

ALMA MATER STUDIORUM  
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA  
Sede di Forlì

Corso di Laurea in  
INGEGNERIA MECCANICA  
Classe L-9

ELABORATO FINALE DI LAUREA

in Tecnologia Meccanica

“Mezzi di osteosintesi: analisi comparativa e prove di caratterizzazione”

CANDIDATO  
Lorenzo Cestone

RELATORE  
Lorenzo Donati  
CORRELATORE/I  
Luca Cristofolini

Anno Accademico 2017/2018



# INDICE

**Introduzione ..... pag 6**

**Capitolo 1. Tessuto osseo ..... pag 8**

1.1 Organizzazione lamellare, osso compatto e osso spugnoso ..... pag 9

1.2 Proprietà meccaniche tessuto osseo ..... pag 11

1.2.1 Effetto dell'età ..... pag 12

1.2.2 Presenza d'acqua ..... pag 13

1.3 Fratture ossee ..... pag 14

**Capitolo 2. Osteosintesi ..... pag 16**

2.1 Le protesi ..... pag 16

2.2 Sistemi a placche e viti ..... pag 18

2.3 Viti a doppio filetto ..... pag 22

2.4 Viti a passo variabile ..... pag 23

2.5 Principio funzionamento viti ..... pag 24

2.6 Analisi del preforo .....	pag 29
2.6.1 Modello tridimensionale e simulazione FEM.....	pag 30
2.6.2 Proprietà dei materiali e modellazione dei contatti.....	pag 33
2.6.3 Prove di trazione sperimentali e numeriche.....	pag 35
2.6.4 Risultati prove di trazione sperimentali e numerici .....	pag 36
2.6.5 Dimensioni dei prefori: coppia e tensioni.....	pag 37
2.6.6 Distribuzione dello stress nell'osso con carico applicato.....	pag 40
2.6.7 Analisi spostamento all'interfaccia vite-osso .....	pag 42
2.6.8 Risultati prove.....	pag 44
<b>Capitolo 3. Titanio in campo biomedico .....</b>	<b>pag 48</b>
3.1 Proprietà del titanio.....	pag 49
3.2 Classificazione del titanio .....	pag 51
3.3 Le leghe di titanio .....	pag 52
3.4 Biocompatibilità del titanio.....	pag 55
3.5 Vantaggi e svantaggi.....	pag 57
3.6 Leghe utilizzate in osteosintesi .....	pag 59

**Capitolo 4. Prove di laboratorio ..... pag 62**

4.1 Prova di trazione ..... pag 62

4.2 Svolgimento prove ..... pag 65

4.3 Prova di compressione ..... pag 86

**Capitolo 5. Conclusioni..... pag 91**

5.1 Prova di trazione ..... pag 91

5.2. Prova di compressione ..... pag 92

**Bibliografia ..... pag 93**

## INTRODUZIONE

L'elaborato verte sullo studio dei mezzi di osteosintesi ai fini del recupero delle fratture ossee, in particolare si analizzeranno 2 differenti tipologie di viti, una con filettatura a passo fisso ed una a passo variabile.

La ricerca svolta prenderà in esame le caratteristiche di questa nuova tipologia di vite che risulta più efficace e funzionale nel processo di ossificazione di una frattura.

Inizialmente verranno esplicitate le caratteristiche del tessuto osseo umano dal punto di vista chimico, medico e meccanico.

Successivamente andremo ad analizzare gli aspetti legati al materiale con il quale sono costituiti i mezzi di osteosintesi in esame ossia una precisa lega di titanio lavorata alle macchine utensili. Con il termine "lega" si intende un materiale non esattamente puro ma contenente al suo interno altri elementi dalla configurazione diversa che prendono il nome di "alliganti" i quali conferiscono al materiale delle caratteristiche ben precise.

Saranno esplicitate inoltre le tecniche di produzione delle viti in questione, realizzate con l'ausilio delle macchine utensili di precisione a controllo numerico.

