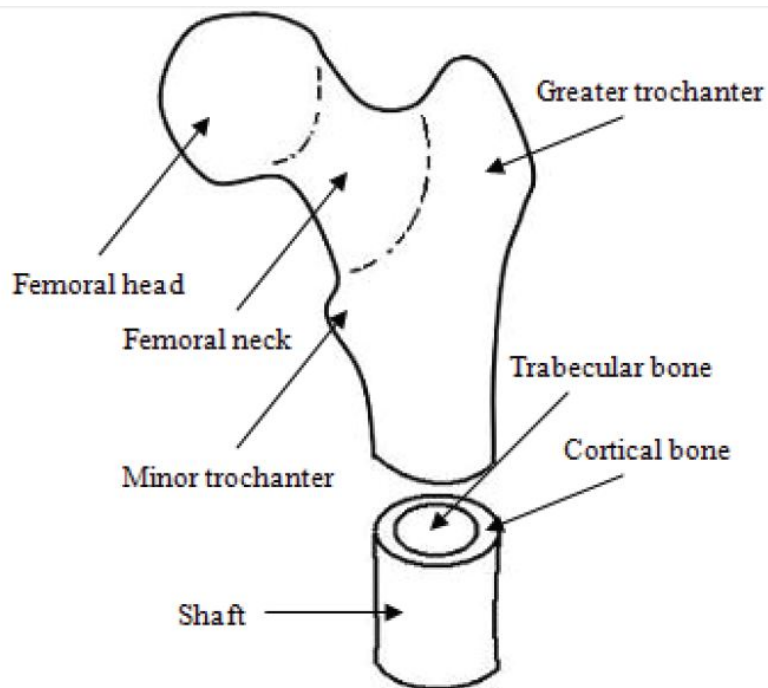


Figura 1.6: Dettaglio del femore prossimale[4].

*CAPITOLO 1. TESSUTO OSSEO ED
ARTICOLAZIONE COXO-FEMORALE*

Capitolo 2

Fratture del femore prossimale

Dal punto di vista meccanico, le trabecole dell'osso spugnoso presenti nel femore prossimale seguono, come detto, determinate direzioni principali, come già denotato da Von Meyer nel 1867, e da Culmann subito dopo. Basandosi su queste informazioni, nel 1892 Wolff ha formulato una legge, la **legge di Wolff**, che descrive il rimodellamento osseo (adattamento funzionale ad i carichi meccanici)[3].

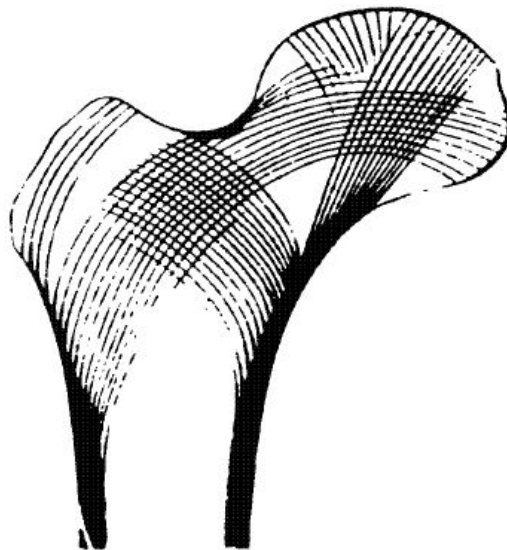


Figura 2.1: Femore prossimale con la descrizione delle direzioni principali delle trabecole interne[42]

Le fratture del femore prossimale sono state divise in varie categorie

CAPITOLO 2. FRATTURE DEL FEMORE PROSSIMALE

in base alla zona dove queste avvengono. Nel dettaglio si presentano:

- fratture intertrocanteriche;
- fratture del collo del femore;
- fratture subtrocanteriche;
- fratture del gran trocantere.

Su queste fratture si interviene chirurgicamente con una tecnica definita **ORIF** (Open Reduction with Internal Fixation), anche se il termine **CRIF** (Closed Reduction with Internal Fixation) sarebbe più appropriato. Di seguito riporto una breve descrizione di questi tipi di frattura[1].

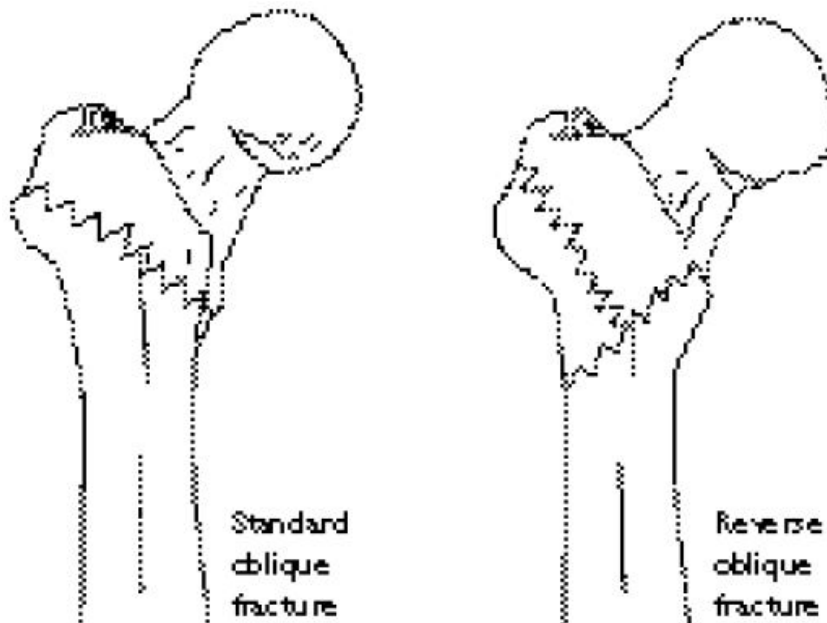


Figura 2.2: Fratture pertrocanteriche[1].

2.1 Fratture intertrocanteriche

Queste fratture si presentano nell'osso transizionale, tra il collo del femore e la base della diafisi femorale, e possono coinvolgere sia il grande trocantere, sia il piccolo trocantere. L'osso transizionale forma il calcar femorale posteromediale, il quale è preposto a distribuire gli sforzi del peso in modo equo.

Queste fratture, dette anche **peretrocanteriche**, sono state classificate da Evans nel 1949, e sono divise in *stabili* ed *instabili*. La stabilità dipende dall'integrità della corteccia postero-mediale dell'osso.

Il dispositivo di riduzione di questo tipo di frattura è definito **DHS** (Dynamic Hip Screw). Questo device, di cui parlerò nel dettaglio più avanti è altresì chiamato in modo comune **vite-placca**.

2.2 Fratture del collo del femore

Dette anche **fratture mediali**, queste si presentano tra la fine della superficie articolare della testa del femore e la regione intertrocanterica. Sono fratture intercapsulari, ed il liquido sinoviale dell'anca può interferire con il loro allineamento.

Come si può notare in figura, la loro classificazione è dovuta a Garden, ed è basata sulla dislocazione della frattura. Il trattamento dipende dall'età del soggetto cui è stata riscontrata la frattura. Se il soggetto è giovane, allora vengono immesse 3 **viti lag** all'interno della linea di frattura per contenerla. Se invece il soggetto è anziano, si procede con un intervento di artroplastica completo, con l'inserimento di una protesi d'anca (**artroprotesi**) che va a sostituire anche la testa del femore.

CAPITOLO 2. FRATTURE DEL FEMORE PROSSIMALE

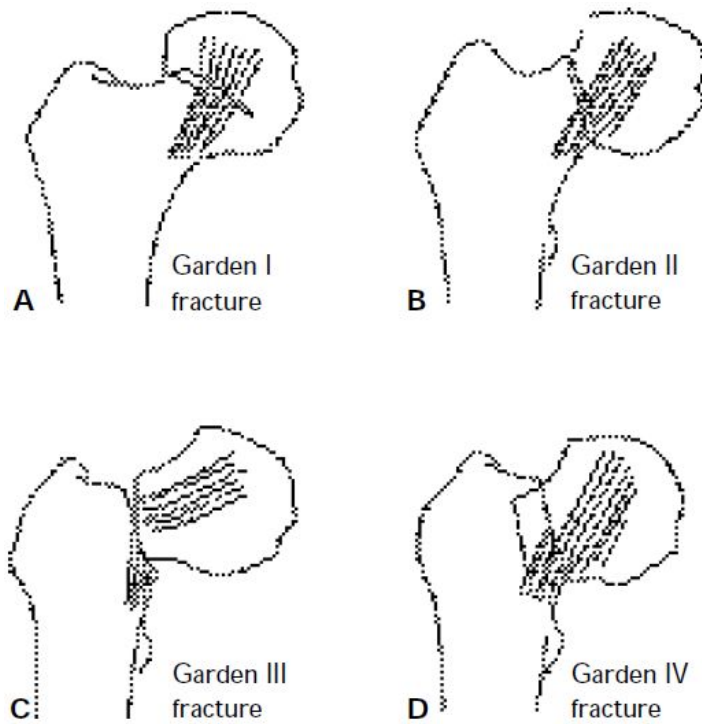


Figura 2.3: Fratture del collo di femore[1].

2.3 Fratture subtrocanteriche

Queste fratture sono le meno comuni tra quelle che interessano il femore prossimale, ed avvengono tra il piccolo trocantere e l'istmo della diafisi del femore. La loro classificazione varia in base al numero di frammenti. La più usata è la classificazione di Russel-Taylor.

Il trattamento di questo tipo di frattura prevede di scegliere tra **chiodo intramidollare** (detto **PFN**) oppure un device extramidollare ad angolo fisso (una sorta di vite-placca).

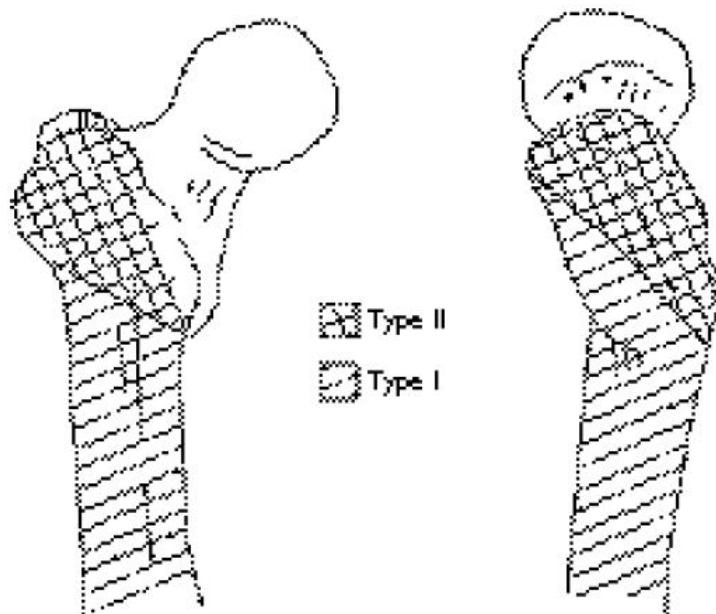


Figura 2.4: Fratture subtrocanteriche[1].

2.4 Fratture del gran trocantere

Queste fratture si dividono nuovamente in due categorie. La più comune riguarda l'avulsione dell'apofisi del gran trocantere, che accade nei pazienti ancora scheletricamente immaturi. La seconda invece, accade negli anziani osteoporotici a seguito di un trauma (caduta). I trattamenti per questo tipo di fratture consistono nell'introduzione di viti, dispositivi di ancoraggio e fili di ancoraggio in modo da poter agganciare i muscoli abduttori e rotazionali dell'anca al femore prossimale.

2.5 Dispositivi per la riduzione delle fratture del femore prossimale

2.5.1 Dispositivo DHS (vite-placca)

Il dispositivo DHS deve il suo nome in gergo di vite-placca ad i suoi due costituenti: una vite che funge da anima dell'osso fratturato, al quale sottrae i carichi, ed una placca esterna all'osso che funge da sostegno e che aiuta a distribuire i carichi sull'epifisi femorale. La particolarità del sistema è che la vite è in grado di traslare in direzione assiale, permettendo quindi la riduzione della frattura.

Nel tempo ci sono state diversi cambiamenti che hanno segnato delle evoluzioni di questo sistema, a vari livelli.

- Il materiale: si è passati dall'acciaio (AISI 316L) al maggiormente biocompatibile titanio chirurgico (Ti-6Al-4V).
- Il profilo posteriore della vite: la prima versione del dispositivo presentava un incavo di circa 0.3 mm nella parte posteriore della vite, ma ciò mostrava un problema non da poco: se non si riusciva a far combaciare la giusta profondità d'inserimento nell'osso della vite con l'incontro tra l'incavo ed il blocco nella parte posteriore si era costretti a percorrere un intero altro giro di filettatura, con conseguente spostamento rispetto la posizione ideale della punta della vite nella testa del femore. L'evoluzione del dispositivo ha portato ad un profilo ottagonale nella parte posteriore del corpo della vite, con la possibilità di avere quindi 8 zone di aggancio[44].
- Ancoraggio della placca: inizialmente la placca era di forma rettangolare e veniva fissata all'epifisi femorale tramite un singolo chiodo. Ciò comportava un notevole discomfort al paziente ed alla possibile rottura dell'epifisi, in quanto tutto il carico veniva trasferito alla zona dell'osso immediatamente successiva la fine della placca. Al momento invece la placca ha un profilo arcuato, che tende a ricalcare quello dell'osso, ed i punti di fissaggio sono 3 (uno nella zona prossimale, due in quella distale), con una notevole riduzione delle problematiche sopra descritte.

CAPITOLO 2. FRATTURE DEL FEMORE PROSSIMALE

I fattori più importanti da considerare per l'impianto sono:

- L'esatta classificazione della frattura: nel caso di frattura composta da più frammenti sarà necessaria l'immissione di una seconda vite o dell'aggiunta di fili di fissaggio [45].
- La riduzione della frattura anatomica: si cerca il più ampio contatto possibile tra le superfici osee, ma se l'impattamento supera i 15 mm si rischiano cedimenti ed una minore mobilità postoperatoria[7].
- Il calcolo della TAD (Tip Apex Distance): la punta della vite (tip) deve trovarsi, rispetto all'apice della testa del femore (apex) ad una distanza minore di 25 mm. Per il corretto calcolo della TAD si sfruttano delle immagini radiografiche da viste differenti (frontale e laterale)[7].
- Il corretto posizionamento della vite: la vite deve essere posizionata all'interno del collo del femore ad una distanza minima di 5 mm dall'osso subcondrale[7].



Figura 2.5: Sistema DHS per la riduzione delle fratture pertrocanteriche[1].

2.5.2 Chiodo intramidollare

Il chiodo intramidollare è un dispositivo di realizzazione più recente rispetto al DHS, ed è stato ideato per ridurre il braccio di leva del sistema sopra descritto.

Il chiodo si compone di uno stelo che viene fatto alloggiare all'interno del tessuto spugnoso dell'epifisi femorale, al quale viene agganciata una vite che fungerà da tirante per ridurre la frattura (come nel caso del DHS). Lo stelo è quindi fissato nella sua posizione tramite l'inserimento di diversi chiodi (solitamente 3) inseriti nella parte esterna dell'epifisi.

CAPITOLO 2. FRATTURE DEL FEMORE PROSSIMALE

Anche per questo dispositivo vi sono state delle evoluzioni, che hanno portato ad uno stelo di spessore sempre più ridotto, alla possibilità di inserire una seconda vite nel caso di fratture composte, ed alla localizzazione di zone ideali per l'inserimento dei chiodi di fissaggio.

Nato per soppiantare il DHS, in realtà comporta una perdita ematica maggiore durante l'intervento chirurgico (bisogna forare e sostituire una maggiore quantità di osso), e c'è discordanza sui sostanziali vantaggi sin dopo pochi mesi dall'intervento[7][13].



Figura 2.6: Chiodo intramidollare[1].

2.5.3 Viti Lag

Una delle ipotesi di riduzione delle fratture del femore prossimale è quella di utilizzare delle viti lag, ovvero di rallentamento. Queste viti sono poste in modo che le due superiori siano tra loro perfettamente allineate in orizzontale, mentre la terza è posta più in basso in una posizione centrale rispetto le superiori[12].

Questo tipo di strategia sta pian piano cadendo sempre più in disuso, in quanto si registra un notevole discomfort oltre ad una riduzione della mobilità articolare del paziente.

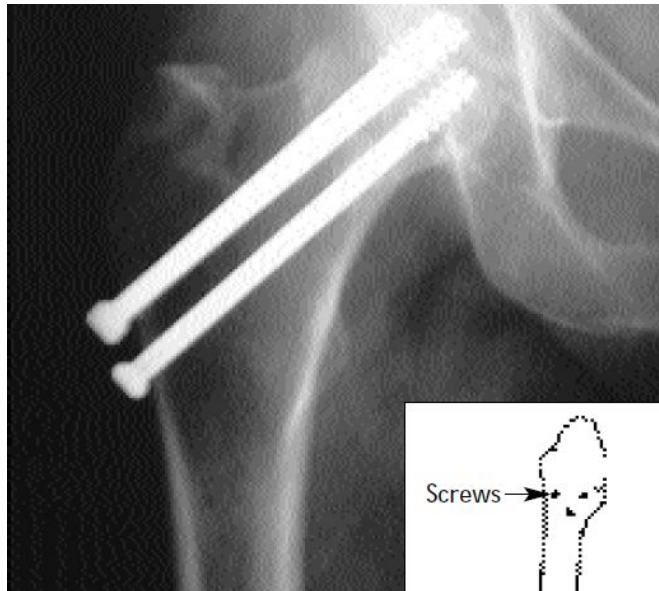


Figura 2.7: Posizionamento delle viti lag[1].

2.5.4 Artroprotesi d'anca completa

L'artroprotesi è definita la protesi d'anca totale non a caso, infatti questo dispositivo è composto di uno stelo da cui si estende un sottile collo che sostiene una testa che va ad inserirsi nell'acetabolo coxale. Esistono innumerevoli studi riguardo questi dispositivi, si è dunque avuta una evoluzione costante di ogni componente: dalla forma e composizione dello stelo, allo spessore, angolazione e rivestimento del collo

CAPITOLO 2. FRATTURE DEL FEMORE PROSSIMALE

fino ad arrivare al materiale ed al rivestimento della testa ed al materiale di rivestimento dell'acetabolo.

In maniera molto approssimativa, possiamo distinguere due categorie di queste protesi: cementate e non cementate.

Le protesi cementate presentano uno stelo di dimensioni leggermente ridotte, che viene ancorato all'interno dell'osso trabecolare della diafisi del femore prossimale con del cemento chirurgico, il PMMA (PoliMetilMetaAcrilato). Questo polimero presenta però due grandi problemi:

- è ottenuto tramite una reazione da eseguire in situ fortemente esogena. C'è dunque il rischio di bruciare dei tessuti.
- se corrosivo, rilascia delle code polimeriche ritenute altamente tossiche.

Le protesi non cementate hanno dimensioni dello stelo leggermente maggiori, ma possono presentare fenomeni di stress-shielding a livello del tessuto osseo circostante lo stelo, aumentando la possibilità di nuove fratture del tessuto.

Recentemente, nei laboratori dello IOR (Istituto Ortopedico Rizzoli) di Bologna, è stato studiato un impianto PER (Proximal Epiphyseal Replacement) costituito da una testa modulare ed uno stelo curvo cementato[32].

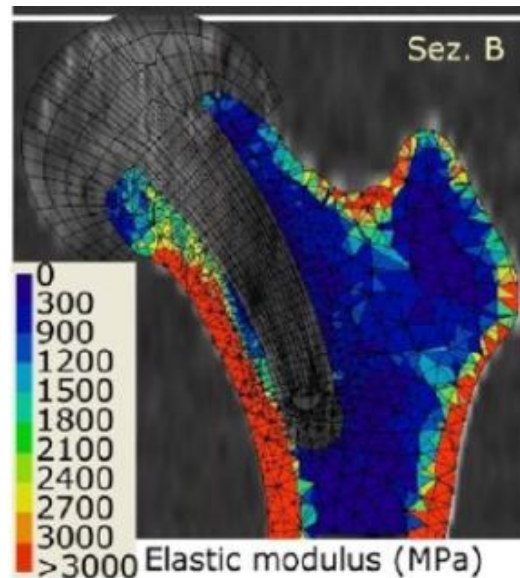


Figura 2.8: Nuovo sistema PER con annessa variazione del modulo elastico nel tessuto osseo circostante[32].

2.6 L'idea: un nuovo dispositivo per le fratture pertrocanteriche e del collo del femore

Come si è potuto notare in questa piccola panoramica, le soluzioni per la riduzione di queste tipologie di fratture sono varie ed articolate, alcune prettamente meccaniche come quelle sopra descritte, altre che invece fondono vari campi della fisica[43].

L'idea degli ingegneri della CLS Titanium è nata dalla necessità di ridurre il costo della protesi e di diminuire il discomfort per il paziente: una evoluzione del DHS, cui andrà tolta la placca. Il sistema sarebbe composto da due complessi, ognuno dei quali a sua volta realizzato da una vite, detta di scorrimento, da porre all'interno del collo del femore, che alloggia all'interno di una seconda vite, detta di supporto, di maggiori dimensioni e che rimarrebbe nella zona distale rispetto la testa del femore, andandosi a poggiare sull'osso corticale della regione subtrocanterica. Le viti interne potranno scorrere in modo da garan-

CAPITOLO 2. FRATTURE DEL FEMORE PROSSIMALE

tire la riduzione della frattura ed il carico applicato all'articolazione verrà trasferito alle viti di supporto, le quali lo trasferiranno a loro volta all'osso corticale dell'epifisi.

I due complessi saranno posti in parallelo, come oramai consolidato nella pratica chirurgica, e verranno esaminate le due diverse configurazioni di inserimento in verticale ed orizzontale, in modo da controllare quale sia la configurazione migliore per il sistema[12].

Il dispositivo, così come gli altri dispositivi utilizzati nella pratica chirurgica per questo tipo di frattura, dovrà ottenere la certificazione ISO 7206[10].

*CAPITOLO 2. FRATTURE DEL FEMORE
PROSSIMALE*

Capitolo 3

I sistemi CA nell'ingegneria biomedica

La tissue engineering (ingegneria tissutale) è il ramo dell'ingegneria che si occupa della creazione di tessuti ed organi funzionali per il trapianto o l'integrazione con i componenti biologici del nostro corpo.

Oggi, sistemi **CA** (Computer-Aided) come **CAD/CAM** (CA Design e CA Manufacturing) e di prototipazione rapida (**RP**), partendo da dati di imaging medicale non invasivo realizzato da strumenti come **TC** (Tomografia Computerizzata) ed **RMI** (Imaging di Risonanza Magnetica), aiutano lo sviluppo di questa branca della scienza a rendere nuovamente idoneo alla sua funzione il corpo umano mediante la costruzione di modelli fisici di tessuti duri, scaffolds, o stampi da cui poter ricavare tessuti cartilaginei.

Questi sistemi computazionali sono raggruppati sotto la sigla **CATE** (CA Tissue Engineering)[14].

La modellazione anatomica può essere divisa in due aree:

- lo sviluppo di surrogati artificiali per i tessuti, dove le caratteristiche dei tessuti naturali sono necessarie per realizzare ricostruzioni artificiali realistiche;
- la modellazione dei tessuti relazionandosi alla zona anatomica dove dovranno essere impiantati, utilizzando un approccio che varia dalla ingegnerizzazione dei materiali alla ricostruzione matematica della regione anatomica[14].

Specie per il secondo punto, essendo il corpo umano di una certa complessità e dunque non facilmente definibile in termini matematici,

CAPITOLO 3. I SISTEMI CA NELL'INGEGNERIA BIOMEDICA

sono sfruttate delle tecniche di imaging non invasivo, tra le quali molto conosciute sono la TC e la MRI.

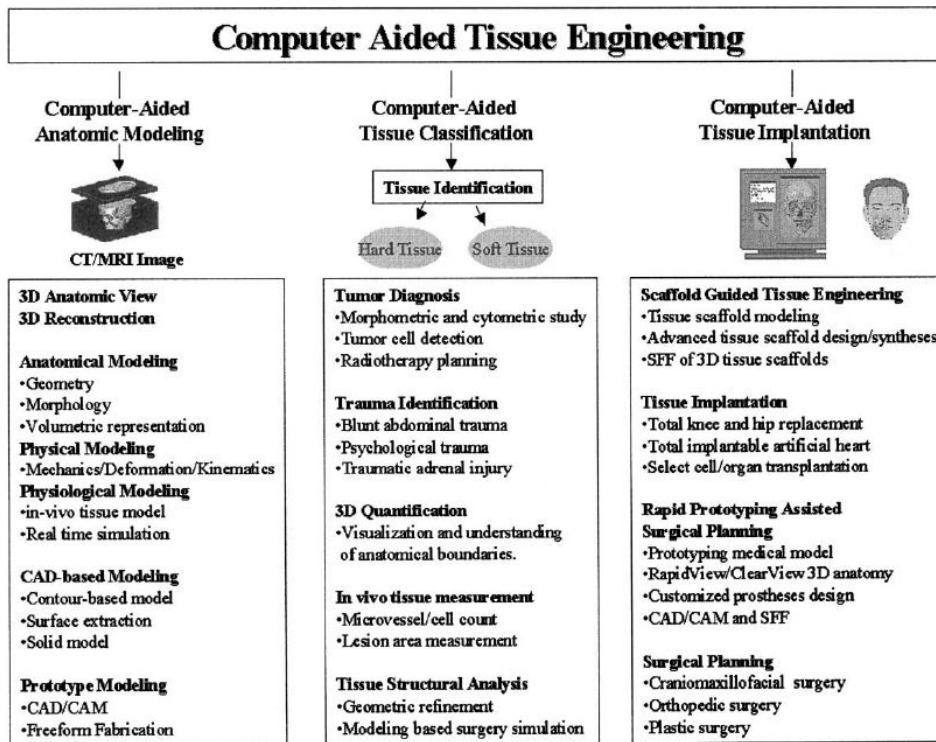


Figura 3.1: Panoramica sulle possibilità dei CATE[14].

3.1 Protocolli e dati per TC

La TC è uno degli esami diagnostici più utilizzati per la visualizzazione di tessuti. Essa sfrutta delle radiazioni ionizzanti (raggi X) per riprodurre strati del corpo del paziente ed effettuarne elaborazioni tridimensionali.

Questa tecnica è altresì nota come *TAC*, Tomografia Assiale Computerizzata, in quanto inizialmente le immagini erano generate solo lungo un piano perpendicolare l'asse del corpo (trasversale), ma con l'avvento dei contatti striscianti si è passati alla TC spirale, che consente

CAPITOLO 3. I SISTEMI CA NELL'INGEGNERIA BIOMEDICA

di acquisire direttamente un volume, facilitando così la ricostruzione tridimensionale.

La realizzazione delle immagini avviene misurando l'attenuazione del fascio di raggi X che attraversa il tessuto bersaglio. L'attenuazione è proporzionale alla densità elettronica del tessuto stesso, Più piccolo è il volume rappresentato, maggiore è la risoluzione spaziale. Il bersaglio viene diviso in **voxel** (VOLUME ELEMENT), ad ognuno dei quali corrisponde un elemento di immagine (**pixel**) rappresentato in scala di grigi. L'unità di misura dell'energia assorbita per unità di massa è il Gray (**Gy**), mentre l'**HU** (Hounsfield Unit) è l'unità grazie alla quale voxel con alta densità vengono rappresentati con una gradazione di grigio più chiara e voxel con bassa densità vengono rappresentati più scuri (l'acqua vale 0 HU, mentre l'osso corticale vale +1000 HU).

Lo studio TC può essere implementato anche con l'infusione di mezzi di contrasto per via endovenosa in modo da poter valutare anche distretti corporei contenenti tessuti molli[14].

E' importante ricordare che i potenziali effetti biologici delle radiazioni dipendono non solo dalla dose, ma anche dalla sensibilità dei tessuti irradiati; per questo motivo sono in atto diversi studi che cercano di riprodurre l'interazione tra corpo umano e particelle radioattive tramite l'utilizzo di *fantocci*. La dose somministrata deve essere la minima indispensabile per ottenere il risultato diagnostico voluto (ALARA = as low as reasonably achievable, tanto bassa quanto ragionevolmente ottenibile)[54].

La **dose paziente** dipende dai parametri di scansione, dalla regione corporea da esaminare, ma anche dalla taglia del paziente, dal tempo di scansione e dalla dose da irradiare. Dal Maggio 2000 è stata implementata una legislazione per regolamentare la dose paziente: *IR(ME)R2000*[17].

Le operazioni da effettuare per la procedura di acquisizione di immagini sono divise in base al tessuto bersaglio da analizzare (è ragionevole pensare che la differenza tra l'analisi dei tessuti molli dell'addome ed il tessuto osseo del viso sia sostanziale).

Per molte analisi è necessaria una minima preparazione del paziente, come evidenziato dalla dicitura **NPO**, seguita da un numero. Questo acronimo sta ad indicare che il paziente non deve assumere né cibi né liquidi nelle ore precedenti l'esame (ore indicate dal numero, di solito

4).

Procedure	Your Preparation
Abdomen	NPO 4 hours
Aspiration	NPO 4 hours and previous CT scan. <i>Off blood thinners 48 hours prior to procedure</i>
Biopsy	NPO 4 hours and previous CT scan. <i>Off blood thinners 48 hours prior to procedure</i>
Brain	NPO 4 hours
Chest (Thorax)	NPO 4 hours and current chest x-ray
CTA* (CT Angiography)	NPO 4 hours
IAC* (Internal Auditory Canal)	NPO 4 hours
KUB* (Kidney, Ureter, Bladder)	NPO 4 hours
Orbits, Facial Bones	No prep for bones; NPO 4 hours for orbits
Pelvis	NPO 4 hours
Soft Tissue Neck*	NPO 4 hours

Figura 3.2: Vari esempi di TC con relativa preparazione per il paziente[16].

Esistono diversi **protocolli di acquisizione**, i quali possono variare a seconda del Paese, della struttura e persino a seconda del macchinario con cui si sta effettuando l'esame, come mostrato ad esempio in figura 3 [17].

Brevemente, differenze possono essere riscontrate su:

- scansione di tipo assiale o a spirale (oramai quasi sempre viene utilizzata la spirale).
- Selezione dei kV da applicare (range: 80-140 kV).
- Tempo di rotazione (può variare tra gli 0.5 ed i 4s).
- Scelta di riferimento in mA (range di corrente del tubo catodico) oppure in mAs (range di corrente moltiplicato per il tempo di rotazione).
- Collimazione delle slice (dipende dall'array di detettori utilizzato).

