POLITECNICO DI TORINO

Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale



Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Studio biomeccanico di una placca ortopedica femorale resa dinamizzabile tramite un sistema elettromeccanico non invasivo

Relatore Prof. Alberto Audenino **Candidato** Giuliano Elena

Correlatore

Ing. Giancarlo Dichio

Anno Accademico 2018/2019

Alla mia famiglia e a Giulia

Sommario

Abstract				
1	In	troduzione	6	
	1.1	L'osso e le sue proprietà	6	
	1.1	1.1 Struttura anatomica dell'osso	6	
	1.1	1.2 Le proprietà meccaniche	8	
	1.2	Le fratture ossee	10	
	1.2	2.1 Classificazione delle fratture	10	
	1.2	2.2 Valutazione della guarigione della frattura	11	
	1.2	2.3 Dinamizzazione della frattura	13	
2	St	ato dell'arte	16	
1	2.1	Sistemi di placche e viti	16	
	2.1	1.1 DCP – Dynamic Compression Plates	17	
	2.1	1.2 LCP – Locking Compression Plates	19	
	2.1	.3 Bridge Locked Plates	20	
	2.1	1.4 Far Cortical Locking	21	
	2.1	1.5 Active Plates	22	
	2.2	Campi magnetici per applicazioni biomedicali	23	
	2.2	2.1 Il magnete permanente	23	
	2.2	2.2 L'elettromagnete	24	
	2.2	2.3 Limiti ed effetti biologici	26	
	2.2	2.4 Applicazione dei campi elettromagnetici in ambito		
	ort	topedico	27	
3	M	ateriali e metodi	29	

3	5.1	Costruzione del modello 3D e principio di	
f	ùnz	ionamento	29
3	5.2	Costruzione del modello in ANSA	. 31
	3.2	.1 Costruzione della mesh e definizione dei materiali	33
	3.2	.2 Definizione delle condizioni al contorno e dei carichi	35
	3.3	Costruzione del modello pin-piastra	37
3	5.4	Completamento modello in ABAQUS CAE	. 38
3	5.5	I modelli	40
	3.5	.1 Due materiali a confronto	41
	3.5	2.2 Modello in compressione	42
	3.5	.3 Modello soggetto a un carico di flessione	43
	3.5	.4 Modello soggetto alla torsione	44
	3.5	.5 Modello in presenza del callo osseo	45
4	Ri	sultati	. 47
4 ∠	Ri .1	sultati Post-processing e analisi della placca	. . 47 47
4 ∠	Ri .1 4.1	sultati Post-processing e analisi della placca .1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche	. . 47 47
4 ∠	Ri .1 4.1 dif	sultati Post-processing e analisi della placca .1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche ferenti	47 47 48
4 2	Ri 4.1 dif 4.1	sultati Post-processing e analisi della placca .1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche ferenti .2 Analisi dei materiali	47 47 48 52
4	Ri 4.1 dif 4.1 4.1	sultati Post-processing e analisi della placca .1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche ferenti .2 Analisi dei materiali .3 Analisi dei carichi di compressione	47 47 48 52 54
4 2	Ri 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1	sultati Post-processing e analisi della placca .1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche ferenti .2 Analisi dei materiali .3 Analisi dei carichi di compressione .4 Analisi della zona di sbloccaggio dei pins	47 47 48 52 54 65
4	Ri 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1	sultati Post-processing e analisi della placca .1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche ferenti .2 Analisi dei materiali .3 Analisi dei carichi di compressione .4 Analisi della zona di sbloccaggio dei pins .5 Analisi della flessione	47 47 48 52 54 65 72
4	Ri 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1	sultati Post-processing e analisi della placca .1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche ferenti .2 Analisi dei materiali .3 Analisi dei carichi di compressione .4 Analisi della zona di sbloccaggio dei pins .5 Analisi della torsione .6 Analisi della torsione	47 47 48 52 54 65 72 75
4	Ri 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1	sultati Post-processing e analisi della placca .1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche ferenti .2 Analisi dei materiali .3 Analisi dei carichi di compressione .4 Analisi della zona di sbloccaggio dei pins .5 Analisi della flessione .6 Analisi della torsione .7 Sollecitazione del callo osseo	47 47 48 52 54 75 75 79
4	Ri 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1	sultati Post-processing e analisi della placca 1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche ferenti 2 Analisi dei materiali 3 Analisi dei carichi di compressione 4 Analisi della zona di sbloccaggio dei pins 5 Analisi della flessione 6 Analisi della torsione 7 Sollecitazione del callo osseo 8 Analisi del sotto modello pin-piastra	47 47 48 52 54 72 75 79 83
4	Ri 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1 4.1	sultati Post-processing e analisi della placca 1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche ferenti 2 Analisi dei materiali 3 Analisi dei carichi di compressione 4 Analisi della zona di sbloccaggio dei pins 5 Analisi della flessione 6 Analisi della torsione 7 Sollecitazione del callo osseo 8 Analisi del sotto modello pin-piastra Discussione	47 47 48 52 54 72 75 79 83 83

Bibliografia	
Appendice A	
Appendice B	

Abstract

La classificazione delle fratture, l'analisi delle forze coinvolte nella loro genesi e la conoscenza dei processi che portano alla guarigione di un segmento osseo interessato da una frattura permettono un approccio più attento alla chirurgia ortopedica e traumatologica.

Un qualsiasi evento traumatico sull'osso può generare una perdita di continuità nella sua geometria, maturando l'interesse per l'analisi di fratture ossee e della loro guarigione. Tale argomento è stato approfondito nel corso degli anni da diversi studi che hanno anche ricercato dei sistemi di osteogenesi che utilizzino sistemi di placche-viti differenti per ottenere un callo osseo di buona qualità, ovvero osso di neoformazione che unisce i due lembi della frattura.

Lo scopo di questo studio è quello di effettuare un'analisi biomeccanica di una placca dinamizzabile tramite un sistema elettromeccanico non invasivo applicabile alle fratture di osso femorale, modulando lo sforzo che viene rilasciato sull'osso in base allo stato di guarigione a livello del *gap* di frattura.

Con il termine dinamizzazione si intende una modifica del fissaggio della placca sull'osso durante il follow-up del paziente con l'obiettivo di stimolare la crescita dell'osso stesso, applicando carichi controllati nella zona della frattura in un particolare momento del ciclo della sua guarigione.

L'ortopedico è dunque in grado di sbloccare la placca senza intervenire in maniera traumatica sul paziente diminuendo anche il rischio di infezioni associate agli interventi chirurgici ed evitando il passaggio intermedio dello sbloccaggio del fissatore esterno.

L'analisi statica computazionale si basa sul calcolo agli elementi finiti sul modello (analisi FEM), una metodologia matematica molto utilizzata nel campo dell'ingegneria biomedicale e sempre più spesso, in ambito ortopedico, è utile per valutare le prestazioni meccaniche di placche e viti per fratture ossee.

Tale calcolo agli elementi finiti permette di valutare in maniera più precisa quali sono i valori di sforzo e di deformazione che si generano in ogni zona della struttura, in quanto questa viene suddivisa in tanti elementi connessi da dei nodi su ciascuno dei quali sono applicate delle equazioni di spostamento dalle quali si riesce a misurare la distribuzione dello stato tensionale complessivo dell'assieme.

In questa parte del progetto si è focalizzata l'analisi sullo stato tensionale agente sulla placca in seguito a diverse tipologie di sollecitazioni, contestualmente alla parte più elettronica del progetto riguardante il motorino.

Partendo dal modello 3D creato tramite il software Solidworks, è stata portata avanti l'analisi FEM. Si sono utilizzati due software, ANSA v15.1.2 con il quale si è creato il modello FEM, ed ABAQUS_6.13.1 con il quale si è completato il modello generando le interazioni tra le varie parti e simulando le condizioni di attrito. Tramite μETA PostProcessor è stato effettuato il post-processing del modello con l'analisi dei risultati, per comprendere meglio quali condizioni di carico e di vincolo permettano di ottenere i risultati migliori.

1 Introduzione

Questo capitolo ha lo scopo di introdurre alcuni concetti fondamentali riguardanti le caratteristiche del tessuto osseo, spiegando la sua morfologia e le sue proprietà meccaniche e investigando l'ambito della frattura ossea e della sua guarigione. Questo può aiutare a comprendere i problemi e i principi base per il trattamento di una frattura.

1.1 L'osso e le sue proprietà

1.1.1 Struttura anatomica dell'osso

Il tessuto osseo è considerato un tessuto connettivo specializzato che ha la funzione principale di trasmettere e di sopportare i carichi trasmessi su di esso.

L'osso è composto per il 30% da matrice organica, come collagene, proteoglicani e cellule, e per il 70% da componenti inorganici a base di carbonati e di fosfati di calcio, in particolare l'idrossiapatite Ca₁₀(PO4)₆(OH)₂. Quest'ultima costituisce la base dell'impalcatura ossea, ed è responsabile delle proprietà meccaniche dell'osso. La dimensione dei suoi cristalli è molto piccola (dell'ordine dei nm) e si tratta principalmente di cristalli allungati interconnessi in filamenti.

La parte inorganica è rigida e fraglie, mentre quella organica è più tenace e cedevole; la particolare organizzazione interna dei tessuti ossei conferisce loro la caratteristica di essere molto resistenti meccanicamente ma anche leggeri.

Il componente più importante della matrice organica è il collagene, caratterizzato da una struttura a tripla elica formata da una serie di fibre intrecciate tra di loro che sono responsabili dell'elasticità dell'osso e della sua notevole resistenza a compressione. Le fibre sono orientate in parallelo tra di loro e su di esse si dispongono i cristalli di idrossiapatite. Le varie fibre si allineano organizzandosi in lamelle sovrapposte.

Si distinguono due strutture architettoniche differenti, l'osso compatto o corticale e l'osso spongioso (fig.1.1). Il primo è caratterizzato da lamelle concentriche disposte attorno ad un capillare dando origine all'osteone (o sistema Haversiano). Nell'osso spongioso le lamelle sono organizzate in strutture definite trabecole ossee intrecciate, tra le quali si trova il midollo osseo e il grasso. Il tessuto spugnoso conferisce all'osso leggerezza, permettendo ai muscoli di muovere le ossa più agevolmente. La distribuzione delle trabecole dipende dalle line di carico per cui l'osso spongioso è più adatto a sopportare sollecitazioni non troppo forti ma che arrivano da diverse direzioni.



Figura 1.1. Struttura interna dell'osso.

Oltre al collage la matrice organica è costituita da cellule immerse nella matrice extracellulare ossea.

Le principali cellule che compongono l'osso sono:

- Gli osteociti, che fanno dell'osso un tessuto vivente regolando l'equilibrio tra fase minerale e la fase organica;
- Gli osteoclasti, responsabili della distruzione della matrice ossea;
- Gli osteoblasti, che rappresentano i precursori degli osteociti e hanno un ruolo fondamentale nel processo di calcificazione delle ossa.

Grazie a queste tre tipologie di cellule l'osso è in grado di rimodellarsi, cambiare la sua forma e le sue proprietà tramite un processo continuo. Dall'azione degli osteoblasti, si forma l'osteoide, una miscela di fibre di collagene e proteoglicani che viene mineralizzata tramite la deposizione di sali di calcio. Tale processo è detto ossificazione e man mano che procede in direzione centrifuga, alcuni osteoblasti rimangono intrappolati in regioni dette lacune ossee, differenziandosi in osteociti e producendo fibre di collagene. È necessario che la sintesi della matrice e la sua rimozione siano due processi in equilibrio tra loro per evitare un'osteogenesi alterata che potrebbe creare conseguenze traumatiche per l'osso, quali ad esempio la comparsa di osteoporosi a causa di un'azione eccessiva degli osteoclasti.

La struttura appena descritta è osservabile soprattutto nelle ossa lunghe come il femore o l'omero, caratterizzate da un tratto centrale detto diafisi, composto sia da osso corticale sia da osso spongioso, e dalle epifisi, le due regioni estreme dell'osso in cui è presente principalmente osso spongioso (fig.1.2).



Figura 1.2 Struttura delle ossa lunghe.

1.1.2 Le proprietà meccaniche

I materiali biologici sono materiali 'vivi' e possono avere proprietà differenti in soggetti diversi, o nello stesso soggetto in diverse condizioni di carico, e possono variare a seconda dell'età.

L'osso è un materiale anisotropo e non omogeneo in quanto il suo comportamento varia in base alla direzione del carico applicato. Inoltre, grazie al fenomeno del rimodellamento, è in grado di variare la sua forma in maniera dinamica a seconda della sollecitazione a cui è sottoposto. Si può definire il tessuto osseo come un materiale visco-elastico: la sua qualità predominante è la fragilità. L'osso può essere assimilato ad una molla molto rigida e quando viene deformato anche solo del 2% della sua lunghezza, esso si rompe.

Il modulo di Young (o modulo elastico) dell'osso è compreso tra i 10-20 GPa ma si può notare un differente comportamento tra l'osso compatto e quello trabecolare. Quest'ultimo, nonostante abbia il compito di trasferire e distribuire i carichi nell'osso corticale circostante, risulta meno rigido, presentando una rigidezza di circa 1/5-1/10 dell'osso corticale in compressione. Risulta infatti meno resistente alle sollecitazioni meccaniche e soggetto a rottura anche per sforzi inferiori ed è proprio per questo che necessita sempre di uno strato di osso compatto più robusto e resistente (fig.1.3).



Figura 1.3. Curva sforzo-deformazione a compressione di un provino osseo: confronto osso corticale e trabecolare.

La maggior parte delle prove per studiare il comportamento dell'osso sono effettuate su osso non vitale, e i valori ottenuti *in vitro* non sono sempre corrispondenti al comportamento *in vivo*. La resistenza alle sollecitazioni non prevede un valore unico ma dipende molto dal tipo di carico che impatta su di esso, dal tipo di osso coinvolto ma anche dal test che si sta applicando nella prova. In generale si può considerare come un materiale con una buona resistenza a fatica e a compressione e con elevata flessibilità, garantita dalle trabecole ossee.

1.2 Le fratture ossee

1.2.1 Classificazione delle fratture

Lo scheletro è soggetto continuamente a delle sollecitazioni che, considerando un osso sano, non dovrebbero creare nessun danno. Quando però i carichi applicati sono eccessivi e si supera la resistenza dell'osso, esso si frattura anche in pochi millisecondi, interrompendone l'integrità strutturale e di conseguenza diminuendo la sua rigidezza. Tutto ciò genera dolore per il paziente che necessita di un impianto di osteosintesi per rimarginare il *gap* (lo spazio) della frattura.

La forma della frattura e il grado di frammentazione dipendono soprattutto dal tipo di carico esercitato e dall'energia rilasciata. Vi sono 4 principali tipologie di sollecitazioni (fig.1.4):

- Compressione, che agisce lungo l'asse longitudinale dell'osso;
- Taglio, che si genera in direzione perpendicolare all'asse longitudinale del segmento osseo;
- Flessione, un momento rotazionale che agisce sul segmento quasi 'piegandolo' generando una piccola frattura obliqua. Questo comportamento è dovuto al fatto che l'osso non presenta una geometria regolare quindi i carichi non agiscono esattamente lungo il suo asse longitudinale;
- Torsione, una sollecitazione che 'arrotola' le fibre generando una frattura a spirale ed è una combinazione di forze di taglio e di compressione.