I provini assemblati con i mezzi di osteosintesi analizzati verranno sottoposti a due test:

- **prova di trazione** che stabilirà l'entità della forza necessaria al distacco dei lembi ossei;
- **prova di compressione** che stabilirà l'entità della pressione generata dall'avvitamento; questa pressione influirà sui tempi di recupero della frattura.

Lo studio si concluderà con un'analisi comparativa, accompagnata dai rispettivi esperimenti di laboratorio, del modello classico di impianto con quello innovativo

che è caratterizzato dal passo variabile della filettatura che compone la vite. Gli esperimenti mirano alla caratterizzazione delle due tipologie di viti ed in particolari all'analisi dei vantaggi che si possono trarre dal nuovo modello.

# Capitolo 1

## Tessuto osseo

Il tessuto osseo è una forma specializzata di tessuto connettivo, caratterizzata dalla mineralizzazione della matrice extracellulare che conferisce al tessuto una notevole durezza e resistenza. È normalmente organizzato in strutture definite, le ossa. Pur avendo notevole resistenza e durezza a pressione e trazione, l'osso è molto leggero: ciò è dovuto alla sua struttura interna. L'osso non è un tessuto statico, ma è continuamente rinnovato e rimodellato per tutta la durata della vita: questo processo, oltre ad una funzione meccanica, permette la regolamentazione della concentrazione di calcio nel plasma (omeostasi calcica). Le ossa rappresentano la principale sede di deposito del calcio, da qui lo ione  $\text{Ca}^{2+}$  è continuamente mobilizzato per il mantenimento dell'equilibrio omeostatico dell'organismo.

[1] Il tessuto osseo è il tessuto costitutivo dello scheletro, il quale costituisce l'impalcatura interna del corpo, protegge i visceri e le parti molli e dà inserzione ai muscoli e ai tendini, in più accoglie nelle sue cavità il midollo osseo.

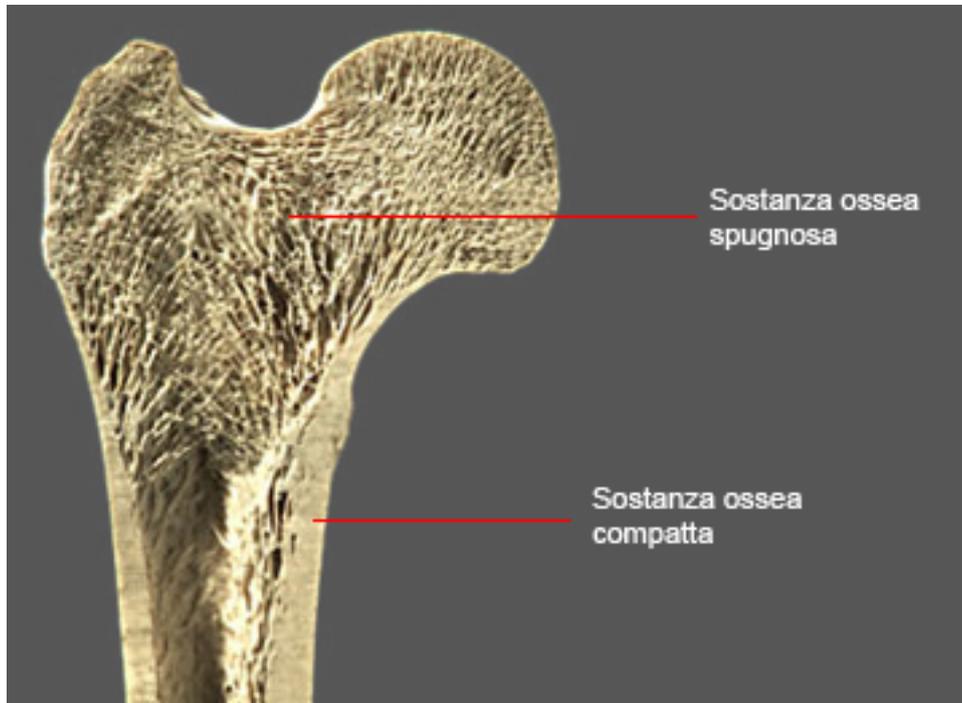
La matrice extracellulare di questo tessuto si distingue in una parte organica e una inorganica: la matrice organica è costituita prevalentemente da fibre collagene e da una sostanza amorfa, nella cui composizione entrano glicoproteine non collageniche e proteoglicani; la matrice inorganica è costituita principalmente da fosfato e carbonato di calcio e rappresenta circa il 65% del peso secco dell'osso.