CAPITOLO 3. I SISTEMI CA NELL'INGEGNERIA BIOMEDICA

- Spessore delle slice.
- Movimento del tavolo (in mm) rispetto alle rotazioni dello scanner.
- Fattore d'inclinazione.
- Intervallo immagine (intervallo di tempo per la ricostruzione dell'immagine. Può essere affetto dal numero di slice ma non dalla dose paziente).
- Algoritmo di ricostruzione utilizzato.
- CTDI_{vol} (Dosimetria utilizzata calcolata utilizzando l'ImPACT CT Dosimetry Spreadsheet).
- Non dipendente dal dispositivo, le dimensioni del paziente.

Table 5. Helical routine abdomen protocols for GE scanners

	Lightspeed 16	Lightspeed Ultra	Lightspeed Plus
kV	120	120	120
mAs	180	232	152
Rotation time (s)	0.6	0.8	0.8
Slice collimation (mm)	16 × 1.25	8 × 1.25	4 × 1.25
Slice width (mm)	5.0	5.0	5.0
Feed/rotation (mm)	27.5	27.5	11.25
Pitch factor	1.375	2.75	2.25
Kernel	Std	Std	Std
Interval (mm)	5.0	5.0	5.0
CTDI _w (mGy)	17.8	26.7	19.4
CTDI _{vol} (mGy)	13.0	9.7	8.6

CTDI_w, weighted Computed Tomography Dose Index (CTDI); CTDI_{vol}, CTDI within a scanned volume.

Figura 3.3: Esempio di parametri da settare per un esame TC dell'addome con dispositivo della GE[17].

Per l'eliminazione dell'errore (**NI**, Noise Index) ogni compagnia ha adottato una sua strategia (ad esempio la *dose right* della Philips; *CARE dose* della Siemens; *Real EC* della Toshiba), la cui dinamica è chiara: più il segnale che raggiunge i detettori è costante, migliore sarà la qualità dell'immagine, con annessa riduzione degli artefatti e, soprattutto, riduzione della dose[17].

Nel caso di acquisizione di dati relativi ai tessuti ossei al paziente non è richiesta una particolare preparazione, in quanto il tessuto osseo è facilmente distinguibile nelle immagini radiografiche; nonostante ciò, è

possibile il verificarsi di diversi artefatti, sicché la qualità dei dati posti come input alla catena di processamento delle immagini (*RAW Data*) può variare per ogni singolo esame.

Tutte le tecniche di rendering 3D rappresentano un volume di dati 3D in piani bidimensionali, traslando le relazioni spaziali innate nei dati grazie all'uso di segnali d'entrata visualizzati a diverse profondità[54].

3.2 Processamento dei dati TC

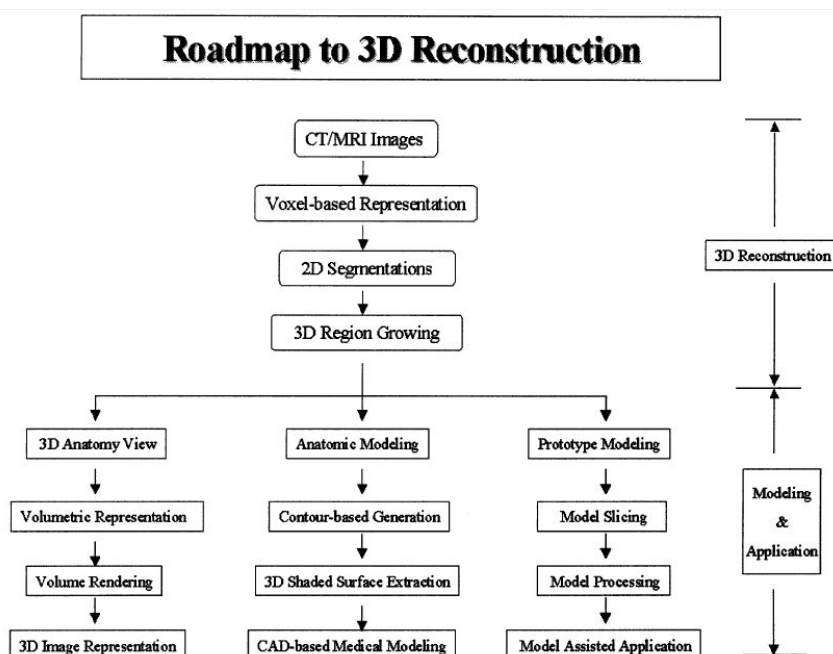


Figura 3.4: Possibilità per la ricostruzione 3D[14].

I processi più importanti per ottenere dei data set di immagini dai dati grezzi sono la convoluzione e la retroproiezione (trasformata di Radon). Le immagini di partenza di tutte le sezioni vengono normalmente registrate su un sistema di archiviazione (**PACS**) e le sezioni più importanti vengono talvolta stampate su pellicola (il rivelatore ad alta efficienza è normalmente costituito da ioduro di cesio o fluoruro di calcio).

CAPITOLO 3. I SISTEMI CA NELL'INGEGNERIA BIOMEDICA

Il processamento avviene mediante l'utilizzo di un calcolatore dedicato, e le tecniche più utilizzate sono la **SSD** (Shaded Surface Display) e la **MIP** (Maximum Intensity Projection).

Shaded Surface Display

La SSD è stata la prima tecnica applicata a data set medicali. E' un processo in cui si ricavano delle superfici apparenti dall'interno dei dati volumetrici, unendo le quali si crea un'immagine che rappresenterà il volume sullo schermo 2D. Tecnica più comune per ricavare queste immagini è la sogliatura: l'intensità di ogni voxel viene mappata e livellata secondo un range di valori (livello di soglia) specifico. La qualità delle immagini dipende dal range scelto. Tecniche più avanzate, come i *cubi* (o le *sferi*) di *confinamento* usano la sogliatura semplice per scegliere il voxel, ma utilizzano anche i valori del voxel per generare la superficie che è così collocata ed orientata in maniera più precisa. Punti di forza del rendering di superficie sono la velocità e la flessibilità. Applicazioni chirurgiche (ad esempio la maxillo facciale) ricevono vantaggi da questa tecnica in quanto è possibile modificare interattivamente le immagini, inoltre è possibile dividere la zona bersaglio in sottosezioni grazie ai cubi di confinamento.

Critica comune a questa tecnica è che le superfici sono costruite da circa il 10% dei dati in input, inoltre è una tecnica che esprime il meglio di sé quando si ha a che fare con strutture che hanno superfici ben differenziate, mentre in caso contrario è alto il rischio di confonderle e di ottenere immagini spurie.

Maximum Intensity Projection

La MIP è una tecnica di rendering 3D che valuta ogni voxel dal punto di vista dell'operatore e sceglie il voxel con valore di intensità massimo. La validità clinica di questa tecnica è ampiamente dimostrata, specie nei casi di studio di angiografia. E' stato dimostrato (Schneider,[18]) che diversi algoritmi portano alla creazione di immagini diverse, ciò suggerisce che gli algoritmi MIP e di rendering volumetrico sono simili, e che dunque possano essere accorpati sotto un'unica denominazione. Parte degli artefatti creati dall'alta densità di determinati materiali (ad esempio calcificazioni) possono essere superati utilizzando funzioni

di trasferimento non lineari o attraverso l'editing volumetrico (tramite la creazione di *slab*)[18].

3.3 Introduzione degli elementi finiti

Dunque l'imaging anatomico tridimensionale e la sua rappresentazione sono solitamente costruite attraverso la segmentazione di una rappresentazione volumetrica. La segmentazione 2D è l'estrazione delle geometrie dai data set delle scansioni TC. Ogni slice è processata indipendentemente ed i contorni interni ed esterni dei tessuti viventi sono riconosciuti utilizzando determinati algoritmi (ad esempio l'*algoritmo dei gradienti coniugati*).

Questi algoritmi producono superfici articolate, con topologie incoerenti. Metodi come quello dei cubi di confinamento decompongono la geometria complessa in diversi elementi, detti *elementi finiti (FE)*, che riprodurranno il comportamento del sistema. L'accuratezza della riproduzione del comportamento dipende fortemente dal numero di elementi, ma non è sempre vero che un numero maggiore di elementi possa portare a benefici, si rischia anzi, di aumentare l'errore [8][37][20].

Per evitare che ogni elemento venga considerato come entità poligonale separata, viene utilizzato l'algoritmo *DMC* (Discretized Marching Cube) che implementa varie strategie per effettuare disambiguazioni e ridurre la complessità topologica[14].

Le tecniche volumetriche 3D producono l'apparenza di una superficie 3D senza che il computer abbia definito esplicitamente una superficie geometrica. Il rendering volumetrico tratta con la rappresentazione dei dati per realizzare una superficie continua ed una intensità dei dati d'immagine.

Attraverso una combinazione di spostamenti di fase, mapping dell'intensità dei gradienti e valori di luminescenza, la scelta dei parametri fatta dall'utente può produrre un'immagine 3D, la quale è utile non solo per la minimizzazione degli errori, ma anche per coadiuvare il chirurgo, che potrà ruotare o zoommare la zona per individuare dei dettagli[14].

3.3.1 Metodi basati sulla creazione dei contorni

Questi metodi creano dei profili anatomici della regione di interesse (**ROI**) partendo dai dati delle slice provenienti da TC o MRI. Nel processo di ricostruzione 3D tutti i contorni registrati vengono combinati con le slice adiacenti per ricostruire una mappa topografica, come una struttura wireframe 3D. Il wireframe è trasformato in una superficie dalla connessione dei contorni formando dei semplici poligoni. La totalità dei poligoni costituisce una superficie che forma le basi per la vista 3D tramite un processo chiamato **rendering di superficie**, un processo computerizzato per il processamento degli oggetti geometrici utilizzando illuminamento, riflessione ed ombreggiatura riproducendo così l'impressione di un oggetto 3D.

I processi **contour-based** sono molto semplici, ma la trasformazione da contorno a superficie è problematica, e spesso richiede la guida di un operatore per la connessione dei contorni tra le slices adiacenti (anche se negli ultimi anni questa defezione è sempre minore, come ad esempio dimostrano i progetti svolti all'IRST di Meldola in collaborazione con docenti e studenti UNIBO). Si sfrutta l'utilizzo di contorni dalla computer graphics per fondere contorni adiacenti in un solido di superficie come accade nel caso del morfismo. Questa interpolazione basata sulla forma, quando combinata con un buon modello di illuminazione, fa sì che l'immagine 3D risulti dettagliata e realistica[14].

3.3.2 Estrazione della struttura 3D ombreggiata

Altri metodi sfruttano l'estrazione dei dati tomografici per produrre una superficie geometrica in maniera diretta.

I dati (volume d'informazione dell'immagine) vengono processati tramite un semplice inseguitore di soglia in modo da produrre una lista della composizione del voxel, trattando la superficie come un oggetto. Questi algoritmi, detti di solid-segmentation, possono includere nei voxel valori pari o al di sopra della specifica soglia.

La renderizzazione può poi essere effettuata attraverso vari metodi: il render delle facce di ogni voxel, la creazione di poligoni dai voxel d'informazione adiacenti, o la proiezione diretta dei voxel a schermo. Le superfici più dettagliate sono spesso costruite interpolando gli elementi di superficie di più voxel, definendo così superfici molto realistiche,

ma il costo computazionale per effettuare queste operazioni è molto elevato.

I modelli anatomici costruiti attraverso i metodi contour-based e di estrazione dei contorni di superficie provvedono solo ad informazioni di superficie, i dettagli interni vengono persi durante la rigenerazione delle superfici. Molti sistemi per il 3D tendono ad integrare i dati originali di TC ed MRI per tornare indietro alla rappresentazione di superficie[14].

3.4 Modellazione medica CAD-based

Questi metodi sono in grado di descrivere la morfologia anatomica ed applicare la RP attraverso la conversione al formato **STL** (stereolitografia), formato che descrive solo la morfologia della superficie esterna, ma non l'interno.

In generale, le attività di design di modeling anatomico, di analisi e di simulazione necessitano di essere trasferite in un ambiente di modellazione vector-based. I moderni CAD utilizzano un sistema detto **B-REP** (Boundary representation), nel quale un oggetto solido è definito attraverso le superfici che ne fungono da contorno[20]. Queste superfici sono descritte matematicamente tramite funzioni polinomiali, le **NURBS** (Non Uniform Rational B-Spline), le quali rendono possibile costruire modelli computazionali utilizzando un ridotto numero di punti digitalizzati, con un notevole risparmio di memoria utilizzata. Inoltre possono facilitare operazioni come intersezione o chiusura di superficie di contorno. Purtroppo la conversione diretta da dati TC a modelli solidi NURBS non è per nulla semplice. Nell'ultima decade sono stati implementati diversi software per risolvere il problema di conversione (famoso è MIMIC, altri ad esempio sono Surgi-CAD e MedCAD).

3.4.1 Creazione di biomodelli attraverso la prototipazione rapida

I modelli anatomici virtuali presentano ancora dei problemi irrisolti. I principali sono:

CAPITOLO 3. I SISTEMI CA NELL'INGEGNERIA BIOMEDICA

- una visualizzazione 2D non può dare una rappresentazione intuitiva di una geometria 3D;
- geometrie inusuali o deformate del tessuto osseo possono essere difficili da visualizzare a schermo;
- l'integrazione di frammenti ossei multipli è di difficile visualizzazione a schermo;
- la difficoltosa pianificazione di una complessa manipolazione 3D basandosi su dati 2D.

Uno dei metodi per creare prototipi fisici dei modelli anatomici è di utilizzare dispositivi a controllo numerico (*CNC*), i quali fabbricano prototipi o andando a fresare un blocco di materiale fino alla forma desiderata, oppure ricostruendo la geometria in 3D immettendo un sottile strato di materiale alla volta (spessore dell'ordine dei decimi di millimetro).

Grazie all'approccio tramite RP, i dati TC sono in poche ore riprodotti in un modello fisico, che può sia aiutare il chirurgo, sia divenire uno stampo per la creazione di impianti su misura.

I vantaggi della modellazione anatomica con RP sono:

- Produzione di prototipi anatomici da dati TC o MRI;
- Produzione diretta di strutture disegnate direttamente dai dati del paziente;
- Simulazione delle procedure chirurgiche;
- Valutazione della forma dei dispositivi protesici;
- Guida intra ed extraoperatoria;
- Valori registrati per casi di studio;

Passi per la fabbricazione del modello del paziente tramite RP sono:

1. Scanning del paziente tramite TC o MRI;

2. Segmentazione per delineare ed estrarre le superfici come triangoli o poligoni;
3. Pre-processing del modello per produrre un file STL;
4. Segmentazione del modello tramite il selezionato processo RP;
5. Fabbricazione del modello;

I Processi di RP spesso utilizzati sono diversi, nello specifico:

- Stereolithography (*STL*): i modelli sono creati grazie al tracciamento tramite laser ultravioletto a bassa potenza all'interno di un catino e fissati tramite resina.
- Selective laser sintering (*SLS*): i modelli sono prodotti sfruttando la potenza termica, un laser modella la polvere di materiale posizionata in un cesto.
- Fused deposited modeling (*FDM*): i modelli derivano da materiale termoplastico fuso, estruso attraverso un ugello posizionato su di un piano controllato tramite calcolatore.
- Laminated object manufacturing (*LOM*): i modelli sono costruiti grazie alla termoattivazione; vari strati vengono fatti aderire su di un piano facente parte del dispositivo CNC.
- Multiphase jet solidification (*MJS*): i modelli di materiali metallici o ceramici a bassa viscosità sono creati estrudendo il materiale attraverso un getto liquido.
- Three-dimensional printing (*3-DP*): crea i modelli spruzzando del liquido legante su strati di materiale metallico o ceramico.

3.5 Esami relativi la misurazione della densità minerale ossea (BMD)

E' stata riscontrata un'elevatissima correlazione tra la densità minerale all'interno del tessuto osseo e la probabilità di frattura di quest'ultimo. E' un riscontro che combacia bene con l'intuizione, ed ha portato

CAPITOLO 3. I SISTEMI CA NELL'INGEGNERIA BIOMEDICA

allo sviluppo di tecniche per la misurazione della quantità di minerale come la **QCT** (tomografia quantitativa computerizzata), una RM quantitativa, o una tecnica ultrasonica quantitativa. La tecnica però più utilizzata attualmente è la **DXA** [15][24].

La DXA (Dual Energy X-Ray Absorptiometry), è una tecnica in cui si sfrutta l'emissione a 2 livelli energetici di fasci di raggi X a bassissime dose di radiazioni, e con la quale, oltre alla valutazione di densità ossea, si possono misurare delle "attenuazioni" proporzionali della composizione corporea, della massa grassa e della massa magra del soggetto. E' inoltre possibile ottenere la composizione corporea segmentale separata per singoli distretti (tronco, braccia, gambe).

Tra i vantaggi di questa tecnica si possono annoverare un costo contenuto ed una bassa esposizione a radiazioni a fronte di una buona accuratezza. I valori misurati con la metodica DXA per la massa ossea, massa alipidica e massa lipidica sono stati comparati con misure effettuate con altre tecniche, con risultati più accurati (ad esempio l'errore di tale metodica è stato valutato intorno al 3-4% per la massa lipidica corporea). Questa metodica rispecchia appieno le indicazioni che l'organizzazione mondiale per la sanità (WHO) definisce nelle sue linee guida per la classificazione dell'osteoporosi [15].

L'apparecchio utilizza un fascio collimato con assenza di dispersione nell'ambiente e la dose di radiazioni per ciascun esame è minima (1 mRem). Il suo utilizzo è pertanto praticamente privo di rischi sia per il paziente che per l'operatore e consente un sicuro e frequente utilizzo. Il tempo da dedicare a ciascun esame è di 6 minuti circa e sia il locale nel quale viene posizionato lo strumento, sia l'operatore, non necessitano di alcuna protezione.

Negli ultimi anni è stata utilizzata inoltre come strumento in grado di misurare i cambiamenti della composizione corporea legati all'inattività forzata o volontaria. Le sue valutazioni globali ma soprattutto distrettuali rappresentano un indispensabile supporto a medici e terapeuti, oltre che a preparatori atletici.

Purtroppo anche questa tecnica presenta delle problematiche, ad esempio non è possibile misurare il BMD di un femore fratturato, dunque al fine di diminuire l'errore sempre più si è giunti anche alla creazione di modelli per l'analisi dei rischi di frattura, come il **FRAX**[15]. Questo modello unisce alle analisi BMD del collo di femore dei fattori

CAPITOLO 3. I SISTEMI CA NELL'INGEGNERIA BIOMEDICA

clinici di rischio, come il *BMI* (Body Mass Index), la storia precedente del paziente relativamente a fratture, la storia della famiglia relativamente le fratture, la presenza o meno di patologie come l'artrite reumatoide, l'utilizzo di glucocorticoidi per via orale ed altre causee secondarie (fumo, alcool, etc).

Il FRAX in output genera un modello di probabilità di occorrenza di frattura nei 10 anni successivi, ed è calibrato a seconda della nazione in cui il soggetto vive (possono cambiare le statistiche relative alle fratture ed ai decessi).

Ovviamente anche questo modello ha delle pecche: ad esempio se un soggetto ha una importante perdita di peso, per lui il rischio relativo è sottostimato (vengono falsati i valori del BMI).

Nell'ultimo periodo è stato messo a punto un nuovo modello, definito *InShape* (Intensity Shape), il quale utilizza le occorrenze statistiche per prevedere la possibilità di fratture.

Il modello InShape è realizzato utilizzando delle immagini segmentate ricostruendo le regioni di interesse. La rappresentazione InShape sfrutta le informazioni intrinseche delle immagini, facendo sì che, dopo la procedura, tutte le immagini del training set abbiano la stessa forma, ma mantengano la loro distribuzione in scala di grigi individuale. I primi risultati mostrano una migliore qualità nella valutazione del rischio di frattura ed una buona risoluzione d'immagine, ma il modello dovrà essere oggetto di ulteriori studi[15].

CAPITOLO 3. I SISTEMI CA
NELL'INGEGNERIA BIOMEDICA

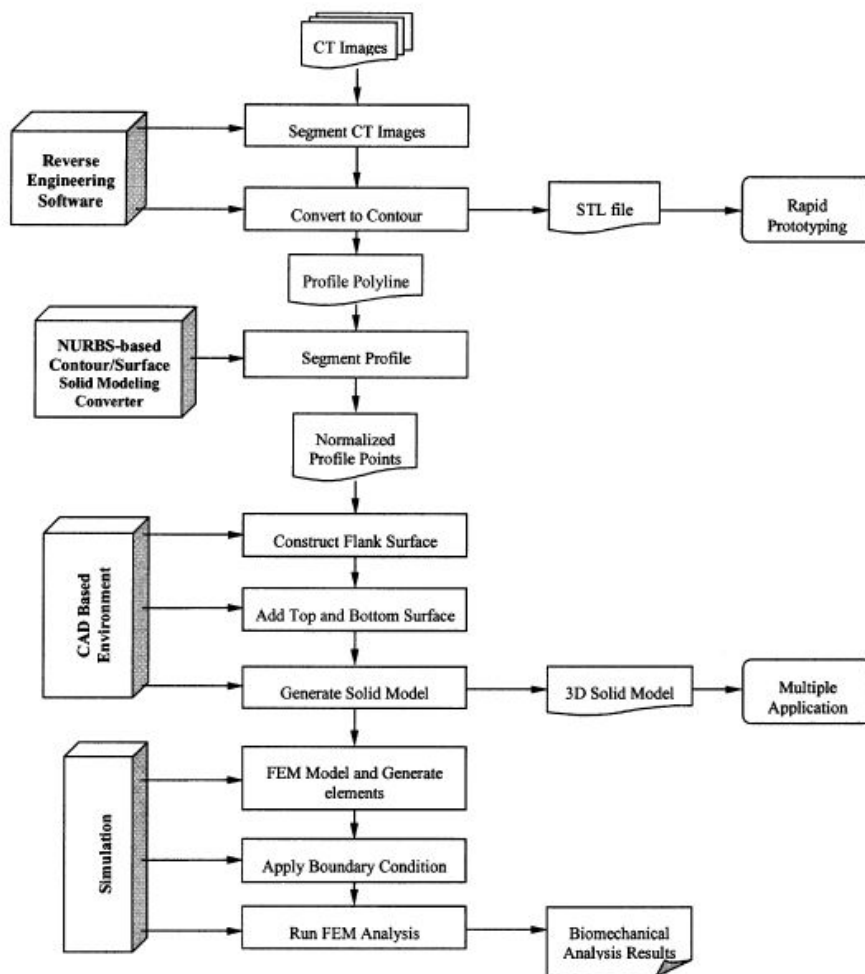


Figura 3.5: Sviluppo di una elaborazione dati utilizzando la modellazione anatomica CAD-based[14].

*CAPITOLO 3. I SISTEMI CA
NELL'INGEGNERIA BIOMEDICA*

Capitolo 4

Costruzione dei dispositivi in SolidWorks

SolidWorks è un software di disegno e progettazione tridimensionale parametrica della Dassault Systèmes, che permette la costruzione in 3D di elementi meccanici. Solidworks infatti nasce come software appositamente dedicato per l'ingegneria meccanica ed è quindi particolarmente utile per la progettazione di apparati meccanici, anche complessi[54].

La base di questo programma è lo schizzo: per ogni operazione che bisogna effettuare, bisogna crearne uno schizzo.

4.1 Costruzione della vite di supporto

Partendo dal disegno CAD in 2D, è possibile dividere la costruzione della vite in diversi passi.

1 Inizializzazione cilindro.

Innanzitutto si sceglie un piano su cui si vuole lavorare tra i 3 principali (frontale, superiore e destro), quindi vi ci si pone normali in modo da capire in che direzione si sta lavorando.

In questo caso si è scelto il piano frontale come piano su cui costruire il primo schizzo: due circonferenze concentriche, dalle quali si estrude un cilindro cavo, lo scheletro del dispositivo.

2 Creazione dell'incavo della brugola

E' stata utilizzata la vista posteriore in modo da lavorare sulla faccia esatta della vite.

CAPITOLO 4. COSTRUZIONE DEI DISPOSITIVI IN SOLIDWORKS

Creato un piano parallelo alla faccia posteriore, ma scostato da essa verso l'interno del cilindro, su questo viene costruito il profilo utilizzato per creare un foro, il quale costituirà il sito di aggancio per la brugola.

Con la funzione *crea punto* sono stati tracciati dei particolari punti di repera, utilizzando i quali sono stati disegnati degli archi di raggio determinato. Dopodiché sono stati uniti i 5 archi tracciando una circonferenza, tagliando (comando *accorcia entità*) le corde che si sovrapponevano agli archi già disegnati. Una volta completato il profilo ed accertato che questo sia chiuso (ovvero tutte le curve siano continue tra loro), sfruttando il comando *taglio estruso* si va a creare il foro.

Infine si vanno a raccordare (comando *raccorda*) le varie superfici, in quanto anche a livello di costruzione reale del dispositivo è più difficile creare un oggetto che abbia due superfici raccordate da spigoli vivi che leggermente stondate.

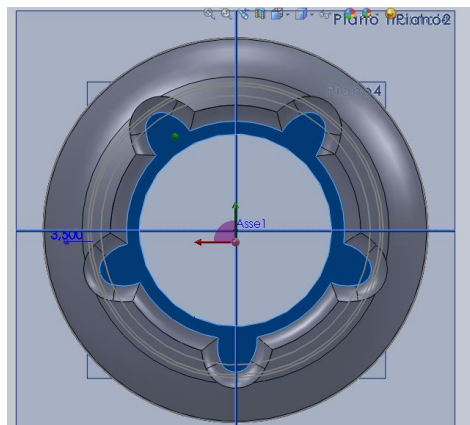


Figura 4.1: Regione posteriore della vite di supporto.

3 Creazione del retro della vite

Per evitare che la vite continui a sembrare un cilindro e che non presenti degli spigoli troppo prominenti quando sarà impiantata, ne è stato stonato il volume esterno, che sarà a contatto con la muscolatura.

CAPITOLO 4. COSTRUZIONE DEI DISPOSITIVI IN SOLIDWORKS

Per far ciò viene creato un asse passante per l'origine e normale al piano frontale, quindi ci si sposta sul piano laterale (piano destro) dove, sempre tramite l'opzione *crea schizzo*, è stato costruito un profilo tra la superficie esterna del cilindro e l'asse centrale del cilindro.

Il profilo creato è composto di tre archi di diverso raggio, e per tracciarlo è stato fatto uso di diversi segmenti di supporto alle varie distanze di terminazione degli archi sull'asse orizzontale. Disegnati e congiunti tra loro gli archi, si eliminano i segmenti di supporto, completato il profilo chiudendolo esternamente il cilindro ed infine viene utilizzato il comando *taglio in rivoluzione*, inserendo come profilo da seguire quello appena realizzato, e come asse attorno cui eseguire il taglio, l'asse normale al piano frontale.

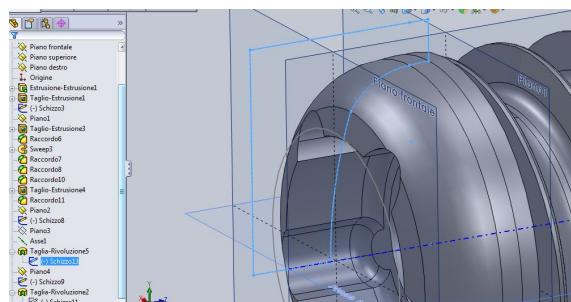


Figura 4.2: Particolare della regione posteriore della vite di supporto.

4 Creazione della filettatura

Per creare la filettatura sono occorsi per diversi step.

Innanzitutto è stato creato un nuovo piano parallelo al piano frontale e scostato verso il corpo centrale della vite, quindi su questo viene creato un profilo circolare da cui si esegue un taglio estruso. Il volume ricavato è il volume dove andrò a costruire la filettatura.

Per costruire la filettatura si ha bisogno di 2 riferimenti: il profilo del filetto ed un'elica su cui costruire le varie rivoluzioni della filettatura.

CAPITOLO 4. COSTRUZIONE DEI DISPOSITIVI IN SOLIDWORKS

Per la costruzione del profilo ci si pone nuovamente sul piano destro, quindi si è creato lo schizzo del profilo.

Per costruire l'elica invece è stato creato un piano ancorato alla faccia anteriore della vite, su cui si è disegnato lo schizzo circolare che funge da base per la costruzione dell'elica. L'elica è stata costruita con un passo fisso ed un determinato numero di rivoluzioni in senso orario.

Una volta ottenuti questi due elementi si sfrutta il comando *estrusione/base con sweep*, creando la filettatura. Come ultima operazione si disegna uno schizzo sul piano destro, utilizzato come riferimento per il taglio da effettuare in modo da far assumere alla filettatura la determinata forma richiesta in progetto.

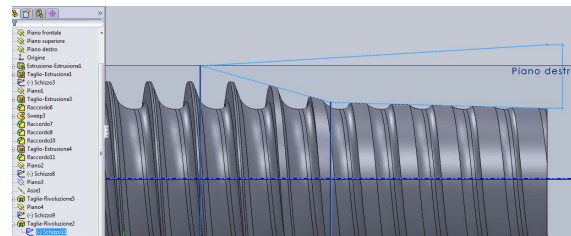


Figura 4.3: Filettatura della vite di supporto.

5 Pulizia e raccordi

In ultimo, viene controllato di aver rispettato le specifiche di progetto ed eseguito i vari raccordi da effettuare.

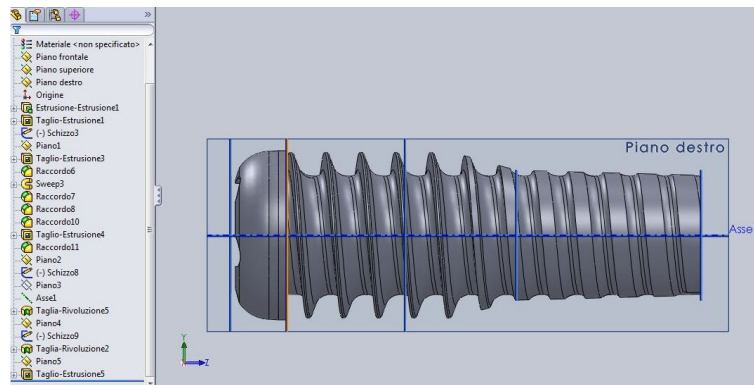


Figura 4.4: Vista laterale della vite di supporto completata.