Figura 1.4. Frattura per compressione, taglio, flessione, torsione.

Le tipologie di fratture sono molteplici e dipendono da una serie di fattori e di cause differenti. Le più comuni sono rappresentate da 4 tipologie:

- Frattura patologica, che si genera se il tessuto osseo risulta già indebolito da una patologia in corso;
- Frattura da stress o da fatica, generata da traumi che si sono ripetuti nel tempo e che non hanno permesso all'osso di rigenerarsi in maniera corretta per cui esso risulta meno resistente in quella zona;
- Frattura funzionale o da contrazione, generata dalla contrazione muscolare che crea un sovraccarico di torsione e tensione sull'osso;
- Frattura traumatica, quando la forza che agisce è maggiore della resistenza dell'osso.

1.2.2 Valutazione della guarigione della frattura

Lo scopo del trattamento della frattura non è solamente rigenerare l'unione tra i due monconi di osso ma anche recuperare il prima possibile la funzione dell'arto, ristabilendo le condizioni meccaniche. L'utilizzo di placche e viti permette di unire i due monconi di osso coinvolti nella frattura, generando un callo osseo di buona qualità, aumentando i vantaggi rispetto ai fissatori esterni o a qualsiasi dispositivo di osteosintesi. Quest'ultimi infatti generano con più probabilità infezioni, un'unione ritardata delle parti di osso coinvolte e in alcuni casi un'unione non completa che comporta tutta una serie di conseguenze negative sia per l'osso sia per il paziente, provocando dolore e rendendo l'osso meno resistente agli sforzi e ai carichi che vengono imposti dalla persona durante le attività quotidiane.

La tipologia di guarigione della frattura può essere di due tipi, diretta (o primaria) e indiretta (o secondaria). Nel primo caso non si forma il callo osseo ma una struttura membranosa tra i due monconi di osso che è in grado di supportare lo scheletro. Questa guarigione è buona solamente se esiste in primo luogo un perfetto allineamento tra le due parti di osso coinvolte nella frattura ed in secondo luogo se è applicata una compressione costante ed uniforme. Nel caso di guarigione indiretta si assiste invece alla formazione del callo osseo poiché le condizioni in cui si trova l'osso e il sito della frattura non sono ottimali. Si parte da una fase infiammatoria e una successiva fase riparativa (formazione del callo) che termina con il rimodellamento, con la deposizione di osso di neoformazione che segue le linee guida date dalle forze agenti sull'osso quotidianamente. Il tessuto più molle che tollera le deformazioni è sostituito da una serie di tessuti, come ad esempio il tessuto connettivo, che sono sempre più rigidi.

Nell'analisi del trattamento delle fratture e nello studio di placche e dei sistemi di osteosintesi risulta molto importante il concetto di stabilità che è utilizzato per descrive uno stato di assenza di movimenti relativi tra due superfici a contatto, 'osso-osso' oppure 'osso-impianto'.

È importante dunque considerare sia il grado di deformazione nel sito di frattura, in modo da concedere al tessuto osseo di rimodellarsi, sia lo spessore del *gap* (deformazione relativa $\delta L/L$). Se la deformazione è troppo bassa significa che lo stress meccanico non induce la differenziazione del tessuto osseo. Da alcuni studi è emerso che una deformazione inferiore al 2% rispetto alla condizione iniziale crea un'assoluta stabilità e quindi una guarigione primaria poiché i movimenti sono ridotti al minimo; se la deformazione è maggiore del 2% fino al 10% si parla di

guarigione secondaria caratterizzata da una stabilità relativa, ed è compatibile con l'inizio della guarigione della frattura e la formazione del callo osseo.

Nasce così tutto il processo infiammatorio che parte dalla formazione dell'ematoma e dal successivo attacco da parte dei macrofagi e di cellule staminali mesenchimali che si occupano del differenziamento del tessuto osseo, con il risultato di generare un callo sempre più duro e resistente alle deformazioni fino a che l'osso corticale non è completamente rigenerato [4].

Analizzando la guarigione della frattura in termini di deformazione del tessuto in crescita, l'ortopedico è in grado di determinare il valore della deformazione critica considerando l'instabilità della frattura, cioè gli spostamenti relativi, e la dimensione del *gap*.

1.2.3 Dinamizzazione della frattura

Per velocizzare il processo di guarigione della frattura è stato applicato nel corso degli anni il concetto di *dinamizzazione*, con la quale si intende l'applicazione di carichi controllati nella zona del *gap* in un particolare momento del ciclo di guarigione della frattura.

Ogni tipologia di carico che viene applicato influenza la guarigione in un preciso momento del suo percorso, il tutto per garantire la formazione del callo esterno e quindi il consolidamento della frattura [1]. Due tipi di carichi sono stati provati:

- Micromovimenti ciclici applicati precocemente: è necessario controllare sia l'intensità del carico che la durata del carico per ottenere una guarigione veloce senza inibire la formazione del callo osseo. Il *gap* della frattura diminuisce e aumenta ciclicamente (fig1.5).
- Carichi progressivi: il carico progressivo aiuta la chiusura della frattura. Nel tempo infatti l'applicazione di questo secondo tipo di movimento aumenta la rigidità della frattura e quindi la calcificazione del callo osseo. Si applica la dinamizzazione nel momento della maturazione del callo osseo (fig.1.6).



Figura 1.5. Ciclo di guarigione della frattura e carichi dinamici.



Figura 1.6. Andamento della rigidità della frattura e maturazione del callo osseo.

Come si può notare dal grafico in figura 1.6 il callo osseo nei primi stadi di formazione è poco rigido, assimilabile dal punto di vista meccanico all'osso spongioso con un modulo di Young piuttosto basso. Lo scopo dell'applicazione di carichi sempre più elevati è quello di sollecitare l'osso di neoformazione a rimodellarsi continuamente, aumentando la sua resistenza e la sua rigidezza in modo da avvicinare e le sue caratteristiche meccaniche a quelle dell'osso corticale.

2 Stato dell'arte

Questo capitolo descrive le caratteristiche di diverse tipologie di placche e viti che sono state studiate e applicate in ambito ortopedico per rimarginare la frattura ossea subita dopo un trauma. Questi modelli sono utilizzati come base per la modellizzazione di configurazioni più innovative e con prestazioni meccaniche migliori. È effettuata inoltre una panoramica generale sull'utilizzo dei campi magnetici in ambito biomedicale, valutando vantaggi e svantaggi di tale tecnica.

2.1 Sistemi di placche e viti

Ogni placca che viene utilizzata è scelta in base al tipo di frattura ossea e al livello di guarigione della stessa.

Vi sono due tipi di sistemi che sono rappresentati dalle *unlocked plates* e dalle *locked bridge plates* [23]. Con la prima configurazione non si riesce a dare la giusta stabilità alla placca, soprattutto in caso di osso patologico o osteoporotico. Le viti utilizzate sono non bloccanti e creano instabilità del sistema, non permettendo una buona unione dei due monconi di osso interessati dalla frattura [2] [14].

Le *locked bridge plates* permettono di controllare meglio la stabilità della placca e delle viti (fig.2.1). La placca non è direttamente a contatto con l'osso ma la compressione viene generata ugualmente eliminando l'attrito e trasformando gli sforzi di taglio in sforzi assiali di compressione che permettono una fissazione migliore della stessa. La forza generata dal carico viene trasmessa alla placca e si distribuisce per tutta la sua lunghezza. L'osso risulta più resistente agli sforzi di compressione rispetto a quelli di taglio [3][4].

Le caratteristiche importanti da valutare sono la lunghezza della placca e il posizionamento delle viti. Se si prende in considerazione una placca più lunga si ottiene una stabilità assiale maggiore associata ad una diminuzione della rigidezza del sistema, soprattutto quando le viti non vengono inserite molto vicino al sito della frattura. La 'lunghezza di lavoro 'della placca è la zona in cui non sono inserite le viti, permettendo maggiore mobilità alla frattura.

Le viti utilizzate possono essere differenti e vengono scelte in base alla qualità dell'osso e non devono entrare in contatto quando vengono flesse o angolate (Appendice A).

In generale lo scopo di tutti gli studi è di diminuire la rigidezza del sistema per renderlo più flessibile e per permettere micromovimenti che garantiscano la crescita del callo osseo senza modificare le caratteristiche di stabilità angolare e di forza.



Figura 2.1. Strategia per dinamizzare una placca di tipo locked.

2.1.1 DCP – Dynamic Compression Plates

Con le placche convenzionali DCP si posiziona la placca direttamente a contatto con l'osso nella zona in tensione e i carichi assiali vengono trasformati in sforzi di taglio tra osso e placca (fig.2.2).

Questi sforzi di taglio rappresentano delle forze di frizione che contrastano gli sfori assiali generati dalla coppia applicata alle viti del sistema. È necessario che la coppia applicata alle viti sia piuttosto elevata per contrastare le forze di frizione e quindi garantire la stabilità della placca sulla frattura ma non devono comunque superare lo sforzo di taglio che causerebbe la perdita di fissaggio. Le viti possono essere inserite a diversi angoli in base alla necessità. Si possono generare dei disturbi per l'osso con la conseguenza di ottenere il callo osseo di neoformazione imperfetto. [2]

Un limite della placca descritta è che, essendo a contatto con l'osso corticale, non permette una buona perfusione di questo. Per migliorare l'apporto ematico è stata introdotta la placca LC-DCP (*Limited-contact Dynamic Compression Plate*) in cui il contatto tra la placca e l'osso è limitato, generando minori sollecitazioni ai fori delle viti e permettendo angolature differenti di posizionamento delle viti stesse. Per ridurre le forze di compressione agenti sull'osso nascono le PC-Fix e le LISS, placche che eliminano il contatto con l'osso e quindi il suo danneggiamento è limitato, ma le viti devono essere bloccate perpendicolari alla placca. Nelle PC-Fix il contatto della placca sull'osso è presente solamente nei punti strettamente necessari in prossimità dei fori delle viti (fig.2.3).



Figura 2.2. Rappresentazione schematica di una placca DCP.



Figura 2.3. Esempi di placche DCP, LC-DCP e PC-Fix.

2.1.2 LCP – Locking Compression Plates

Le LCP appartengono a quest'ultima categoria e utilizzano viti bloccanti (*locking screws*) che creano uno spazio tra l'osso e la placca proteggendo così i tessuti vascolari (fig.2.4).

Esistono due tipi di configurazioni di placche a compressione bloccate che si distinguono in base alla tipologia di vite che viene utilizzata.

Il sistema LCP-LS permette dei micromovimenti solamente nella zona più distale all'impianto quando viene applicata una tensione sulla placca. La testa della vite è bloccata nel dispositivo grazie alla sua filettatura che si incastra nel foro. In questo modo si danneggia meno la perfusione corticale.

Nel sistema LCP-DLS si diminuisce la rigidezza assiale in modo che applicando una flessione della placca si creino dei micromovimenti anche nella parte prossimale all'impianto. Le viti dinamiche sono filettate nella zona a contatto con l'osso e presentano una testa bloccante (fig.2.5) [3] [17] [18] [19].



Figura 2.4. Esempio di placca LCP.



Figura 2.5. Vite DLS.

2.1.3 Bridge Locked Plates

Per garantire la dinamizzazione del sistema placca-viti viene utilizzata una placca che non si trova a contatto con l'osso e che presenta un ponte di frattura più lungo, con le viti posizionate più lontano dal sito della frattura.

La lunghezza di lavoro della placca risulta piuttosto elevata e questo permette di ridurre la rigidezza del sistema aumentando la sua flessibilità. I micromovimenti sono permessi non solo nella zona distale alla placca ma anche in quella prossimale (qua i movimenti sono molto piccoli) [20].

Nonostante l'utilizzo di un ponte più lungo possa migliorare la flessibilità della struttura, è emerso da differenti studi che gli sforzi di taglio generati sono piuttosto elevati, dovuti a un momento flettente causato dal carico assiale sulla placca. È dimostrato che gli sforzi di taglio allungano il periodo di guarigione e inibiscono la formazione del callo. (Appendice B)

2.1.4 Far Cortical Locking

Le viti sono bloccate sia sulla placca sia nella sua parte distale (*far cortex*) ma non sono vincolate rigidamente nella parte prossimale (*near cortex*) vicino alla placca [15].

Il diametro della vite risulta maggiore nella *near cortex* per permettere di resistere bene alla flessione nel range elastico evitando di arrivare a fallimento per la fatica, e diminuisce verso la metà della vite per evitare picchi di stress nella *far cortex* (fig.2.6). L'idea è di generare un micromovimento simmetrico che comprende sia la parte distale che la parte prossimale per ottenere un callo osseo di guarigione più omogeneo.

Questa tipologia di placca cerca di superare l'elevata rigidezza delle placche bloccanti tradizionali che sopprimono i micromovimenti e non permettono una guarigione veloce della frattura e la formazione del callo osseo.



Figura 2.6. Vite FCL.

In generale la rigidezza ha un andamento bifasico: inizialmente diminuisce poiché la deformazione è distribuita su tutta la lunghezza di lavoro della vite ma, con un carico molto elevato, la zona prossimale alla placca cerca di aumentare la stabilità della struttura grazie a un supporto in modo da proteggere il sito della frattura da eccessivi movimenti aumentando la rigidezza ed evitando che la *far cortex* sia soggetta a picchi di stress.

2.1.5 Active Plates

I fori delle viti sono integrati all'interno di un elemento mobile che è sospeso elasticamente all'interno di un involucro di silicone nella placca che permette il controllo delle traslazioni assiali e la stabilità in risposta a carichi di torsione e flessione.

La rigidezza diminuisce molto rispetto alle placche l*ocked* tradizionali permettendo così micromovimenti che velocizzano la formazione del callo osseo. Le viti possono essere posizionate molto prossime alla frattura senza andare a modificare la mobilità della struttura e limitando la creazione di movimenti di taglio. Quando i carichi aumentano, la rigidezza aumenta a causa della compressione dell'involucro di silicone (fig.2.7).

Le placche attive permettono di ottenere dei movimenti assiali simmetrici che creano un callo circonferenziale senza l'utilizzo di un ponte più lungo con la prospettiva di aumentare la possibilità di flessione nel sito della frattura e senza caricare maggiormente la zona più distale della placca (*far cortex*). Il callo che si forma è molto più grande rispetto a quello creatosi con placche LCP o bloccanti tradizionali. Gli studi effettuati su questo modello di placca sono stati applicati su fratture di osso animale e non in casi clinici di osso umano [16].



Figura 2.7. A) LCP e Active Pates; B) Sezione della placca; C)Elemento mobile; D) Cuscinetto.

2.2 Campi magnetici per applicazioni biomedicali

L'utilizzo di campi magnetici è una tecnica sempre più in espansione nell'ambito biomedicale, utilizzata sia per riuscire a guidare alcuni dispositivi medici all'interno di differenti regioni anatomiche sia per effettuare delle operazioni in alcune zone specifiche del corpo. Ciò è dovuto alle interessanti proprietà dei campi magnetici che non sono offerte da altre tipologie di fenomeni come il contatto meccanico o la termodinamica.