## 1.1 Organizzazione lamellare, osso compatto e osso spugnoso

La caratteristica più importante del tessuto osseo è la sua struttura lamellare: il tessuto è organizzato in lamelle spesse dai 3 ai 7  $\mu\text{m}$  aggregate in strati paralleli e disposte in vario modo. Ciascuna lamella è costituita da cellule e da sostanza intercellulare. Le cellule ossee (osteociti) sono accolte in cavità a forma di lente biconvessa, scavate nella matrice calcificata e denominate lacune ossee. Dalle lacune, le cellule ossee, si irradiano ad angolo retto in tutte le direzioni dei canalicoli ossei ramificati che si anastomizzano con quelli delle lacune vicine, appartenenti alla stessa lamella ed a lamelle contigue e si connettono, infine, con i canali di Havers e di Volkmann contenenti i vasi sanguigni. Queste lacune con i loro canalicoli formano un sistema continuo di cavità scavate nell'osso che consentono gli scambi metabolici e gassosi tra il sangue che scorre nei vasi contenuti nei canali di Havers e Volkmann (osso compatto) o nelle cavità midollari (osso spugnoso) e gli osteociti. Tale sistema di canalicoli intercomunicanti è fondamentale per la presenza della matrice mineralizzata, che impedisce la diffusione di sostanze nutritive e di altri metaboliti (possono diffondere attraverso la fase acquosa della matrice cartilaginea).

Sia l'osso spugnoso che il compatto presentano la stessa struttura lamellare, gli stessi tipi di cellule e sostanze intercellulare simili, ma differiscono per la disposizione delle lamelle (*Fig. 1.1*):

- osso spugnoso: le lamelle si dispongono a formare trabecole irregolari, disposte disordinatamente, che delimitano un labirinto di spazi intercomunicanti occupati dal midollo osseo
- osso compatto: le lamelle si associano parallelamente formando strutture compatte molto più regolari



*Fig. 1.1*

## 1.2 Proprietà meccaniche tessuto osseo

[2] Le proprietà meccaniche dell'osso variano tra la parte corticale e quella spongiosa, in *Fig 1.2* possiamo osservare come si modifica il modulo di Young dello stesso osso passando da una conformazione di tessuto ad un'altra.

Segmento Osseo	Spongiosa	Corticale
	<i>Modulo di Young</i>	
Femore Umano	11.4 GPa	19.1 GPa
Femore Bovino	10.9 GPa	-
Cresta Iliaca Umana	3.81 GPa	4.89 GPa
Vertebra Umana	13.4 GPa	25.8 GPa
Tibia Umana	10.4 GPa	18.6 GPa