4.2 Creazione della vite di scorrimento

Anche per la realizzazione di questo componente viene seguito un piano ben delineato.

1 Inizializzazione cilindro.

Come prima, si sceglie il piano su cui si vuole lavorare tra i 3 principali.

Anche stavolta si ci è posti sul piano frontale, ed è stato costruito un primo schizzo di due circonferenze concentriche, dalle quali ho estruso un cilindro cavo.

Le viti presentano questo foro centrale in quanto è indispensabile l'utilizzo di un **filo guida** durante l'operazione chirurgica di impianto. La vite viene immessa seguendo l'asse del filo guida, il quale verrà tolto solo una volta fissato l'impianto, ad operazione quasi conclusa.

2 Costruzione estrusione posteriore

Posizionati sul piano frontale, si utilizza la vista posteriore e si tracciano determinati punti di cui si conoscono le coordinate.

Si è poi tracciato un pentagono passante per i punti, all'interno del quale si inscrive una circonferenza. Dopo aver disegnato dei segmenti di supporto tra la circonferenza e gli apici del pentagono, vengono costruiti degli archi passanti per 3 punti: i due di cui avevano le coordinate con in più il punto di proiezione del pentagono sulla circonferenza (il punto finale del segmento di supporto). Creati i 5 archi, vengono uniti utilizzando altri archi. infine si cancellano tutti gli schizzi di supporto (segmenti, pentagono e circonferenza) e, una volta controllato che il profilo sia chiuso, si crea il profilo con *foro estruso*.

CAPITOLO 4. COSTRUZIONE DEI DISPOSITIVI IN SOLIDWORKS

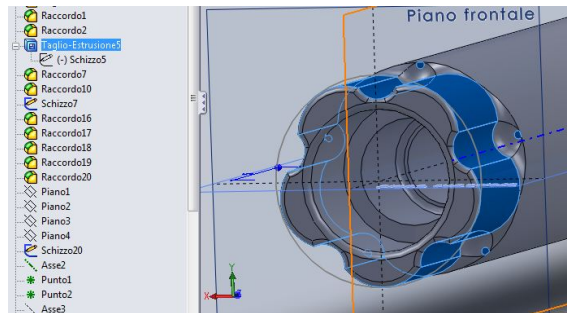


Figura 4.5: Regione posteriore della vite di scorrimento.

3 Creazione della filettatura

Per questa filettatura viene seguito un sistema dissimile da quello utilizzato per la vite di supporto, ciò perché, per caratteristiche di progetto, la vite di scorrimento può essere di diversa lunghezza, andandosi ad adattare alla lunghezza del collo del femore del paziente.

Per evitare di dover ricostruire una filettatura nuova per ogni diversa lunghezza, sono stati creati 3 piani paralleli a quello frontale, dando ad ognuno di loro come riferimento la faccia anteriore dell'estrusione creata inizialmente (lo scheletro).

Utilizzando sulla vista da destra, si è costruito il profilo della filettatura ancorando i punti del profilo sui 3 piani. Così facendo, modificando l'estrusione del profilo circolare iniziale il profilo segue i piani, rimanendo quindi sempre alla stessa distanza dalla faccia anteriore della vite.

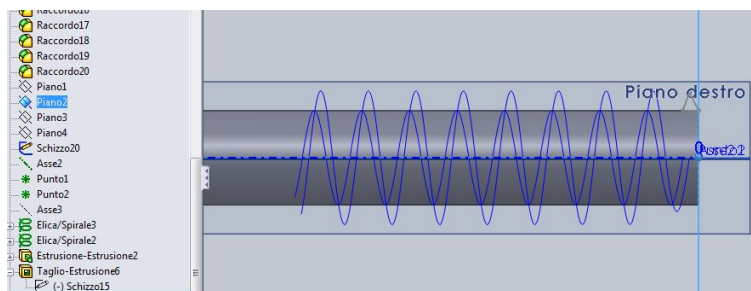


Figura 4.6: Particolare della lavorazione della filettatura per la vite di scorrimento.

CAPITOLO 4. COSTRUZIONE DEI DISPOSITIVI IN SOLIDWORKS

Una volta costruito il profilo, vengono implementate 3 eliche, ognuna relativa ad uno dei piani su cui sono stati ancorati i punti del profilo. Dopodiché, utilizzando il comando *Base/Estrusione con delimitazione*, utilizzando il profilo e le 3 eliche come linee guida, è stata realizzata la filettatura.

Infine si è creato un altro profilo per la realizzazione di un secondo taglio in rivoluzione attorno alla filettatura, come da progetto iniziale.

4 Correzione e raccordi

Come per la vite precedente, si controllano le specifiche e si eseguono i raccordi.

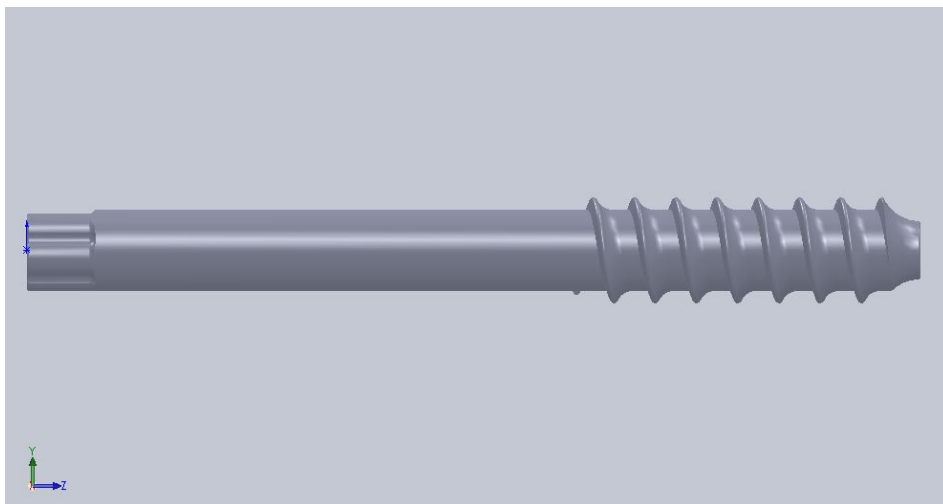


Figura 4.7: Vite di scorrimento completa.

4.3 Costruzione di un assieme

Una volta costruite le due viti, si provvede a creare un **assieme** delle due, in modo da poterlo utilizzare per l'analisi agli elementi finiti.

La funzione *assembly* di SolidWorks permette di creare l'assieme di più **parti**, potendo decidere quanti gradi di vincolo inserire nella struttura.

In questo caso, per via della FEA (Finite Element Analysis) successiva, si è dovuto considerare le due viti completamente vincolate tra di loro. Ciò è una approssimazione della realtà, in quanto la vite di scorrimento è in grado di traslare lungo l'asse longitudinale e di ruotare per andare ad ancorarsi all'interno dell'osso trabecolare, ma il software a valle non riesce a supportare il movimento.

Innanzitutto una considerazione: è conveniente, nonché sintomo di buona progettazione, definire geometrie di riferimento che fungeranno poi da vincoli all'interno delle singole parti, e non crearne di nuove nell'assieme. Ciò è utile considerando la modularità, infatti se una parte che compone un assieme è fatta variare, il programma riconosce automaticamente questa variazione e chiede se è necessario importarla nell'assieme, con la modifica automatica delle posizioni dei vincoli qualora sia necessaria. Nel caso in cui le geometrie sono definite direttamente nell'assieme invece bisogna andare a modificarle.

Per un corretto allineamento delle parti nell'assieme bisogna definire dei piani e degli assi comuni. Di default il programma inserisce e sfrutta i piani principali, ma non sempre l'assegnazione di questi piani da parte del software è consona alle esigenze dell'utente.

Per la costruzione dell'assieme delle viti vengono definiti due vincoli in modo da definire totalmente l'assieme.

Un primo vincolo è stato creato facendo risultare coincidenti gli assi che percorrono longitudinalmente la vite di supporto e la vite di scorrimento. Questo ha permesso un blocco delle rototraslazioni sul piano trasversale tra le due viti.

Come secondo vincolo si è posta la coincidenza tra due assi creati appositamente sul profilo posteriore delle singole viti. Ciò ha permesso di bloccare lo scorrimento e la rotazione della vite interna rispetto quella esterna, oltre ad allineare in modo consona i profili posteriori delle viti.

CAPITOLO 4. COSTRUZIONE DEI DISPOSITIVI IN SOLIDWORKS

Qualora sia possibile effettuare un'analisi potendo inserire anche la rototraslazione della vite di scorrimento, allora questo secondo vincolo dovrà variare divenendo un blocco sull'asse longitudinale (la vite interna può ruotare, ma non può scorrere oltre una determinata lunghezza, ovvero non può uscire dalla vite di supporto).

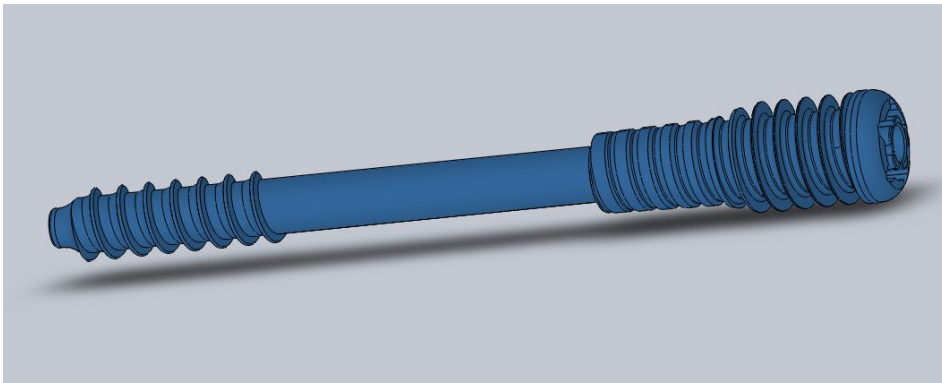


Figura 4.8: Assieme della vite di supporto e della vite di scorrimento in SolidWorks.

4.4 Modellazione del femore

Per l'analisi del tessuto osseo, viste le difficoltà a reperire materiale (immagini TC) ed il differente obiettivo è stato sfruttato un modello di femore in formato *iges* realizzato dall'equipé del dottor Viceconti, e messo a disposizione della comunità sul sito Biomed Town (www.biomedtown.org).

Al fine di garantirne un buon utilizzo per il caso in esame, è stato tagliato poco dopo la prominenza del piccolo trocantere, quindi sono stati tracciati diversi piani ed assi attorno al modello, in modo da poter poi costruire gli accoppiamenti con il dispositivo di cui si ha bisogno.

In particolare, è stato realizzato un piano inclinato di 7° rispetto il piano destro del modello, utilizzato poi come punto di riferimento per costruire altri piani a lui ortogonali ed inclinati rispettivamente di 35° ,

CAPITOLO 4. COSTRUZIONE DEI DISPOSITIVI IN SOLIDWORKS

40° e 45° rispetto il piano frontale, ed altri tre con la stessa inclinazione rispetto il piano superiore (in modo da garantirmi la possibilità di avere 3 diversi sistemi di riferimento ruotati tra di loro di 5°).

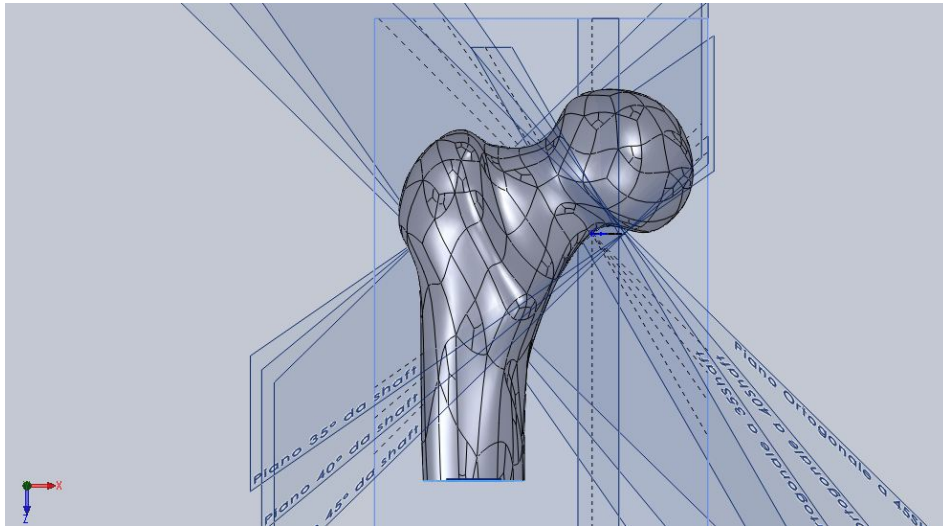


Figura 4.9: Regione prossimale del modello di femore utilizzato con piani relativi alle diverse prove.

4.5 Costruzione assieme femore-viti

La presenza di un numero così elevato di piani sul modello del femore prossimale è giustificata dalle diverse prove che si vuole andare ad effettuare, tre prove ponendo il dispositivo in verticale (viti disposte parallelamente tra loro ed allineate al piano inclinato di 7° rispetto il piano destro del modello di femore), e tre ponendo il dispositivo in orizzontale (viti disposte parallelamente tra loro ed allineate lungo uno dei piani ortogonali il piano su descritto).

In dettaglio:

- Accoppiamento femore-viti con il dispositivo posto in verticale ad una angolazione pari a 125° rispetto l'asse verticale del corpo;

CAPITOLO 4. COSTRUZIONE DEI DISPOSITIVI IN SOLIDWORKS

- Accoppiamento femore-viti con il dispositivo posto in verticale ad una angolazione pari a 130° rispetto l'asse verticale del corpo;
- Accoppiamento femore-viti con il dispositivo posto in verticale ad una angolazione pari a 135° rispetto l'asse verticale del corpo;
- Accoppiamento femore-viti con il dispositivo posto in orizzontale ad una angolazione pari a 125° rispetto l'asse verticale del corpo;
- Accoppiamento femore-viti con il dispositivo posto in orizzontale ad una angolazione pari a 130° rispetto l'asse verticale del corpo;
- Accoppiamento femore-viti con il dispositivo posto in orizzontale ad una angolazione pari a 135° rispetto l'asse verticale del corpo;

La scelta di queste angolazioni non è casuale, in quanto la ditta CLS dispone di device utilizzabili durante l'intervento di impianto di dispositivi DHS per far sì che i fili guida risultino paralleli fra loro con questi gradi di inclinazione[45][44].

Le simulazioni sono dunque effettuate al fine di una realistica possibilità di impianto successivo del prodotto. L'obiettivo è confrontare queste diverse collocazioni spaziali del dispositivo e costruire una tabella al cui interno inserire i pregi ed i difetti delle diverse disposizioni.

Per la costruzione dell'assieme tra il modello di femore ed il dispositivo si necessita di 6 accoppiamenti (3 per ogni assieme di viti). Inoltre, al fine di evitare problemi successivi per l'elaborazione della FEA, si è ricorsi ad uno stratagemma in modo ottenere l'operazione booleana di sottrazione tra il modello di femore ed il dispositivo all'interno del programma CAD. La strategia adottata consiste nel costruire un assieme di assiami, composto da una *vite cava* (assieme delle viti di scorrimento e di supporto create come sopra descritto) ed una *vite piena* (assieme di una vite di scorrimento e di una di supporto cui ho riempito i fori, eliminando dunque sia lo spazio di transito per il filo guida che l'incavo per la brugola), facendo in modo che fossero perfettamente sovrapposte.

Un errore in questa fase comporterebbe una disuguaglianza nel foro da andare ad effettuare, che muterebbe in una incongruenza nei solidi nel successivo passaggio di analisi.

CAPITOLO 4. COSTRUZIONE DEI DISPOSITIVI IN SOLIDWORKS

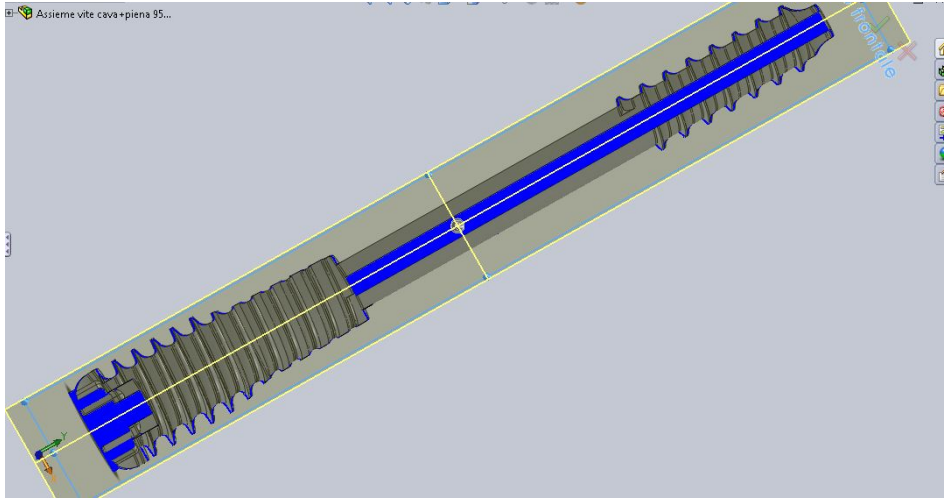


Figura 4.10: Esempio di errato accoppiamento nella creazione dell'assieme delle viti. Le zone in blu mostrano le differenze tra i corpi.

Vista l'incompatibilità riscontrata tra le varie versioni del software SolidWorks (ho potuto apprezzare le versioni 2009, 2010 e 2012 di questo software), le viti piene sono state realizzate come copia delle cave, cui all'interno del progetto si era prima immesso una terna di assi ortogonali tra loro.

Per effettuare l'operazione booleana viene quindi creato un terzo assieme, costituito dall'assieme delle viti cava e piena, e dal modello di femore.

Gli accoppiamenti facenti parte di questo assieme devono rispettare delle caratteristiche ben precise:

- come già detto, le viti dimostrano maggiori proprietà positive quando poste parallele tra loro;
- non bisogna andare ad intaccare la parte corticale della testa del femore, bisogna avvicinarsi il più possibile, ma senza toccarla;
- anche lungo il collo del femore le viti devono alloggiare completamente all'interno della regione trabecolare del tessuto osseo, rimanendo ad una distanza minima di circa 5 mm dall'osso subcondrale;

CAPITOLO 4. COSTRUZIONE DEI DISPOSITIVI IN SOLIDWORKS

- le viti in configurazione verticale dovranno essere poste ad una distanza compresa tra i 16 mm ed i 20 mm all'interno del collo di femore, dunque la larghezza minima nel tratto uscente (corticale) è di 4 mm;
- per quel che riguarda la configurazione orizzontale, non si hanno requisiti di base, se non quello di contenere le viti nella regione trabecolare e comunque far sì di avere un minimo di distanza tra le due nel sito di inserimento;

Seguendo i dovuti accorgimenti, si arriva ad un assieme come mostrato in figura, che verrà poi salvato in formato *parasolid* per essere importato nel software preprocessor per l'analisi FEM.

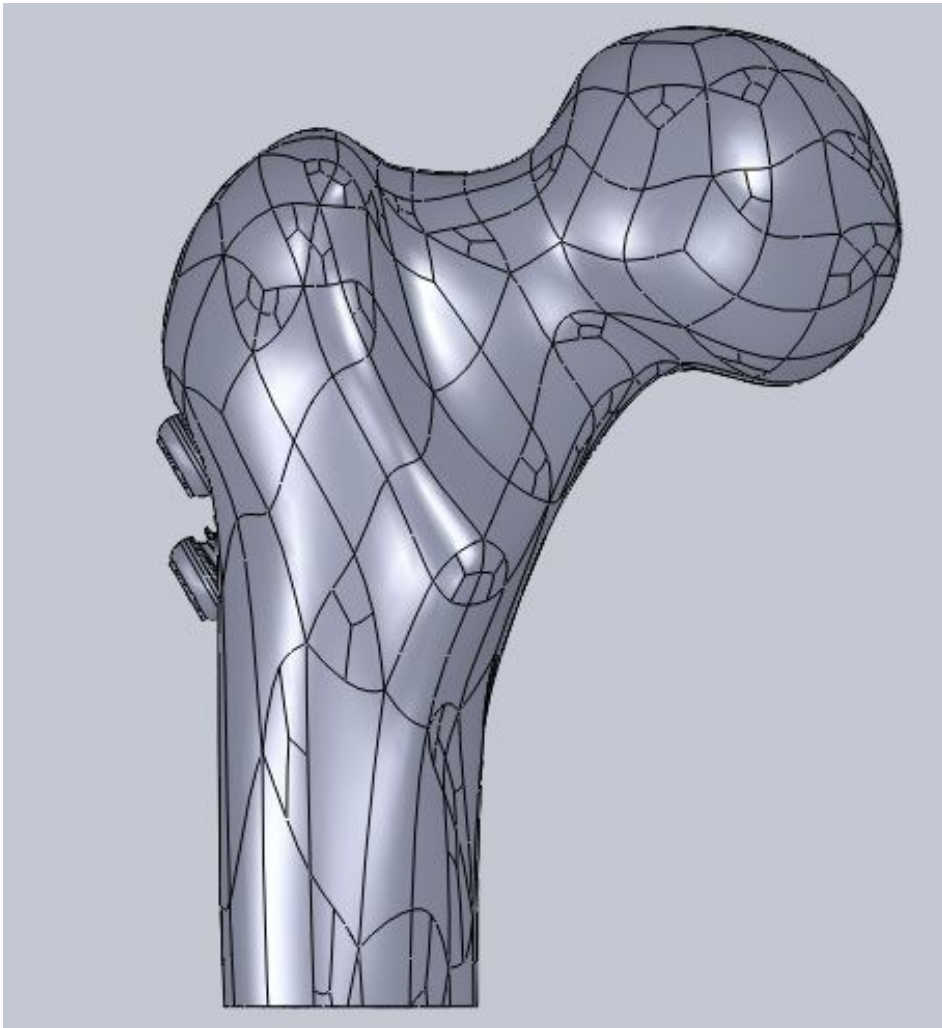


Figura 4.11: Esempio di assieme femore-viti in configurazione verticale.

Capitolo 5

Costruzione di un modello del femore prossimale

5.1 Metodo degli elementi finiti

Il metodo degli elementi finiti consente di costruire delle soluzioni approssimate utilizzando delle semplificazioni a livello locale, ovvero il sistema di funzioni base ϕ utilizzate per sviluppare la soluzione è definito su ciascun sottodominio D_e in cui si pensa di suddividere il dominio totale di definizione del problema (D) [5].

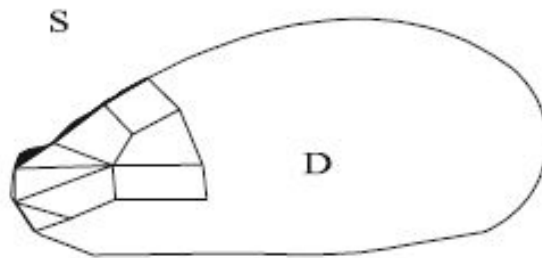


Figura 5.1: Suddivisione del dominio in elementi finiti [5].

Per la formulazione mediante elementi finiti delle equazioni dell'elastodinamica lineare, vengono ricostruite in maniera matriciale le componenti di deformazione, tensione e dell'energia potenziale.

La relazione

$$u^{(e)} = [N^{(e)}]q^{(e)}$$

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

lega le componenti di spostamento (vettore $u^{(e)}$) di un generico punto appartenente all'elemento e ai gradi di libertà nodali appartenenti allo stesso punto (vettore $q^{(e)}$) tramite la *matrice delle funzioni di forma o di interpolazione*, $N^{(e)}$.

Più in generale è possibile scrivere:

$$\varepsilon^{(e)} = [B^{(e)}]q^{(e)}$$

Dove gli elementi di $[B^{(e)}]$ sono espressi come combinazione lineare della matrice $[N^{(e)}]$ [5].

In campo lineare è possibile scrivere per le deformazioni infinitesime

$$\varepsilon^T = (u_{1,1} \quad u_{2,2} \quad u_{3,3} \quad u_{1,2} + u_{2,1} \quad u_{1,3} + u_{3,1} \quad u_{2,3} + u_{3,2})$$

in forma compatta

$$\varepsilon = [D]u$$

la matrice $[B]$ è altresì definibile come

$$[B^{(e)}] = [D][N^{(e)}]$$

dove

$$[D]^T = \begin{pmatrix} (\cdot),1 & 0 & 0 & (\cdot),2 & (\cdot),3 & 0 \\ 0 & (\cdot),2 & 0 & (\cdot),1 & 0 & (\cdot),3 \\ 0 & 0 & (\cdot),3 & 0 & (\cdot),1 & (\cdot),2 \end{pmatrix}$$

Allo stesso modo si possono esprimere le componenti di tensione. Partendo dalla legge di Hooke generalizzata:

$$\sigma^{(e)} = [C]\varepsilon^{(e)}$$

si avrà

$$\sigma^{(e)} = [C][B^{(e)}]q^{(e)}$$

Lo stesso principio è applicabile anche alle espressioni di potenziale elastico, energia cinetica e potenziale dei carichi applicati[5].

L'energia potenziale elastica per un corpo elastico è descivibile come:

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

$$\Phi = \frac{1}{2} \int_V \sigma^{(T)} \varepsilon dV$$

analogamente scriviamo l'espressione dell'energia cinetica:

$$E_c = \frac{1}{2} \int_V u'^{(T)} \rho u' dV$$

inoltre conosciamo che per un dato sistema di carichi per unità di volume X_V e per unità di superficie X_S possiamo scrivere l'energia potenziale come:

$$U = -L = -\left(\int_V u^{(T)} X_V dV + \int_S u^{(T)} X_S dS \right)$$

Utilizzando la discretizzazione utilizzata in precedenza è dunque possibile scrivere:

$$\Phi^{(e)} = \frac{1}{2} q^{(e)T} [K^{(e)}] q^{(e)}$$

$$U^{(e)} = q^{(e)T} [F^{(e)}]$$

in cui

$$[K^{(e)}] = \int_{V^{(e)}} [B^{(e)}]^T [C^{(e)}] [B^{(e)}] dV$$

$$[F^{(e)}] = \int_{S_p^{(e)}} [N^{(e)}]^T X_\sigma dS$$

- [K]: matrice di rigidezza;
- F: vettore dei carichi nodali equivalenti dell'elemento[5];

Per ogni elemento è possibile scrivere l'equazione di Lagrange per il caso statico:

$$\frac{\partial \Phi^{(e)}}{\partial q^{(e)}} + \frac{\partial U^{(e)}}{\partial q^{(e)}} = 0$$

in cui sostituendo le equazioni sopra descritte e derivando diventa:

$$[K^{(e)}] q^{(e)} = F^{(e)}$$

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

5.1.1 Sistemi di riferimento locale e globale

E' possibile variare il sistema di riferimento grazie all'utilizzo di matrici ortogonali, ad esempio:

$$[K^{(e)}]_g = [\Lambda^{(e)}]^T [K^{(e)}]_l [\Lambda^{(e)}]$$

dove $[\Lambda^{(e)}]$ e $[\Lambda^{(e)}]^T$ sono matrici ortogonali, ed i pedici g ed l simbolizzano rispettivamente il sistema di riferimento globale e quello locale[5].

5.1.2 Assemblaggio degli elementi finiti

Ogni struttura è suddivisa in diversi elementi, e questi, al fine di una corretta analisi, dovranno essere assemblati tra di loro.

L'energia di deformazione della struttura nel suo complesso è data da:

$$\Phi = \sum_{e=1}^E \Phi^{(e)}$$

Dove

$$\Phi = \frac{1}{2} q^{(e)T}_l [K^{(e)}]_l q^{(e)}_l = \frac{1}{2} q^{(e)T}_g [K^{(e)}]_g q^{(e)}_g$$

La matrice di rigidezza globale è espandibile:

$$[\hat{K}^{(e)}] = \begin{pmatrix} [0] & [0] & [0] \\ [0] & [K^{(e)}]_g & [0] \\ [0] & [0] & [0] \end{pmatrix}$$

Sia q il vettore dei gradi di libertà nodali di tutta la struttura; supponendo che esso sia stato organizzato in modo che i gradi di libertà nodali dell'elemento e occupino le posizioni corrispondenti agli elementi della matrice $[K^{(e)}]_g$ nella matrice $[\hat{K}^{(e)}]$. Allora

$$\Phi = \frac{1}{2} q^{(e)T}_l [K^{(e)}]_l q^{(e)}_l = \frac{1}{2} q^{(e)T} [K^{(e)}]_g q^{(e)}$$

sostituendo si ha

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

$$\Phi = \frac{1}{2}q^T \left(\sum_{e=1}^E [K^{(e)}]_g \right) q = \frac{1}{2}q^T [K]q$$

quindi, per confronto,

$$[K] = \sum_{e=1}^E [K^{(e)}]_g$$

Per quel che riguarda il vettore dei carichi nodali equivalenti F , va ricordato che compaiono solo i carichi esterni applicati (in questa operazione, le forze interne si annullano in quanto a due a due uguali e contrarie).

Da un punto di vista meccanico, l'assemblaggio equivale ad imporre le *condizioni di congruenza* e di *equilibrio* ai nodi[5].

Dunque per l'intera struttura si può scrivere:

$$[K]q = F$$

dove

N è il numero totale dei gradi di libertà (*DOF*) dell'intera struttura;

$[K]$ è la matrice di rigidità (dimensione: $N \times N$) dell'intera struttura;

F è il vettore dei carichi nodali equivalenti (dimensione: $N \times 1$) dell'intera struttura;

Per ricavare l'equazione di equilibrio della molla nel sistema di riferimento della struttura, possiamo partire dall'espressione dell'energia di deformazione elastica che, essendo uno scalare, è un invariante rispetto al sistema di riferimento

$$\Phi^{(e)} = \frac{1}{2}u^{(e)T} [K^{(e)}] u^{(e)} = \frac{1}{2}u^{(e)T} [\Lambda^{(e)}]^T [K^{(e)}] [\Lambda^{(e)}] u^{(e)} = \frac{1}{2}u^{(e)T} [K^{(e)}] u^{(e)}$$

Applicando il teorema di Castigliano, si ottiene l'equazione di equilibrio per la generica molla in forma compatta

$$F^{(e)} = [k^{(e)}] u^{(e)}$$

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

5.1.3 Imposizione delle condizioni al contorno

Limitando la discussione al solo caso statico per semplicità, si può scrivere

$$[K]q = F$$

la quale rappresenta un sistema completo di equazioni algebriche lineari a coefficienti costanti. È ben noto che questa equazione ammette una soluzione unica se, e solo se, la matrice dei coefficienti $[K]$ non è singolare (cioè se il suo determinante è diverso da zero). Da un punto di vista meccanico ciò equivale ad eliminare i moti di corpo rigido della struttura. Così, prima di procedere oltre, sarà necessario imporre le condizioni al contorno della struttura, identificare quindi i suoi gradi di libertà vincolati[5].