I dispositivi medici che utilizzano i campi magnetici possono essere suddivisi in due gruppi in base alla tipologia di magnete guida utilizzato: il magnete permanente e l'elettromagnete [7].

2.2.1 Il magnete permanente

Il campo magnetico B è sempre presente ed il magnete non necessita di un supporto di potenza per creare il campo magnetico. Può generare forze elevate e il campo magnetico è proporzionale alla grandezza del magnete anche se generalmente la taglia del magnete è di dimensioni limitate.

Il problema nell'utilizzo di queste tipologie di magneti è l'interferenza che si può creare con i dispositivi elettrici nell'ambiente circostante o con campi magnetici esterni di una certa entità che possono generare danni gravi alla salute delle persone nelle vicinanze. Si crea inoltre una forte attrazione tra il magnete e qualsiasi materiale ferroso.

La maggior parte dei dispositivi medici utilizzano dei magneti permanenti per le applicazioni cliniche poiché sono poco costosi e non necessitano di un supporto in potenza per funzionare. In generale le applicazioni cliniche prevedono l'utilizzo di un magnete permanente posizionato all'interno del dispositivo che verrà inserito nel corpo e un magnete esterno che funziona da unità guida per pilotare o localizzare il dispositivo in loco e modulare il campo magnetico.

Un esempio di dispositivo che utilizza magneti permanenti è rappresentato dalla capsula endoscopica per monitorare il tratto gastro-intestinale: un magnete esterno permanente e rotante pilotato da un motore in corrente genera un campo magnetico che agisce sul magnete interno anch'esso permanente. È un'applicazione endoscopica a controllo remoto che permette una giusta localizzazione della capsula e i possibili movimenti [8] [9]. Sia il navigatore esterno a campo magnetico MFN che il dispositivo intra-corporeo sono avvolti da un anello di materiale plastico che permette un diretto contatto tra il MFN e la cute del paziente senza creare ustioni alla cute e quindi limitare le performance della guida magnetica (fig. 2.8).

Tale applicazione è stata sperimentata *in vitro* su un modello di stomaco umano artificiale, ed *ex vivo* su stomaco di porcino esterno al corpo dell'animale. Entrambi gli esperimenti hanno condotto a dei risultati molto soddisfacenti che potrebbero essere presi in considerazione per applicazioni *in vivo*.



Figura 2.8. MFN (Magnetic Field Navigtor).

2.2.2 L'elettromagnete

Il campo magnetico B è generato solo quando il magnete è attraversato da una corrente. Questo campo è proporzionale alla corrente passante e diminuisce la sua intensità allontanandosi dal magnete.

L'elettromagnete permette di generare dei campi magnetici molto elevati a scapito però di utilizzare una potenza molto elevata, portando dunque i costi associati ad aumentare. La corrente che scorre all'interno del magnete può generare fenomeni di dissipazione se la potenza utilizzata è troppo grande per cui è necessario adottare soluzioni di dissipazione e controllare in maniera precisa la potenza erogata. Quest'ultimo problema può essere semplice da risolvere grazie ad una proprietà interessante di questa applicazione che consiste nella possibilità di creare un meccanismo on-off sul magnete, generando e spegnendo il campo magnetico in maniera controllata. Questo permette una maggior flessibilità del sistema in base alle applicazioni cliniche e una maggior protezione dei tessuti coinvolti.

Applicazioni *in vivo* con elettromagneti si ritrovano nella chirurgia oculare, vascolare e gastro-intestinale [7].

Modulando l'intensità del campo magnetico B è possibile controllare anche la forza che viene generata di attrazione o repulsione di due magneti. Per le applicazioni cliniche *in vivo* una forza di attrazione molto elevata causa dei traumi e delle deformazioni ai tessuti del paziente. È stato dimostrato che la forza di attrazione che si crea su un magnete rotante può essere trasformata in una forza laterale che permette lo scorrimento del dispositivo magnetico sulla superficie e una contemporanea rotazione dello stesso in base alla direzione dei poli magnetici esterni [10]. Questo meccanismo avviene quando si applica una rotazione del magnete attuatore esterno in maniera dinamica, senza cioè una velocità costante (fig.2.9). L'esperimento condotto può essere applicato a dispositivi di qualsiasi dimensione ma che presentino un'inerzia trascurabile e che l'attuatore sia un magnete con un singolo dipolo.



Figura 2.9. a) Forza di attrazione F. b) F come forza laterale per generare la rotazione.

2.2.3 Limiti ed effetti biologici

Per valutare le conseguenze sulla salute del paziente dovute all'esposizione di radiazioni magnetiche si considera il flusso di campo magnetico che viene misurato in Tesla (T).

Diverse prove sono state effettuate sia *in vitro* in laboratorio dove si sono potuti riscontrare effetti abbastanza differenti ad esposizioni maggiori di 8T con conseguenze dannose per le cellule. Esperimenti su animali sono stati portati avanti per capire le diverse risposte degli apparati o dei tessuti ai campi magnetici: in alcune zone anatomiche o per alcuni sistemi fisiologici campi magnetici elevati (sempre intorno agli 8T) non creano danni. Ciò è accompagnato anche dalla teoria che diversi animali hanno risposte completamente differenti agli stimoli imposti [11]. In vivo sono state portate avanti delle ricerche che hanno condotto alla stesura di un programma da parte di un'organizzazione, la WHO (World Health Organization). La linea guida è quella di considerare quali sono gli effetti provocati da un'esposizione più o meno elevata e duratura nel tempo sulla popolazione 'in generale' e sui lavoratori, persone che quotidianamente hanno un contatto con dispositivi che creano flussi magnetici. Partendo da studi condotti su lavoratori delle industrie di alluminio, si è cercato di capire se possono causare dei possibili effetti cancerosi, anche se il metodo di indagine è soggetto ancora a molti dubbi e limiti per stabilire una reale formazione di celle tumorali dovuti a una generica esposizione al campo magnetico. È da evidenziare che un limite della guida e che non valuta gli effetti temporanei e considera esposizioni alle radiazioni che sono maggiori di quelle realmente sperimentate dall'uomo.

Quello che emerge in generale sulle radiazioni magnetiche è che non sembrano andare ad incidere su alcuni parametri fisiologici come la temperatura corporea o la frequenza respiratoria; le funzionalità del sistema cardiovascolare non risultano compromesse per cui non si rilevano danni sulla salute del paziente ma, effettuando un esame elettrocardiografico (ECG) si ottiene un tracciato poco interpretabile a causa della formazione di flussi di potenziale attorno al cuore che creano interferenza. Si può dire dunque che per campi magnetici fino a 8T non si riscontrano danni fisiologici anche se sono presenti sensazioni sgradevoli, quali nausea o vertigini, associati a problemi di movimento del corpo. [11] [12]

Particolare attenzione bisogna porre agli individui in cui è presente un dispositivo elettrico impiantabile (pacemaker, defibrillatore ecc.) o dei dispositivi di materiale ferromagnetico poiché possono essere perturbati dalla presenza di campi magnetici. Il programma stabilisce il limite massimo di esposizione a 0.5 mT ed è proprio per questo motivo che possono esserci molti limiti per effettuare un esame di risonanza magnetica poiché la normativa prevede un'esposizione inferiore a un'ora per campi magnetici di 0.15T fino a 3T.

Viene mostrata qui sotto una tabella che quantifica i limiti di esposizione ai campi magnetici statici per le due classi considerate dal programma (fig.2.10), lavoratori e popolazione 'in generale'.

Exposure characteristics	Magnetic flux density
Occupational ^b	
Exposure of head and of trunk	2 T
Exposure of limbs ^c	8 T
General public ^d	
Exposure of any part of the body	400 mT

Figura 2.10. Limiti di esposizione.

2.2.4 Applicazione dei campi elettromagnetici in ambito ortopedico

L'utilizzo di campi magnetici per la guarigione di fratture è una tecnica che viene utilizzata da diversi anni soprattutto nel caso delle fratture ossee su pazienti in cui la guarigione non è completa, dove il callo osseo non ha generato la perfetta unione dei due lembi di osso interessato.

Gli studi che sono stati effettuati prevedono l'analisi di pazienti che possiedono un *gap* di frattura di circa 1 cm con lo scopo di valutare i vantaggi nell'utilizzo di questa pratica e per comprendere i fattori che vanno a incidere sul risultato [13].

L'applicazione di un campo elettromagnetico nel sito della frattura sollecita l'osso alla pari di un carico meccanico, stimolando la crescita di proteine e delle cellule dell'osso come gli osteoblasti aumentando così la produzione dei fattori di crescita del tessuto osseo [14].

Il dispositivo utilizzato si basa sull'accoppiamento induttivo in cui è presente un avvolgimento, una spira in cui viene fatta scorrere una corrente pilotata da un generatore esterno. Si genera un campo magnetico che crea successivamente un campo elettrico sull'osso che può variare da 0.1 G (Gauss) a 20 G.

3 Materiali e metodi

Il capitolo descrive i metodi utilizzati nella modellizzazione della placca e del sottomodello dei *pins* di sbloccaggio, partendo dalla costruzione del modello 3D tramite Solidworks, la creazione del modello agli elementi finiti FEM con il settaggio dei parametri utilizzati per le prove sperimentali.

Le prime simulazioni sono state applicate sul primo prototipo di placca, di geometria piuttosto semplice. In questo modo si è cercato di capire se le scelte di carico sono adeguate e trasferibili su una nuova geometria, più complessa e realistica, aggiungendo componenti per ottenere un modello più completo.

3.1 Costruzione del modello 3D e principio di funzionamento

La placca e i suoi componenti sono stati disegnati tramite il software Solidworks partendo da un prototipo di riferimento.

La struttura della placca è in generale formata da un supporto che si andrà a posizionare sull'osso e una guida mobile in grado di scorrere su tale supporto. All'interno della struttura è inserito tutto il sistema di sbloccaggio compreso di motorino, solenoide, vite collegata al motorino, una molla e due *pins* che si inseriscono tra la guida e il supporto e incastrati in quest'ultimo, soggetti a sollecitazioni di taglio.

Si è generata una prima bozza del corpo principale in cui sono stati creati gli spazi per la bobina collegata al motorino, la zona di allocazione del motorino, la vite, la molla di sbloccaggio e l'inserto per i due *pins*.

In un primo modello è stato utilizzato un motorino dalle dimensioni 12x25 mm, che verrà poi sostituito da un motorino più piccolo dalle dimensioni 4x12mm, collegato a un solenoide sviluppato in orizzontale di spessore e lunghezza di circa 4mm. È stato progettato l'alloggiamento nel quale si posiziona il motorino, la vite e la molla. Per i *pins* si è partiti nel considerare una geometria rettangolare semplice.

Il supporto è caratterizzato da un sistema di fori inclinati e in rivoluzione, in modo che la stabilità della placca sull'osso migliori durante la propagazione dei carichi sull'osso e sul dispositivo.

La prima versione del modello è stata realizzata senza l'inserimento di raccordi sui bordi ed è stata analizzata per avere una visione generale della distribuzione delle tensioni sulla struttura (fig.3.1).

Per migliorare il modello, ed ottenere quindi una versione della geometria più realistica, sono stati introdotti smussi e raccordi soprattutto nelle zone più critiche del modello dal punto di vista tensionale in modo da migliorare la distribuzione delle sollecitazioni su tutta la placca durante le simulazioni. Tutto il perimetro infatti è stato raccordato sia esternamente che nei bordi dei loft interni e sono stati inseriti smussi anche in corrispondenza di spigoli, regioni in cui la concentrazione deli sforzi è molto alta e causa l'innesco di cricche che portano alla rottura del pezzo.

Il principio di funzionamento del sistema è di tipo elettromeccanico, e il banco di prova prevede l'utilizzo di un alimentatore di tensione che alimenta il sistema a una tensione massima di 13,5 V, al quale viene collegata un solenoide esterno che interagisce con la bobina interna. Avvicinando i due solenoidi, si genera il fenomeno dell'induzione elettromagnetica in cui la bobina interna riesce a muovere la vite collegata al motorino. Il voltaggio dell'alimentatore viene convertito dal motore nella sua massima tensione di lavoro possibile. Il sistema trasmittente formato dalla spira esterna deve essere molto più grande rispetto a quella facente parte del sistema ricevente interno (bobina e motorino) in modo da inglobare un numero maggiore di linee di flusso del campo magnetico B e per permettere quindi la trasmissione di maggiore energia al motorino e quindi alla vite. Il dimensionamento della bobina esterna è anche pensato nell'ottica di posizionamento della placca nel corpo, che è circondata da tutti i tessuti che si inseriscono tra l'osso e l'ambiente esterno e che attenuano l'intensità del campo magnetico assorbendo energia.



Figura 3.1. Assieme della placca ortopedica.

3.2 Costruzione del modello in ANSA

Il primo passo nella realizzazione del modello agli elementi finiti è stato l'importazione in ANSA v15.1.2 di alcune parti in formato "*STEP*" dal disegno originale in Solidworks:

- Osso destro;
- Osso sinistro;
- Guida mobile;
- Supporto della placca;
- Pins.

Il software utilizzato permette la modellazione di un oggetto tramite gli elementi finiti generando la mesh dell'oggetto e ottimizzandola tramite una serie di funzioni dedicate che permettono di modificare la dimensione degli elementi e la loro forma, ma anche di aggiungere, unire o eliminare i nodi. Dopo aver creato i volumi delle varie parti, qua definite come *Pid*, si sono caratterizzati i materiali dei solidi e sono stati imposti i vincoli e i carichi per le simulazioni (fig.3.2).



Figura 3.2. Visione dell'assieme del modello generale in ANSA.

Lo studio biomeccanico e l'analisi computazionale sono stati effettuati su modelli differenti, attraverso i quali è stato possibile studiare diversi aspetti utili al fine della progettazione della placca.

Per tutti i modelli l'osso è modellizzato con due monconi cilindrici e a cavallo della zona di frattura viene inserita la placca. Per simulare le viti si sono utilizzati dei modelli di corpo rigido definiti in ANSA come *MPC Rigids*, situato nella sezione *Constrains* del modulo di *Abaqus*. Questa strategia prevede la creazione di un nodo master (centrale) che unisce tutti i nodi della superficie in modo che si comportino come un rigido, e tale metodologia è utilizzata per l'applicazione della sollecitazione in modo da evitare che il carico imposto in un nodo non generi un'eccessiva distorsione delle zone limitrofe. Questo causerebbe una visione finale delle tensioni non realistica e poco affidabile, influenzando negativamente i risultati.

Tramite il modulo *Topo* è stata migliorata la geometria dell'assieme cioè si è scelta una buona risoluzione e un sistema di tolleranze per tutte le curve in modo da

osservare una geometria più realistica. La scelta della risoluzione perimetrale inziale è la base per il passaggio successivo di costruzione della mesh, quindi più è piccola, minore è la distanza tra i nodi e quindi più fitta sarà la mesh.

È stata pulita la geometria modificando le curve in modo da colmare gli spazi che si sono generati con l'importazione dal cad, ricostruendo alcune superfici ed eliminando i dettagli non utili ai fini della costruzione della mesh.