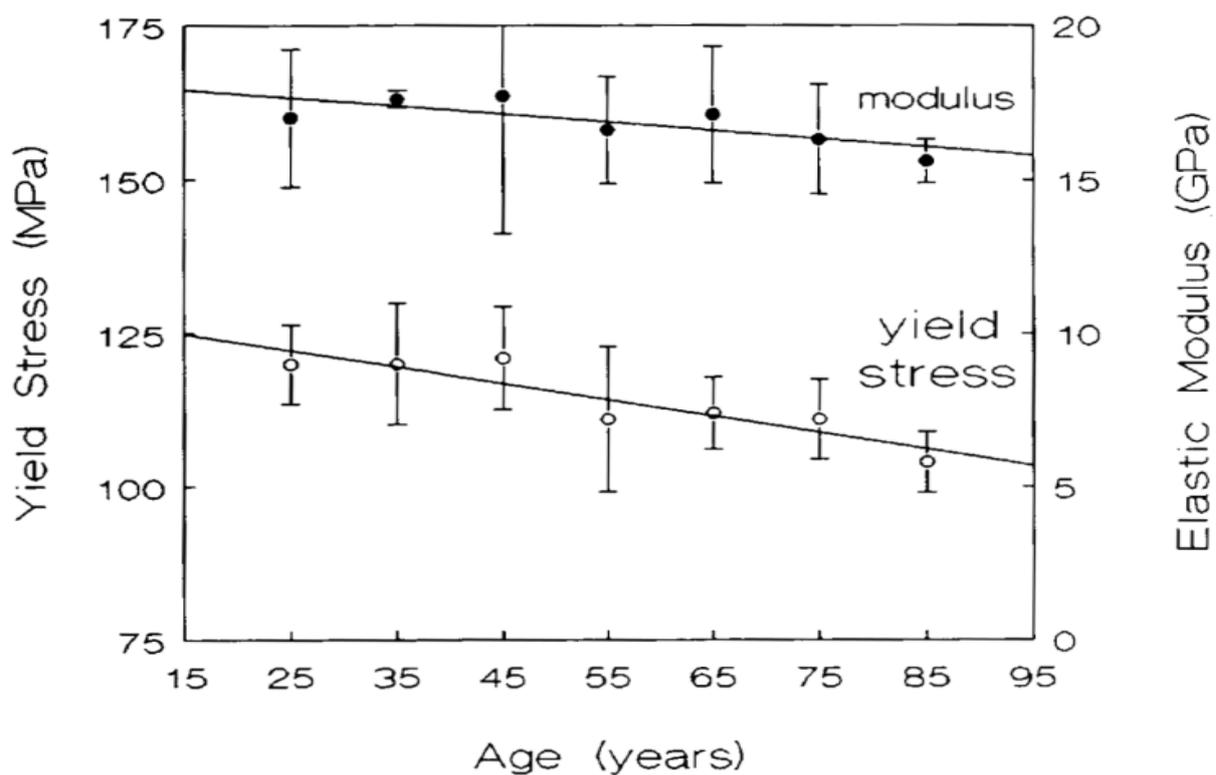
*Fig 1.2 Proprietà meccaniche*

Valore medio di riferimento per il modulo elastico longitudinale dell'osso corticale **17.4 GPa** (cfr. Cowin "Bone Mechanics", 1987).

Le proprietà meccaniche dell'osso subiscono sensibili variazioni anche in base alla presenza di acqua all'interno di questo, all'età del paziente e alle sollecitazioni ripetute alle quali è sollecitato. In *Fig 1.3* è riportato un grafico che mostra la variazione del modulo elastico in funzione di tali fattori.

### 1.2.1 Effetto dell'età

- il tessuto si impoverisce di calcio: diminuisce la resistenza meccanica
- le trabecole dell'osso spongioso si diradano e si assottigliano: si ha una perdita di resistenza complessiva.



*Fig 1.3 Effetto dell'età*

## 1.2.2 Presenza d'acqua

- il contenuto d'acqua è pari a 10-20% in peso (cala con l'età)
- parte dell'acqua è contenuta nell'osso spongioso

L'osso idratato ha un comportamento elasto-plastico caratterizzato da rilevante duttilità e tenacità.

L'osso disidratato ha comportamento fragile, presenta un modulo di elasticità più elevato ed è meno tenace. (Fig 1.4)