5.1.4 Funzioni di forma

Le *funzioni di forma* (o *polinomi interpolatori*) derivano da funzioni trigonometriche o polinomi, tuttavia questi ultimi sono generalmente preferiti in quanto si prestano più facilmente alla manipolazione matematica.

I polinomi utilizzati sono quasi sempre lineari, quadratici o al più cubici, pertanto essi possono fornire solo un'approssimazione del reale andamento delle funzioni incognite all'interno dell'elemento: questa assunzione costituisce l'approssimazione basilare del metodo degli elementi finiti.

Nella scelta delle funzioni di forma si devono tener comunque presenti tre fattori fondamentali:

- il grado del polinomio:
influisce sulla bontà del modello di spostamento, migliorandola all'aumentare del numero dei termini presi in considerazione.
- la scelta dei parametri nodali:
saranno le incognite del sistema da risolvere.
- il modello di spostamento:
deve soddisfare requisiti che garantiscano la convergenza della

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

soluzione numerica a quella analitica all'infittirsi della discretizzazione.

Si hanno *elementi compatibili* o *conformi* quando viene assicurata la continuità delle funzioni di forma e delle loro derivate fino all'ordine $r - 1$ (dove r è l'ordine massimo di derivata che compare nell'energia di deformazione elastica); si hanno *elementi completi* quando le funzioni di forma assicurano un campo di spostamenti uniforme all'interno dell'elemento e di deformazioni[5].

5.1.5 Integrazione numerica

La valutazione delle matrici di rigidezza e del vettore dei carichi nodali del singolo elemento, richiede il calcolo di integrali di volume, però, ci si riconduce al calcolo di integrali di funzioni di una sola variabile spaziale.

Le metodologie di integrazione numerica sono varie, quelle comunemente più adottate sono:

- metodo di Gauss;
- interpolazione lineare o dei trapezi;
- interpolazione quadrata (o di Simpson);
- metodo con i polinomi di Lagrange;

5.1.6 Tipo di elementi utilizzati

Gli elementi che ho utilizzato per l'analisi FEM hanno forma tetraedrica, definiti in uno spazio tridimensionale.

La deformazione di ogni punto della struttura è definita tramite componenti lungo le coordinate:

$$\mathbf{u} = \begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix}$$

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

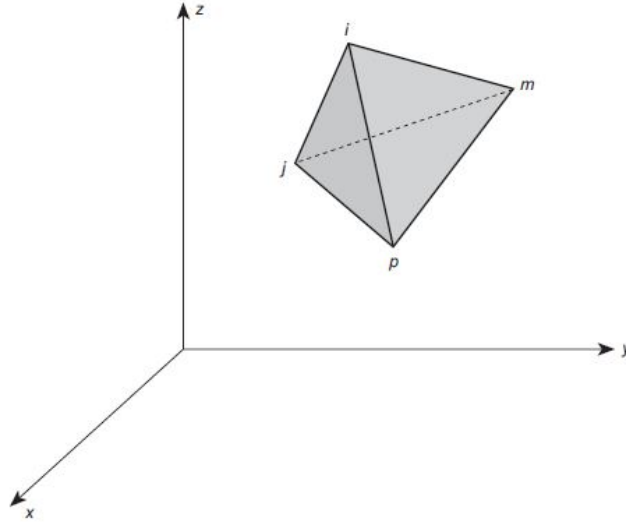


Figura 5.2: Elemento di forma tetraedrica definito nello spazio 3D [34].

L'ordine dei pedici nodali (i , j , m e p) segue la *regola della mano destra*, mentre la variazione lineare è definita tramite 4 equazioni del tipo

$$u_i = \alpha_1 + \alpha_2 x_i + \alpha_3 y_i + \alpha_3 z_i$$

in cui le α sono dei coefficienti.

Utilizzando la forma matriciale si può inoltre scrivere

$$u = \frac{1}{6V} [(a_i + b_i x + c_i y + d_i z)u_i + (a_j + b_j x + c_j y + d_j z)u_j + (a_m + b_m x + c_m y + d_m z)u_m + (a_p + b_p x + c_p y + d_p z)u_p]$$

all'interno della quale il valore V rappresenta il volume del tetraedro

$$6V = \det \begin{pmatrix} 1 & x_i & y_i & z_i \\ 1 & x_j & y_j & z_j \\ 1 & x_m & y_m & z_m \\ 1 & x_p & y_p & z_p \end{pmatrix}$$

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

E' possibile suddividere il determinante in cofattori, in modo da ottenere a_i , b_i , c_i e d_i che, assieme alle altre costanti, definiscono lo scambio ciclico tra le varie sottoregioni in ordine di i , j , m e p .

La deformazione è definita tramite le 12 componenti di deformazione dei nodi, come

$$a^e = \begin{pmatrix} a_i \\ a_j \\ a_m \\ a_p \end{pmatrix}$$

dove

$$a_i = \begin{pmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{pmatrix}$$

e così via.

E' possibile descrivere la deformazione di un punto arbitrario come

$$u = [(IN_i \quad IN_j \quad IN_m \quad IN_p)]a^e = Na^e$$

Dove la funzione di forma è definita come

$$N_i = \frac{a_i + b_i x + c_i y + d_i z}{6V}$$

ed in cui I è una matrice identità di dimensione 3.

Ovviamente le funzioni di deformazione utilizzate devono soddisfare la continuità all'interfaccia tra i vari elementi. Ciò è un corollario della natura lineare della variazione di deformazione[34].

In una analisi 3D sono 6 le componenti di deformazione rilevanti. Utilizzando la notazione standard di Timoshenko:

$$\varepsilon = \begin{pmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \end{pmatrix} = \mathbf{S} \mathbf{u}$$

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

Non è difficile verificare che

$$\varepsilon = SNa^e = Ba^e = [(B_i \ B_j \ B_m \ B_p)]a^e$$

In merito alla matrice di elasticità, in generale è possibile scrivere l'equazione

$$\varepsilon_0 = \alpha\theta^e = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \alpha\theta^e m$$

E quindi

$$\sigma = \begin{pmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{pmatrix} = D(\varepsilon - \varepsilon_0) + \sigma_0$$

E' però ai fini esplicativi più conveniente riscrivere la matrice **D** per un materiale isotropico ed in termini di modulo elastico (**E**) e rapporto di Poisson (ν)

$$D = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{pmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{(1-2\nu)}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{(1-2\nu)}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{(1-2\nu)}{2} \end{pmatrix}$$

Per quel che riguarda le le componenti di stress e di strain di un singolo elemento, se queste sono costanti con l'elemento stesso, è allora possibile definire una matrice di stiffness secondo una relazione generale, definendo delle sottomatrici 3x3

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

$$K_{ij}^e = B_i^T D B_j V^e$$

Dove V^e è il volume del tetraedro.

Le forze nodali dovute alla deformazione iniziale hanno espressioni simili a quelle dovute allo stress iniziale, e possono essere definite come:

$$f_i^e = B_i^T D \varepsilon_0 V^e$$

La distribuzione di forze all'interno del corpo può essere espressa in termini di componenti b_x , b_y e b_z o in termini di potenziali di forza del corpo[34].

5.2 Costruzione del modello

I software utilizzati per l'analisi FE sono stati Patran (Pre e PostProcessor) e Nastran (solutore), entrambi della MSC Software.

Questi software sono stati scelti in quanto l'università possiede la licenza per il loro utilizzo.

Patran fornisce strumenti di aiuto per la fase di pre processing, attenuando il lavoro su operazioni come la correzione delle geometrie CAD, la creazione di mesh e la gestione dei carichi applicati. Inoltre presenta una interfaccia molto intuitiva nell'analisi dei risultati in postprocessing.

Nastran riesce ad esprimere soluzioni per l'analisi strutturale.

Il lavoro di questo elaborato è stato concentrato nel realizzare ed analizzare una analisi statica lineare delle geometrie descritte nel precedente capitolo.

5.2.1 Dispositivi di calcolo a disposizione

Le analisi agli elementi finiti sono molto dispendiose a livello computazionale, in quanto per una analisi con un buon grado di accuratezza è necessario l'uso di calcolatori in grado di svolgere un elevatissimo numero di operazioni in lassi di tempo non troppo lunghi. Per le simulazioni FEM da effettuare ho sfruttato le macchine all'interno dell'aula laureandi dei dipartimenti di ingegneria con sede a Forlì. Nello specifico ho utilizzato macchine con le caratteristiche in tabella.

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

Caratteristiche	Computer 1	Computer 2
Processore	Intel Pentium D	AMD Phenom II X4 N930
Frequenza CPU	3 GHz	2 GHz
RAM	2 GB	4 GB
Hard Disk	estensione indirizzio fisico	640 GB

Tabella 5.1: Tabella delle caratteristiche dei calcolatori a disposizione

5.3 Costruzione del modello FE utilizzato

Per la costruzione del modello su cui effettuare le analisi FE ho preso spunto da diversi modelli già costruiti (principalmente [27][29][33]), utilizzando parte delle loro caratteristiche in modo da crearne uno simile.

Occorre ovviamente considerare la configurazione migliore per il dispositivo, in quanto l'inserimento di due viti in parallelo lungo l'asse verticale può avere effetti differenti rispetto all'inserire le stesse parallele lungo l'asse orizzontale.

Ho stilato una procedura dei passi da effettuare al fine di completare l'iter di preprocessing ed avviare l'analisi FE tramite il solutore Nastran. Dopo una visione globale, di seguito considererò le operazioni una per una:

1. Importare il modello nel formato parasolid.
2. Dividere la geometria in vari gruppi.
3. Imprint delle superfici o, qualora questo fallisse, associazione delle superfici tra i solidi.
4. Mesh seed sui bordi delle superfici esterne del dispositivo e delle superfici interne dell'osso.
5. Realizzazione della mesh di volume del dispositivo.
6. Equivalence del gruppo corrente.
7. Realizzazione della mesh di volume dell'osso.

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

8. Equivalence del tessuto osseo.
9. Definizione dei corpi di contatto.
10. Definizione delle proprietà dei vari materiali da associare ai solidi.
11. Definizione dei carichi e dei vincoli.
12. Modifica dei parametri dell'analisi (modifica della tabella dei contatti).

5.4 Importazione del modello

Il file che viene generato dal preprocessore è un database, all'interno del quale il programma registra le varie componenti del modello, ovvero:

- geometria: coordinate spaziali dei punti, delle superfici e dei solidi che compongono il modello;
- FEM: l'esatto numero, la forma e la disposizione dei nodi e degli elementi tramite i quali verrà svolta la FEA;
- Proprietà: le caratteristiche e le proprietà intrinseche che definiscono il modello (modulo elastico del materiale, comportamento 3D del materiale, etc);
- Parametri di simulazione: condizioni di carico, vincoli, contatti.

Una volta creato il file .db occorre definire una geometria sulla quale effettuare la FEA.

Il modello è stato importato in millimetri, con dimensioni [100x55x135].

5.5 Divisione in gruppi

Patran permette la suddivisione della geometria in *gruppi*: ciò permette la divisione delle entità geometriche e degli FE da parte dell'utente,

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

in modo da poter, se necessario, effettuare una modellazione diversificata a seconda delle entità presenti all'interno del modello.

Una entità (ad esempio un solido) può far parte di gruppi diversi, mentre carichi semplici, condizioni al contorno, setting delle coordinate spaziali delle entità, campi ed i risultati dell'analisi non sono membri del gruppo (anche se è possibile suddividere carichi e vincoli con i vari load case)[50].

Per la realizzazione dei modelli relativamente le prove effettuate mediante simulazioni con cilindri ho adottato un approccio standardizzato, dividendo la geometria in 4 gruppi:

- 2 gruppi per i cilindri, in modo da disaccoppiare i dispositivi all'interno delle possibili configurazioni. Ciò soprattutto al fine di avere una migliore visualizzazione dei risultati finali;
- 1 gruppo per il tessuto osseo trabecolare;
- 1 gruppo per il tessuto osseo corticale.

Per cercare di ottenere una simulazione contenente anche la filettatura delle viti, ho invece suddiviso la geometria in 8 gruppi: 4 relativi all'osso e 4 relativamente al dispositivo, lasciando ogni singola vite (di supporto o di scorrimento) come elemento a se stante.

Questa decisione potrebbe costituire uno svantaggio in termini di tempo d'elaborazione dei risultati, in quanto il numero di gradi di libertà (*DOF*, degree of freedom) del sistema aumenta in maniera considerevole, ma è stata purtroppo una scelta obbligata dovuta al fatto che i calcolatori a mia disposizione non avevano abbastanza risorse computazionali per effettuare la mesh di entità complesse così estese. Suddividendo la geometria invece, c'è la possibilità di alleggerire la complessità del problema, anche se a scapito della tempestività della soluzione.

5.6 Imprint ed associazione delle superfici

L'imprint è la tecnica che permette di stampare la superficie esterna di un solido in un altro.

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

Ciò avviene mediante un processo matematico il cui scopo è di far collimare i punti componenti le curve del solido da stampare con dei punti sulla superficie esterna del solido bersaglio, in modo che si abbia una corretta sovrapposizione dei nodi una volta effettuata la mesh. In figura è riportato un esempio di questa tecnica[48].

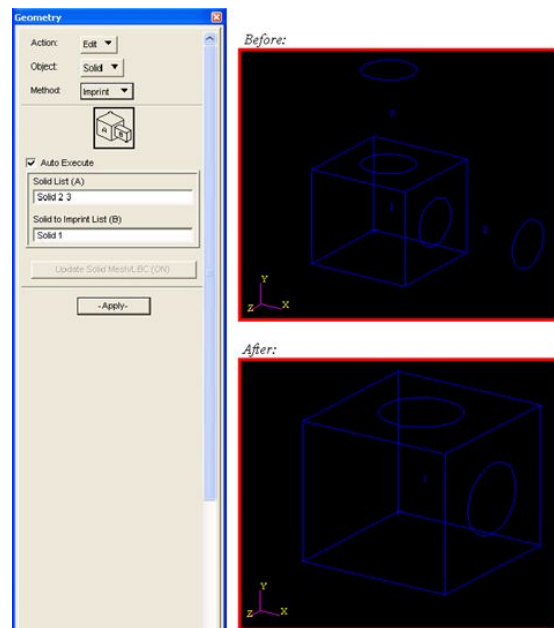


Figura 5.3: Imprint [48].

L'aspetto negativo è che questa operazione fallisce qualora si abbia una geometria molto complessa, come in questo caso. Si è dunque ricorso ad un'altra strategia: l'applicazione di **contatti** (in particolare modo di tipo *glue*).

5.7 Creazione del Mesh Seed

I mesh seed sono delle entità utilizzate dal mesher per posizionare i nodi. La loro presenza molto utile in quanto permette il perfetto allineamento tra le mesh anche in casi di cambi bruschi di sezione o di differenza elevata di angolazione tra due superfici diverse della stessa entità. La mesh viene creata in maniera distinta sulle due superfici,

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

dunque potrebbe capitare che su di una di esse il mesher vada a fallire, in quanto non riesce a far combaciare i nodi di confine. Grazie ai nodi del mesh seed invece, entrambe le mesh delle diverse superfici hanno già dei nodi di repera da sfruttare per il contatto, con notevole risparmio di complessità di questa singola operazione.

Ovviamente questo vantaggio a livello locale viene pagato a valle in una complessità generale del modello più elevata, inoltre il punto di forza del mesh seed è, in questo caso, anche il punto debole: il numero di nodi da inserire sulle curve può essere definito dall'operatore in maniera diretta (andando ad inserire un numero di punti definito) o in maniera indiretta (definendo la distanza che deve intercorrere tra un nodo ed un altro).

Se entrambe queste possibilità sono molto utili nel far combaciare le mesh delle varie superfici di un singolo solido, lo stesso non può dirsi nel far combaciare le mesh su solidi diversi. Ciò perché il file `.parasolid` importato da SolidWorks viene riconosciuto in modo anomalo da Patran, che introduce un fitto numero di superfici nella regione esterna dei solidi importati raffiguranti le sezioni dell'osso.

All'aumentare del numero delle superfici, entrambe le strategie di inserimento di nodi del mesher falliscono:

- metodo diretto: bisognerebbe inserire un numero di nodi troppo elevato sul bordo di una superficie molto piccola;
- metodo indiretto: il numero di nodi sulle curve di contorno delle varie superfici sarebbe impossibile da quantificare, poiché superfici di dimensioni più contenute potrebbero permettere l'inserimento al loro interno di un numero minore di nodi ad una distanza fissata.

5.8 Creazione della mesh

Una mesh poligonale, anche detta maglia poligonale, è una collezione di vertici, spigoli e facce che definiscono la forma di un oggetto poliedrico nella computer grafica 3D e nella modellazione solida[54].

L'operazione di creazione di mesh è l'operazione di creare una mappatura di nodi sulle entità, nodi che vanno a definire gli elementi finiti.

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

Caratteristiche principali di questo reticolo sono:

- la *rappresentazione parametrica* della geometria convolta; definendo un sistema di coordinate locali all'interno del quale ogni punto della geometria può essere allocato;
- la *connettività* che definisce l'orientazione della geometria, come superfici normali e vertici ordinati;
- la *topologia*, che descrive le relazioni di adiacenza tra le entità geometriche.

Una mesh può essere definita su diverse entità: è possibile creare una mesh di superficie, una mesh di volume su di un solido, ed altre possibilità.

Bisogna prima capire cosa sia il **GEL** (Global Edges Length), ovvero la lunghezza media degli spigoli che costituiscono gli elementi che si vogliono andare a creare. Assieme al GEL è possibile settare altri due parametri, il GEL_{min} ed il rapporto h/L degli elementi.

Il rapporto h/L è indice della qualità che l'algoritmo di meshing riesce ad ottenere durante la riproduzione della geometria. L è la distanza tra 2 nodi della mesh, mentre h è la distanza in linea retta che divide il punto della geometria e la sua riproduzione sulla mesh[48].

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

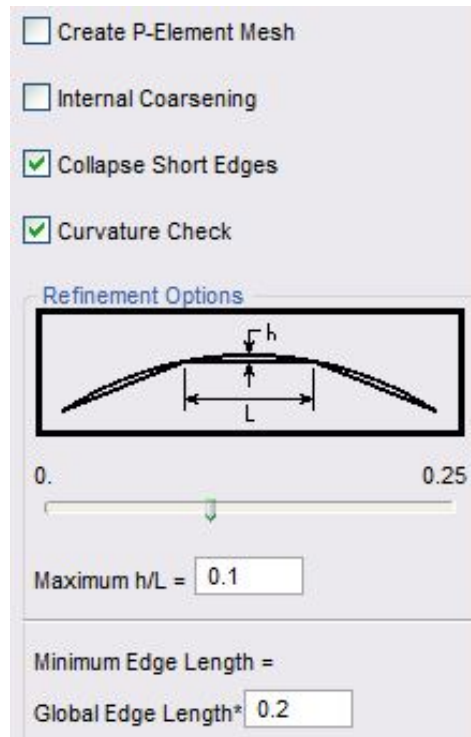


Figura 5.4: Esempio del rapporto h/L [48].

La mesh di volume può invece essere effettuata con elementi di forma *esaedrica*, *tetraedrica* o *wedge*. Tipologie di mesh eseguibili sono la IsoMesh e la TetMesh.

La tipologia Isomesh prevede la creazione di mesh su solidi triparametrici congruenti tramite l'applicazione di ogni possibile tipologia di elementi finiti all'interno delle librerie del software, mentre la tipologia Tetmesh è in grado di creare una mesh su qualunque tipologia di solido all'interno del database.

La TetMesh crea una mesh di elementi tetraedrici su di un solido mediante il setting di parametri quali GEL, creazione di una mesh di elementi poligonali (P-element), dimensionamento degli elementi interni (più grossolani), definizione (automatica) di un maggior numero di elementi nelle curvature della geometria[50].

Il dimensionamento del parametro GEL è stato un passaggio fondamentale per la creazione di mesh sulla quali poter effettuare una analisi.

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

L'idea iniziale era di effettuare una mesh molto accurata, dunque con valori di GEL che potessero arrivare sino a 0.05 nel caso dei dispositivi filettati. Purtroppo, vista la complessità e la vastità della geometria, ciò non è stato possibile, dunque si è ricorsi ad un setting dei parametri così delineato:

Parametri mesh	Cilindri	Osso trabecolare	Osso corticale
Meshes	TetMesh	TetMesh	TetMesh
Element	Tet4	Tet4	Tet4
GEL	0.5	2	2
GEL_{min}	0.1	0.1	0.1
h/L	0.2	0.2	0.2

Tabella 5.2: Tabella del setting dei parametri nel caso di simulazione attraverso cilindri

Parametri mesh	Dispositivo	Osso trabecolare	Osso corticale
Meshes	TetMesh	TetMesh	TetMesh
Element	Tet4	Tet4	Tet4
GEL	0.2	1	1
GEL_{min}	0.1	0.1	0.1
h/L	0.2	0.2	0.2

Tabella 5.3: Tabella del setting dei parametri nel caso di simulazione del dispositivo con annessa filettatura

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

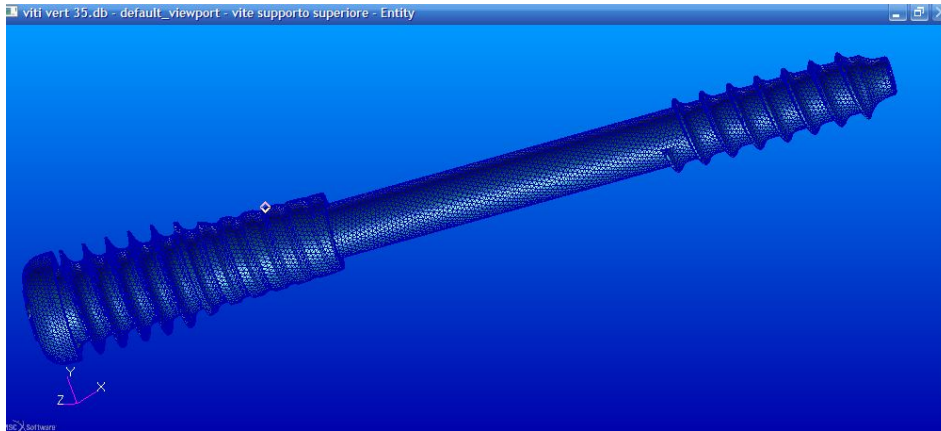


Figura 5.5: Mesh del dispositivo (eseguita con GEL pari a 0.5).

5.9 Equivalence

L'equivalence è una tecnica che permette di fondere assieme i nodi di mesh diverse, facendo sì che le varie mesh diventino un unico reticolo continuo.

L'importanza di questo strumento è lampante facendo una semplice verifica dei bordi liberi e dei nodi sovrapposti (nodi in posizioni che appartengono a mesh diverse): l'equivalence elimina i nodi doppi fondendo le varie mesh, per cui rimane un unico nodo, appartenente a diversi reticoli. Ciò costituisce una unione tra le mesh praticamente perfetta ed inoltre, diminuendo il numero dei punti, favorisce il calcolo computazionale.

Patran permette di scegliere l'algoritmo per la selezione dei nodi tra gli algoritmi di bounding box e bounding sphere. In questo elaborato è stato utilizzato l'algoritmo bounding sphere.

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

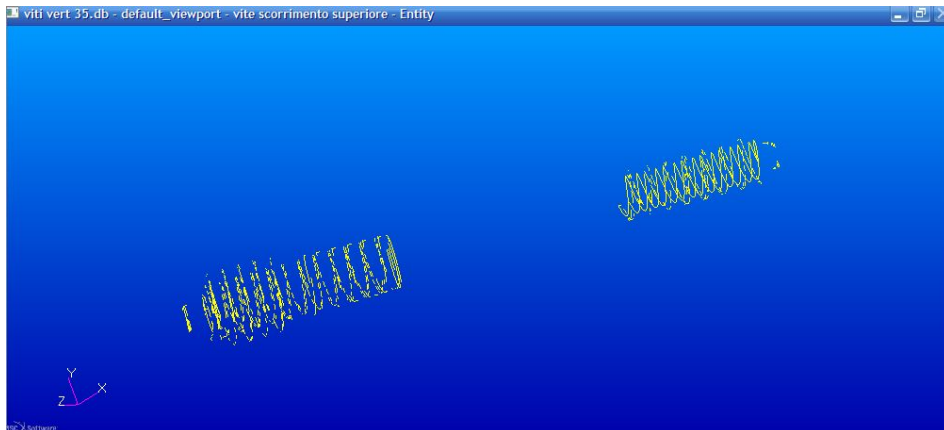


Figura 5.6: Verifica dei bordi liberi di un caso abbastanza sfortunato di equivalenze effettuato su di una mesh del dispositivo (eseguita con GEL pari a 0.5).

5.10 Definizione dei contatti tra i vari solidi

Particolarità di questa analisi, oltre alla geometria non regolare, è la presenza di diversi solidi in contatto tra loro. I software per FEA Patran/Nastran permettono il calcolo delle forze o pressioni scambiate tra solidi che entrano in contatto tra di loro.

Esiste la possibilità di definire 2 diverse tipologie di contatto:

- contatto per attrito;
- incollaggio;

L'opzione di incollaggio (*glued*) permette un tipo di contatto molto forte tra i vari solidi, anche se questi risultano essere separati tra loro.

L'opzione di contatto (*contact*) invece, fornisce la possibilità di definire un coefficiente di attrito, in modo da simulare una forza di attrito tra i vari solidi in contatto.

Si ha dunque la possibilità di costruire un modello rispettando l'esatta caratteristica di attrito tra i vari corpi.

$$\vec{F}_{attrito} = \mu \cdot \vec{F} \times \vec{n}$$

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

Dove μ è il coefficiente d'attrito, \vec{F} la forza applicata alla superficie ed \vec{n} il versore normale la superficie.

Da ricerche bibliografiche ho constatato che il coefficiente di attrito tra titanio chirurgico ed osso può variare in base al metodo di sinterizzazione della lega, ad esempio sfruttando la tecnologia di produzione tramite *E-beam* (Electronic Beam) si possono avere leghe di titanio (con struttura interna cubica o ondulata) con un coefficiente di attrito con valori tra 0.68 (struttura ad onda) e 0.63 (struttura cubica)[39], mentre con metodologie di sinterizzazione tradizionali come la *plasma spray* il valore è leggermente più basso.

Le prime simulazioni con l'approssimazione tramite cilindri sono state effettuate ponendo un contatto di tipo *glue*.

Questa scelta può subire la critica di non essere molto realistica, ma presenta un costo computazionale inferiore. Inoltre contribuisce ad avere una buona panoramica di ciò che succede nella regione del femore prossimale protesizzato quando si applica il carico, come mostrano i risultati del prossimo capitolo.

5.11 Definizione delle proprietà degli elementi

Ogni elemento possiede delle specifiche proprietà, tra le quali:

- L'appartenenza ad una determinata entità;
- le caratteristiche della mesh che lo ha creato;
- la composizione del materiale del solido cui è stato associato.

Per le caratteristiche dei materiali mi sono rifatto a dati disponibili in letteratura. Nello specifico ho assunto:

- per le viti le caratteristiche della lega denominata *titanio chirurgico* (Ti-6Al-4V)([52]) riportate in tabella:

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

Proprietà	Valore
Modulo Young	114000 Mpa
Coefficiente di Poisson	0.33
Densità	4.43 g/cm ³

Tabella 5.4: Tabella delle proprietà del Ti-6Al-4V [52]

- Per il tessuto osseo si sono dovuti scegliere due diversi materiali al fine di modellare la zona corticale e quella trabecolare.

1) Per quanto riguarda la regione spongiosa ho utilizzato una forte approssimazione, ipotizzando il materiale come isotropo con le determinate caratteristiche[2]:

Proprietà	Valore
Modulo Young	900 Mpa
Coefficiente di Poisson	0.3
Densità	0.6 g/cm ³

Tabella 5.5: Tabella delle proprietà del tessuto osseo trabecolare [2].

Il valore della densità del tessuto osseo è scelto come valore medio tra quelli di un uomo in età avanzata affetto da artrosi (300) ed un soggetto più giovane sano (900).

2) Per la regione corticale invece, anche se degli studi recenti sembrano sostenere una variazione minima nei risultati tra il considerare l'osso come materiale isotropo o meno ([37]), è stato ipotizzato il tessuto come materiale ortotropo 3D, con le determinate caratteristiche[35]:

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

Proprietà	Valore
Modulo Young in direzione 11	11737 Mpa
Modulo Young in direzione 22	8755 Mpa
Modulo Young in direzione 33	7896 Mpa
Modulo di taglio (G) in direzione 12	4810.2 Mpa
Modulo di taglio (G) in direzione 13	3647.9 Mpa
Modulo di taglio (G) in direzione 23	3262.81 Mpa
Coefficiente di Poisson in direzione 12	0.22
Coefficiente di Poisson in direzione 13	0.20
Coefficiente di Poisson in direzione 23	0.21
Densità	1.85 g/cm ³

Tabella 5.6: Tabella delle proprietà del tessuto osseo corticale modellato come tessuto ortotropico 3D.[35]

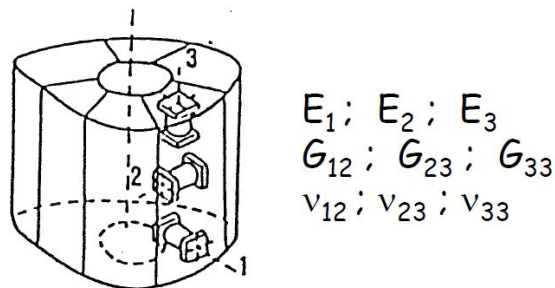


Figura 5.7: Visualizzazione del sistema di coordinate cartesiane espresse sotto forma numerica del tessuto osseo come ortotropico[36].