3.2.1 Costruzione della mesh e definizione dei materiali

La scelta della mesh di superficie e la sua qualità influenza la successiva creazione della mesh del volume. Nel modulo *Mesh* vi sono tutte le funzioni che permettono di creare la mesh di superficie ottimale per il modello.

Il primo passaggio consiste nella scelta dei parametri che comprendono la forma degli elementi, che possono essere definiti come *quads*, *tria* o *mixed*, e il tipo di mesh, primo o secondo ordine, definite rispettivamente C3D4 e C3D10. Nelle due figure sottostanti sono rappresentate le due tipologie di mesh e si può notare come la differenza si ritrova nel numero di nodi presenti su ogni lato dell'elemento (fig.3.3).



Figura 3.3. Mesh del primo ordine (sinistra) e del secondo ordine (destra).

Per i modelli analizzati è stata generata una mesh con elementi *tria* del primo ordine, successivamente si è definito il volume e tramite la sezione *Volume Mesh* si
è generata la mesh di volume. In questo caso gli elementi sono di tipo *Tetras* sempre del primo ordine. Sono stati inseriti i criteri di qualità della mesh, la lunghezza massima e minima degli elementi, la distorsione angolare o la massima distorsione angolare accettabile (fig.3.4).

Grazie ai criteri di qualità è possibile identificare le zone che non presentano una mesh adeguata e che rendono distorto il volume di interesse; sono gli elementi più piccoli che creano problemi di convergenza mentre quelli più grandi causano un'elevata rigidezza della parte modellata. È da osservare che una mesh più fitta, quindi costituita da più nodi, restituisce migliori prestazioni in termini di risultati perché riesce a calcolare in maniera più precisa nei diversi punti del modello le deformazioni e le tensioni che agiscono. Proprio per questo motivo nel generare la mesh un parametro da tenere in considerazione è il numero di nodi per ogni lato: più è grande migliore sarà probabilmente il calcolo della simulazione, tenendo comunque in considerazione che tutto questo comporta maggior tempo di analisi sul modello.



Figura 3.4. Porzione del modello con la mesh.

Una volta definiti i volumi, è stata effettuata la caratterizzazione dei materiali.

Sono stati definiti due materiali differenti, uno per l'osso e uno per la placca ortopedica e i *pins*, ma entrambi elastici ed isotropici:

- Acciaio chirurgico per la placca (AISI 316 LVM)
 - E = 187500MPa (Modulo di Young)
 - $\upsilon = 0.3$ (Modulo di Poisson)
- Osso Corticale
 - E = 16000MPa
 - -v = 0.26

L'acciaio inossidabile scelto per la placca presenta una tensione limite a rottura σ_R con un valore compreso tra i 600 e gli 800MPa, ed è utilizzato in ambito ortopedico per le protesi e in odontoiatria, in quanto gode di un'ottima resistenza in ambienti fisiologici, resistenza all'usura e alla corrosione. I fluidi biologici hanno, infatti, un elevato potere corrosivo nei confronti dei metalli in quanto contengono acqua e ioni. Durante la corrosione avviene il rilascio di ioni metallici, con conseguenze negative per l'impianto protesico causando:

- Peggioramento delle proprietà meccaniche e perdita di funzionalità;
- Contaminazione dei tessuti circostanti e dell'intero organismo con ioni metallici spesso tossici, con danni anche grave per la salute del paziente.

La biocompatibilità del materiale dunque risulta essere fondamentale per le applicazioni ortopediche e biomedicali in generale.

3.2.2 Definizione delle condizioni al contorno e dei carichi

Nel modulo *Abaqus* sono presenti tutti i comandi che permettono di definire vincoli e carichi con i quali si vuole simulare i modelli.

Nella sezione *Boundary* infatti è stato creato l'incastro del modello alla base dell'osso, in cui sono stati bloccati tutti i 6 gradi di libertà, cioè gli spostamenti lungo i 3 assi spaziali e le 3 rotazioni ammissibili.

In questo caso per applicare i carichi nella zona superiore dell'osso è stato utilizzato il modello di corpo rigido MPC, con la sollecitazione applicata nel nodo master. Nella sezione *Loads* sono stati definiti i carichi. Per questo progetto si è scelto di simulare il funzionamento della placca ortopedica in tre diverse situazioni:

- Sforzo normale di compressione;
- Flessione;
- Torsione.

Per la scelta dei carichi è stato considerato un paziente dal peso di 150 Kg, generando una forza peso (Body Weight) di circa 1500 N, considerando la formula:

$$F = mg$$

Dove *m* è la massa e *g* è l'accelerazione di gravità di valore 9,81 m/s².

Il punto di partenza è stato considerare un carico iniziale in compressione di tre volte la forza peso, in modo da simulare una situazione molto critica di sollecitazione per il femore fratturato. In letteratura sono state pubblicate delle prove effettuate su placche LCP in cui venivano indicati i carichi simulati. Le forze in gioco erano intorno ai 450 N fino ai 1500N, quindi si è deciso di procedere in questa direzione [21] [22].

In caso di compressione, il carico applicato è eccentrico, cioè applicato al centro di una superficie, in questo modello agente sul nodo master generato dai rigidi.

Le forze scelte per simulare la flessione sono di ugual valore a quelle utilizzate per il caso in compressione, sempre applicate sul nodo master ma con una direzione differente.

In molti studi effettuati su femore umano sano è stato considerato un valore del momento torcente di circa 100000 Nmm. Tale valore dunque è stato utilizzato come punto di partenza per l'analisi computazionale, valutando successivamente la necessità di diminuire tale valore.

Infine, per l'assieme placca-osso sono stati costruiti e simulati diversi modelli, ciascuno dei quali rappresenta una miglioria del modello precedente o prevede

condizioni di vincolo più realistiche che quindi permettono di ottenere dei risultati migliori.

3.3 Costruzione del modello pin-piastra

Tramite il software Solidworks è stato progettato il sistema dei *pins* che verranno utilizzati per lo sbloccaggio della placca.

Lo studio di questo meccanismo è stato effettuato a parte ed in parallelo con l'analisi della placca, in modo da valutare gli sforzi al taglio che si possono generare tra il *pin*, la guida e il supporto della placca.

Il modello creato è una semplificazione del reale meccanismo che verrà inserito nel dispositivo finale ma ha solo valenza sperimentale.

Il *pin* è considerato come un blocco cilindrico incastrato ad un'estremità, vengono quindi bloccati tutti i sei gradi di libertà per simulare il posizionamento reale del *pin* nel supporto della placca.

Sono state generate anche due piastre separatamente che simulano la zona della guida che entra in contatto con il *pin* e il supporto, le quali sono vincolate a muoversi solo lungo la direzione orizzontale in modo da simulare lo sforzo a taglio che si genera tra le superfici. Le piastre presentano un foro nel quale si andrà ad inserire il cilindro, ma il diametro è leggermente superiore sia per permettere la generazione del contatto tra le superfici, sia per una questione di costruzione della mesh di volume generata in ANSA. Si è inserito un gap di 2mm sia tra le piastre sia tra il *pin* e le piastre

Tramite la funzione di assemblaggio di Slidworks sono stati uniti tutti i file generati come parti separate per creare il file in formato *Parasolid*.

Il modello è stato importato in ANSA come file STEP ed è stata scelta la risoluzione delle curve perimetrali. Vista l'importanza di comprendere la distribuzione delle tensioni sul *pin* si è scelto di inserire una risoluzione molto piccola, di circa 2 mmin modo da costruire una mesh molto fitta che dia buoni risultati finali nel post-processing.

È stata creata la mesh di superficie di tutte e tre la parti, procedendo come nella costruzione del modello di placca-osso. Per la shell- mesh si è sempre scelto di procedere con elementi *tria* del secondo ordine mentre per il volume elementi *tetras* del secondo ordine.

Il materiale scelto per tutti e tre i solidi è l'acciaio, con un modulo di Young pari a 187.5GP e un modulo di Poisson pari a 0.3.

Dopo aver definito i volumi e il materiale, si sono generati i carichi e i vincoli necessari alla simulazione. Si è simulato l'incastro alla base e si sono generate due forze uguali e contrarie applicate sulle due piastre in modo da simulare lo slittamento.

3.4 Completamento modello in ABAQUS CAE

Il modello osso- placca e *pin*-piastre sono state importati in ABAQUS come file 'inp'per essere completato come file 'inp'.

È necessario creare differenti fasi di analisi al fine di specificare l'ordine con cui vengono applicate le condizioni al contorno e i carichi agenti sull'assieme.

Tramite il modulo *Step* è possibile generare tutti gli step di simulazione per l'ottenimento del risultato finale dell'analisi statica. Abaqus crea un '*initial step*' (step iniziale) all'inizio della sequenza di simulazione, che consente di definire le condizioni al contorno e le iterazioni applicate all'inizio dell'analisi. Questo step iniziale è seguito in generale da altri step e lo stato del modello, ovvero tensioni e deformazioni, viene aggiornato durante tutti gli step dell'analisi, per cui gli effetti dello step precedente si ritrovano come condizioni di partenza per lo step successivo. Nell'analisi condotta su questo modello di osso-placca è stato creato un nuovo step di interazione statica oltre a quella inziale (fig.3.5).



Figura 3.5. Esempio del complesso osso-placca in presenza di vincolo e di carico.

La parte fondamentale in questa fase di preelaborazione dei modelli è la messa a punto delle interazioni tra le varie parti.

Uno dei punti più importanti nella realizzazione dell'assieme è la generazione dei contatti tra le superfici e l'imposizione delle condizioni di attrito. Tramite il modulo *Interaction* si è definito il contatto tra le parti e le loro proprietà.

Per la placca e l'osso è stato definito un contatto tra i due segmenti ossei e le superfici inferiori della placca. A questa interazione è stata associata una proprietà in quanto è stato supposto la presenza di un comportamento normale di tipo '*hard*' in queste due zone. La stessa metodologia è stata applicata per la definizione del contatto tra le due parti di osso, utilizzata in un solo modello di costruzione.

Tra la guida e il supporto della placca è stata supposta la presenza di attrito, definendo così un'interazione di tipo tangenziale. Abaqus consente di definire le due tipologie di attrito, quello statico (μ_s)e quello dinamico (μ_d) associati ad un decadimento, supponendo che l'attrito statico decada esponenzialmente dal valore statico a quello dinamico:

- $\mu_s = 0.3;$
- $\mu_d = 0.2;$
- decay = 1.

Bisogna operare una distinzione tra i due coefficienti di attrito, in quanto il primo si oppone allo scivolamento partendo da una condizione di staticità mentre il secondo si presenta quando è definito uno scivolamento, '*sliding*'. In generale il coefficiente di attrito statico è maggiore del coefficiente di attrito dinamico.

Le proprietà dei contatti generati sono state utilizzate per tutti i modelli su cui è stata effettuata l'analisi computazionale.

È possibile inoltre definire con quale funzione viene applicato il carico nel tempo e in questo modello è utilizzato una funzione 'rampa' caratterizzata da un massimo di ampiezza pari a 1 (fig.3.6).



Figura 3.6. Andamento a rampa del carico.

Anche per il sotto modello del *pin* si sono applicati gli stessi step, generando un contatto tangenziale tra le piastre con gli stessi coefficienti di attrito del modello complessivo, e un contatto normale tra il cilindro e le piastre.

3.5 I modelli

I modelli analizzati presentano, oltre ad alcune caratteristiche geometriche differenti, anche delle proprietà fisiche e di interazione differenti.

In primo luogo, si sono effettuate le simulazioni su una geometria molto semplice e semplificata della placca, in cui non vi sono raccordi o smussi nelle zone più critiche per la distribuzione delle sollecitazioni. In questo caso il materiale che viene utilizzato per il supporto della placca e la guida presenta un modulo di Young pari a 160GPa e un modulo di Poisson di 0.3, che rappresenta un acciaio 316L inossidabile ma meno rigido dell'acciaio chirurgico. La placca è stata simulata generando un contatto tangenziale con attrito tra il supporto e la guida, un contatto normale tra i due monconi cilindrici di osso e tra la parete inferiore della placca e l'osso superiore. Inoltre, il modello è stato vincolato alla base del moncone di osso inferiore con un incastro, bloccando i sei gradi di libertà possibili; le viti assieme ai *pins* sono stati rappresentati come corpi rigidi.

Il carico imposto sul modello è di compressione, analizzando in particolare ciò che accade andando ad applicare il carico massimo di 4500N.

In secondo luogo, il modello è stato modificato per rendere più realistica la geometria della placca in quanto sono stati aggiunti dei raccordi nelle zone interne dei loft e in tutti i contorni della placca per migliorare la distribuzione delle tensioni. Anche per la nuova struttura sia le viti sia i *pins* sono stati considerati come corpi rigidi.

Per questa seconda configurazione si sono effettuate differenti simulazioni, in cui sono stati generati delle interazioni e dei vincoli differenti per le diverse prove, sia sull'osso sia sul nodo master sul quale è applicato il carico.

Il gap di frattura considerato è di 2mm.

3.5.1 Due materiali a confronto

Dapprima si è scelto di valutare il materiale che caratterizza la placca, utilizzando due materiali con modulo di Young differente, 160GPa nel primo caso e 187.5GPa nel secondo. In entrambi i casi si è stato generato l'incastro sulla base dell'osso inferiore ma sul nodo del carico non è stato inserito nessun vincolo di spostamento per cui osso e placca sono liberi di muoversi nello spazio.

Si sono imposte le condizioni di interazione tra le varie parti del modello:

- Contatto tangenziale tra la guida ed il supporto della placca;
- Contatto normale tra la parte inferiore della placca e la porzione d'osso superiore;
- Contatto normale tra i due monconi di osso.

La condizione di carico utilizzata per studiare la caratterizzazione del materiale è la compressione con un valore del carico massimo di 4500 N in modo da ottenere delle informazioni riguardo alle distribuzioni delle tensioni e per comprendere se vi siano differenze sostanziali nell'utilizzo di uno dei due materiali per la progettazione della placca.

In tutte le prove effettuate, il materiale considerato per caratterizzare la placca è sempre l'acciaio chirurgico con modulo elastico di 187.5GPa e coefficiente di Poisson di 0.3 e, sia i *pins* sia le viti son modellizzati come corpi rigidi.

3.5.2 Modello in compressione

L'assieme osso-placca soggetto a una compressione è stato costruito in diverse condizioni di vincolo ed inoltre sono state imposte delle interazioni differenti tra le parti in modo da valutare l'influenza sui risultati.

Il sistema è stato vincolato alla base inferiore dell'osso con un incastro che rende rigido il sistema ma, in un primo momento, non è stato generato nessun blocco allo spostamento sul nodo master, sul quale è applicato il carico; la placca cioè è libera di muoversi nello spazio quando viene esercitata la forza. Questa condizione genera una flessione della struttura, con il risultato di avere delle zone in trazione e delle zone in compressione.

Sono stati inseriti diversi contatti:

- Contatto tangenziale tra la guida e il supporto della placca;
- Contatto normale tra la parte inferiore della placca e la porzione d'osso superiore;
- Contatto normale tra i due monconi di osso.

Questa configurazione rappresenta la condizione di '*gap fixed*', in cui il contatto normale simula un'unione fissa tra le due porzioni di osso.