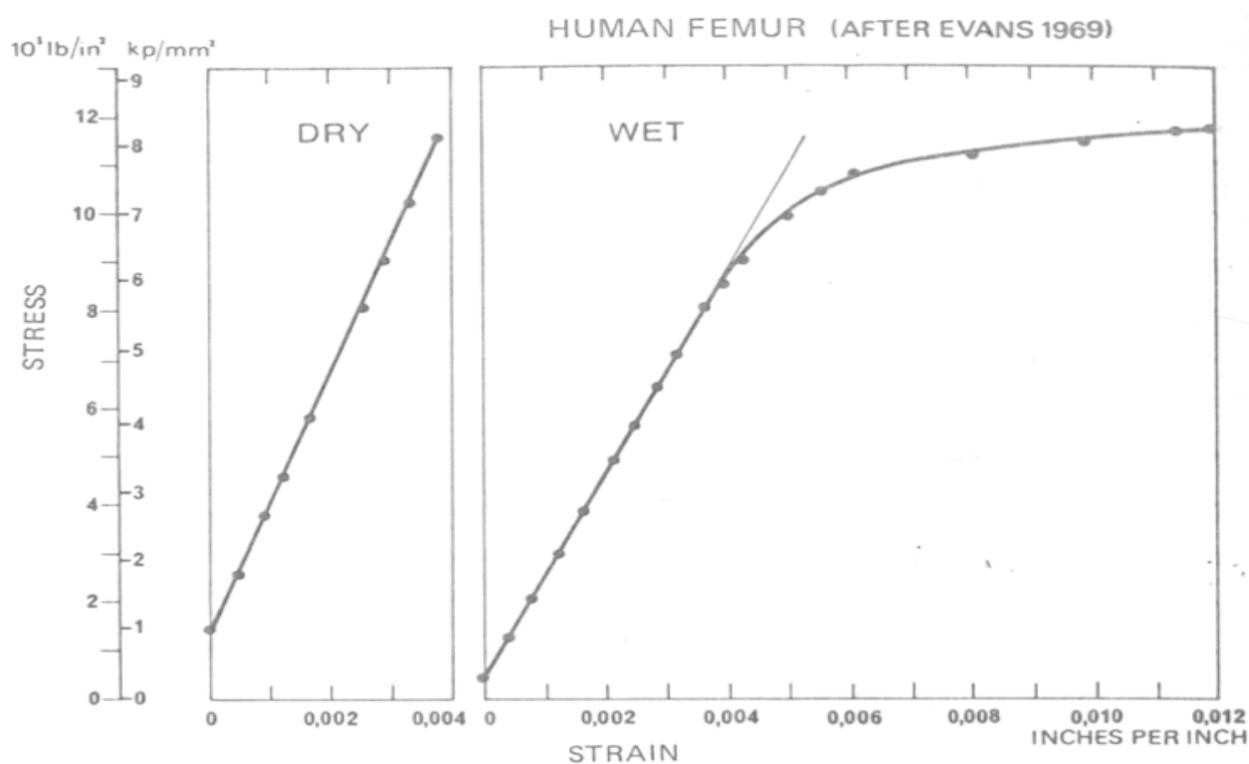


Fig 1.4 Effetto della presenza di acqua

### 1.3 Fratture ossee

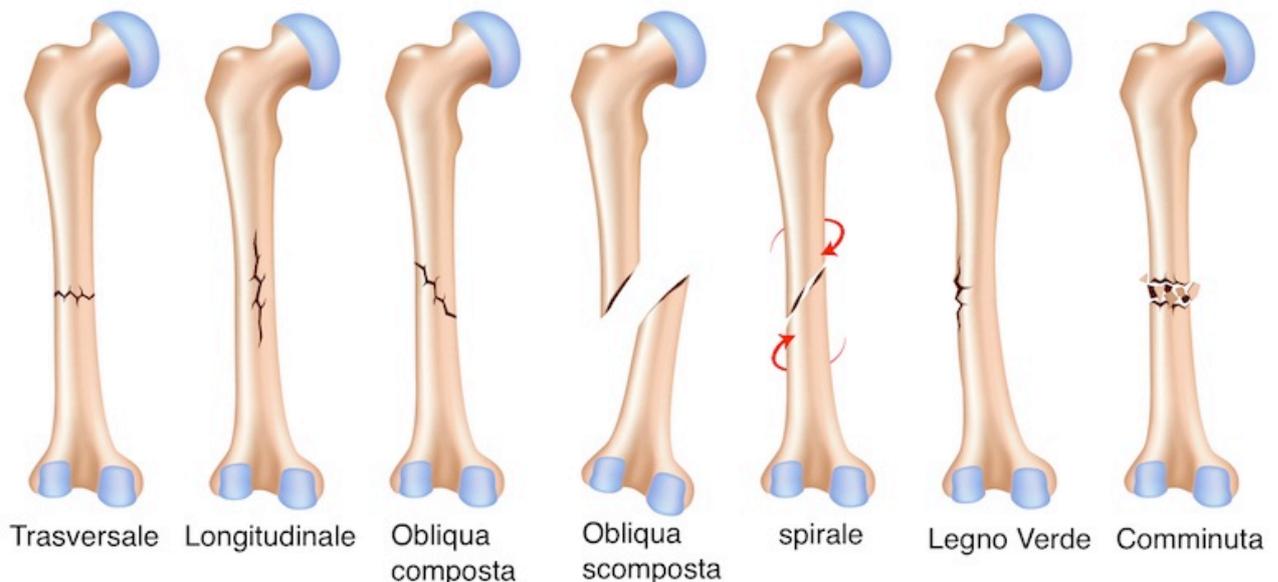
[1] Per frattura si intende un'interruzione dell'integrità strutturale dell'osso che può essere di origine traumatica o spontanea (patologica).