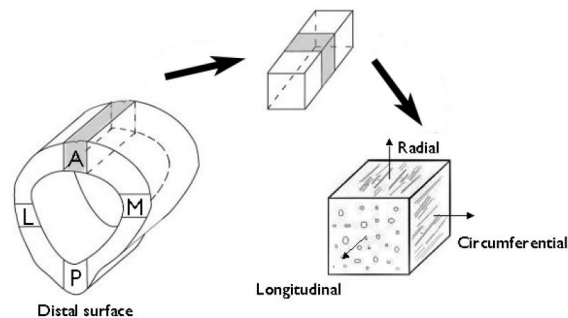


Figura 5.8: Visualizzazione del sistema di coordinate cilindriche del tessuto osseo come ortotropico[42].

5.12 Definizione delle condizioni di carico del modello

Per una simulazione attendibile del modello, si è applicato alla geometria due forze di carico ed un vincolo, costituito da un incastro. L'inserimento dell'incastro nel modello, nonché la sua posizione, derivano dalla normativa ISO 7206 (sottosezioni 4, 6 e 8), che definisce le prove da effettuare sui dispositivi impiantabili della regione prossimale del femore[8][33].

La procedura prevede la presenza di un incastro nella regione epifisaria, realizzato immergendo il femore (o una sua copia) all'interno di un blocco contenente PMMA (per l'esattezza si taglia a circa 2/3 dell'altezza del femore e se ne incastra 1/3 all'interno del cemento chirurgico), quindi si effettua una prova a fatica applicando un carico ciclico sulla testa del femore.

Precisamente si applica una forza verticale che varia da un minimo di 200 N ad un massimo di 2300 N per un totale di $5 \cdot 10^6$ cicli di carico, testando così la resistenza a fatica del materiale (la frequenza di lavoro varia tra 1 Hz e 30 Hz)([8], [9]).

Per simulare in Patran l'incastro alla base del modello (nella regione epifisaria, a circa 1/3 della lunghezza del femore), si sono vincolati tutti i gradi di libertà dei nodi presenti sulla sezione di taglio.

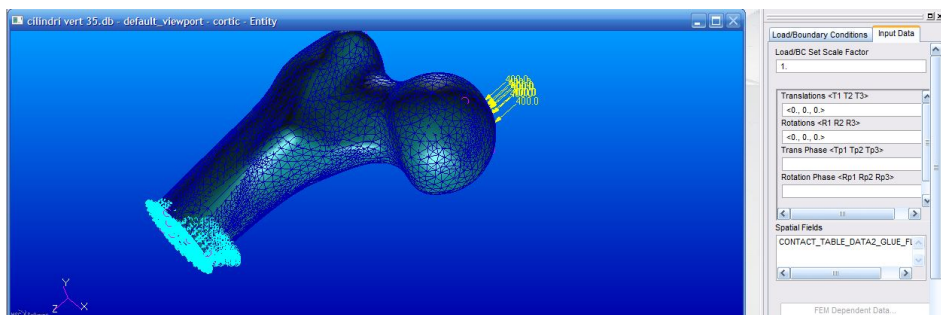


Figura 5.9: Visualizzazione del vincolo incastro in Patran.

I carichi applicati in realtà, in un modello fisico, sarebbero definite come pressioni.

Non ho considerato l'inserimento di queste condizioni in quanto nella

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

bibliografia consultata sono numerosi gli esempi di applicazioni del carico sotto forma di forze e non di pressioni ([21], [22], [23], [27]).

Il carico principale è dovuto al peso corporeo. E' dimostrato come sia possibile giungere a picchi di carico decisamente molto elevati rispetto il normale peso corporeo, anche durante azioni svolte quotidianamente: ad esempio la fase di salita e discesa di scalini può comportare un carico sull'articolazione coxo-femorale superiore a 3 volte il peso corporeo ([3],[28]).

Al fine di avere un approccio conservativo, come riferimento per il carico dovuto alla forza peso ho utilizzato una forza pari ad una massa di 80Kg moltiplicata per l'accelerazione di gravità terrestre ($g=9.81$ m/s²), moltiplicando il tutto per un fattore 5 ed approssimando per eccesso, definendo un valore totale (denominato *carico*) in modulo pari a 4000 N.

Il valore di massa scelto può sembrare elevato, ma dalle dimensioni del femore utilizzato, non avendo dati certi su di esso, si suppone appartenga ad un esemplare adulto di discreta corporatura.

5.12.1 forza di simulazione dell'azione muscolare

In studi passati ([23], [27], [33], [38]) è stato evidenziato che lo sviluppo di un modello della regione prossimale del femore, senza considerare alcun contributo muscolare, crei in realtà un profondo squilibrio all'interno della distribuzione degli sforzi: se i muscoli vengono trascurati, si tenderà a sovrastimare gli effetti della flessione, sottostimando invece gli effetti torsionali e di compressione cui è sottoposto il femore prossimale([9], [23]).

Al fine di ricevere dei feedback per valutare differenti modelli implementati, ho proceduto a costruire dapprima un modello la cui forza applicata fosse costituita dal carico dovuto al peso corporeo, quindi ho aggiornato il modello aggiungendo anche una forza applicata raffigurante il contributo muscolare.

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

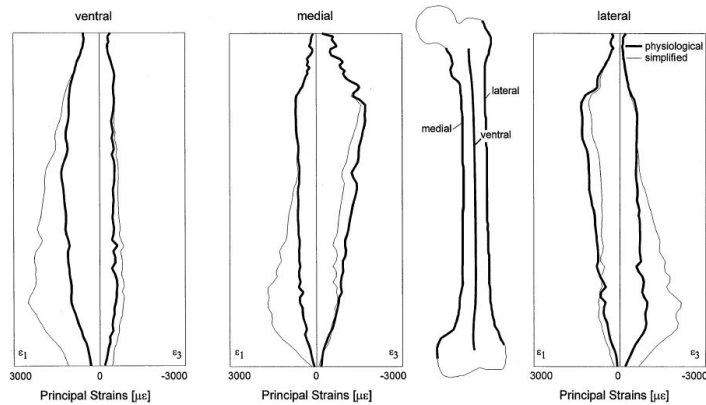


Figura 5.10: Deformazioni principali massima(1) e minima(3) del femore umano durante il passo lungo le linee ventrale, mediale e laterale. Le linee più scure rappresentano l'inclusione all'interno del modello dei muscoli [23].

Come forza d'azione muscolare ho considerato un contributo di forza pari, in modulo, a 2 KN. Ho applicato questo contributo di carico lungo l'asse posto a 60° rispetto l'asse normale all'asse verticale del femore, con lo stesso verso della forza peso [9].

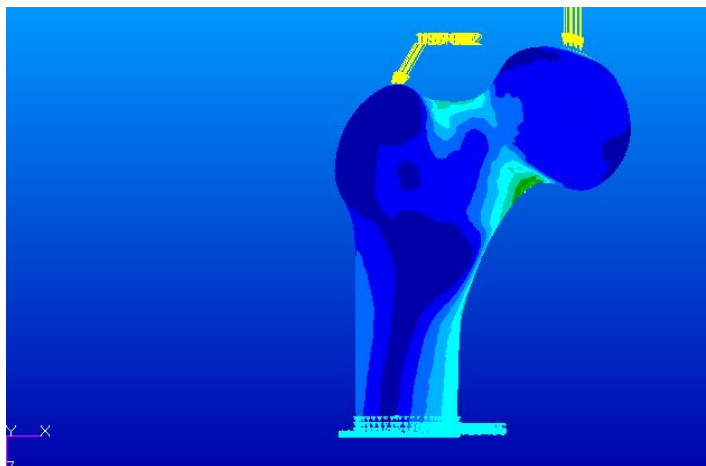


Figura 5.11: Condizioni di carico e di vincolo del modello. Le frecce rappresentano le forze, i punti blu in basso il vincolo.

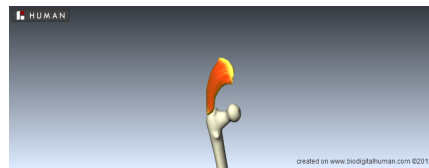
L'idea è di rappresentare l'effetto dei muscoli flessori principali,

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

quali il tensore della fascia lata, il gluteo medio, il piccolo gluteo ed il piriforme([27]). Questi muscoli sono stati inoltre scelti a causa del loro sito di aggancio, situato all'apice del gran trocantere, come è possibile vedere dalle immagini seguenti, evidenziate grazie al progetto *BioDigital Human* ([53]).



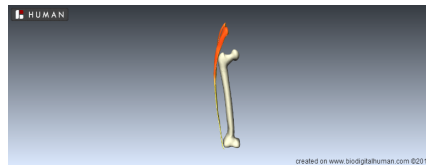
(a) Sito di aggancio del muscolo piriforme sul femore prossimale[53].



(b) Sito di aggancio del muscolo medio gluteo sul femore prossimale[53].



(c) Sito di aggancio del muscolo piccolo gluteo sul femore prossimale[53].



(d) Sito di aggancio del muscolo tensore fascia lata sul femore prossimale[53].

5.13 Definizione del tipo di soluzione da utilizzare

Il solutore utilizzato, come già menzionato, è Nastran, della MSC Software.

Il tipo di soluzione adottata per questo caso è stata la **SOL101**, *linear static*, in quanto esprime la soluzione di problemi elastici lineari.

Una volta definito il tipo di soluzione che si vuole ottenere, bisogna definire il tipo di output che si vorrà analizzare. Di default Patran imposta la richiesta di file di estensione .XDB.

E' possibile variare la scelta dell'estensione output nell'opzione *Result Output Format*, tra i *Solution Parameters* all'interno dei *Subcases* del menù *Analysis*.

Nei casi in esame, avendo definito i contatti, bisogna andare a definire dei parametri all'interno dell'opzione *subcases*:

CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE

- bisogna aggiungere alle richieste di output la verifica dei contatti, inserendola tramite il sottomenù *Output Request*;
- all'interno del sottomenù *Subcases Parameters* bisogna definire la **contact table**: è la tabella che il solutore Nastran sfrutterà nella definizione dei contatti.

Si ha la possibilità di definire i corpi in contatto tra loro in modo *glue* oppure in modo *touch*: è stata utilizzata l'opzione di tipo *glue* in quanto il calcolo computazionale risulta minore.

Altri parametri di grande interesse da settare all'interno della tabella sono:

- *master e slave*: rispettivamente corpo toccato e corpo che compie l'azione. In tutti i casi in esame ho definito i dispositivi come *slave* rispetto al tessuto osseo, mentre tra le due regioni dell'osso è stata la trabecolare a fungere da corpo *master*;
- *ISEARCH* detta anche *contact detection*, definisce se il contatto tra i due corpi è mono- o bidirezionale. In tutti i casi è stato inserito il contatto bidirezionale;
- bisogna poi specificare le *condizioni iniziali di contatto*, tra le quali spesso è utilizzata la *IGLUE*, ma in questo caso l'opzione scelta è stata quella di *stress-free*.
- *error*, ovvero la distanza minima alla quale un nodo appartenente ad una entità è considerato toccare il nodo appartenente ad una seconda entità.
Il valore inserito per questo parametro è stato pari alla metà del valore di *GEL* minore utilizzato;
- *friction coefficient*: dove si va ad inserire il valore del coefficiente di attrito.

*CAPITOLO 5. COSTRUZIONE DI UN
MODELLO DEL FEMORE PROSSIMALE*

Capitolo 6

Risultati della sperimentazione

Le prove sperimentali effettuate, elencate nei precedenti capitoli, sono varie. L'obiettivo che mi sono preposto è quello di trovare una configurazione di inserimento del dispositivo ideale, corroborando i risultati con delle semplici prove su carta.

Come intuibile, i materiali presentano caratteristiche di rottura e snervamento molto diverse. La lega di titanio ha la caratteristica di essere duttile e, come è possibile osservare in figura, presenta un carico di tensione ultima molto elevato, lo stesso dicasi per il modulo elastico.

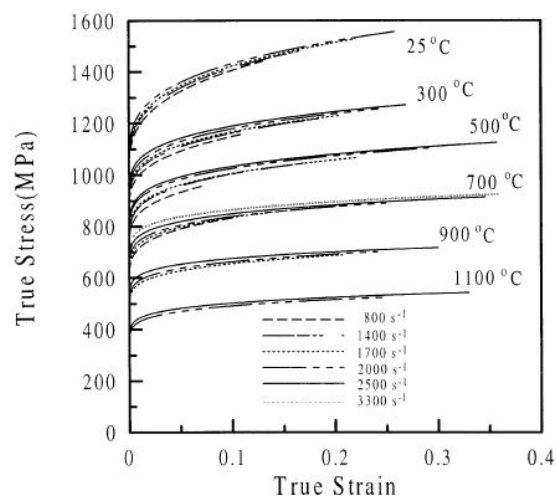


Figura 6.1: Diagramma σ - ε (Stress-Strain) della lega Ti-6Al-4V.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

Differente è il discorso nel caso del tessuto osseo. Avendo fatto un'analisi di tipo elastico, ho trattato l'osso come materiale ceramico. Nel diagramma si può notare come il carico di rottura del materiale sia all'incirca di 80 MPa in condizioni di tessuto asciutto.

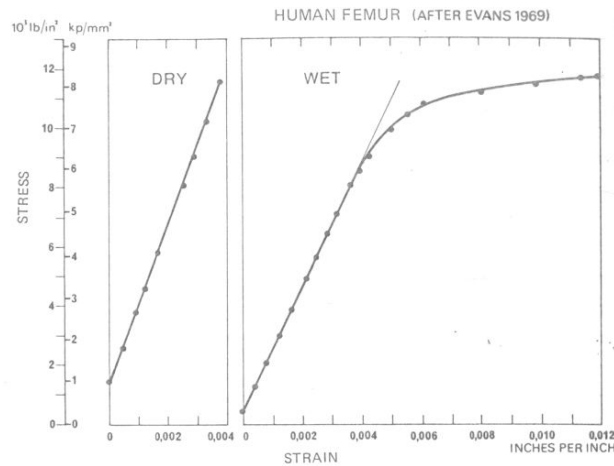


Figura 6.2: Diagramma σ - ε del tessuto osseo corticale in condizioni asciutto (dry) ed umido (wet)[2].

In realtà bisognerebbe tenere conto anche dell'età del soggetto in quanto, essendo l'osso un tessuto vivo, esso può subire variazioni delle sue caratteristiche nel tempo. Il grafico successivo dà l'opportunità di considerare uno scenario più favorevole dal punto di vista dei carichi applicati (la tensione ultima di rottura è, nel peggiore dei casi, superiore ai 100 MPa), ma preferisco attenermi al primo diagramma per due motivazioni ben distinte:

- non ho informazioni riguardo la curva σ - ε in questo caso, dunque considero il tessuto osseo con caratteristica di materiale duttile, con la presenza di una regione plastica. E ciò non è conforme all'analisi effettuata, in quanto l'algoritmo risolutivo è di tipo lineare.
- è sempre positivo porsi nelle condizioni di caso peggiore, al fine di avere un maggiore fattore di sicurezza.

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

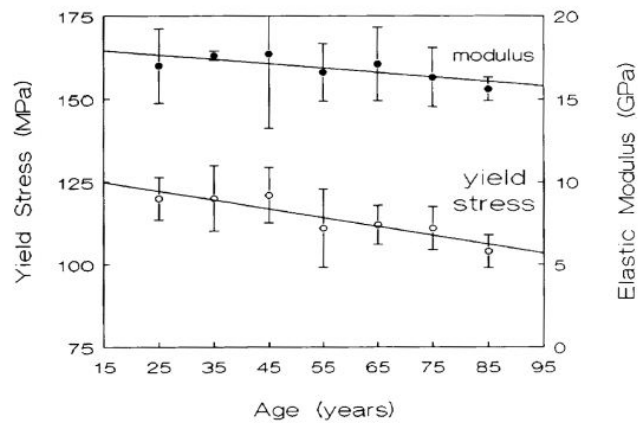
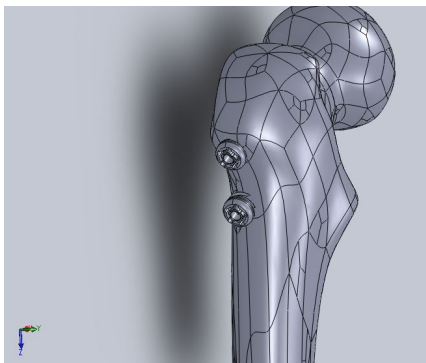
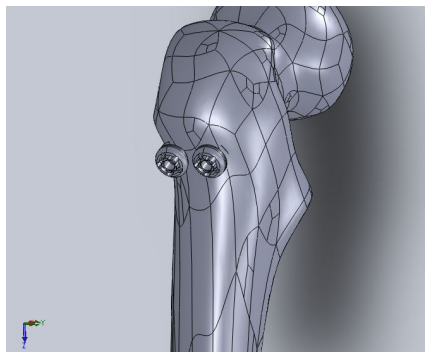


Figura 6.3: Diagramma relativo le caratteristiche di modulo elastico e tensione di rottura del tessuto osseo in relazione all'età del soggetto[2].

Ho diviso le prove in 3 casi principali, abbinandone ognuna ad un disitnto angolo di inserimento dell'impianto.



(a) *Modello in configurazione verticale.*



(b) *Modello in configurazione orizzontale.*

Per semplicità di lettura dei risultati, mostro qui in tabella alcune notazioni di interesse.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

Nome	Definizione
vite	complesso vite di supporto-vite di scorrimento
dispositivo	insieme dei due complessi
piano frontale	piano xz
vite superiore	vite posta superiormente nel piano frontale
vite inferiore	vite posta inferiormente nel piano frontale
vite sinistra	vite in posizione posteriore rispetto il piano frontale
vite destra	vite in posizione anteriore rispetto il piano frontale

Tabella 6.1: Notazioni di interesse

6.1 Analisi semplificata

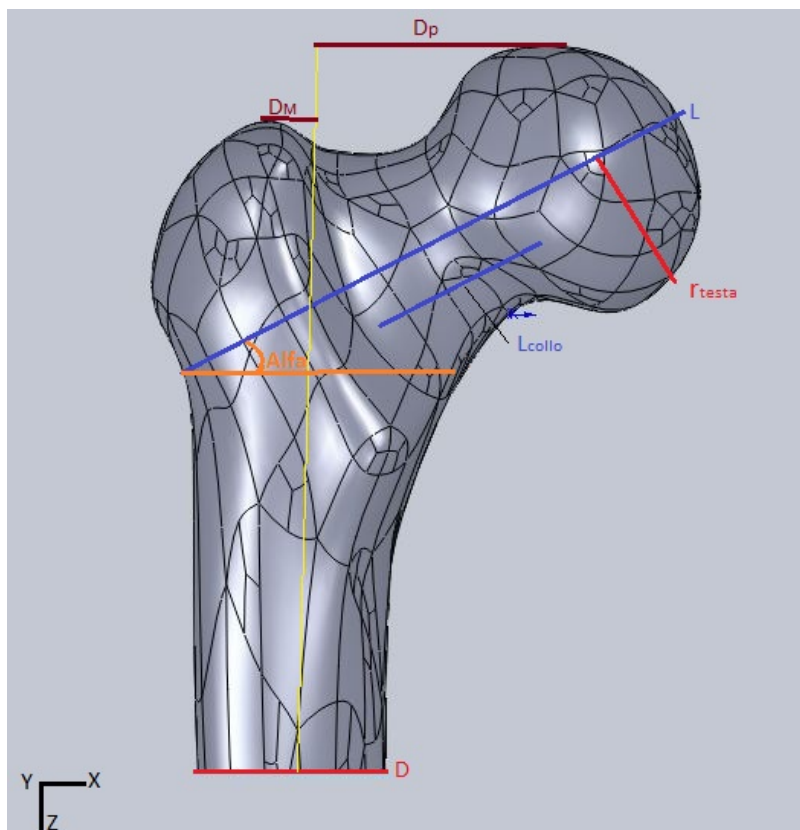


Figura 6.4: Dimensioni del femore.

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

Nome	Definizione	Valore
α	angolo di aggancio collo-fusto	30°
L	lunghezza femore prossimale	103 mm
L_{collo}	lunghezza del collo del femore	48 mm
r_{testa}	raggio della testa del femore approssimata ad una sfera	24 mm
D_P	distanza punto d'applicazione forza peso-centro del fusto	61.5 mm
D_M	distanza punto d'applicazione forza muscolare-centro del fusto	12 mm
r^{ext}	raggio esterno del fusto apporssimato a corona circolare	35 mm
r^{int}	raggio interno del fusto apporssimato a corona circolare	17 mm
D	diametro base fusto	35 mm

Tabella 6.2: Legenda delle misure anatomiche utilizzate

A conferma dei dati ottenuti tramite sperimentazione, ho eseguito un calcolo manuale per la ricerca della tensione massima applicata sul tessuto osseo corticale, sfruttando l'equazione di Navier:

$$\vec{\sigma}_{max} = \frac{M \cdot x}{J \cdot 2} + \frac{\vec{N}}{A}$$

Dove

- M è il momento applicato sull'osso, ed è la differenza tra il momento dovuto alla forza peso (M_P) ed il momento dovuto alla componente normale della forza muscolare (M_{M_z}):

$$M = M_P - M_{M_z}$$

Tramite i dati appena elencati, è possibile trovare

$$b_{peso} = D_P \cdot \cos(\alpha) = 61.5 \cdot \cos(30)mm \simeq 53.25mm$$

e

$$b_{M_z} = (D_M) \cdot \cos(\alpha) = 12 \cdot \cos(30)mm \simeq 10.4mm$$

per cui, tornando alle equazioni dei momenti, si avrà

—

$$M_P = \vec{P} \cdot b_P = 4 \cdot 10^3 N \cdot 53.25 \cdot 10^{-3} m = 213 Nm$$

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

$$M_{M_z} = \vec{M}_z \cdot b_{M_z} = 1700N \cdot 10.4 \cdot 10^{-3}m = 17.7Nm$$

Dunque

$$M = M_P - M_{M_z} = 195.3Nm$$

- J è il momento d'inerzia della base dell'osso:

$$J = \frac{\pi}{64} \cdot (r_{ext}^4 - r_{int}^4) = \frac{\pi}{64} \cdot (35^4 - 17^4)mm^4 \simeq \\ \simeq 69526.7mm^4 \simeq 0.6953 \cdot 10^{-7}m^4$$

- x è la distanza dal centro, ed è pari a

$$x = D/2 = 17.5mm = 17.5 \cdot 10^{-3}m$$

- N è la forza normale alla superficie che si sta applicando:

$$N = (\vec{P} + \vec{M}_z) = (4000 + 1700)N = 5.7 \cdot 10^3N$$

- A è la superficie su cui la forza è applicata:

$$A = \pi \cdot (r_{ext} - r_{int})^2mm^2 = \pi \cdot (35^2 - 17^2) \cdot 10^{-4}m \simeq \\ \simeq 2940mm^2 = 0.294 \cdot 10^{-2}m^2$$

Dunque la tensione massima avrà una componente dovuta alla compressione pari a

$$\frac{\vec{N}}{A} = \frac{5.7 \cdot 10^3N}{2.940 \cdot 10^{-3}m^2} \simeq 2MPa$$

Mentre avrà una componente dovuta alla flessione pari a

$$\frac{\vec{\sigma}_{max}}{J \cdot 2} = \frac{M \cdot r}{J \cdot 2} = \frac{195.3 \cdot 17.5 \cdot 10^{-3}Nm^2}{6.953 \cdot 10^{-8}m^4} \simeq 50MPa$$

Questi risultati puntano solo a centrare l'ordine di grandezza della tensione, in quanto sono presenti diverse approssimazioni, la più importante è quella di approssimare il fusto ad un cilindro cavo.

La formulazione di Navier qui utilizzata, non considerando la presenza del dispositivo, è valida per tutte le simulazioni effettuate, tranne ovviamente quelle in cui ho omesso le forze muscolari.

6.2 Prove sperimentali relative la filettatura

Non è stato possibile effettuare simulazioni del modello con il dispositivo nella sua forma reale, comprensivo della filettatura.

La causa è da attribuire alla presenza di superfici ad alta curvatura come i filetti che esigevano una mesh più fitta, facendo lievitare in questo modo il numero di gradi di libertà all'interno dell'elemento. Inoltre la complessità della geometria portava a problemi di mesh delle regioni trabecolare e corticale del femore.

Si è cercato di superare questo problema dividendo la geometria in più entità separate e provando a sfruttare opzioni come l'imprint, ma anche così facendo non si è potuto ovviare al fallimento della mesh (il calcolo computazionale risultava troppo elevato).

6.3 Prova sperimentale con dispositivo inserito con angolo di inclinazione pari a 125°

6.3.1 Configurazione verticale

La configurazione del sistema è già stata descritta nei precedenti capitoli, così come le scelte effettuate relativamente la presenza di forze e vincoli.

L'immagine sottostante considera la distribuzione dello sforzo sul sistema nel suo complesso, inoltre in basso a destra si può notare il valore massimo di tensione e spostamento del sistema.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

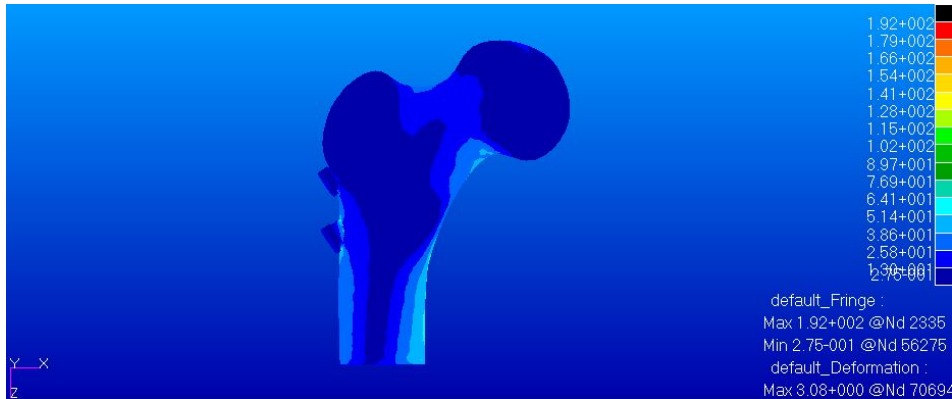


Figura 6.5: Visualizzazione del quick plot rappresentante gli *Sforzi di Von Mises* della simulazione con il dispositivo in configurazione verticale ed angolo di inclinazione 125° .

Analizzando i risultati si può notare che, relativamente i cilindri simulanti il dispositivo, si ha un massimo di tensione nella zona centrale di quello inferiore, con intensità in modulo pari a 192 MPa.

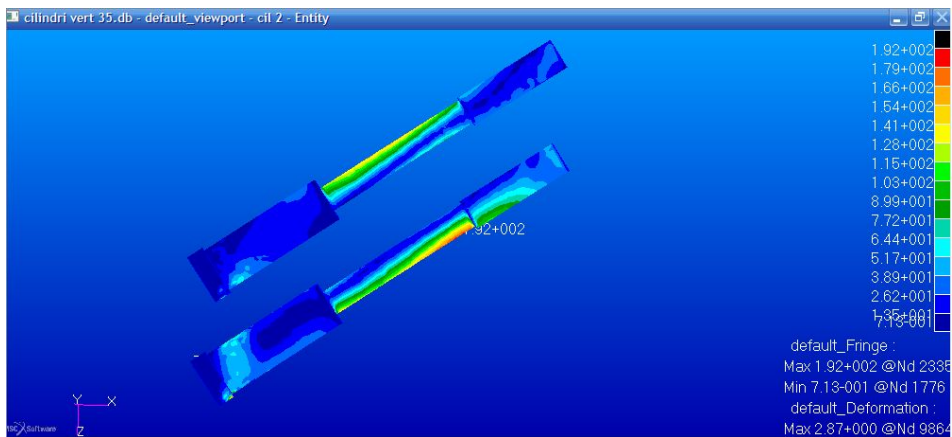


Figura 6.6: Visualizzazione del quick plot relativo al solo dispositivo.

Le isosurface in figura 6.7 e 6.8 mostrano come lo sforzo si distribuisca all'interno della struttura: la regione più sollecitata è quella centrale, di minor spessore.

Nella vite superiore (figura 6.7) si osserva una leggera diminuzione

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

di carico dall'alto verso il basso, mentre per quella posizionata inferiormente (figura 6.8) si ha una distribuzione quasi opposta, con un picco massimo nella zona inferiore della regione centrale. Questo picco è comunque di gran lunga minore della tensione di snervamento del materiale (σ_y), dunque non è un aspetto di cui preoccuparsi.

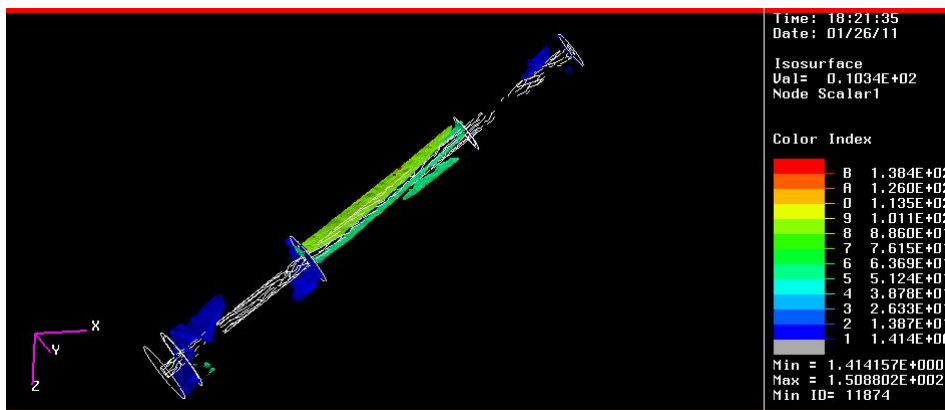


Figura 6.7: Isosurface del dispositivo: particolare sulla vite superiore.

Particolare di interesse è invece la presenza di una tensione di elevata intensità nella regione distale, a contatto con l'osso corticale. Questa dimostra la bontà del dispositivo nel trasferire i carichi dalla testa del femore alla epifisi femorale.