In un secondo momento è stato inserito sul nodo master del carico un vincolo, imponendo un bloccaggio nel movimento lungo la direzione di applicazione della forza. In questo caso dunque ci si aspetta che la placca si muova nello spazio in maniera molto differente dal caso precedente. Si è cercato di capire come varia lo stato delle sollecitazioni in questa configurazione rispetto alla precedente.

In questa modellizzazione è stato eliminato il contatto tra le due porzioni di osso ma è stato inserito anche il contatto normale tra la superficie inferiore della placca e il secondo moncone di osso (fig.3.7)



Figura 3.7. Carico di compressione con vincolo imposto.

Per entrambi i modelli in compressione le forze applicate sono di:

- 4500N;
- 1500N;
- 500N.

3.5.3 Modello soggetto a un carico di flessione

Per generare la flessione del complesso si è generata una configurazione di trave 'a sbalzo' del sistema, in cui è stato inserito l'incastro alla base inferiore dell'osso, mentre sul nodo master il carico è stato applicato in direzione laterale per permettere alla placca di flettersi e generando quindi un momento flettente proporzionale al valore della forza e al suo braccio di applicazione (fig.3.8).

Il sistema è stato simulato solamente associando un carico massimo di 4500N, senza l'imposizione di condizioni al contorno sul nodo master. Inoltre, si sono inserite le seguenti interazioni sul sistema:

- Contatto tangenziale tra la guida e il supporto della placca;
- Doppio contatto normale tra la placca e i due monconi di osso.



Figura 3.8. Placca soggetta a una flessione 'a sbalzo'.

3.5.4 Modello soggetto alla torsione

In tale modello è stato inserito l'incastro alla base inferiore dell'osso mentre sul nodo master è stato applicato un momento torcente, diverso per le 3 prove:

- $M_t = 100 Nm;$
- $M_t = 50 Nm;$
- $M_t = 10$ Nm.

Le interazioni generate prevedono:

- Contatto tangenziale tra la guida e il supporto;
- Doppio contatto normale tra la superficie inferiore della placca e i due monconi di osso.

3.5.5 Modello in presenza del callo osseo

Si è scelto di effettuare un'analisi computazionale sul sistema andando ad inserire un riempitivo per coprire il *gap* tra l'osso superiore e l'osso inferiore. Questo dovrebbe rappresentare il callo osseo che all'inizio della sua formazione presenta una rigidezza molto inferiore rispetto all'osso corticale, molto più simile quindi all'osso spongioso.

Per questa configurazione si è scelto di inserire i rigidi solamente per modellizzare le viti ma non per simulare i *pins* ed inoltre, è stata inserita un'interazione tangenziale tra la guida e il supporto della placca ed un doppio contatto normale tra la superficie inferiore della placca e i due monconi di osso. Per il riempitivo è stata generata una mesh del secondo ordine, in modo da valutare su un numero maggiore di nodi la deformabilità e il livello di sollecitazione causate dal carico imposto.

Il materiale scelto per la placca è sempre l'acciaio inossidabile AISI 316 LVM con modulo di Young pari a 187,5 GPa. Per valutare le micro-deformazioni a livello del gap di frattura si sono scelti tre valori del modulo elastico della porzione in osso in crescita:

- 0.1GPa;
- 1GPa;
- 10GPa.

Il carico è stato applicato in tutte e tre le casistiche in compressione con una forza di 4500 N, cioè nella condizione di carico massimo scelto per le prove.

Le prove di flessione e di torsione sono state applicate al caso di modulo elastico inferiore, con un valore di forza pari a 1500N per simulare la flessione e con un valore di momento torcente di 100Nm.

Lo scopo dell'analisi è quella di comprendere come la sollecitazione stimola l'osso a crescere e rimodellarsi e per capire se anche la placca risulta sollecitata quando in condizione sbloccata (fig.3.9)



Figura 3.9. Riempimento del gap di frattura.

Per tutti i modelli descritti si è studiato il comportamento della placca quando si trova nella condizione di carico maggiore per comprendere il livello delle sollecitazioni in una situazione di caso peggiore, '*worst case*'. Dunque, si sono scelti i valori delle prove successive, cercando di mantenere un range massimo per le tensioni simile per tutte le prove in modo da poter effettuare dei confronti ove possibile.

4 Risultati

Il capitolo 4 è una panoramica dei risultati che si sono ottenuti dalle prove effettuate per i modelli simulati. Si effettuano dei confronti significativi tra lo stato di sollecitazione della placca in diverse condizioni di carico e di vincoli con lo scopo di effettuare delle valutazioni utili per la progettazione futura.

4.1 Post-processing e analisi della placca

Nell'analisi dei risultati si è valutato lo stato di sollecitazione della placca analizzando le seguenti tensioni:

- Tensioni di Von Mises;
- Tensione massima a trazione (*major principle*);
- Tensione massima a compressione (minor principle).

Le tensioni di Von Mises in realtà riportano un'informazione relativa al grado di sollecitazione generale su una struttura, permettendo di individuare le zone maggiormente sollecitate sul modello. Esse assumono solo valori positivi ed infatti considerano il modulo della tensione, per cui non è possibile effettuare una distinzione tra il contributo in trazione e quello in compressione. Per valutare dunque la causa della rottura o dello snervamento del pezzo si guardano i valori degli stress massimi a trazione o a compressione (fig.4.1).

Il tutto è valutato nella condizione di massima deformazione causata dal carico.

Le tensioni sono rappresentate da un codice colore dal rosso al bianco per la trazione, codificando le zone a più alta tensione a quelle meno sollecitate rispettivamente. Per il caso in compressione il valore di tensione che si ottiene è negativo di conseguenza la legenda prevede una scala colori dal bianco, che indica lo zero di tensione, al blu per le tensioni massime a compressione.



Figura 4.1. Andamento delle tensioni di Von Mises. Si può notare come il valore delle tensioni è sempre positivo.

4.1.1 Analisi della placca per due configurazioni geometriche differenti

La prima considerazione riguarda la geometria della placca. Si è confrontata la placca senza raccordi con la placca raccordata e di geometria più complessa. Entrambe le placche presentano lo stesso modulo di Young (in questo caso di 160GPa) e lo stesso coefficiente di Poisson pari a 0.3.

È da notare che avendo applicato il carico eccentricamente sull'osso e non inserendo vincoli su eventuali spostamenti nello spazio per la struttura, questa è soggetta a una flessione (*bending*) e si riscontra infatti la trazione nella zona superiore del modello e la compressione nella zona inferiore (fig.4.2a e fig.4.2b).

Le due placche studiate sono state confrontate nella situazione in cui è inserito il contatto normale tra i due monconi di osso.

La tensione massima di Von Mises osservabile è compresa tra i 600-700 MPa nelle zone in cui vi è un allargamento della geometria, quindi la placca in quei punti è nel limite massimo a rottura. Normalmente la rottura del pezzo avviene per trazione e non per compressione quindi per avere un'idea più chiara degli stress si valutano i due casi separati.



Figura 4.2. Configurazione iniziale (figura a) e configurazione in flessione causata dal carico concentrato eccentrico (figura b).

Analizzando le tensioni massime principali (relative alla trazione) si osservano valori molto differenti, molto elevati nella placca in cui i raccordi non sono stati inseriti e che superano ampiamente il valore limite a rottura della placca. Qui infatti gli stress presentano valori che superano i 600 MPa. La presenza di spigoli aumenta la concentrazione degli stress, come anche le pareti e i bordi molto sottili. Inserendo

smussi o raccordi la placca resiste meglio agli sforzi imposti dal carico, diminuendo il valore massimo della tensione a trazione nella maggior parte delle zone, anche se comunque in presenza di cambiamenti di curvatura i valori delle tensioni risultano molto elevati e causano la rottura del pezzo. Nelle altre parti della placca si può osservare che i valori delle tensioni sono nell'intorno dei 300 e dei 400MPa (fig.4.3).



Figura 4.3. Caso trazione. Placca senza raccordi (sinistra); placca con i raccordi (destra). Le zone maggiormente sollecitate sono indicate in arancione scuro e si concentrano nella zona del loft.

Volendo analizzare anche il caso della compressione, si considerano come mezzo di analisi le tensioni minime principali. La placca per entrambe le geometrie in analisi risulta sollecitata maggiormente nella zona inferiore, quella cioè a contatto con l'osso. Questo comportamento è la conseguenza della modalità di imposizione del carico che genera una flessione delle fibre, sia dell'osso sia del supporto della placca. Nei raccordi superiori prevale la trazione, indicata in questa configurazione con valori positivi, mentre nelle superfici inferiori prevale la compressione, con valori che si aggirano intorno ai 250 MPa in modulo.

Lo stress massimo si può osservare nella superficie inferiore del supporto, più precisamente nella fascia che identifica il loft. Tale condizione è spiegabile analizzando la geometria della placca poiché in questa zona la placca si assottiglia diminuendo la sua altezza rispetto al resto del supporto e ciò aumenta la criticità per il pezzo durante la sollecitazione. Lo stress risulta comunque diminuito passando dalla configurazione più semplice a quella più complessa: nella stessa zona del loft la sollecitazione è diminuita più del 50% rispetto alla placca originale (fig.4.4).



Figura.4.4. Distribuzione delle tensioni in compressione. Confronto in compressione placca senza raccordi (sinistra) e con i raccordi (destra).

Lo studio biomeccanico e computazionale successivo sarà effettuato sul secondo modello avendo osservato valori di sollecitazioni inferiori in presenza di raccordi; inoltre, si analizza una geometria più realistica della placca.

4.1.2 Analisi dei materiali

Dall'analisi computazionale è stato possibile valutare il comportamento dei due materiali nella stessa condizione di carico, applicando cioè 4500 N in compressione. Anche in questo caso, come già descritto nella sezione dei modelli, è stato inserito il contatto tra le due porzioni di osso (fig.4.5).



Figura 4.5. E=160GPa (sinistra); E=187.5GPa (destra).

Dalla distribuzione delle tensioni di Von Mises si osserva come caratterizzando la placca con questi due differenti materiali, le sollecitazioni risultano particolarmente elevate nelle zone dei bordi sottili e dell'inserimento dei loft. È da notare che nel caso di materiale meno rigido, gli stress risultano ridotti poiché la struttura è più deformabile e quindi resiste meglio al carico imposto, arrivando a rottura in un tempo maggiore.

Le tensioni massime di trazione risultano elevate in entrambi in casi, rimanendo sempre nelle vicinanze della tensione limite di rottura. Il secondo materiale presenta valori di tensione leggermente superiori di circa il 13-14% rispetto al primo materiale con modulo elastico di 160GP, ma questo è dovuto al fatto che il modulo

di Young è più alto quindi il materiale risulta più rigido e quindi più difficile da deformare. Per ottenere un livello di deformazione pari al primo materiale, più deformabile, le fibre si stressano maggiormente.

Nell'immagine sottostante (fig.4.6) è rappresentato il comportamento di un elemento nella zona di inserimento del loft: in entrambi i casi l'andamento degli stress nel tempo ha un andamento lineare, quindi le tensioni aumentano in maniera proporzionale alla quantità di sollecitazione che impone il carico statico, ma già a 0.2 secondi le rette risultano meno inclinate con un andamento quasi costante. Tale comportamento è dovuto al fatto che i due monconi di osso cominciano ad entrare in contatto tra di loro in quell'istante, alleggerendo il carico sulla placca. In verde è rappresentato il materiale con modulo elastico pari a 187.5GPa mentre in rosso quello con modulo di Young di 160GPa. Si può notare come le tensioni raggiunte alla fine della simulazione siano differenti e inferiori per il secondo materiale che arriva a circa a 560MPa nelle zone più sollecitate. La tensione a livello del cambio di pendenza presenta un valore leggermente superiore ai 500MPa ma comunque inferiore al limite a rottura. Il materiale più rigido ha il punto di cambio pendenza un po' dopo gli 0.2 secondi, quando lo stress raggiunge un valore di poco meno di 600MPa. Tale comportamento indica una maggiore difficoltà delle fibre a deformarsi e quindi il raggiungimento di una tensione molto elevata se non uguale a quella di rottura già all'inizio dell'applicazione del carico.

Entrambi i materiali comunque sono piuttosto rigidi e per le applicazioni ortopediche e in ambito protesico il materiale più utilizzato è il secondo, con modulo elastico di 187,5GPa. Dunque, tutte le simulazioni sono state effettuate con questa caratterizzazione.



Figura 4.6. Andamento delle tensioni di trazione massime nel caso di materiale con modulo elastico pari a 160GPa (rosso) e 187.5GPa (verde).

4.1.3 Analisi dei carichi di compressione

Analizzando la distribuzione delle tensioni nei due casi di compressione costruiti si possono osservare alcune differenze rilevanti, causate sia dalla presenza di un vincolo allo spostamento imposto sul carico sia dalla presenza del contatto tra le due porzioni di osso.

• $\underline{\mathbf{F}} = 4500$

Quando il sistema è soggetto a un carico massimo di 4500N, la placca risulta in entrambe le configurazioni molto sollecitata. Valutando le tensioni di Von Mises si può avere una panoramica generale degli stress agenti sul dispositivo di osteosintesi, ed è importante osservare come le tensioni massime abbiano valori differenti e si accumulino in zone differenti (fig.4.7). La condizioni di vincolo sul nodo master del carico genera una situazione più realistica dei carichi agenti sull'osso fratturato sul quale è applicata la placca poiché le tensioni risultano inferiori e al di sotto della tensione di rottura del materiale.



Figura 4.7. Tensioni di Von Mises. A sinistra è rappresentata la distribuzione delle tensioni in assenza di vincolo per il l'azione del carico; a destra è rappresentata la condizioni di vincolo allo spostamento.

Le tensioni sui bordi superiori della placca superano i 500MPa quando la placca è libera di muoversi sotto l'azione del carico e, essendo generata una flessione dell'assieme, le sollecitazioni si concentrano nella porzione centrale della placca. Imponendo un vincolo per l'azione del carico si osserva come a placca raggiunga valori anche inferiori ai 200MPa, limite di snervamento a trazione. Inoltre, le tensioni si concentrano anche nella zona della guida e del supporto, nei quali si andranno ad inserire i *pins* per lo sbloccaggio, sollecitati a taglio.

Le tensioni massime principali a trazione presentano una distribuzione completamente differente nei due casi. Nella figura sottostante (fig.4.8) è possibile osservare che la placca, inserendo il vincolo sul carico, risulta scarsamente sollecitata nella zona del *gap* di frattura, con tensioni dell'ordine delle decine di MPa. Situazione completamente differente si osserva per la placca libera di muoversi nello spazio quando la forza agisce. Infatti, le tensioni sono superiori i 500MPa e provocano la rottura del pezzo.



Figura 4.8. Distribuzione tensioni massime a trazione. Le tensioni risultano ampiamente inferiori nel caso di imposizione di vincolo sul carico (destra). Le tensioni sono molto elevate nella condizione di carico libero (sinistra).

Per effettuare un confronto tra gli andamenti delle tensioni nei due casi di vincolo sul carico è stato osservato un elemento della mesh situato nella zona del loft superiore, in cui si osserva spesso un valore elevato di tensione (fig.4.9).