Nel caso di un trauma, l'osso si frattura quando il trauma ha entità tale da superare i limiti di resistenza dell'osso stesso.

Il trauma può interessare l'osso direttamente o indirettamente.

Nel primo caso l'osso si frattura nel punto in cui viene applicata la forza.

In caso di trauma indiretto la frattura si manifesta ad una certa distanza dal punto di applicazione della forza, la quale si propaga lungo la catena cinetica di un arto o della colonna vertebrale fino a raggiungere la sede di frattura.



*Fig 1.5 Tipi di frattura*

In entrambi i casi le forze applicate possono essere di torsione, di flessione, di compressione o di strappo. Se l'osso è minato da un processo patologico (sistemico o locale), tali forze possono creare una frattura pur essendo irriskorie o di modesta entità, si parla in questi casi di fratture patologiche (tipiche degli anziani, osteoporosi).

Esistono poi fratture da stress o da sovraccarico funzionale determinate dalla ripetizione di continue sollecitazioni sull'osso (tipico esempio è la frattura da marcia o dei marciatori che interessa il secondo metatarso).

Le fratture possono essere inoltre causate da una brusca e violenta contrazione muscolare (fratture da avulsione) che determina un distacco osseo in corrispondenza dell'inserzione tendinea del muscolo stesso. Questa tipologia di frattura è molto frequente nei giovani atleti nei quali la massa ossea non è ancora ben consolidata.

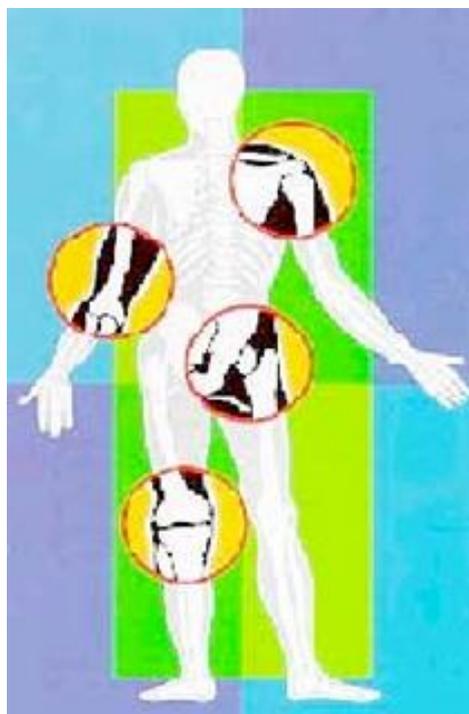
## Capitolo 2

### Osteosintesi

#### 2.1 Le protesi

[3] Quando un'articolazione è irrimediabilmente danneggiata per trauma o patologia è necessario sostituire la sua funzione mediante un'articolazione artificiale detta protesi.

Con l'aumentare dell'aspettativa di vita media e con la ricerca di una migliore qualità della vita anche in età avanzata è molto aumentato il ricorso all'intervento di protesizzazione ortopedica (*Fig 2.1*).