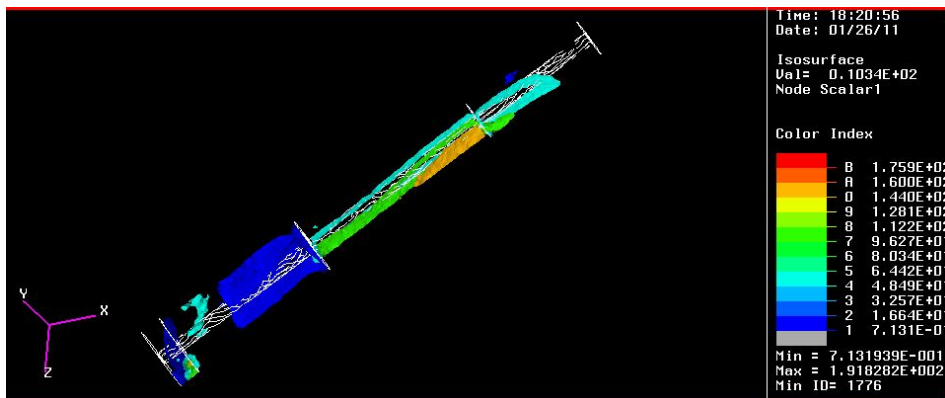


Figura 6.8: Isosurface del dispositivo: particolare sulla vite inferiore.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

Continuando l'analisi considerando il solo dispositivo, si evidenzia uno spostamento massimo nella regione dell'apice della vite superiore, pari a 2.9 mm.

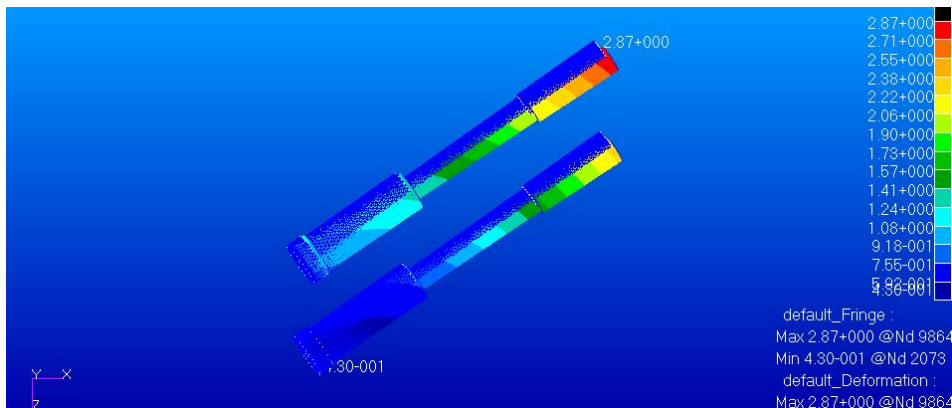


Figura 6.9: Spostamento del dispositivo.

E' possibile, selezionandone solo il gruppo relativo, verificare l'influenza delle condizioni di carico anche sul tessuto osseo.

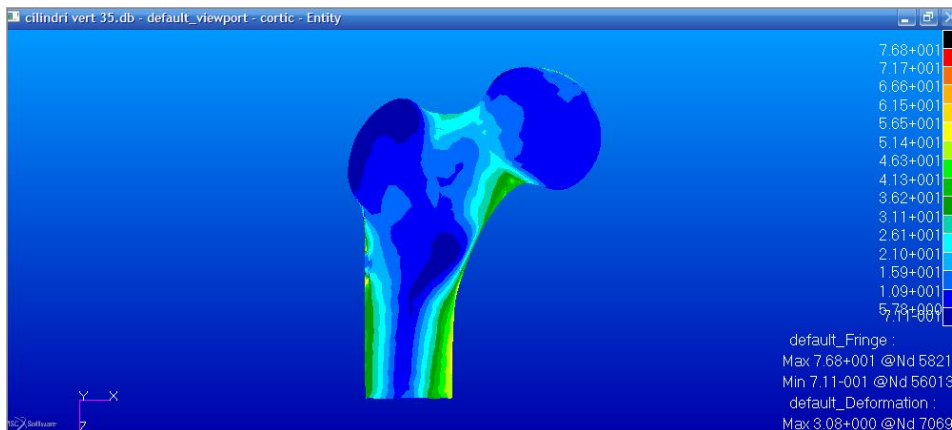


Figura 6.10: Quick plot: particolare sul tessuto corticale.

Relativamente lo spostamento, si hanno dei valori massimi nella regione della testa del femore. Si tratta comunque di valori relativamente bassi, con un picco di 3.08 mm (figura 1.11).

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

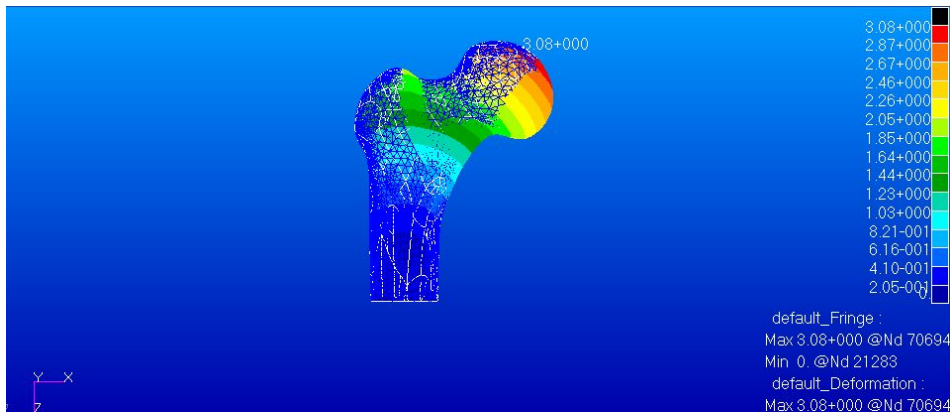


Figura 6.11: Spostamento del tessuto corticale.

Come si nota nella figura 6.12, nonostante il carico, l'osso arriva a limite di rottura solo in una zona di piccola estensione. Non è da sottovalutare la possibilità di creazione di una rottura ed il conseguente propagarsi di una frattura ossea, ma vista la posizione e la distribuzione degli sforzi nella zona limitrofa, la probabilità che ciò avvenga è molto bassa.

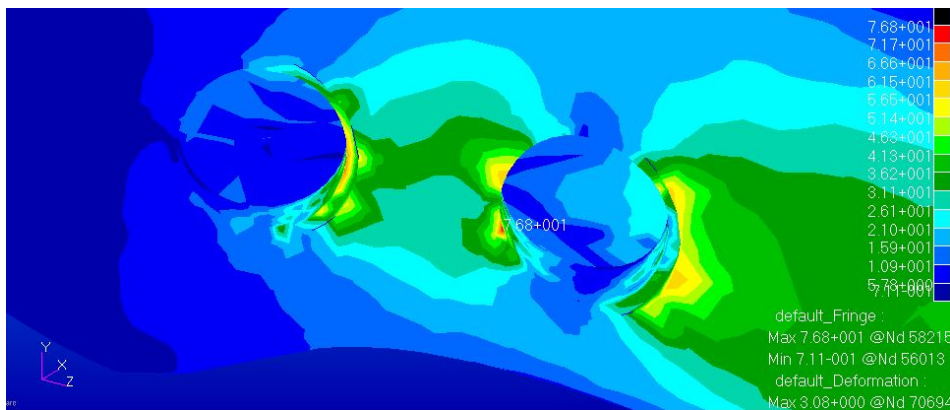


Figura 6.12: Particolare della distribuzione di stress nell'interfaccia tra tessuto corticale e dispositivi impiantati.

Per fugare eventuali dubbi sull'interno della struttura ossea, sfruttando le potenzialità delle isosurface, si sono definite cinque superfici

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

che rappresentano i punti a tensione costante tra i 60 MPa ed il massimo valore di stress.

Le immagini non mostrano segni di una possibile frattura.



Figura 6.13: Visualizzazione della distribuzione di stress all'interno del tessuto osseo. Il valore minimo di tensione è stato posto a 60MPa.

L'errore rispetto alle valutazioni teoriche non è elevato: si passa da un valore di $\sigma_{max}=52$ MPa cartaceo ad un valore tra i 50 ed i 60 MPa in simulazione. L'ordine di grandezza è comparabile e ciò mostra la bontà delle simulazioni eseguite.

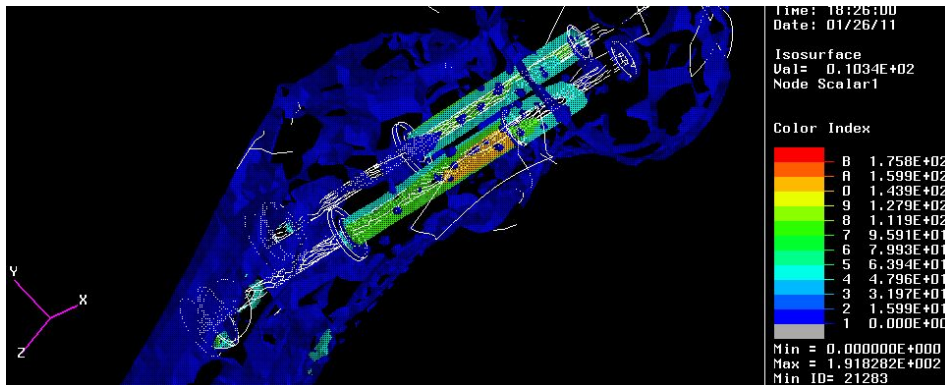


Figura 6.14: Visualizzazione della distribuzione di stress all'interno del tessuto osseo. Si possono notare anche i cilindri simulanti il dispositivo.

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

Configurazione verticale con modello privo di contributo muscolare

Come descritto nel capitolo 5, la presenza dell'azione muscolare tende ad eliminare parte del contributo di sforzo dovuto alla flessione.

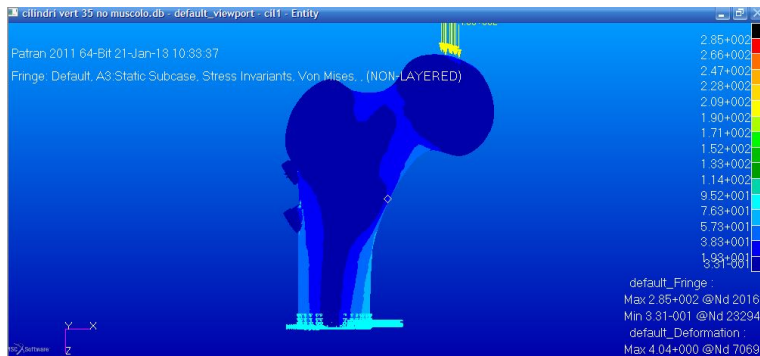


Figura 6.15: Quick plot della simulazione in assenza di contributo muscolare.

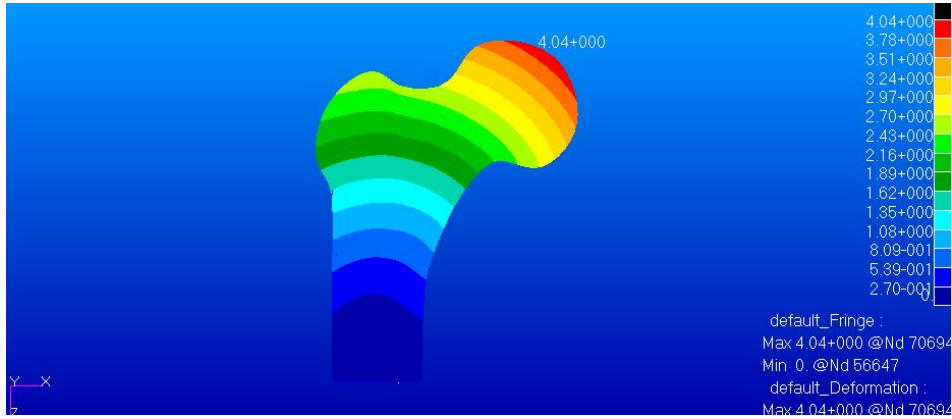
A livello teorico l'equazione di Navier definisce un carico pressorio tra i 60-70 MPa (alle equazioni di sopra bisogna elidere i contributi muscolari). Ciò è riscontrato anche nella pratica, come dimostrato graficamente in figura 6.16.



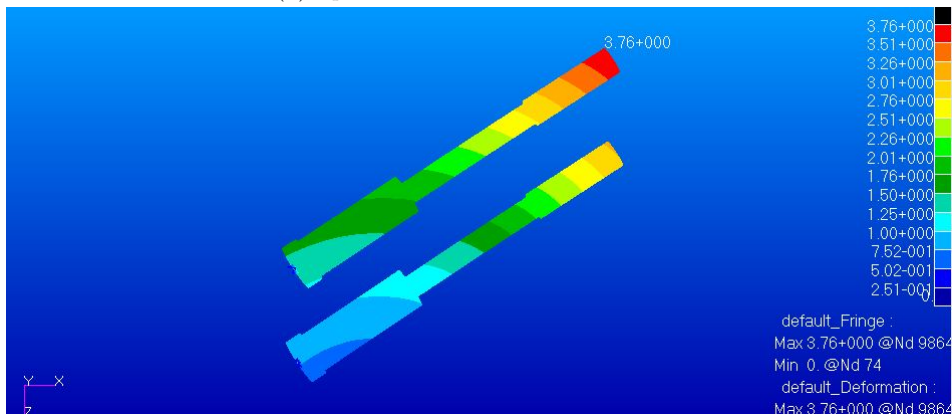
Figura 6.16: Distribuzione dello stress all'interno del tessuto osseo con livello di soglia minima pari a 65 MPa. Le zone rappresentate rivelano la possibilità dell'insorgenza di cricche per il cedimento delle regioni corticale e trabecolare.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

Gli spostamenti in questo caso sono leggermente più elevati, ma anche questo è frutto del maggior contributo di flessione.



(a) *Spostamento dell'osso corticale.*



(b) *Spostamento del dispositivo.*

Dall'analisi dei risultati emerge la possibilità di una frattura alla base di entrambe le viti, inoltre in quella inferiore si può notare una ben delineata direzione per la propagazione della cricca (figura 6.17).

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

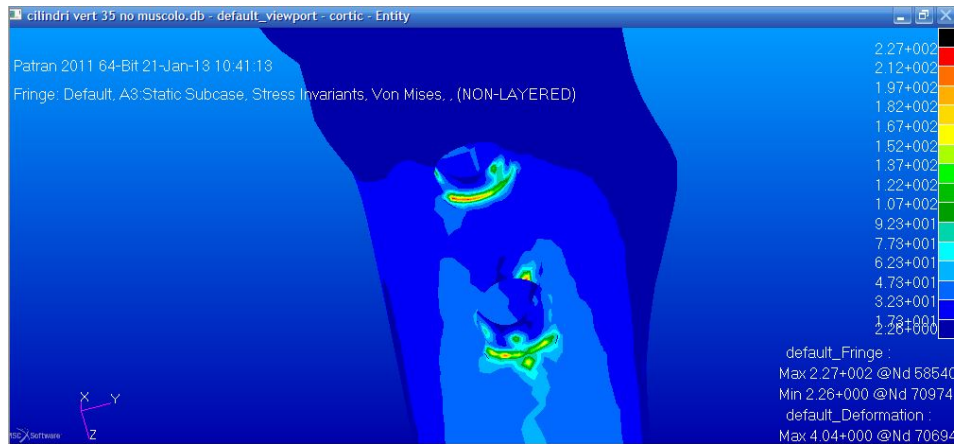


Figura 6.17: Visualizzazione della distribuzione di stress all'interno del tessuto osseo.

Questa simulazione è stata effettuata solo come ulteriore conferma di ciò già riscontrato in precedenti studi, ovvero che la presenza muscolare influenza la risposta dell'osso ai carichi applicati.

Al solo fine di completezza si mostreranno i risultati ottenuti senza contributo muscolare anche della configurazione orizzontale di questa sezione, mentre li ometterò nelle altre.

6.3.2 Configurazione orizzontale

Cambiando la disposizione dei complessi delle viti si può notare come si abbia una diversa concentrazione dei carichi sia, come ovvio, sul dispositivo, che sul tessuto osseo.

In questo caso i valori di tensione sono più elevati. Inoltre è evidente un picco di 326 MPa, ma è dovuto alla presenza di un *hot spot*. Questo fenomeno è da attribuire alla non perfetta coincidenza della mesh sulle superfici delle regioni corticale e trabecolare dell'osso e della superficie esterna della vite. Infatti, sfruttando l'algoritmo di incollaggio tra queste entità, il software Nastran collega i nodi sulle due superfici con degli elementi molla che fungono da colla.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

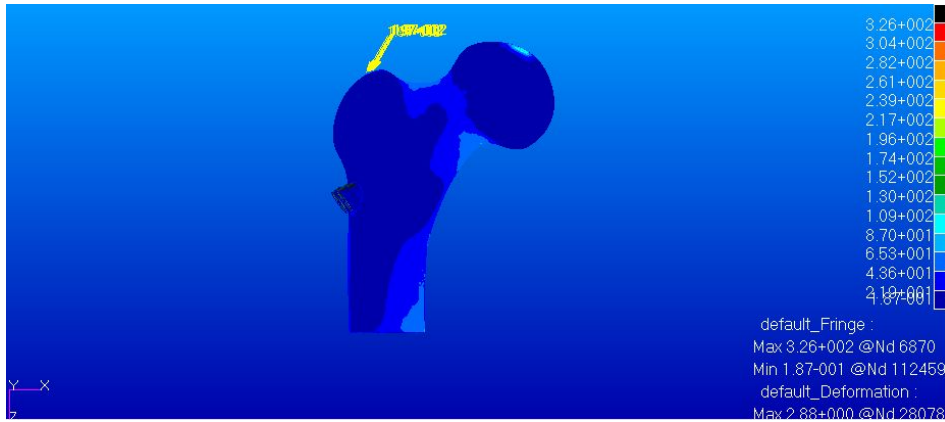


Figura 6.18: Quick plot generale della configurazione orizzontale.

Talvolta, per la particolare configurazione dei nodi, si ha una convergenza di più elementi molla su un nodo singolo, che porta ad effetti di hotspot.

Nonostante questo errore localizzato, i risultati complessivi della simulazione non sembrano essere errati, come riprovano le immagini sottostanti (figure 6.19; 6.20; 6.21).

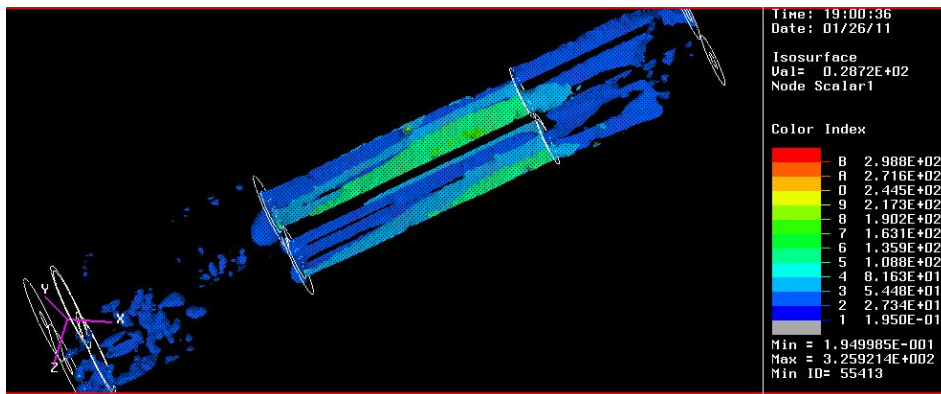


Figura 6.19: Isosurface del dispositivo.

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

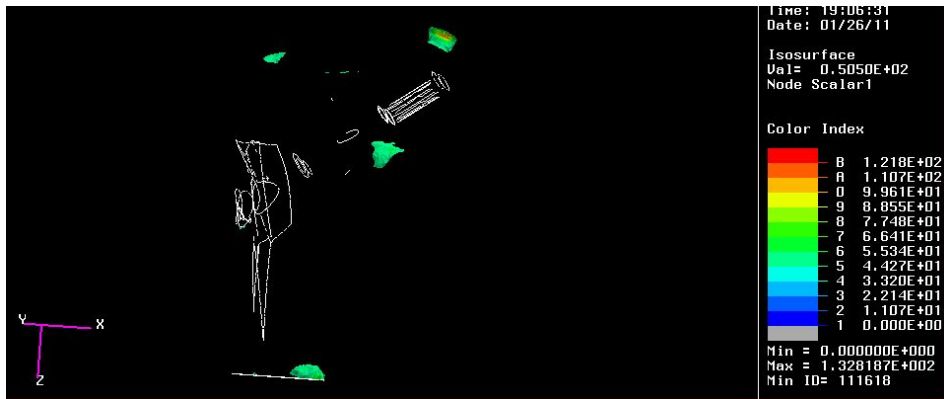


Figura 6.20: Isosurface dell'osso, regioni corticale e trabecolare.

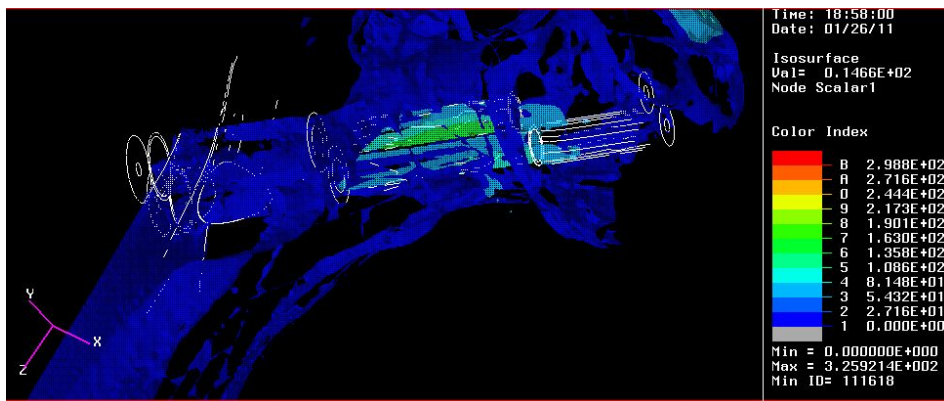


Figura 6.21: Isosurface generale della configurazione orizzontale con angolo di inclinazione del dispositivo pari a 125° .

Focalizzando l'attenzione sulle singole viti, anche grazie all'utilizzo delle isosurface è possibile notare il picco sulla vite destra (figura 6.22), ma non sono evidenziate direzioni di propagazione dello sforzo. Per la vite sinistra (figura 6.23) si evidenziano invece valori di sforzo in modulo più bassi, con una concentrazione maggiore nella regione inferiore.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

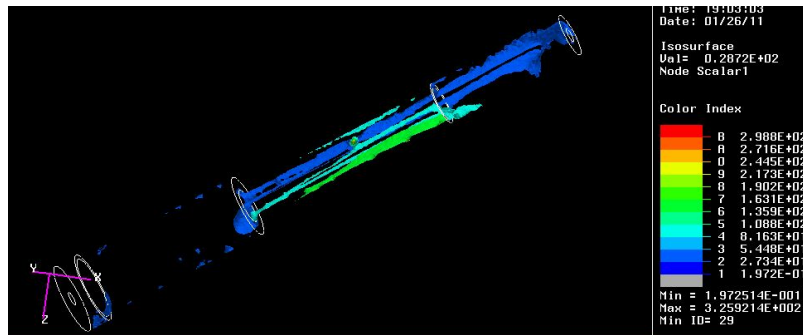


Figura 6.22: Isosurface del dispositivo: dettaglio della vite destra..

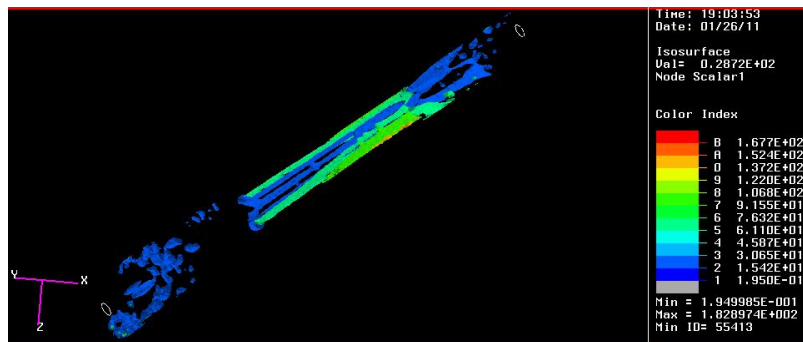


Figura 6.23: Isosurface del dispositivo: dettaglio della vite sinistra.

I valori di spostamento subiscono delle variazioni rispetto la configurazione verticale: si evidenzia una diminuzione dello spostamento sia relativamente i dispositivi, sia per quel che riguarda il tessuto osseo (si passa da un picco massimo di 3.08 mm nel caso verticale ad un picco massimo di 2.88 mm nel caso orizzontale).

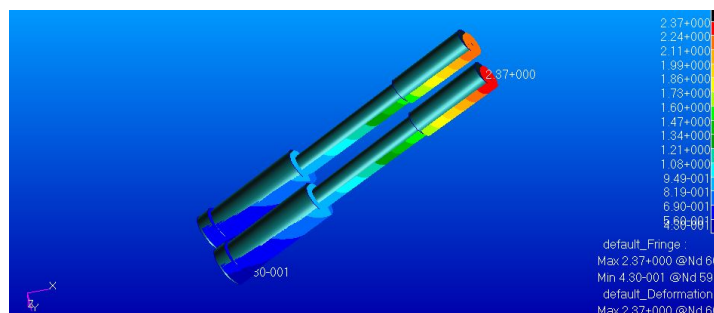


Figura 6.24: Spostamento del dispositivo.

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

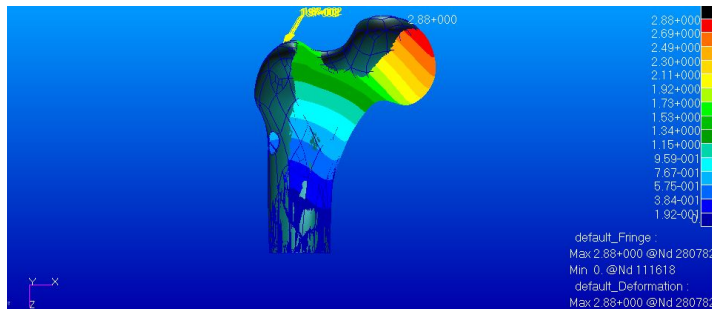


Figura 6.25: Spostamento dell'osso corticale.

La figura sottostante mostra la possibilità di rottura nella regione corticale nel sito di inserimento della vite sinistra. Non si notano direzioni di propagazione della frattura, ma ciò potrebbe costituire una causa scatenante di *effetto z*: con la diminuzione di contatto la vite potrebbe scivolare via, oppure tendere ad entrare maggiormente nel tessuto osseo (in questo caso si parla di *effetto z inverso*)[41].

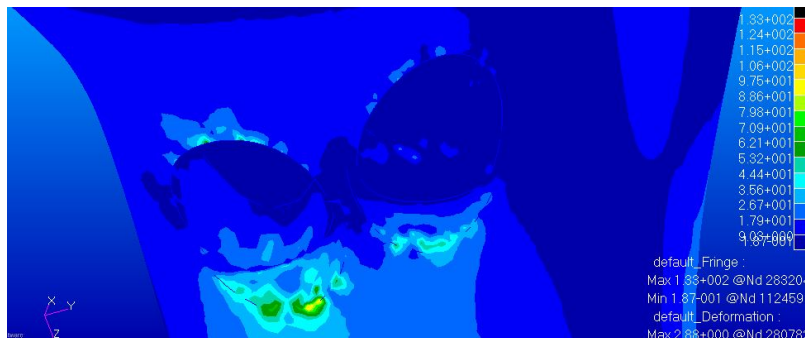


Figura 6.26: Quick plot corticale, dettaglio sulla regione di inserimento del dispositivo.

L'immagine 6.27 evidenzia una zona di maggior pericolo situata sulla testa femorale, ma è in realtà dovuta all'applicazione del carico sotto forma di carico concentrato e non sotto forma di pressione.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

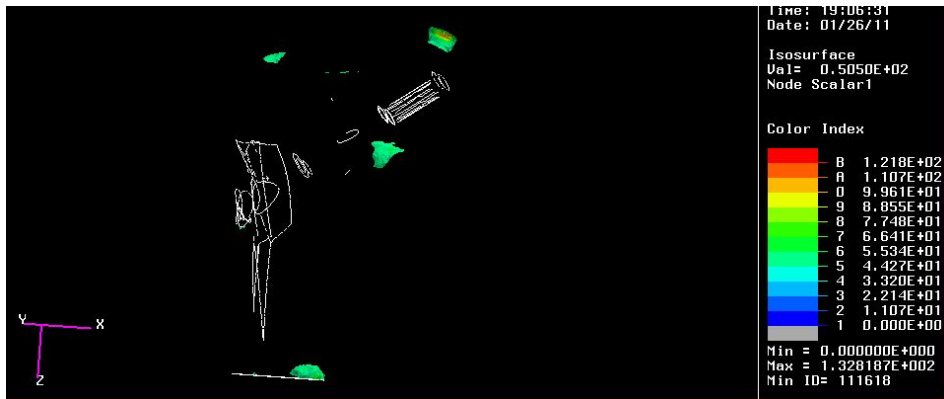


Figura 6.27: Distribuzione dello stress all'interno del tessuto osseo con livello di soglia minima pari a 65 MPa. Le zone rappresentate rivelano possibili cricche per il cedimento dei tessuti corticale e trabecolare.

Configurazione orizzontale con modello privo di contributo muscolare

Come nel caso precedente, vorrei dimostrare che anche nella configurazione orizzontale la presenza muscolare apporta un effetto maggiormente realistico.