La curva rossa identifica la placca in assenza di vincolo sul carico, la curva verde rappresenta la placca con l'imposizione del vincolo allo spostamento.

Come si nota l'andamento lineare è presente in entrambe le curve ma nella seconda condizione (curva verde) la tensione massima raggiunta è intorno ai 100MPa al termine della sollecitazione. Quando il carico non è soggetto a una condizione di vincolo l'andamento lineare termina superati i 0.2 secondi con il raggiungimento di una tensione molto elevata di circa 650MPa, oltrepassando leggermente il limite della tensione a rottura. Al termine dell'azione del carico la placca risulta in uno stato di stress superiore ai 700MPa.



Figura 4.9. Andamento delle tensioni massime di trazione di un elemento del loft superiore per le due condizioni di vincolo, libero (rosso) e bloccato (verde).

Le sollecitazioni a compressione mostrano anch'esse un comportamento differente nei due casi. È osservabile come la compressione risulta molto elevata nelle superfici inferiori della placca nel caso in un cui sul nodo del carico non sia inserito nessun vincolo. Questo comportamento è causato dalla flessione generata dal carico concentrato. I valori degli stress risultano anche superiori ai 400MPa, soprattutto in corrispondenza della superficie che identifica il loft superiore, mentre nelle altre zone risultano nell'intorno dei 300MPa. La guida e la zona della placca, in cui sono presenti gli spazi per l'inserimento dei *pins*, non risultano affetti da grande sollecitazione in compressione, quasi come se fossero sollecitati solo in trazione. Imponendo una condizione al contorno sul carico, il supporto e la guida risentono maggiormente dello sforzo a compressione. Si osserva che gli stress del contributo in compressione si distribuiscono in maniera differente al caso precedente, e con valori di tensione a compressione inferiori in corrispondenza delle medesime zone. Nella zona inferiore del loft lo stress raggiunge un valore compreso tra i 200 e i 250MPa ,ed inferiore ai 150MPa sul resto delle superfici. La zona di inserimento del meccanismo di sbloccaggio tramite *pins* risulta soggetta alla compressione, raggiungendo valori di tensione anche di 200MPa.

La distribuzione delle tensioni in compressioni è mostrata nella figura sottostante (fig.4.10).



Figura 4.10. Tensioni di compressione. Carico libero (sinistra), carico vincolato (destra).

Considerando i carichi di 1500N e 500N si possono notare delle distribuzioni di tensioni molto simili, con stress che raggiungono valori inferiori.

• $\underline{\mathbf{F}} = 1500 \mathbf{N}$

Nel caso in cui il carico applicato sia di 1500N, le tensioni di Von Mises risultano ridotte rispetto alla condizione di carico massimo per entrambe le condizioni di vincolo imposto sul carico.

Analizzando il contributo della trazione si osserva come nel caso in cui sul nodo master è inserito un blocco sugli spostamenti possibili, la placca risulta poco sollecitata, ed in effetti la scala colori è stata ridotta a un massimo di 200MPa per poter visualizzare le zone maggiormente in tensione. Questo comportamento non induce la rottura della placca per trazione in quanto le tensioni massime raggiunte nelle zone più critiche della geometria risultano inferiori ai 50MPa. La zona di inserimento dei *pins* è soggetta a stress dovuti alla trazione inferiori al limite di snervamento per trazione di 200MPa, con valori massimi di circa 150MPa.

Quando il carico induce una flessione sulla placca le sollecitazioni risultano elevate, anche se il carico imposto è inferiore; dunque la placca raggiunge il limite a rottura molto presto. Le tensioni massime si ritrovano lungo i bordi con valori assimilabili a quelli del caso di carico massimo (anche se leggermente inferiori) e in corrispondenza del *gap* osseo, mentre in corrispondenza del sistema di sbloccaggio non risultano stress di trazione (fig.4.11).

L'andamento delle tensioni massime per lo stesso elemento della mesh considerato nel caso di carico di 4500N evidenzia come l'andamento delle due curve sia lineare (fig.4.12). Per la condizione di carico libero, rappresentata dalla curva rossa nell'immagine, le tensioni crescono linearmente nel tempo fino a 0.7 secondi della sollecitazione, arrivando a un valore di stress di 650MPa. La placca raggiunge già la rottura in questo punto. La curva verde risalta la conseguenza del vincolo sul carico, poiché si generano tensioni molto basse in una zona molto critica. La placca resiste alla sollecitazione imposta dal carico per un tempo maggiore rispetto al caso precedente di carico (4500N).

Le tensioni di compressione si distribuiscono sulla placca in maniera analoga al caso di carico massimo ma mostrano valori inferiori (fig4.13). Si osserva come nella figura di destra le sollecitazioni di compressione si distribuiscano anche sulla guida e nella parte del supporto a contatto con essa. Anche in questo caso per visualizzare meglio gli stress si è dovuta diminuire il valore massimo a compressione sulla legenda a colori. Le zone dei bordi risultano stressati in compressione molto più che a trazione.



Figura 4.11. Distribuzione delle tensioni massime a trazione. Nodo master libero (sinistra), nodo vincolato (destra).



Figura 4.12. Andamento delle tensioni massime di trazione di un elemento del loft superiore per le due condizioni di vincolo, libero (rosso) e bloccato (verde).



Figura 4.13. Tensioni di compressione. Carico libero (sinistra), carico vincolato (destra).

• $\underline{\mathbf{F}} = 500 \mathbf{N}$

In questa condizione di carico le tensioni di Von Mises risultano basse e non raggiungono il valore della tensione limite a rottura del materiale in entrambe le configurazioni a confronto.

Quando il carico genera la flessione del modello, le tensioni con modulo elevato si trovano solo su pochi elementi confinati sulla curvatura che identifica il loft superiore, ma i valori non superano i 400MPa. La placca dunque non risulta essere soggetta a rottura. La scala colori è stata impostata imponendo un valore massimo piuttosto basso, circa 50MPa, per favorire la visualizzazione delle zone sollecitate in maniera più chiara. Interessante risulta il comportamento degli stress nella zona di inserimento dei *pins* (fig.4.14). In entrambe le configurazioni il carico provoca la nascita di tensioni in quel tratto di placca, differente per i due modelli. Per comprendere meglio la causa di tale visualizzazione si analizzano le tensioni di trazione e di compressione.



Figura 4.14. Tensioni di Von Mises. A sinistra è rappresentata la distribuzione delle tensioni in assenza di vincolo per il l'azione del carico; a destra è rappresentata la condizioni di vincolo allo spostamento.

Lo stato delle sollecitazioni massime principali in trazione mostra tensioni molto inferiori rispetto ai due casi precedenti di carico di 4500N e 1500N.

La placca in prossimità della zona di sbloccaggio non risulta soggetta all'effetto della trazione quando il carico non vincola il movimento dell'assieme in una direzione. Come nelle due condizioni di carico precedente la placca è sollecitata in trazione solo nelle parti superiori della sua geometria. Comportamento completamente differente assume il modello quando il carico concede uno spostamento solamente lungo la sua direzione d'azione. Le tensioni a trazione risultano molto basse su tutta la placca, quasi come se la placca fosse rigida (fig.4.15). Sicuramente in questa condizione di carico le tensioni di trazioni non rappresentano il contributo maggiore di sollecitazione per la placca che risulta soggetta in prevalenza a stress di compressione.

Anche osservando l'andamento degli stress dell'elemento preso come riferimento per il carico di 4500N e 1500N, si nota come le tensioni al termine della sollecitazione risultino molto basse. L'andamento risulta lineare solamente per il caso di flessione dell'assieme mentre assume un valore all'incirca costante e quasi nullo nell'altro caso (fig.4.16).



Figura 4.15. Distribuzione delle tensioni massime a trazione. Nodo master libero (sinistra), nodo vincolato (destra).



Figura 4.16. Andamento delle tensioni massime di trazione di un elemento del loft superiore per le due condizioni di vincolo, libero (rosso) e bloccato (verde).

Analizzando le compressioni si osservano valori molto bassi in entrambi i casi, ma in zone differenti. Le tensioni assumono valori nell'intorno dei 50MPa in caso di vincolo libero, e di 30MPa quando il carico è vincolato (fig4.17).



Figura 4.17. Tensioni di compressione quando il carico è vincolato.

Il modello in cui è inserito un vincolo sul carico permette una distribuzione delle sollecitazioni migliori. Le zone del supporto a contatto con la guida mobile risultano soggette a stress e questo risulta particolarmente interessante al fine di studiare successivamente le interazioni a livello dei *pins*. Inoltre, la placca non è soggetta a rottura in nessun dei tre casi di valore di forza applicata.

L'analisi di questo modello è stata approfondita nella sezione seguente.

4.1.4 Analisi della zona di sbloccaggio dei pins

Il comportamento della placca in questa configurazione è analizzato nelle tre condizioni di carico separatamente, per comprendere meglio l'influenza sui risultati del post-processing generati dal valore diverso della forza. Si sono analizzati i risultati sia per lo stato tensionale.

• <u>F =4500N</u>

Andando a sollecitare il sistema con un carico elevato, si osserva come sia la zona di sbloccaggio sia la parte di placca situata a livello del *gap* risultano in tensione.

La distribuzione delle tensioni di Von Mises mostra la sollecitazione generale ed evidenza come sia la guida che il supporto negli spazi sui quali si inseriscono i *pins* siano soggetti a stress anche elevati (fig.4.18).

La placca non raggiunge il valore limite a rottura di 600MPa; le tensioni risultano inferiori in ogni punto. Le zone più sollecitate sembrano essere quelle dei bordi della geometria che racchiude i *pins*, soggette oltre che alla compressione dovuta al carico, anche a una forza di taglio tangenziale generata dallo scorrimento della guida mobile sul supporto (fig.4.19).

La tensione di Von Mises massima nella zona di sbloccaggio è pari a 400MPa come scalare ma, il vettore della tensione mostra un valore negativo, indice di un maggior contributo della compressione rispetto alla trazione.



Figura 4.18. Distribuzione delle tensioni di Von Mises per il carico di 4500N.



Figura 4.19. Contributo della tensione di Von Mises nella zona dei pins.

In trazione la placca risulta scarsamente sollecitata nella maggior parte della sua geometria. Le tensioni si distribuiscono maggiormente sia nella porzione superiore, dove è situata la guida, sia nella zona inferiore dove sono presenti le quattro viti che si inseriscono sul moncone di osso inferiore. Il valore della tensione è comunque molto basso, con valori che raramente superano i 250MPa sui *pins*. La prima vite del supporto risulta sollecitata in trazione poiché la più vicina alla frattura ossea. In generale sul modello prevale il contributo della compressione.

La placca presenta valori di tensione in compressione che raggiungono un valore massimo di 400MPa, come indicato dalla tensione di Von Mises più alta (fig.4.20).



Figura 4.20. Distribuzioni delle tensioni di compressione.

Tale valore si osserva nelle zone limitrofe alla geometria dei *pins* e nelle due viti superiori della guida. Sulle restanti zone della placca il carico genera delle tensioni comprese tra i 150 e i 250MPa.

Per il complesso di sbloccaggio è interessante studiare il comportamento a taglio, generato dallo scorrimento della guida sul supporto. Come si può osservare dall'immagine sottostante (fig.4.21), il supporto della placca risulta soggetto a

sforzo tangenziale negativo nel piano XY, che segue la direzione di spostamento della guida. Il valore dello '*shear stress*', cioè della tensione a taglio è di circa 200MPa al massimo.



Figura 4.21. Distribuzione delle tensioni di taglio (shear stress) nel piano XY.

• F = 1500N

Anche in questa condizione di carico si possono fare delle valutazioni riguardanti la distribuzione delle tensioni sulla placca.

Le tensioni di Von Mises assumono valori inferiori rispetto alla condizione di carico massimo, nell'intorno dei 150MPa. Questo consente al materiale della placca di ritrovarsi sia al di sotto del limite a rottura, sia al di sotto del limite di snervamento a trazione. La zona dei *pins* risente maggiormente della pressione del carico e della forza di taglio tangenziale generata dallo scorrimento della guida mobile sul supporto (fig.4.22).

Anche imponendo il carico di 1500N, per le tensioni prevale il contributo della trazione rispetto a quello della compressione.



Figura 4.22. Distribuzione delle tensioni di Von Mises per il carico di 1500N.

Le tensioni di trazione si distribuiscono nella zona dello sbloccaggio tra la guida e il supporto ma risultano molto basse, con valori che per pochi elementi nelle zone di confine della geometria di contenimento dei *pins* assumono un valore superiore ai 100MPa. Anche la vite superiore del supporto risulta sollecitata in trazione, assumendo comunque valori molto piccoli.

Dunque, anche in questa condizione di carico inferiore il contributo maggiore sulla placca è di compressione.

Le tensioni minime principali si distribuiscono su tutta la placca in maniera uniforme. Sia la zona centrale della placca sia le viti del supporto risentono dell'azione del carico di compressione, raggiungendo comunque valori di 40MPa in compressione. Gli stress maggiori si concentrano sempre nella zona dei *pins* con un valore di 150MPa, superato in pochi elementi appartenenti agli spigoli geometrici (fig.4.23).


Figura 4.23. *Distribuzione delle tensioni di compressione.*

Anche in questa condizione di carico si è analizzato il contributo del taglio che agisce sul complesso di sbloccaggio. Per valutare la distribuzione degli stress si è preso come riferimento il piano XY. Si osserva che il supporto, essendo vincolato tramite le viti all'osso, e impedito nel movimento nello spazio mentre la guida risulta a contatto con il supporto e scivola secondo delle condizioni di attrito imposte. Tale configurazione genera delle sollecitazioni a taglio differenti tra la parte interna ed esterna del supporto. Le superfici interne assumono valori positivi anche se piuttosto bassi, mentre le superfici esterne raggiungono valori negativi. In questa parte infatti la guida scivola verso il basso sotto l'azione della compressione e le fibre del supporto rispondono con delle sollecitazioni contrarie per mantenere equilibrio, come se fossero soggette a trazione (fig.4.24). Il valore di '*shear stress*' massimo è di circa 60MPa in modulo.



Figura 4.24. Distribuzione degli shear stress.

• $\underline{\mathbf{F}} = 500\mathbf{N}$

Come nei due casi precedenti le tensioni si concentrano nelle zone di confine di inserimento dei *pins*, ma con valori inferiori in modulo 50MPa (fig.4.25).



Figura 4.25. Distribuzione delle tensioni di Von Mises.

La placca non rischia né la rottura né lo snervamento. Oltre alla pressione causata dal carico, la placca risente di una forza tangenziale di taglio generata dallo scorrimento della guida mobile sul supporto.

Le tensioni di trazione risultano molto basse in modulo, con valori massimi inferiori ai 50MPa (fig.4.26).



Figura 4.26. Distribuzione delle tensioni di compressione.

4.1.5 Analisi della flessione

Quando la placca è soggetta a un carico di flessione, essa naturalmente si muove seguendo la direzione del carico. Vengono analizzati separatamente i tre casi di flessione simulati in caso di assieme caricato 'a sbalzo'.