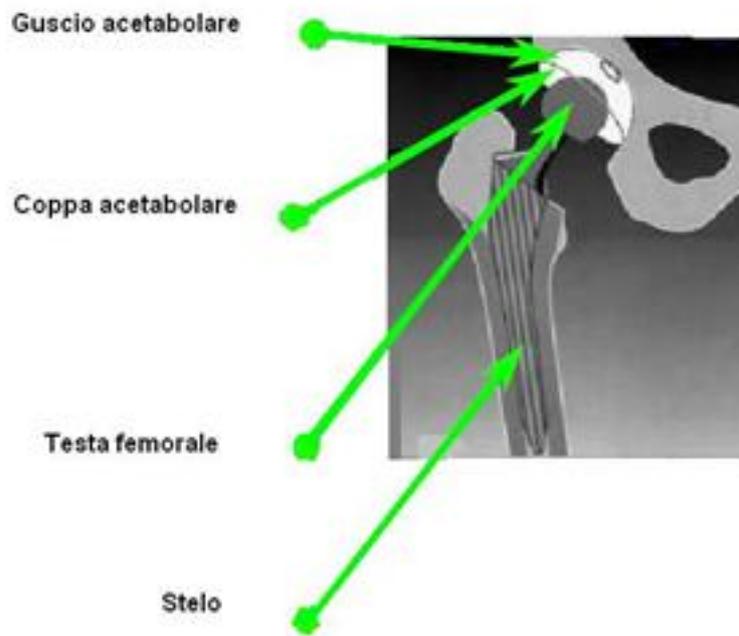


*Fig 2.1 Tipici esempi di protesizzazione.*

Al giorno d'oggi in Italia vengono impiantate ogni anno circa:

- 50000 protesi d'anca
- 25000 protesi di ginocchio
- Alcune migliaia tra protesi di spalla, gomito, caviglia, ecc.

Gli usi di impianti ortopedici di titanio sono più comunemente indicati per inabilità artritiche usualmente di origine reumatoide o degenerative. Le protesi in lega di titanio sono state utilizzate nelle sostituzioni totali dell'anca (*Fig 2.2*), sostituzioni di articolazioni del dito, sostituzione totale del ginocchio, sostituzione totale del gomito e e dispositivi di fissaggio di fratture. Il concetto della sostituzione totale dell'anca è relativamente semplice. Vari progetti e materiali dei tipi di ball-and-socket sono stati sperimentati con diversi gradi di successi clinici.



*Fig 2.2 Visione dell'anca.*

Nel caso di protesi non cementate gli steli devono essere poco rigidi, si utilizzano pertanto leghe di titanio con basso modulo di elasticità, nell'ordine dei 110 GPa e basso momento d'inerzia. In protesi cementate invece gli steli devono essere rigidi

e devono avere un elevato momento d'inerzia; proprio per questo anziché il titanio si usano leghe in cobalto con modulo elastico di circa 230 GPa.

Titanio CP formato in fogli forati viene utilizzato nella ricostruzione e nella plastica per problemi di chirurgia maxillofacciale. L'eccezionale biocompatibilità e la facilità con cui può essere formato il materiale fa del titanio un materiale ideale per queste applicazioni. La rete può essere fissata all'osso con piccole viti e può trattenere i frammenti di ossa.

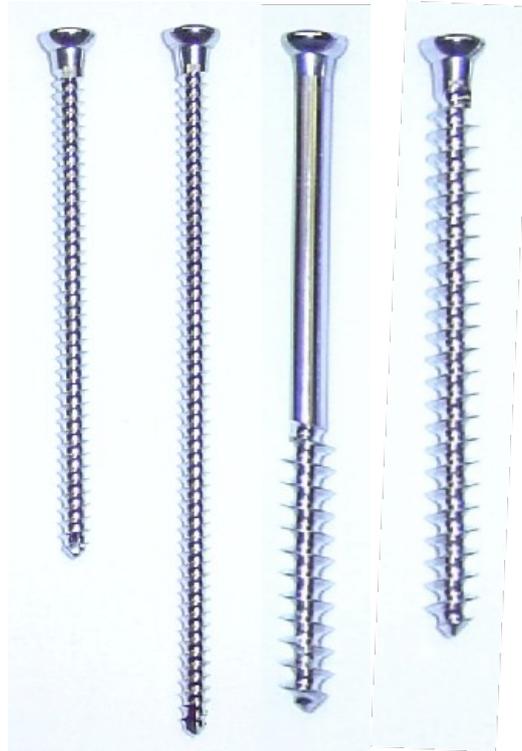
## **2.2 Sistemi a placche e viti**

[4] Le viti, di dimensione e calibro diverso per adattarsi ad ogni segmento scheletrico, sono essenzialmente di 2 tipi: *da corticale o da spongiosa*.