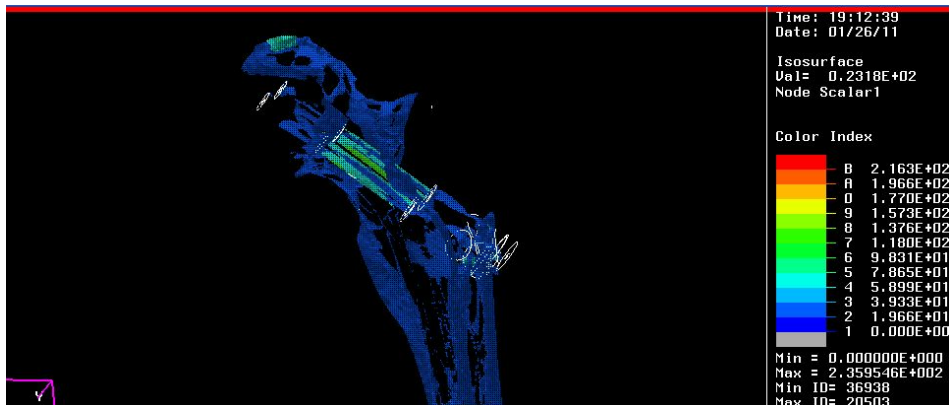
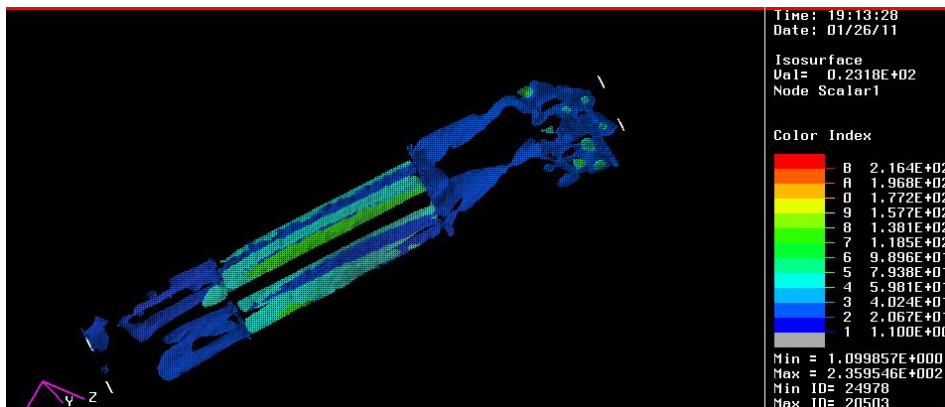


Figura 6.28: Visualizzazione della distribuzione di stress all'interno dell'osso corticale.

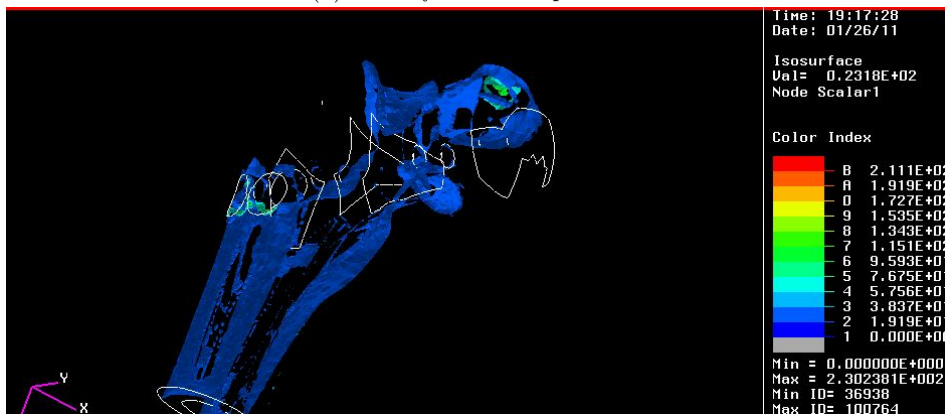
CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

Le tensioni risultano maggiori in modulo, e si nota anche una leggera differenza di distribuzione degli sforzi tra le viti, quella destra risulta caricata maggiormente sulla faccia superiore, l'opposto invece per quella sinistra. Ciò può però essere dovuto alla localizzazione non perfettamente centrale della forza peso sulla superficie esterna della testa del femore.

Relativamente il tessuto osseo, è evidente la rottura del tessuto nella regione di inserimento del dispositivo, con possibilità di occorrenza dell'effetto z.



(a) *Isosurface del dispositivo.*



(b) *Isosurface del tessuto osseo.*

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

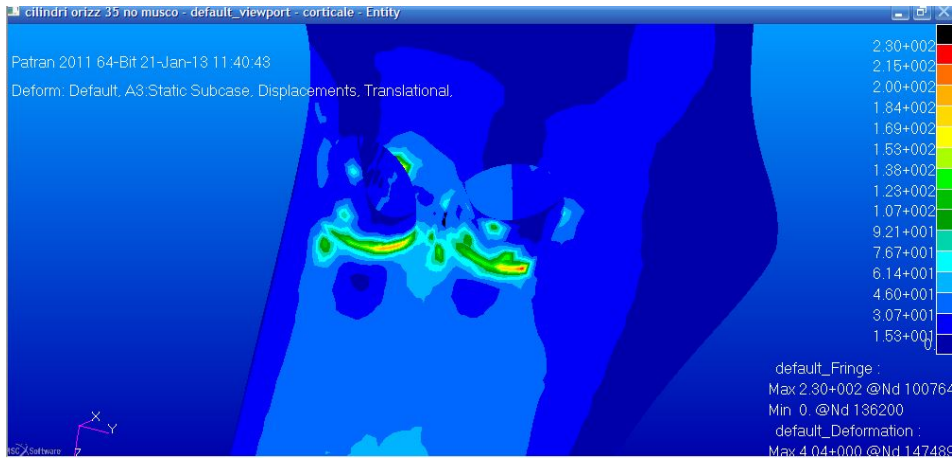
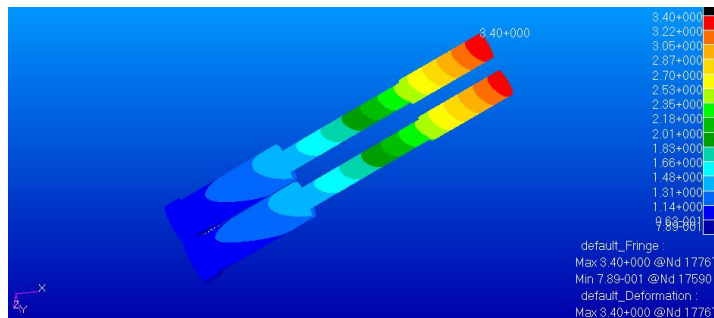
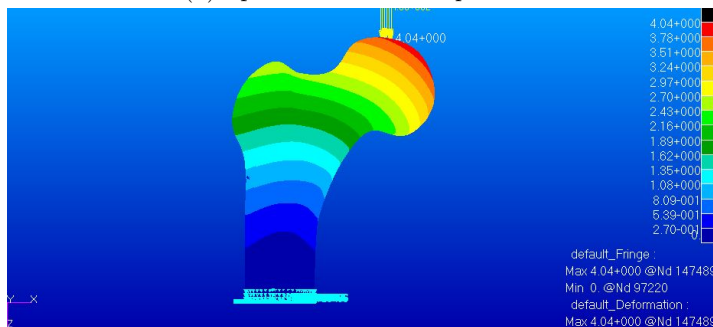


Figura 6.29: Quick plot tessuto osseo: dettaglio.

Gli spostamenti risultano aumentati. Esplicativo è il picco di spostamento sulla vite sinistra, che dimostra il non perfetto allineamento della forza peso applicata con l'asse mediale del modello .



(a) *Spostamento del dispositivo.*



(b) *Spostamento dell'osso corticale.*

6.4 Prove sperimentali con dispositivo inserito con angolo di inclinazione pari a 130°

6.4.1 Configurazione verticale

Dalla figura sottostante si può notare un valore di tensione massima non troppo elevata nel complessivo, ma si evidenziano altresì delle zone di particolare interesse.

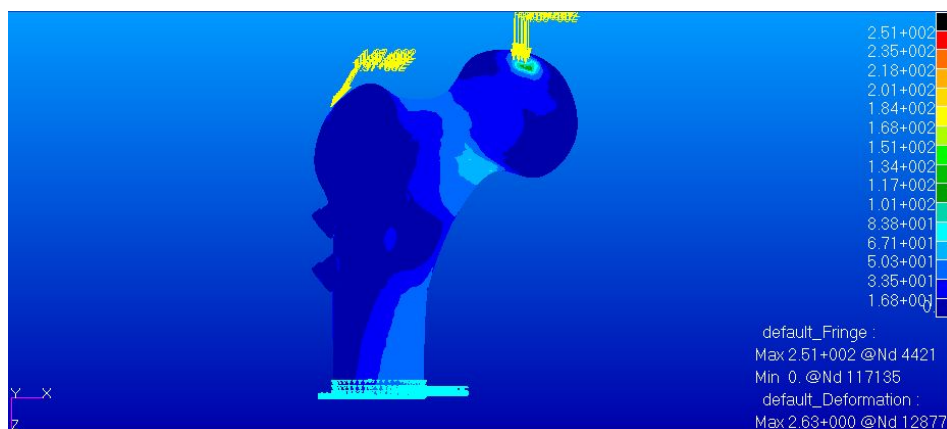


Figura 6.30: Quick plot della simulazione con angolo di inserimento del dispositivo pari a 130° .

Se dal punto di vista del dispositivo non risultano sforzi di particolare rilievo, nel tessuto osseo si evidenzia una regione in cui lo sforzo supera la soglia di tensione massima. Alla base della testa del femore, nella zona inferiore, si nota una regione in cui il valore di tensione è di circa 80 MPa. Non si tratta di un punto spurio, come dimostrato anche dall'isosurface sottostante.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

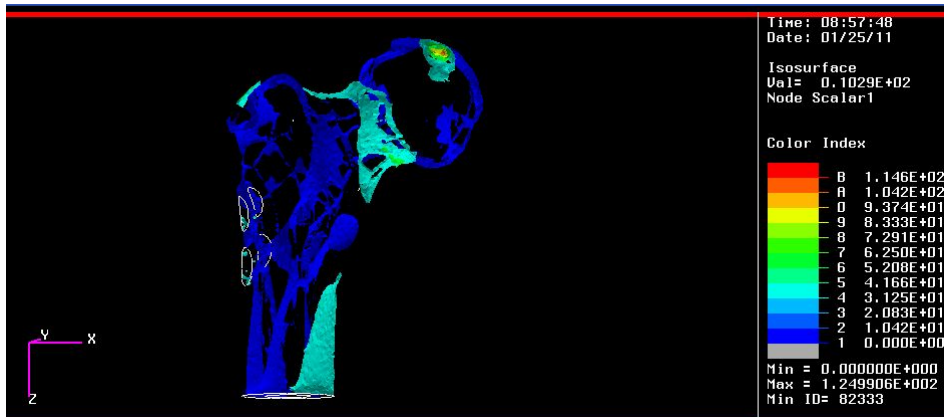


Figura 6.31: Distribuzione dello stress all'interno del tessuto osseo con livello di soglia minima pari a 65 MPa. Le zone rappresentate rivelano possibili cricche per il cedimento delle regioni corticale e trabecolare.

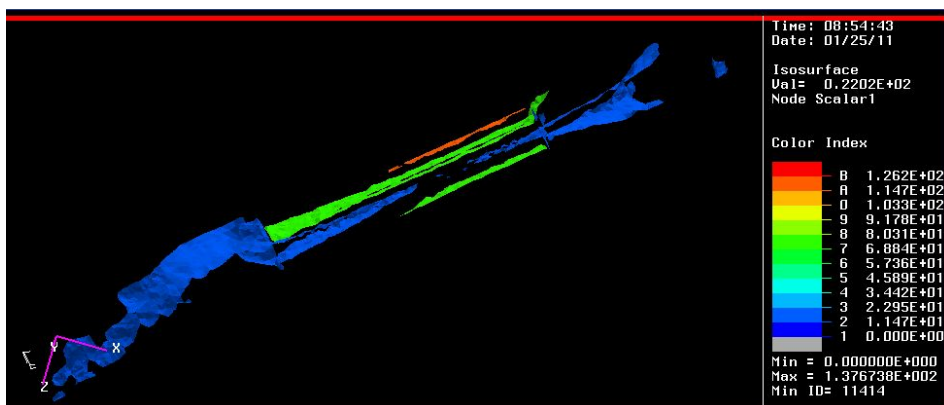


Figura 6.32: Isosurface del dispositivo: particolare sulla vite superiore.

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

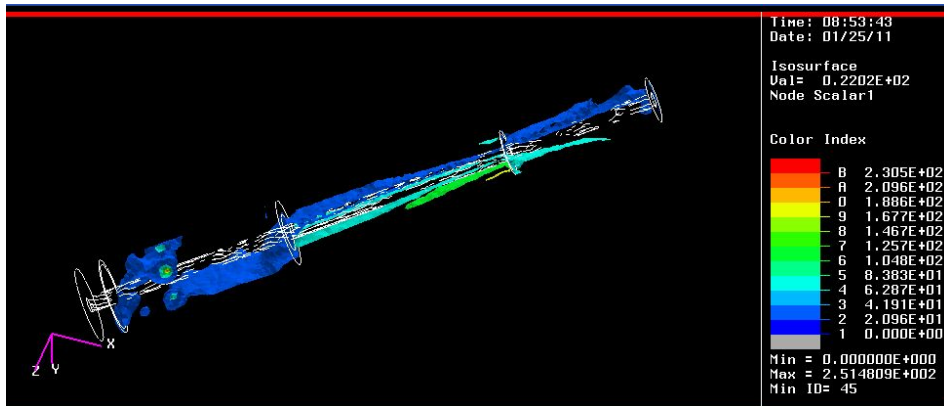


Figura 6.33: Isosurface del dispositivo: particolare sulla vite inferiore.

Nonostante un valore di spostamento minore nel suo picco massimo, questa configurazione rischia di danneggiare il tessuto osseo.

I valori di spostamento sono minori anche per il dispositivo, ma ciò è dovuto al maggiore angolo che intercorre tra l'asse di inserimento del dispositivo e la direzione del carico principale (si ha un braccio minore).

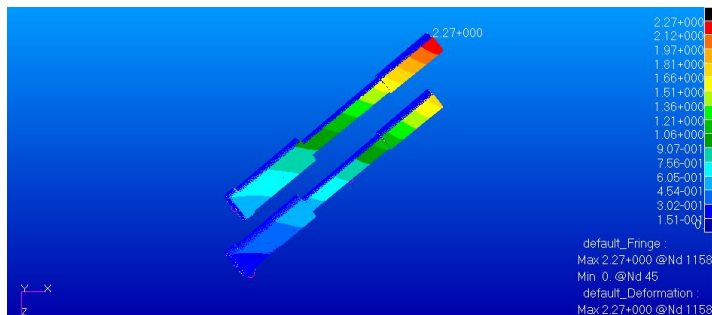


Figura 6.34: Spostamento del dispositivo.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

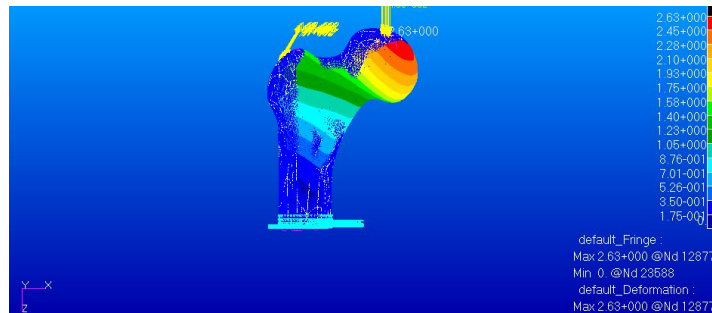


Figura 6.35: Spostamento dell'osso corticale.

6.4.2 Configurazione orizzontale

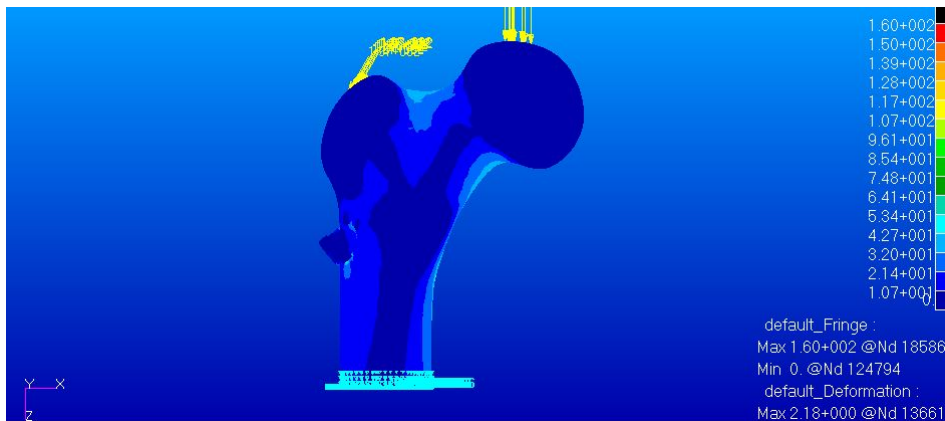


Figura 6.36: Quick plot generale.

Dalle immagini si evidenziano dei picchi sulla superficie esterna del tessuto osseo, dovuti all'applicazione della forza in maniera puntuale. Si evidenziano anche altre zone di interesse (figura 6.37, colore verde), ma l'intensità dello sforzo non giunge a livelli critici per la rottura dell'osso.

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

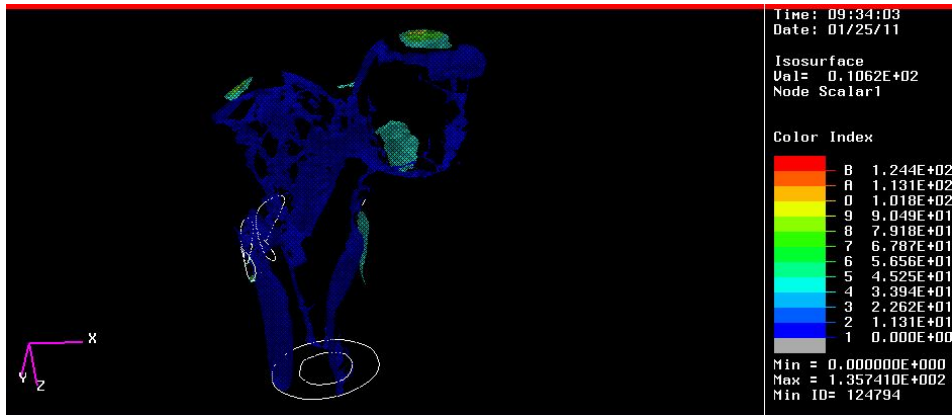
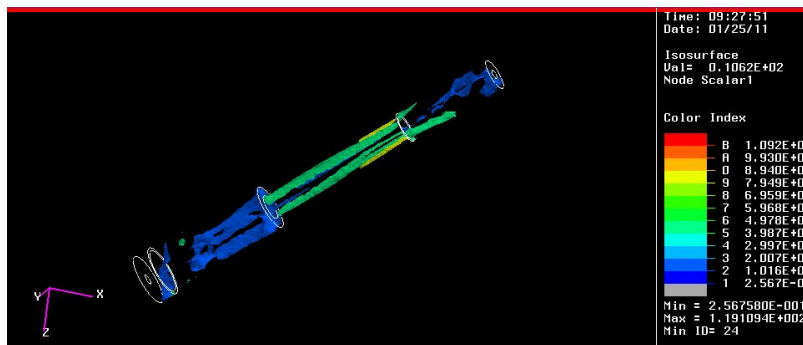
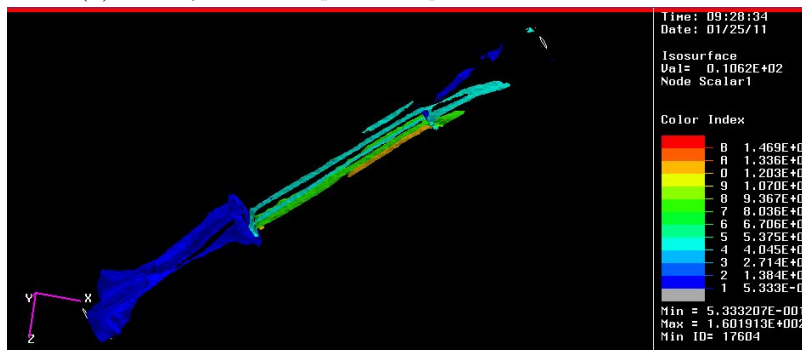


Figura 6.37: Isosurface dell'osso corticale.

Le isosurface del dispositivo mostrano una distribuzione di tensione quasi omogenea, con la vite sinistra che subisce leggermente più il carico rispetto a quella destra.



(a) Isosurface del dispositivo: particolare sulla vite destra.



(b) Isosurface del dispositivo: particolare sulla vite sinistra.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

La leggera discrepanza a livello tensionale si conferma anche negli spostamenti, dove il picco massimo si presenta all'apice della vite sinistra (la forza peso non è esattamente posta centralmente).

Gli spostamenti risultano diminuire anche per quel che riguarda il tessuto osseo.

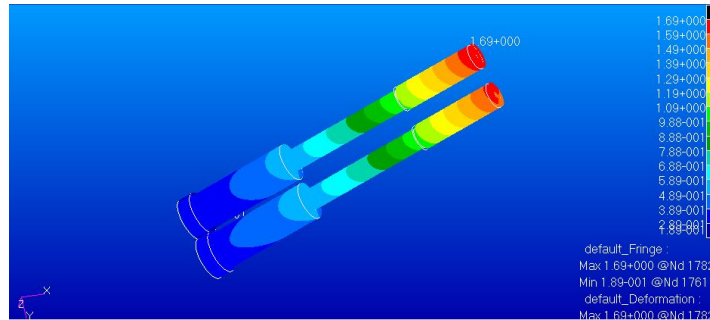


Figura 6.38: Spostamento del dispositivo.

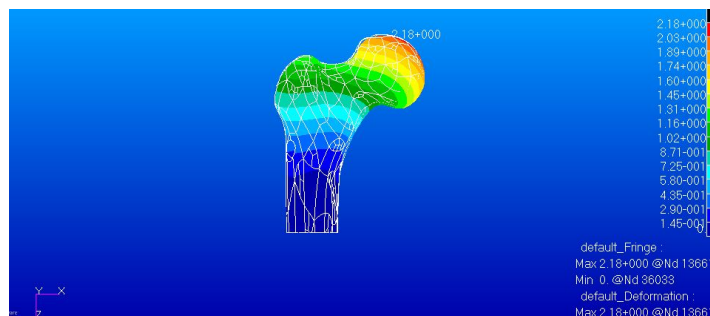


Figura 6.39: Spostamento dell'osso corticale.

Come evidenziato dal dettaglio in figura 6.40, questa configurazione subisce la possibilità di generare delle fratture nella regione d'inserimento del dispositivo, con conseguenti problemi dovuti alla possibilità di effetto z.

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

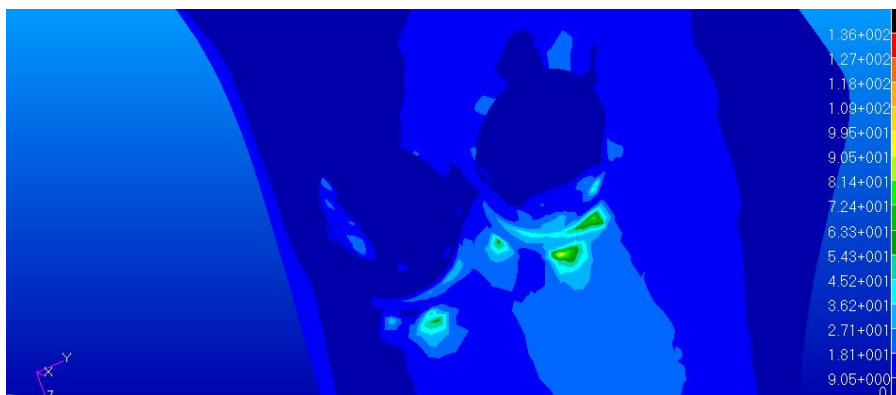


Figura 6.40: Quick plot del tessuto osseo: particolare della regione d'inserimento del dispositivo.

Essendo una regione di interesse relativamente piccola, si è sfruttata l'applicazione di una soglia minima di tensione da mostrare tramite delle isosurface. Il dubbio non è fugato, potrebbe trattarsi di una cricca. Qualora fosse applicato un carico ciclicamente (come in condizioni reali) la cricca potrebbe propagarsi in frattura. Dunque considero la configurazione come non affidabile.

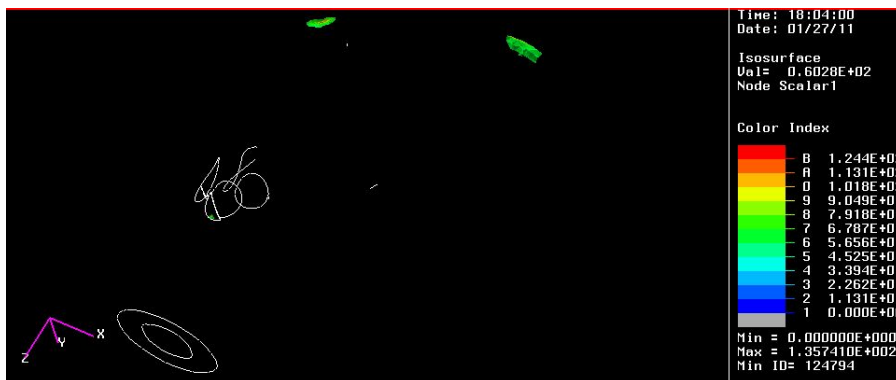


Figura 6.41: Distribuzione dello stress all'interno del tessuto osseo con livello di soglia minima pari a 75 MPa. Le zone rappresentate rivelano possibili cricche per il cedimento delle regioni corticale e trabecolare: a sinistra si può notare il punto di inserimento, non ancora scomparso dal grafico.

6.5 Prove sperimentali con dispositivo inserito con angolo di inclinazione pari a 135°

6.5.1 Configurazione verticale

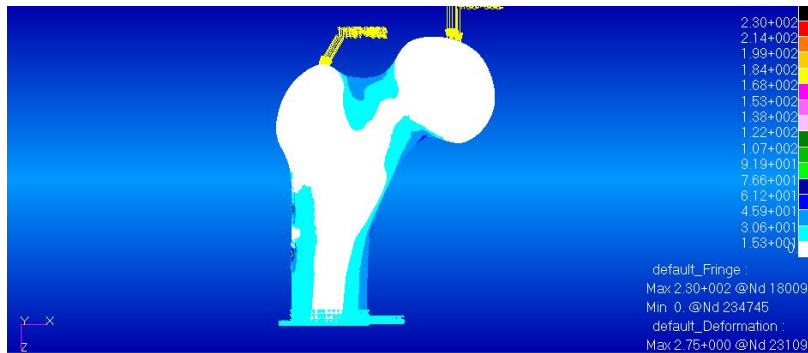


Figura 6.42: Quick plot generale della simulazione in configurazione verticale con angolo di inserimento del dispositivo pari a 135° .

La distribuzione di stress relativamente il dispositivo evidenzia delle regioni di carico simili a quelle evidenziate nelle altre simulazioni in configurazione verticale (nella regione superiore della vite superiore e nella zona inferiore della vite inferiore).



Figura 6.43: Distribuzione dello stress nel dispositivo.

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

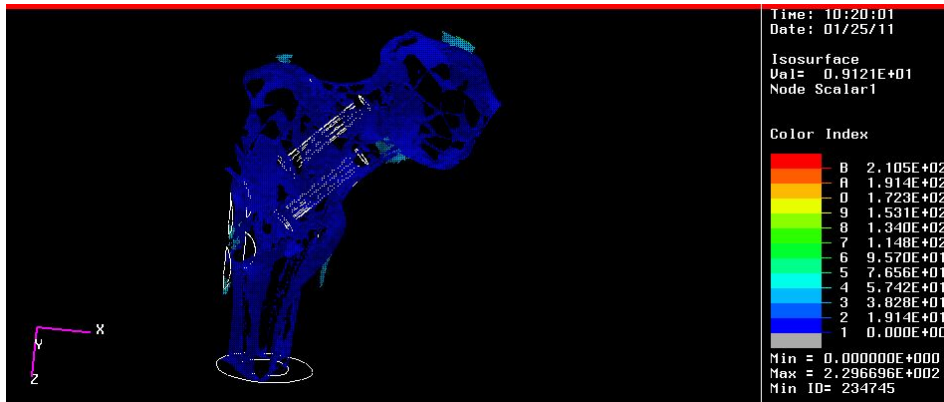


Figura 6.44: Distribuzione dello stress nel tessuto osseo (corticale e trabecolare).

Oltre a quello già descritto prima, devono essere considerati altre due regioni in cui l'intensità della tensione è da tenere in considerazione: una nella vite superiore (zona inferiore della regione distale) e l'altra nella vite inferiore (zona superiore della regione distale).

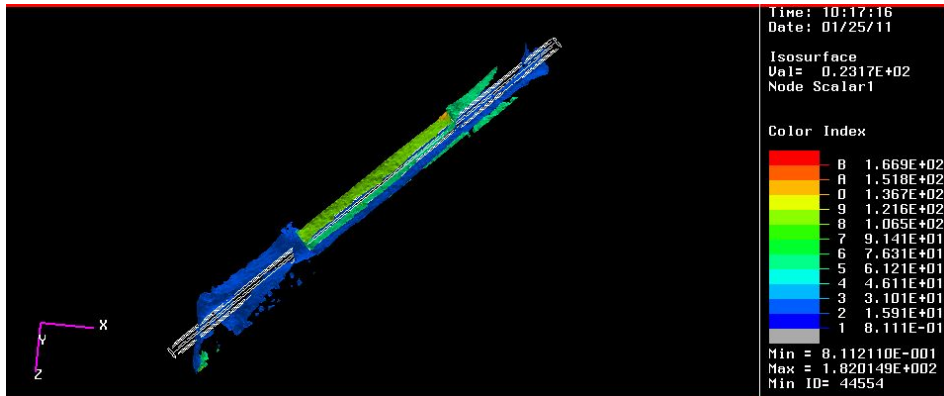


Figura 6.45: Distribuzione dello stress nel dispositivo: particolare sulla vite superiore.

CAPITOLO 6. *RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE*

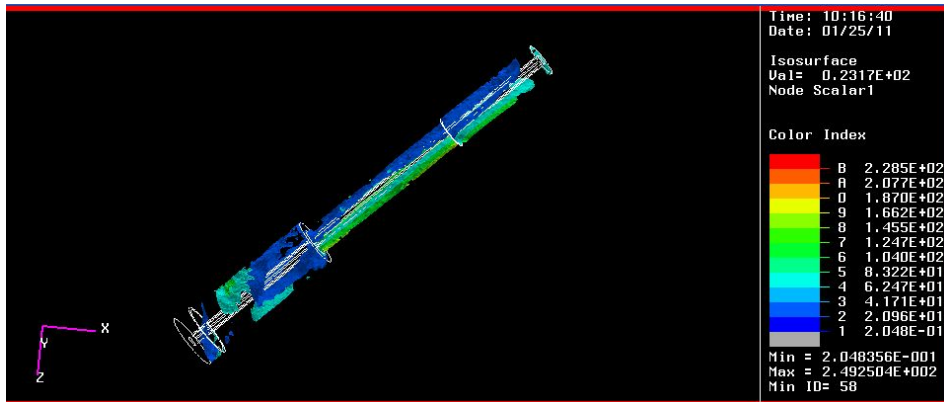


Figura 6.46: Distribuzione dello stress nel dispositivo: particolare sulla vite inferiore.