• $\underline{\mathbf{F}} = 4500 \mathbf{N}$

Caricando 'a sbalzo' con una forza di 4500 N si osserva una situazione irrealistica. I due monconi di osso compenetrano tra loro e la placca si deforma fino a piegarsi seguendo il comportamento dell'osso sul quale è applicata.

Le tensioni che si generano sono ampiamente superiori al limite a rottura già nei primi istanti di applicazione del carico.

Ne risulta che tale valore di carico non sia adatto a simulare il comportamento della placca quando soggetto a flessione. Se viene inserito il contatto tra i due monconi di osso è come se si esercitasse una forza di taglio tra le due superfici di osso e si osserva come l'una scivola sull'altra, ma le tensioni risultano comunque molto elevate.

• <u>**F** = 1500N</u>

Quando il carico assume il valore di 1500N la situazione non migliora rispetto al caso precedente. Le tensioni risultano più basse ma comunque sempre superiori al limite a rottura del materiale della placca. Anche in questo caso se si applica un contatto tra i due monconi di osso sembra esserci una sollecitazione a taglio tra i due monconi di osso.

Anche questo valore di carico risulta inadatto per l'analisi.

• $\underline{\mathbf{F}} = 500\mathrm{N}$

In questa condizione di carico non vi è compenetrazione tra le due porzioni di osso. Le tensioni che si generano sono confrontabili con i casi in trazione e di conseguenza risulta il valore di carico migliore tra le tre prove per simulare questa tipologia di flessione.

L'immagine sottostante mostra la distribuzione delle tensioni di Von Mises (fig.4.27) sulla placca. Si osserva come gli stress siano concentrati nella zona intermedia del dispositivo, a livello del *gap* di frattura. I valori sono superiori ai 600MPa, tensione a rottura della placca, in particolare sui bordi delle superfici superiori. Anche le altre zone risultano sollecitate, come per esempio la prima vite del supporto o le superfici laterali nella zona centrale, ma gli stress sono dell'ordine di qualche centinaio di MPa, tra i 350 e i 450MPa più precisamente. La guida e la porzione superiore del supporto a contatto con essa non sembrano essere sollecitate dal carico in flessione ma, per avere una panoramica migliore sulle tensioni reali della placca, si è analizzato anche il contributo in trazione e quello in compressione.



Figura 4.27. Distribuzione delle tensioni di Von Mises nel caso di flessione generata dal carico di 500N.

Il contributo della trazione è osservabile nelle superfici superiori della placca, in particolare nella zona centrale di questa. Questo è dovuto al fatto che quando il carico agisce 'piega' la placca nella direzione di spinta e di conseguenza le fibre superiori risultano sollecitate maggiormente in trazione.

Le tensioni massime superano in questa zona i 600MPa mentre le altre zone generano degli stress tra i 350 e i 450MPa. Il contributo a trazione non ha effetto sulla zona dello sbloccaggio della placca, dove si inseriscono i *pins*.

Ci si aspetta che caricando a 'sbalzo' la placca, questa nella zona inferiore risulti soggetta a compressione. In effetti le superfici a contatto con la frattura sono soggette a stress tra i 300 e i 400MPa in compressione, valore che aumenta in prossimità del foro della prima vite del supporto partendo dall'alto.

Anche in compressione non vi è concentrazione di tensione in corrispondenza della geometria di confine dei *pins*. La distribuzione delle sollecitazioni in trazione e compressione è osservabile nell'immagine sottostante (fig.4.28).



Figura 4.28. Distribuzione delle tensioni massime in trazione (sopra) e in compressione (sotto).

4.1.6 Analisi della torsione

I tre casi di torsione sono analizzati separatamente per capire come ogni valore influenza i risultati.

• $\underline{M_t = 100 Nm}$

Il valore del momento è molto elevato. Infatti, tale valore viene utilizzato per studiare il comportamento dell'osso in condizioni sane.

Questo valore di momento genera una deformazione della placca molto elevata, piegandola nella direzione del momento e arrotolando le fibre del materiale. La situazione risulta irrealistica ai fini dell'analisi del comportamento della placca applicata su osso fratturato.

• $\underline{M_t} = 50 Nm$

Dimezzando il carico di compressione, le tensioni risultano comunque elevate e il materiale risulta soggetto a rottura. Anche in questo caso la deformazione della placca risulta molto elevata, generando anche in questo caso un risultato irrealistico per un'applicazione pratica (fig.4.29).



Figura 4.29. Tensioni di trazione generate da un momento di 50Nm.

• $\underline{M_t} = 10Nm$

Si può osservare dalla distribuzione delle tensioni di Von Mises che queste si concentrano maggiormente nella zona intermedia della placca, a livello del *gap*

della frattura. Qui gli stress raggiungono valori di 600MPa e in alcuni punti distinti anche valori superiori. Questi si trovano sui raccordi inferiori della placca, quelli che si trovano a contatto con l'osso. Nelle altre zone della placca le tensioni risultano intorno 300 e 400MPa. Le tensioni risultano comparabili ai due casi di compressione con valore della forza di 4500N e 1500N.

La zona di inserimento dei *pins* risulta sollecitata dal momento agente sul nodo master dell'osso ma, per comprendere se il contributo è dovuto alla trazione è necessario analizzare i due casi separati (fig.4.30).

Quando un oggetto è soggetto a un momento torcente, le sue fibre si 'arrotolano' nella direzione di applicazione del momento. Analizzando dunque le tensioni massime a trazione si può osservare come esse si concentrino maggiormente sui raccordi ma anche nella zona vicina al loft superiore del supporto. La concentrazione degli stress segue effettivamente l'orientamento del momento, in questo caso positivo verso sinistra, per cui le fibre maggiormente sollecitata sono su quel lato al termine dell'analisi. I valori associati alle sollecitazioni in questi punti superano i 500MPa, mentre tutte le altre zone assumono valori tra i 160 e i 250MPa.

Il contributo della compressione sembra essere presente nelle zone opposte e invertita rispetto alla condizione in trazione. Questo è spiegabile proprio dal comportamento che assumono le fibre quando soggette a un momento torcente. Sia in trazione che in compressione la zona della guida e del supporto che ospitano il meccanismo di sbloccaggio risulta soggetta a stress quando agisce la torsione.



Figura 4.30. Tensioni di Von Mises (in alto), tensioni di trazione (in centro), tensioni compressione (in basso).

4.1.7 Sollecitazione del callo osseo

I cambiamenti della geometria del callo e della sua composizione sono fattori critici che dipendono fortemente dalle condizioni meccaniche di carico che si generano a livello della frattura. Il callo si genera ad alcuni millimetri dalla frattura e cresce nelle zone periferiche per riempire sempre di più il *gap*.

In prima analisi dunque, si è studiato come i carichi di compressione influenzino la crescita dell'osso nella zona della frattura. Si è partiti considerando il carico massimo di compressione di 4500 N, sempre applicato sul nodo master dell'osso, e non inserendo nessun vincolo al movimento nello spazio per la placca e per l'osso. L'analisi è stata condotta studiando principalmente due parametri:

- Andamento degli stress nel tempo;
- Andamento delle deformazioni nel tempo.

Le deformazioni che si riferiscono alla crescita del callo sono definite come microdeformazioni ($\mu strain$) e permettono di comprendere come i micromovimenti che si generano permettano all'osso di modellarsi.

Osservando l'andamento delle tensioni di Von Mises si ha una panoramica generale della distribuzione delle sollecitazioni. Essendoci presente il riempitivo di osso, il modello presenta le maggiori sollecitazioni nelle zone delle viti, dei *pins* e nel punto dove è stato inserito il vincolo. In queste zone infatti sono stati inseriti dei rigidi che quindi rispondono al carico generando degli stress maggiori.

Considerando i tre diversi valori di modulo elastico a cui si è associata la porzione di osso di neoformazione, il comportamento è differente in quanto aumentando il valore del modulo di Young vi è un aumento della rigidità del callo che quindi trasferisce maggior rigidezza al sistema. In questo modo la struttura risulta meno deformabile per cui il carico genera delle tensioni maggiori in tutte le zone.

Analizzando l'andamento delle deformazioni si può osservare come la deformazione presenta un andamento lineare nel tempo uguale per tutti e tre i casi di modulo elastico simulato, ma presenta dei valori percentuali massimi differenti.

Nella figura sottostante (fig.4.31) sono rappresentati gli andamenti percentuali della deformazione in cui la curva rossa rappresenta la condizione di osso con modulo di Young pari a 0.1GPa, la curva blu indica un callo osseo di neoformazione che si

avvicina al comportamento dell'osso spongioso con modulo elastico di 1GPa, e in verde il modulo elastico è quello che caratterizza l'osso corticale, 10GPa.



Figura 4.31. Andamento delle deformazioni percentuali. In rosso deformazione percentuale di 0.1GPa, in blu 1GPa. In verde 10 GPa.

Il valore di deformazione è molto piccolo ma si può notare come man mano che aumenta la rigidità del materiale la percentuale di deformazione diminuisce drasticamente. Avendo scelto dei valori di modulo elastico che differiscono per un ordine di grandezza tra di loro, anche i valori delle deformazioni diminuiscono conseguentemente (fig.4.32).

Nel modello il *gap* è caratterizzato da una mesh del secondo ordina ma presenta solamente due elementi, di conseguenza per effettuare delle analisi più specifiche sarebbe necessario considerare una maggiore porzione di osso, che sia una rappresentazione più realistica del callo in crescita.



Figura 4.32. Distribuzione delle tensioni con gap di 0.1 GPa (in alto) e 10 GPa (in basso).

Nel caso reale l'osso è soggetto non solo a forze di compressione ma anche di flessione e torsione.

Si è scelto di prendere in considerazione il comportamento del sistema quando il *gap* presenta un modulo elastico pari a 0.1GPa ed è soggetto alla flessione e alla torsione presi separatamente.

L'analisi è stata condotta osservando l'andamento delle deformazioni. Quando l'assieme è soggetto a un carico di flessione pari a 1500N, risulta una maggiore sollecitazione nella zona del callo osseo. Le deformazioni massime sono del 500%, quindi molto elevate. Osservando l'andamento delle tensioni di Von Mises, si nota come la placca risulta soggetta a stress molto elevati nella zona centrale ma anche sulla guida e sulla porzione del supporto a contatto con essa (fig.4.33).

Lo studio in torsione è stato condotto con il momento massimo scelto per le prove, 100Nm. Anche in questa condizione di carico la placca risulta essere soggetta a stress elevati non solo in corrispondenza del callo osseo ma anche nella zona di sbloccaggio. Le deformazioni sono dell'ordine del 500% (fig.4.34).



Figura 4.33. Tensioni di Von Mises (sinistra); deformazione a livello del callo osseo (destra) in caso di flessione.



Figura 4.34. Tensioni di Von Mises (sinistra); deformazione a livello del callo osseo (destra) in caso di torsione.

4.1.8 Analisi del sotto modello pin-piastra

Il modello è stato analizzato in sezione per osservare l'azione degli *shear stress* che agiscono sul cilindro che simula il *pins*.

Si osserva che l'azione delle due forze uguali in modulo ma opposte in direzione generino una flessione del cilindro interno (fig.4.35). Il piano ZX permette di visualizzare la distribuzione delle sollecitazioni. L'immagine sottostante mostra come le zone maggiormente sollecitate siano quelle in prossimità dei bordi geometrici, dove sono stati generati i contatti tra il cilindro e le due piastre. In azzurro sono rappresentate le tensioni di taglio al termine della simulazione, in azzurro quelle positive ed in arancione quelle negative.



Figura 4.35. Sollecitazione a taglio.

4.2 Discussione

Dai risultati ottenuti con le simulazioni effettuate si possono trarre alcune conclusioni interessanti in base ai diversi campi analizzati.

Dall'analisi della configurazione geometrica differente si può concludere che una geometria troppo semplice non permetta di studiare al meglio il comportamento della placca. L'aggiunta di raccordi e smussi o di forme più morbide, soprattutto nella zona in corrispondenza della frattura, permette di ottenere valori di tensioni inferiori e che si concentrano esclusivamente nei punti più critici per la geometria, come allargamenti o restringimenti e cambi di direzione.

Da questa considerazione si può dedurre che anche lo spazio per l'inserimento dei *pins* possa essere di una forma differente, non rettangolare ma più rotonda, o comunque più smussata rispetto al caso preso in analisi. In questo modo gli stress che si concentrano in questi punti risulterebbero sia inferiori sia di più facile visualizzazione durante il post-processing.

Riguardo al materiale utilizzato, il confronto ha mostrato che un modulo di Young minore permette una maggiore deformazione della placca sotto l'azione del carico. Durante il confronto si è osservato che nei punti di maggior criticità per la concentrazione delle tensioni, i due materiali raggiungono la rottura già nei primi istanti della simulazione, a 0.2 secondi più precisamente. Tale comportamento esalta la rigidità di entrambi i materiali anche se ambedue sono acciai inossidabili. Come già riferito in precedenza, i dispositivi di osteosintesi sono caratterizzati da un materiale di modulo elastico pari a 187.5MPa.

L'analisi dei carichi ha permesso di comprendere quale sia la condizione di vincolo migliore per le simulazioni future, in cui verranno aggiunti anche i *pins* per lo sbloccaggio. Tramite i confronti delle condizioni di compressione si è compreso che imponendo un vincolo allo spostamento del carico, la placca risulta sollecitata in zone completamente differenti rispetto alla condizione di carico libero. Quando sul nodo master il carico è vincolato a muoversi solo lungo la sua direzione d'azione, la placca non risulta soggetta a nessuna flessione, ma si osserva maggior movimento in corrispondenza della frattura. Quando il vincolo è libero non è generata una compressione reale, poiché la placca si flette di una quantità proporzionale alla forza applicata quindi, oltre ad agire la compressione, è presente un contributo di flessione.

Interessante è osservare il diverso comportamento che assume la placca nella zona dei *pins*. Essa si flette sotto l'azione della forza eccentrica e presenta una maggiore

concentrazione delle tensioni nella zona centrale, passando da valori maggiori a minori a seconda che il carico sia di 4500N, 1500N o 500N. Nella configurazione vincolata, la guida e la porzione di supporto a contatto con essa risentono della sollecitazione imposta.

Si può concludere che l'imposizione di vincolo sul nodo master su cui è applicato il carico genera una situazione più realistica per proseguire lo studio del dispositivo e analizzare nello specifico come si comportano gli stress sia sui *pins* sia sulla guida e sul supporto.

Focalizzando l'analisi per il caso della compressione nella configurazione ritenuta migliore per gli sviluppi futuri, si osserva come per tutti e tre i valori di carico le tensioni non risultano elevate, neanche nelle zone considerate a più alta criticità.

Una panoramica generale del confronto delle tensioni massime nelle tre condizioni di carico a compressione si può osservare meglio nelle tabelle sottostanti. Sono rappresentate le tensioni massime di Von Mises, a trazione e a compressione nei punti maggiormente sollecitati (fig.4.36).

- Forza di 4500N

б [MPa]			
Von Mises	Max Traz	Max Compr	
400	250	400	

- Forza di 1500N

б [MPa]			
Von Mises	Max Traz	Max Compr	
150	100	150	

- Forza di 500N

б [MPa]			
Von Mises	Max Traz	Max Compr	
50	30	50	



Figura 4.36. Confronto delle tensioni massime di Von Mises, trazione e compressione durante il test di compressione di restringimento della placca

L'analisi delle flessioni e delle torsioni agenti sulla placca non ha mostrato risultati particolarmente interessanti. In entrambi i casi solamente i casi di carico inferiore riportano dei valori possibili per le applicazioni sperimentali.

In flessione la placca risulta sollecitata soprattutto nella zona centrale in prossimità della frattura ossea, anche se le tensioni risultano piuttosto elevate. In generale la condizione di imposizione di carico a 'sbalzo' non permette di valutare una situazione di flessione pura, di conseguenza non è una situazione particolarmente interessante per generare analisi successive.

In torsione il carico massimo risulta di 10Nm, poiché gli stress assumono valori molto simili al caso in compressione. L'azione di un momento torcente sollecita non solo le zone intermedie della placca ma anche quelle in corrispondenza del sistema di sbloccaggio, che comprende la zona di inserimento dei *pins*. Tali condizioni rendono le prove interessanti per studiare il comportamento della placca

in questi punti e quindi proseguire con la progettazione degli elementi utili alla dinamizzazione.

Lo studio della sollecitazione del callo osseo ha permesso di trarre alcune conclusioni interessanti riguardo allo stato si sollecitazione generale della placca.

In effetti quando il dispositivo è inserito all'interno del paziente esso non risente solo di carichi di compressione ma anche di flessione e torsione, che uniti permettono all'osso di rimodellarsi per generare il callo. Man mano che l'osso si rigenera aumenta il valore del modulo di Young, avvicinandosi sempre più alle caratteristiche dell'osso corticale. Dall'analisi computazionale sugli *strain* è stato possibile osservare che le deformazioni percentuali diminuiscono in funzione dell'aumento del modulo elastico quando agisce la compressione, da valori percentuali del 550% fino a 0.05%. Considerando il caso di massima deformabilità del *gap*, quando cioè il modulo di Young assume un valore pari a 0.1GPa, si osserva che anche la torsione e la flessione causano delle deformazioni percentuali del 500%.

L'inserimento del riempitivo osseo per simulare il callo rappresenta la condizione di placca sbloccata, poiché l'osso è in fase di rimodellamento o è già riformato ed infatti, in questa configurazione non sono inseriti i rigidi per simulare i *pins*. La distribuzione degli stress mostra come la placca risulta sollecitata anche in questa zona, con tensioni anche piuttosto elevate. Da ciò si deduce che il valore di modulo di Young scelto per lo studio della flessione e della torsione sia troppo piccolo, come se non fosse presente il callo di neoformazione e di conseguenza la placca lavori sollecitando la formazione di nuovo osso. Da qui si può pensare che la placca debba essere sbloccata quando il callo assume un valore di Modulo di Young pari a 1GP.

5 Conclusioni e sviluppi futuri

Lo studio biomeccanico condotto sulla placca in diverse condizioni di carico e di vincolo ha permesso di ottenere una panoramica generale sui primi punti fondamentali per la progettazione futura del modello. Oltre a valutazioni geometriche e sul tipo di materiale da utilizzare per l'applicazione ortopedica, è necessario valutare come venga sollecitata la placca e come si distribuiscono le tensioni su di essa per comprendere se questa può essere soggetta a rottura.

Nel caso si applichi la compressione, il modello migliore da utilizzare consiste nel vincolare il nodo master del carico a muoversi solo lungo la direzione della sua retta d'azione. Il passo successivo è quello di valutare lo stato di stress che si genera sui *pins*, sulla guida e sulla placca. In questo particolare punto si potrebbe valutare lo *shear stress*, la tensione di taglio provocata dallo scorrimento della guida sul supporto quando il carico agisce.

Questo studio computazionale e biomeccanico potrebbe fornire informazioni anche riguardo alla geometria dei *pins*: nel modello analizzato la geometria dei due elementi è stata presa di base rettangolare, ma non è scontato che in corso d'opera la placca possa essere ancora modificata inserendo una geometria circolare.

I carichi utilizzati nelle prove sono stati scelti secondo un particolare criterio che può essere modificato, e di conseguenza anche i valori dei carichi da studiare possono variare. Per la flessione e la torsione ovviamente i valori devono essere molto inferiori rispetto a quelli utilizzati in questo studio, in modo da ottenere uno stato degli stress che non generi la rottura della placca.

Anche le configurazioni scelte per le prove possono essere modificate durante lo studio, in particolare per quanto riguarda la flessione. Volendo rappresentare la flessione pura, mantenendo sempre i contatti definiti per l'assieme, si deve eliminare l'incastro ad una estremità del sistema ed inserire un rigido di tipo MPC. Sul suo nodo master si potrebbe applicare un carico con direzione e verso uguali a quelli della forza applicata nella parte superiore dell'osso.

Anche gli elementi che permettono la dinamizzazione della placca dovranno essere sviluppati, sia la bobina del sistema ricevente sia quella del sistema trasmittente, come anche la vite e la molla a trazione che unisce i due *pins*, il tutto per ottenere

un meccanismo che funzioni bene e raggiunga le migliori prestazioni quando applicato *in vivo*.

Bibliografia

1. Fissazione esterna Ortofix:. (2007)., Dr. Anthony Goldberg MBBS e Dr. John Scott MA.

2. Miller, D. L., & Goswami, T. (2007). A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. Clinical Biomechanics, 22 (10),1049-1062.

3. The dynamic locking screw (DLS) can increase interfragmentary motion on the near cortex of locked plating constructs by reducing the axial stiffness. Langenbecks Arch Surg 395:421–428. Döbele, S., Horn, C., et al. (2010).

4. Biomechanics of Locked Plates and Screws. J Orthop Trauma;18:488–493.
Kenneth A. Egol, MD,* Erik N. Kubiak, et.al (2004).

5. Comparison of 4 Methods for Dynamization of Locking Plates: Differences in the Amount and Type of Fracture Motion. J Orthop Trauma; 31:531–537. Julia Henschel, MS,* Stanley Tsai, et.al (2017).

6. Magnetically driven medical devices: a review. Expert Review of Medical Devices, 12(6), 737–752. Sliker, L., Ciuti, G., Rentschler, M., & Menciassi, A. (2015).

7. Coordinate arbitrary Magnetic Field Control System for driving an Externally Powered and Geared Endoscopy Capsule Motor. In Proceedings of Australasian Conference on Robotics and Automation, 2011. p. 1-10. Kane G, Keller H, Raczkowsky J, Wo "rn H.

8. Magnetic Control System Targeted for Capsule Endoscopic Operations in the Stomach—Design, Fabrication, and in vitro and ex vivo Evaluations. IEEE

Transactions on Biomedical Engineering, 59(7), 2068–2079. Gi-Shih Lien, Chih-Wen Liu, Joe-Air Jiang, Cheng-Long Chuang, & Ming-Tsung Teng. (2012).

9. Managing magnetic force applied to a magnetic device by a rotating dipole field.
Applied Physics Letters, 99(13), 134103. doi:10.1063/1.3644021. Mahoney, A.
W., & Abbott, J. J. (2011).

10. Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. Health Phys 2009;96(4):504-14. Protection, International Commission on Non-Ionizing Radiation.

11. Guidelines for limiting exposure to electric fields induced by movement of the human body in a static magnetic field and by time-varying magnetic fields below 1 Hz. Health Phys 2014; 106(3):418-25. Protection., International Commission on Non-Ionizing Radiation.

12. Pulsed electromagnetic fields for the treatment of tibial delayed unions and nonunions. A prospective clinical study and review of the literature. Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 7(1), 24. doi:10.1186/1749-799x-7-24. Assiotis, A., Sachinis, N. P., & Chalidis, B. E. (2012).

13. Current trends in the enhancement of fracture healing. J Bone Joint Surg Br 2001, 83:157–164. Hannouche D, Petite H, Sedel L:.

14. Kandemir, U. (2018). Distal femur: dynamization of plating. Injury, 49, S44– S48. doi:10.1016/s0020-1383(18)30302-4. Kandemir, U. (2018).

15. Bottlang, M., Doornink, J., Fitzpatrick, D. C., & Madey, S. M. (2009). Far Cortical Locking Can Reduce Stiffness of Locked Plating Constructs While Retaining Construct Strength. The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume, 91(8), 1985–1994. doi:. Bottlang, M., Doornink, J., Fitzpatrick, D. C., & Madey, S. M. (2009. Dynamic Stabilization with Active Locking Plates Delivers Faster, Stronger, and More Symmetric Fracture-Healing. The Journal of Bone and Joint Surgery, 98(6), 466–474. Bottlang, M., Tsai, S., Bliven, E. K., von Rechenberg, B., Klein, K., Augat, P., ... Madey, S. M. (2016).

17. Thapa, N., Prayson, M., & Goswami, T. (2015). A failure study of a locking compression plate implant. Case Studies in Engineering Failure Analysis, 3, 68–72. doi:10.1016/j.csefa.2015.03.004. Thapa, N., Prayson, M., & Goswami, T. (2015).

18. Hoffmeier, K. L., Hofmann, G. O., & Mückley, T. (2011). Choosing a proper working length can improve the lifespan of locked plates. Clinical Biomechanics, 26(4), 405–409. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.11.020. Hoffmeier, K. L., Hofmann, G. O., & Mückley, T. (2011). Choosing a proper working length can improve the lifespan of locked plates. Clinical Biomechanics, 26(4), 405–409. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.11.020.

19. Working length and proximal screw constructs in plate osteosynthesis of distal femur fractures. Injury, 48(11), 2597–2601. Harvin, W. H., Oladeji, L. O., Della Rocca, G. J., Murtha, Y. M., Volgas, D. A., Stannard, J. P., & Crist, B. D. (2017).

20. — Harvin, W. H., Oladeji, L. O., Della Rocca, G. J., Murtha, Y. M., Volgas, D. A., Stannard, J. P., & Crist, B. D. (2017).

21. Fouad, H. (2010). Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the fractured bone. Medical Engineering & Physics, 32(7), 783–789. doi:10.1016/j.medengphy.2010.05.003 . Fouad, H. (2010).

22. Computational modelling of long bone fractures fixed with locking plates – How can the risk of implant failure be reduced? Journal of Orthopaedics, 10(1), 29–37. Nassiri, M., MacDonald, B., & O'Byrne, J. M. (2013).

23. Indications and limitations of locked plating. Injury, 40(7), 683–691. Tan, S.
L. E., & Balogh, Z. J. (2009).

Appendice A

Le viti e le loro caratteristiche

La 'lunghezza di lavoro 'di una vite dipende dalla coppia resistente della vite, per cui viti con maggior lunghezza di lavoro (situazione che si presenta prevalentemente in osso sano) creano una maggiore resistenza alla coppia e quindi risultano più stabili (fig.A.1).

Una vite mono corticale basa la sua stabilità sullo spessore di osso corticale presente. In caso di osso sano lo spessore è tale per cui la vite risulta stabile, nel caso di osso patologico la zona corticale risulta sottile e quindi la lunghezza di lavoro della vite risulta insufficiente.

Le viti bi corticali presentano una maggior resistenza alla coppia perché aumenta la lunghezza di lavoro e viene soprattutto utilizzata in presenza di osso osteoporotico per garantire maggiore stabilità.

Nel caso l'osso presentasse un diametro piuttosto piccolo, la punta della vite mono corticale potrebbe creare un contatto con l'osso corticale ancora prima che la testa della vite sia bloccata nella placca, danneggiandolo e rendendo la vite instabile.

La situazione migliora utilizzando una vite bi corticale che si ancora sia nella zona vicino alla placca sia nella corteccia opposta.



Figura A.1. Rappresentazione della lunghezza di lavoro della vite mono corticale e il suo posizionamento.

Appendice B

Confronto tra le 4 strategie di dinamizzazione







Ringraziamenti

Per concludere questo lavoro volevo porre i miei ringraziamenti ad alcune persone che hanno contributo all'avvenire di questo giorno molto importante per la fine della mia carriera universitaria e per la mia vita.

Prima di tutto ringrazio il Prof. Alberto Audenino per avermi dato l'occasione di lavorare su questo argomento piuttosto complesso di tesi, che ha previsto l'utilizzo di nuovi software che non avrei avuto l'opportunità di imparare ad utilizzare; un grazie particolare lo rivolgo all'Ing. Giancarlo Dichio che mi ha fatto da tutor in tutti questi mesi non sempre facili. Grazie a lui sono riuscita ad apprendere meglio il funzionamento dei tre software utilizzati per l'analisi e ho imparato molte nozioni nuove sulle applicazioni ortopediche.

Il grazie più immenso lo rivolgo alla mia famiglia, a mia mamma e a mio papà, che sono riusciti in tutti questi anni a tirarmi su il morale e a sostenermi anche nelle situazioni più complicate, che mi hanno insegnato a non arrendermi e ad affrontare la vita con grinta e coraggio in qualsiasi situazione. Inoltre, non smetterò mai di ringraziarli per tutti i sacrifici di questi anni.

Grazie a mia sorella Cristina, o Criko, che c'è sempre stata in questi anni con il suo carattere forte e con la quale abbiamo condiviso momenti di convivenza pazza e disperata sia a Torino sia a casa.

Ringrazio anche le mie due zie, Maura e Chiara, e le mie due cugine, Lulu e Tota, e mia nonna Mariuccia, che anche se non riuscirà ad essere presente in questo giorno importante mi sosterrà da lontano.

Un grazie gigante lo dedico ad Albero, che in questi anni di università è riuscito a sostenermi ogni volta che si presentava una difficoltà e sopportandomi anche nei momenti più stressanti. Grazie ai suoi aiuti e al suo spirito 'nerd' sono riuscita ad imparare molte cose interessanti.

Ringrazio tutti i miei amici che ho conosciuto in questi anni di università e con i quali ho stretto un'amicizia davvero forte e con i quali ho passato dei momenti davvero divertenti e indimenticabili grazie alla loro pazzia e alla loro solarità. Ringrazio Elisa, la mia amica d'infanzia e che è stata la mia vicina di stanza e con la quale ho trascorso momenti davvero comici.

Un grazie particolare lo dedico a Fede e Mark, due ragazzi davvero speciali per la mia vita e con i quali ho un rapporto davvero speciale. Grazie a Fede di essere un uragano di energia e grazie a Mark per la sua simpatia.

Ringrazio Chiara, la mia compagna di corso con la quale ho trascorso momenti di ansia indimenticabile e quasi divertente, sia a lezione che nel tempo libero ma che comunque è riuscita a farmi sorridere sempre. Ringrazio Fede per il suo ottimismo. Ringrazio i miei colleghi tesisti, conosciuti in questi mesi di lavoro, con cui ho trascorso momenti di studio pazzo in sala tesisti e condiviso, oltre alle ansie e alle preoccupazioni, anche momenti divertenti.

Infine, ringrazio Torino, questa città splendida che ha reso i miei anni universitari pieni di novità, dove ho affrontato nuove esperienze davvero meravigliose, che ha saputo farmi cresce e maturare e che con la sua bellezza non ha mai smesso di stupirmi. Ringrazio Torino per avermi fatto conoscere persone per me davvero speciali, la cui amicizia non perderò mai nonostante siano sparse per il mondo.