Gli spostamenti delle viti non superano i 2 mm, ed anche per il tessuto osseo si riscontrano dei valori decisamente bassi, anche se leggermente superiori alla prova con inclinazione di 125° .

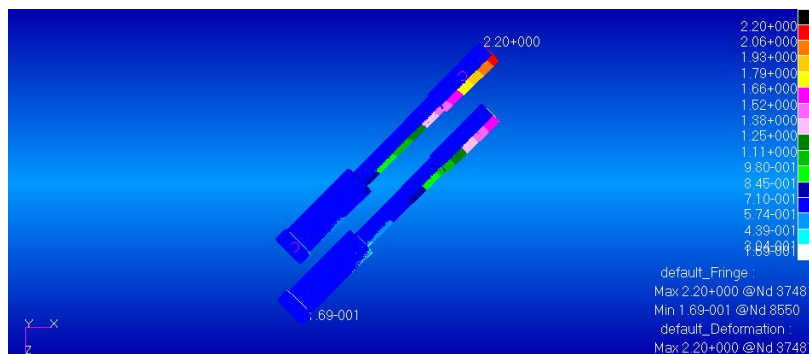


Figura 6.47: Spostamento del dispositivo.

CAPITOLO 6. RISULTATI DELLA SPERIMENTAZIONE

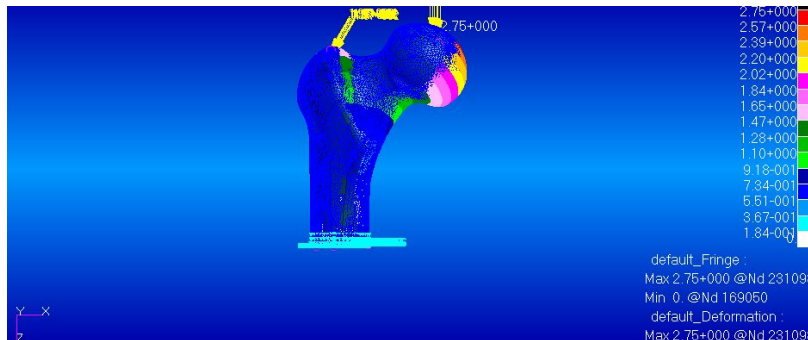


Figura 6.48: Spostamento dell'osso corticale.

Si evidenzia però la presenza di rotture nella regione di inserimento del femore, come già si poteva attendere dai valori di sforzo registrati sul dispositivo.



Figura 6.49: Distribuzione dello stress all'interno del tessuto osseo con livello di soglia minima pari a 70 MPa. Le zone rappresentate rivelano possibili zone di cedimento delle regioni corticale e trabecolare.

Anche in questo caso è probabile lo scivolamento della vite inferiore, mentre si potrebbe avere una completa frattura nella regione di tessuto corticale comprensiva tra le due viti.

6.5.2 Configurazione orizzontale

Per la configurazione orizzontale con il dispositivo inserito con un angolo di inclinazione pari a 135° la simulazione non fornisce risultati rilevanti. Quindi questa soluzione è stata trascurata.

Capitolo 7

Conclusioni

In questo elaborato si è proposta la sperimentazione e l'ottimizzazione operativa una possibile soluzione all'occorrenza di fratture del femore prossimale alternativa a quelle già presenti sul mercato delle protesi impiantabili.

Nella prima parte si è dato un breve accenno alla struttura ossea ed ai diversi tipi di frattura che possono accadere, effettuando una veloce analisi delle caratteristiche peculiari delle varie possibilità di risoluzione della patologia.

E' stato quindi svolto uno studio sulle metodologie di acquisizione di immagini della regione interessata dalla frattura, al fine di utilizzare questi data set per la costruzione di un modello digitale della regione anatomica in esame.

Si è poi proceduto alla costruzione, mediante CAD, di un modello digitale tridimensionale del dispositivo, al fine di assemblarlo con la regione in oggetto in modo da replicare il possibile impianto.

Infine, dopo un breve accenno alla teoria, è stata effettuata una analisi tramite FEM del modello realizzato, simulando diverse possibili configurazioni di impianto, e sono stati analizzati i risultati delle prove effettuate.

La diminuzione dell'entità di spostamento all'aumentare dell'angolo di inclinazione è palese, ma ciò è dovuto alla diminuzione del carico realmente applicato sulle diverse entità.

La forza normale al dispositivo infatti è direttamente proporzionale al coseno dell'angolo di inclinazione. Maggiore è l'angolo di inclinazione tra i corpi, minore sarà la componente di forza applicata, quindi minore sarà lo spostamento rispetto la regione distale (bisogna considerare le viti come travi incastrate nel tessuto corticale. Ogni configurazione ha una inclinazione di incastro diversa).

In relazione alla possibile occorrenza di *effetto z* bisogna ricordare che, per le caratteristiche della analisi effettuata (lineare e senza applicazione ciclica del carico), non si può verificare se questo fenomeno si manifesta realmente nel lungo periodo.

Alla luce dei risultati ottenuti è possibile confermare che il sistema della doppia vite può funzionare anche nella reale applicazione clinica.

Configurazione	σ_{max} zona vite superiore	σ_{max} zona vite inferiore
Verticale 125°	66.5 MPa	76.8 MPa
Verticale 130°	75 MPa	70 MPa
Verticale 135°	200 MPa	100 MPa

Tabella 7.1: Configurazioni verticali: tabella dei valori tensionali massimi nella regione di contatto tra il dispositivo ed il tessuto corticale.

Configurazione	σ_{max} zona vite destra	σ_{max} zona vite sinistra
Orizzontale 125°	60 MPa	97.5 MPa
Orizzontale 130°	99.5 MPa	72.5 MPa
Orizzontale 135°	/ Non pervenuto	/ Non pervenuto

Tabella 7.2: Configurazioni orizzontali: tabella dei valori tensionali massimi nella regione di contatto tra il dispositivo ed il tessuto corticale.

Attraverso un'analisi comparativa dei risultati delle varie prove effettuate, emerge che la configurazione ideale per l'impianto del dispositivo è quella verticale con angolo di inserimento pari a 125° di cui,

CAPITOLO 7. CONCLUSIONI

grazie alla tecnologia di *Rapid Prototyping*, si è ottenuto un modello in scala 1:1.



Figura 7.1: Immagine del modello in scala 1:1 realizzata tramite RP.

Questa configurazione risulta la migliore per il determinato femore utilizzato. Non può essere considerata la migliore configurazione da applicare in qualunque caso di impianto.

Prova	Peculiarità	Giudizio
Verticale 1	Sforzi massimi sull'osso inferiori alla $\sigma_{rottura}$	Positivo
Verticale 2	Tensione maggiore $\sigma_{rottura}$ alla base della testa	Negativo
Verticale 3	Tensione maggiore $\sigma_{rottura}$ nella regione d'inserimento	Negativo
Orizzontale 1	Tensione maggiore $\sigma_{rottura}$ nella regione d'inserimento	Negativo
Orizzontale 2	Possibile occorrenza di effetto z	Non positivo
Orizzontale 3	Fallimento della simulazione per rottura	Negativo

Tabella 7.3: Tabella riassuntiva dei risultati.

La miglioria evidente di questo lavoro è la possibilità di cercare la scelta ottimale (o subottima) per il soggetto in esame. Utilizzando i dati ottenuti tramite esami come TC o RMN è possibile ricostruire il femore prossimale, quindi cominciare l'iter di simulazione ed infine valutare la configurazione di impianto migliore.

7.1 Sviluppi futuri

L'analisi eseguita non è che un primo passo verso una comprensione sempre migliore del comportamento di protesi impiantabili all'interno del corpo umano. Nello specifico, per la regione anatomica ed il dispositivo analizzati, le migliorie nell'analisi possono essere varie ed ad ampio spettro.

- Primo passo potrebbe essere il setting di una simulazione contenente contatti di tipo *contact* non eseguita per via di problemi hardware (mancanza di processore adeguato) e software (problemi inerenti l'assembly femore-dispositivo comprendente la filettatura) .
- Altra importante analisi che dovrebbe essere svolta è quella contenente il modello del dispositivo originale, comprensivo di filettatura.

Essa restituirebbe dei risultati più accurati. Anche in questo caso, come sopra, la carenza di hardware adeguato ha fatto sì che il calcolo computazionale si rivelasse essere un ostacolo non da poco.

- Estendere l'analisi a diversi pazienti, partendo da dati TC o RMN e ricostruendo la regione anatomica del singolo paziente, in modo da avere una analisi utilizzando le caratteristiche soggettive e dunque avere la possibilità di massimizzare la sicurezza ed il comfort del paziente.
- Ricreare digitalmente le prove descritte dalla normativa ISO 7206, con l'attuazione di un carico ciclico, così da fugare dubbi sulla rottura a fatica del dispositivo e sul possibile occorrimto dell'indesiderato effetto z.
- Una volta estesa la sperimentazione a diversi soggetti, analizzare i risultati da un punto di vista statistico, in modo da caratterizzare delle possibili correlazioni, ad esempio l'incidenza, nel tasso di fallimento della simulazione, della differenza tra l'angolo di aggancio *neck-shaft* e l'angolo di inclinazione per l'inserimento del dispositivo impiantabile.

Bibliografia

- [1] Evans P.; McGroy B. *Fractures of the Proximal Femur*
- [2] Cristofolini L. *tessuti connettivi calcificati*
- [3] Verhulp E.; Huiskes H.; van Rietbergen B. *Analyses of Trabecular Bone Failure*
- [4] Netter F. *Atlante di anatomia fisiopatologica e clinica. Volume 8, parte I e II*
- [5] Di Sciuva M. *Elementi di analisi strutturale*
- [6] Cammertoni G. *Misura in vitro delle sollecitazioni in femori intatti ed in condizioni di carico fisiologiche*
- [7] Cavenago C.; Prestianni C. *Criteri decisionali per la concessione del carico precoce nelle fratture laterali dell'estremo superiore del femore*
- [8] Bedini R.; Marinozzi F.; Pecci R.; Angeloni L.; Zuppante F.; Bini F.; Marinozzi A. *Analisi microtomografica del tessuto osseo trabecolare: influenza della soglia di binarizzazione sul calcolo dei parametri istomorfometrici*
- [9] Redaelli A.; Montevecchi F. *Biomeccanica: analisi multiscala dei tessuti biologici*
- [10] Giacomozzi C.; Campioni I.; De Angelis G.; Notarangelo G. *Prove meccaniche su impianti protesici di anca nel laboratorio di prova ON TESA dell'Istituto Superiore di Sanità: strumenti, metodi e procedure secondo normativa internazionale*

- [11] Olson S. *Femoral neck fractures*
- [12] Tan V.; Wong K.; Born C.; Harten R. *Two screw femoral neck fractures fixation: a biomechanical analysis of 2 different configurations*
- [13] Adams C.; Robinson M.; Court-Brown C.; McQueen M. *Prospective randomized controlled trial of an intramedullary nail versus dynamic screw and plate for intertrochanteric fractures of the femur*
- [14] Wei S.; Pallavi L. *Recent development on computer aided tissue engineering. A review*
- [15] Schuler B.; Fritscher K. *Assesment of the individual fracture risk of the proximal femur by using statistical appearance models*
- [16] Personale sanitario ospedale USA *Body CT protocols*
- [17] Kulama E. *Scanning protocols for multislice CT scanners*
- [18] avmi.net/CT *Computed Tomography*
- [19] Viceconti M. *The muscle standardised femur*
- [20] Schileo E.; Taddei F.; Cristofolini L.; Viceconti M. *Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro*
- [21] Cristofolini L.; Juszczyk M; Taddei F.; Viceconti M. *Strain distribution in the proximal human femoral metaphys*
- [22] Brent Edwards W.; Gillette J.; Thomas J.; Derrick T. *Internal femoral forces and moments during running: Implications for stress fractures development*
- [23] Duda G.; Heller M.; Albinger J.; Schulz O.; Schneider E.; Claes L. *Influence of muscle forces on femoral strain distribution*

- [24] Testi D.; Viceconti M.; Baruffaldi F.; Cappello A. *Risk of fractures in elderly patients: a new predictive index based on bone mineral density and finite element analysis*
- [25] Lenaerts G.; De Groote F.; Demeulanaere B.; Mulier M.; Van der Perre G.; Spaepen A.; Jonkers I. *Subject-specific hip geometry affects predicted hip joint contact forces during gait*
- [26] Cristofolini L.; Juszczuk M.; Martelli S.; Taddei F.; Viceconti M. *In vitro replication of spontaneous fractures of the proximal human femur*
- [27] Bitsakos C.; Kerner J.; Fisher I.; Amis A. *The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur*
- [28] Francis A.; Kumar V. *Computational Modeling of Human Femur using CT Data for finite element analysis*
- [29] Boyle C.; Kim Y. *Three-Dimensional micro-level computational study of Wolff's law via trabecular bone remodelling in the human proximal femur using design space topology optimization*
- [30] Duda G.; Schneider E.; Chao E. *Internal forces and moments in the femur during walking*
- [31] Grassi L.; Schileo E.; Taddei F.; Zani L.; Juszczuk M.; Cristofolini L.; Viceconti M. *Accuracy of finite element prediction in sideways load configurations for the proximal human femur*
- [32] Martelli S.; Taddei F.; Schileo E.; Cristofolini L.; Rushton N.; Viceconti M. *Biomechanical robustness of a new proximal epiphyseal hip replacement to patient variability and surgical uncertainties: a FE study*
- [33] Cristofolini L.; Schileo E.; Juszczuk M.; Taddei F.; Martelli S.; Viceconti M. *Mechanical testing of bones: the positive synergy of finite element models and in vitro experiments*
- [34] Zienikiewicz O. *The finite element method, Vol 1*

- [35] Kulkarni M.; Sathe S. *Experimental Determination of material properties of cortical cadaveric femur bone*
- [36] Lamberti C. *Slides Master Ingegneria Clinica*
- [37] Peng L.; Bai J.; Zeng X.; Zhou Y. *Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions*
- [38] Bergmann G.; Deuretzbacher G.; Heller M.; Graichen F.; Rohlmann A.; Strauss J.; Duda G. *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*
- [39] Biemond E.; Acquarius R.; Verdonshot N.; Buma P. *Frictional and bone ingrowth properties of engineered surface topographies produced by electron beam technology*
- [40] Frosch K.; Barvencik F.; Viereck V.; Lohmann C.; Dresing K.; Breme J.; Brunner E.; Sturmer K. *Growth behavior, matrix production, and gene expression of human osteoblasts in defined cylindrical titanium channels*
- [41] Rethnam U.; Cordell-Smith J.; Kumar T.; Sihna A. *Complex proximal femoral fractures in the elderly managed by reconstruction nailing – complications and outcomes: a retrospective analysis*
- [42] Anderson A. *Computational modeling of hip joint mechanics*
- [43] Mittlmeier W.; Lehner S.; Kraus W.; Matter H. P.; Gerdesmeyer L.; Steinhauser E. *BISS: concept and biomechanical investigations of a new screw system for electromagnetically induced internal osteosimulation*
- [44] Stenta P. *Discussioni verbali con ingegnere della CLS Titanium*
- [45] AO Foundation *Video: Vite per anca a compressione dinamica (vite-placca DHS)*
- [46] Vaughan C.; Davis B.; O'Connor J. *Dynamics of human gait*
- [47] Nuovamacut group *Solidworks: introduzione alla modellazione*

- [48] MSC Software Corporation *Manuali Patran*
- [49] MSC Software Corporation *Manuali Nastran*
- [50] MSC Software Corporation *Introduction to MSC Patran*
- [51] Autori vari *BiomedTown* (www.biomedtown.com)
- [52] Autori vari *matweb* (www.matweb.com)
- [53] Autori vari *BioDigitalHuman* (www.biodigitalhuman.com)
- [54] Autori vari *Wikipedia*

Elenco delle figure

1.1	Schematizzazione di osso corticale[2].	2
1.2	Esempio di osso spugnoso (nello specifico, collo di femore)[2].	3
1.3	Curve tensione-deformazione per l'osso corticale e per l'osso spugnoso al variare della densità[2].	4
1.4	Articolazione coxo-femorale[42].	4
1.5	Schema del modello di Pauwels[4].	5
1.6	Dettaglio del femore prossimale[4].	7
2.1	Femore prossimale con la descrizione delle direzioni prin- cipali delle trabecole interne[42]	9
2.2	Fratture pertrocanteriche[1].	10
2.3	Fratture del collo di femore[1].	12
2.4	Fratture subtrocanteriche[1].	13
2.5	Sistema DHS per la riduzione delle fratture pertrocanteriche[1].	16
2.6	Chiodo intramidollare[1].	17
2.7	Posizionamento delle viti lag[1].	18
2.8	Nuovo sistema PER con annessa variazione del modulo elastico nel tessuto osseo circostante[32].	20
3.1	Panoramica sulle possibilità dei CATE[14].	24
3.2	Vari esempi di TC con relativa preparazione per il paziente[16].	26
3.3	Esempio di parametri da settare per un esame TC del- l'addome con dispositivo della GE[17].	27
3.4	Possibilità per la ricostruzione 3D[14].	28
3.5	Sviluppo di una elaborazione dati utilizzando la model- lazione anatomica CAD-based[14].	37
4.1	Regione posteriore della vite di supporto.	40
4.2	Particolare della regione posteriore della vite di supporto.	41

4.3	Filettatura della vite di supporto.	42
4.4	Vista laterale della vite di supporto completata.	42
4.5	Regione posteriore della vite di scorrimento.	44
4.6	Particolare della lavorazione della filettatura per la vite di scorrimento.	44
4.7	Vite di scorrimento completa.	45
4.8	Assieme della vite di supporto e della vite di scorrimento in SolidWorks.	47
4.9	Regione prossimale del modello di femore utilizzato con piani relativi alle diverse prove.	48
4.10	Esempio di errato accoppiamento nella creazione dell'assieme delle viti. Le zone in blu mostrano le differenze tra i corpi.	50
4.11	Esempio di assieme femore-viti in configurazione verticale.	52
5.1	Suddivisione del dominio in elementi finiti [5].	53
5.2	Elemento di forma tetraedrica definito nello spazio 3D [34].	60
5.3	Imprint [48].	67
5.4	Esempio del rapporto h/L [48].	70
5.5	Mesh del dispositivo (eseguita con GEL pari a 0.5).	72
5.6	Verifica dei bordi liberi di un caso abbastanza sfortunato di equivalenze effettuato su di una mesh del dispositivo (eseguita con GEL pari a 0.5).	73
5.7	Visualizzazione del sistema di coordinate cartesiane espresse sotto forma numerica del tessuto osseo come ortotropico[36].	76
5.8	Visualizzazione del sistema di coordinate cilindriche del tessuto osseo come ortotropico[42].	76
5.9	Visualizzazione del vincolo incastro in Patran.	77
5.10	Deformazioni principali massima(1) e minima(3) del femore umano durante il passo lungo le linee ventrale, mediale e laterale. Le linee più scure rappresentano l'inclusione all'interno del modello dei muscoli [23].	79
5.11	Condizioni di carico e di vincolo del modello. Le frecce rappresentano le forze, i punti blu in basso il vincolo.	79
6.1	Diagramma σ - ε (Stress-Strain) della lega Ti-6Al-4V.	83

6.2	Diagramma σ - ε del tessuto osseo corticale in condizioni asciutto (dry) ed umido (wet)[2].	84
6.3	Diagramma relativo le caratteristiche di modulo elastico e tensione di rottura del tessuto osseo in relazione all'età del soggetto[2].	85
6.4	Dimensioni del femore.	86
6.5	Visualizzazione del quick plot rappresentante gli <i>Sforzi di Von Mises</i> della simulazione con il dispositivo in configurazione verticale ed angolo di inclinazione 125°	90
6.6	Visualizzazione del quick plot relativo al solo dispositivo.	90
6.7	Isosurface del dispositivo: particolare sulla vite superiore.	91
6.8	Isosurface del dispositivo: particolare sulla vite inferiore.	91
6.9	Spostamento del dispositivo.	92
6.10	Quick plot: particolare sul tessuto corticale.	92
6.11	Spostamento del tessuto corticale.	93
6.12	Particolare della distribuzione di stress nell'interfaccia tra tessuto corticale e dispositivi impiantati.	93
6.13	Visualizzazione della distribuzione di stress all'interno del tessuto osseo. Il valore minimo di tensione è stato posto a 60MPa.	94
6.14	Visualizzazione della distribuzione di stress all'interno del tessuto osseo. Si possono notare anche i cilindri simulanti il dispositivo.	94
6.15	Quick plot della simulazione in assenza di contributo muscolare.	95
6.16	Distribuzione dello stress all'interno del tessuto osseo con livello di soglia minima pari a 65 MPa. Le zone rappresentate rivelano la possibilità dell'insorgenza di cricche per il cedimento delle regioni corticale e trabecolare.	95
6.17	Visualizzazione della distribuzione di stress all'interno del tessuto osseo.	97
6.18	Quick plot generale della configurazione orizzontale.	98
6.19	Isosurface del dispositivo.	98
6.20	Isosurface dell'osso, regioni corticale e trabecolare.	99
6.21	Isosurface generale della configurazione orizzontale con angolo di inclinazione del dispositivo pari a 125°	99

6.22	Isosurface del dispositivo: dettaglio della vite destra..	100
6.23	Isosurface del dispositivo: dettaglio della vite sinistra.	100
6.24	Spostamento del dispositivo.	100
6.25	Spostamento dell'osso corticale.	101
6.26	Quick plot corticale, dettaglio sulla regione di inserimento del dispositivo.	101
6.27	Distribuzione dello stress all'interno del tessuto osseo con livello di soglia minima pari a 65 MPa. Le zone rappresentate rivelano possibili cricche per il cedimento dei tessuti corticale e trabecolare.	102
6.28	Visualizzazione della distribuzione di stress all'interno dell'osso corticale.	102
6.29	Quick plot tessuto osseo: dettaglio.	104
6.30	Quick plot della simulazione con angolo di inserimento del dispositivo pari a 130°.	105
6.31	Distribuzione dello stress all'interno del tessuto osseo con livello di soglia minima pari a 65 MPa. Le zone rappresentate rivelano possibili cricche per il cedimento delle regioni corticale e trabecolare.	106
6.32	Isosurface del dispositivo: particolare sulla vite superiore.	106
6.33	Isosurface del dispositivo: particolare sulla vite inferiore.	107
6.34	Spostamento del dispositivo.	107
6.35	Spostamento dell'osso corticale.	108
6.36	Quick plot generale.	108
6.37	Isosurface dell'osso corticale.	109
6.38	Spostamento del dispositivo.	110
6.39	Spostamento dell'osso corticale.	110
6.40	Quick plot del tessuto osseo: particolare della regione d'inserimento del dispositivo.	111
6.41	Distribuzione dello stress all'interno del tessuto osseo con livello di soglia minima pari a 75 MPa. Le zone rappresentate rivelano possibili cricche per il cedimento delle regioni corticale e trabecolare: a sinistra si può notare il punto di inserimento, non ancora scomparso dal grafico.	111

6.42	Quick plot generale della simulazione in configurazione verticale con angolo di inserimento del dispositivo pari a 135°	112
6.43	Distribuzione dello stress nel dispositivo.	112
6.44	Distribuzione dello stress nel tessuto osseo (corticale e trabecolare).	113
6.45	Distribuzione dello stress nel dispositivo: particolare sulla vite superiore.	113
6.46	Distribuzione dello stress nel dispositivo: particolare sulla vite inferiore.	114
6.47	Spostamento del dispositivo.	114
6.48	Spostamento dell'osso corticale.	115
6.49	Distribuzione dello stress all'interno del tessuto osseo con livello di soglia minima pari a 70 MPa. Le zone rappresentate rivelano possibili zone di cedimento delle regioni corticale e trabecolare.	115
7.1	Immagine del modello in scala 1:1 realizzata tramite RP.	119

Elenco delle tabelle

5.1	Tabella delle caratteristiche dei calcolatori a disposizione	64
5.2	Tabella del setting dei parametri nel caso di simulazione attraverso cilindri	71
5.3	Tabella del setting dei parametri nel caso di simulazione del dispositivo con annessa filettatura	71
5.4	Tabella delle proprietà del Ti-6Al-4V [52]	75
5.5	Tabella delle proprietà del tessuto osseo trabecolare [2].	75
5.6	Tabella delle proprietà del tessuto osseo corticale mo- dellato come tessuto ortotropico 3D.[35]	76
6.1	Notazioni di interesse	86
6.2	Legenda delle misure anatomiche utilizzate	87
7.1	Configurazioni verticali: tabella dei valori tensionali massimi nella regione di contatto tra il dispositivo ed il tessuto corticale.	118
7.2	Configurazioni orizzontali: tabella dei valori tensionali massimi nella regione di contatto tra il dispositivo ed il tessuto corticale.	118
7.3	Tabella riassuntiva dei risultati.	120

Ringraziamenti

Ci sono delle volte in cui ti chiedi *cos'è che sto facendo??, Cos'è che devo fare?!*

Il mio obiettivo è sempre stato la ricerca del miglioramento, e per migliorare il tutto bisogna partire da sé. Nel mio minuscolo ho pensato di iniziare migliorando la mia "posizione", in modo da passare da studente ad ingegnere al lavoro. Partendo da mesi addietro dunque ci terrei a ringraziare i signori P.S. e A.B., che per primi mi hanno dato l'opportunità di iniziare questo processo, anche se è andata in maniera totalmente diversa da come me lo sarei mai aspettato. Dunque ringrazio chi non c'è mai, non c'è mai stato ed, ormai, mai ci sarà. Non preoccupatevi, anzi! Grazie! Il modo di intendere "nella vita quello che fai (forse lo) hai" più chiaro di così credo fosse difficile spiegarlo. E' una lezione anche questa, serve per migliorare, e quindi il ringraziamento è dovuto.

Un grazie al mio personal tutor, quell'anTonietto che pur in preda a crisi (a volte di nervi, altre di panico) ha sempre trovato il tempo di darmi una mano, vuoi con i CAD, vuoi con i FEA, vuoi a livello di stacco mentale. Non pago di tutto ciò, s'è beccato pure un offerta di lavoro (strameritata a mio avviso) ed un motore rosso rampante. Bravo!

Hai fatto l'unico errore di farmi leggere i ringraziamenti per primo, ora m'hai fuorviato e dunque non posso più scrivere com'era previsto. Ma, dal cuore, grazie **Ste**. Mi hai ricordato che ogni tanto qualcuno disposto a dare una mano lo si può trovare, anche nei posti più disparati e nelle condizioni più assurde.. In bocca al lupo per tutto. In questo preambolo c'è da ricordare anche la pulcina *M.Pia*, che coi

suoi svenimenti e le sue merendine ha allietato (o alienato, allentato.. fate voi) le nostre giornate chiuse a sbattere davanti un pc.

Ringrazio il **gelo**. Potentissimo strumento di sogliatura, che permette la caratterizzazione delle leghe più forti e pregiate. "Prepararsi all'era glaciale" non è un modo di dire da cartone animato, ma una costante di questi mesi, è come avvertire di possibili problemi mesi prima e poi sentirsi dire dobbiamo parlare per tempo.. Ma sto divagando, scusate.

Ci sono ancora molti dati da analizzare.. Ad esempio la presenza sempre più scarsa di *AGC* in mezzo.. Non so se dire "era ora!" o "che fine hai fatto?! Ormai m'ero abituato alla presenza di questo esserino centrale.." Scherzi a parte, un plauso alla sua costanza ed al suo cercare di dare una mano, anche sapendone poco. In bocca al lupo.

Ci sarebbero da ringraziare persone, persone, persone, ed ancora persone. Non voglio gente, non sta bene. Quella mettetece la voi. Voglio ringraziare chi mi ha messo in difficoltà. In modo positivo, con doni il cui peso è tale da schiacciarmi e ricordarmi che non posso permettermi di sbagliare, ho già avuto un anticipo, e non sta bene.

Voglio ringraziare **LUOGHI!**

Montagne sonnolenti che si stagliano sullo sfondo viste da una vallata, la cui sola vista ispira tranquillità, ma se contornate da luna e stelle generano emozioni.

Un camino, due poltrone: una tv a destra ed una tavola rotonda a sinistra. Sul divano che fa da sfondo ci voglio stare..

Una lapide.. Ed una ancora da mettere. Ricordare due persone da questo è glaciale, ma ho la certezza che non lo scorderò. E poi ricordo i fulmini.. E Ohm. No, non si dimentica.

Una strada gremita di persone sulle cui teste pende un immondezaio, riveduto e corretto, per far spendere più di quanto recuperato. Insomma il genere umano.

Un fiumiciattolo che scorre con la possenza di un torrentello ingrossato e che d'inverno si vanta di far vittime (e qualche volta c'è riuscito!)

Una casa, due, anzi tre. Un terrazzo immenso, tanto da contenere 30 e più persone. Un angolo mare, grande quanto basta da portarci

delle bici. Ed un tetto cadente.. anzi due, facciamo tre. Il grazie va agli interni, ma mica proprio tutti..

Una boa.. 10 m di profondità: il mediterraneo alle spalle, una montagna frastagliata a strapiombo sul mare di fronte. Un angolo di paradiso. Alle 8 del mattino è la cosa che più si avvicina al mio concetto di pace..

Grazie a padre **Billi Ugo**, *ai suoi cavalli* ed ai suoi impareggiabili pranzi salati senza olio. Grazie alle spade, gli scudi, *glielmi e ca(l)iffi* di stanza. *A scoiattoli, rinozina e .. insomma avete capito no? siete troppi in quei posti, uno ad uno non ce la si fa..*

Ringraziamenti sono dovuti a siringhe, architetture degli IBM-compatible, fasce elastiche, badili, sedie di plastica e lievito di birra.. (Ne son successe di cose in 2 anni, eh?)

Una sveglia a chi estirpa la gioia di vivere, (che ne ritrovi almeno la voglia!), una strigliata a chi si deve organizzare per salire in macchina (che la piantasse ed inizi a muovere gli accoppiamenti actina-miosina!), un consulto a chi ha deciso di ridere in faccia al destino, ma anche di prendere il toro per le corna.. (quand'è che facciamo una partitella contro il muro???)

E a te? Che devo dire a **ti**? Ce n'è bisogno? Tanto lo sai, quindi che lo dico a fare..

Ehi! Lo sai.. no? :)