Le viti da corticale (1-2) sono caratterizzate da un filetto stretto e profondo, diametri minori rispetto a quelle da spongiosa e estremità appuntite. Quando vengono impiegate per fissare placche su ossa lunghe, esse sono generalmente filettate su tutta la lunghezza per assicurare la massima stabilità.

Le viti da spongiosa (3-4) (che possono essere parzialmente o totalmente filettate) sono comunemente impiegate nelle epifisi delle ossa lunghe dove la spongiosa è abbondante. A causa della bassa densità della materia attraversata, in pratica questo tipo di vite è da considerarsi alla stregua di un'autofilettante.

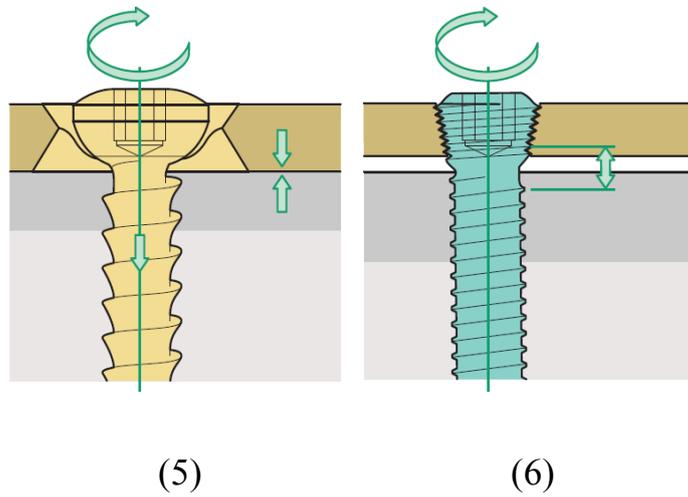
## Viti da corticale e da spongiosa



(1) (2) (3) (4)

Sia le viti da corticale che da spongiosa hanno la testa emisferica per alloggiare correttamente negli appositi fori della placca.

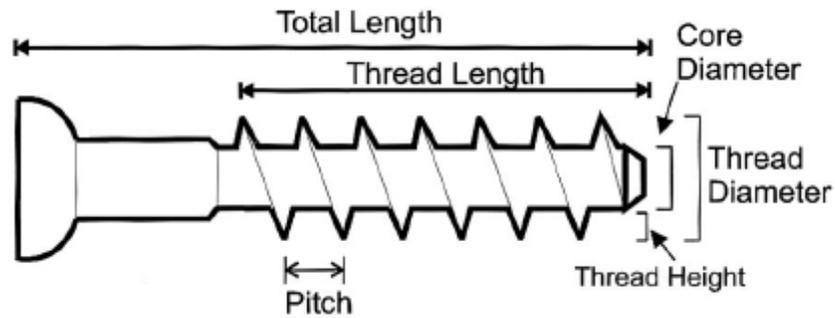
In alcuni casi la testa della vite ha una doppia filettatura conica per assicurare il fissaggio nella corrispondente filettatura conica nel foro della placca queste prendono il nome di viti a testa bloccante (6). Questa caratteristica fornisce ulteriore stabilità. Inoltre, poiché la testa della vite è inserita nel foro della placca, quando la vite viene serrata non spinge la placca contro l'osso sottostante. In alternativa le placche possono anche essere fissate con viti standard (5) con il sottotesta stondato.



La capacità portante di una vite è funzione del prodotto, del diametro esterno, della filettatura per la lunghezza di ancoraggio all'interno dell'osso.

I fattori che influenzano la capacità portante di una vite sono:

- Diametro esterno
- Configurazione della filettatura
- Lunghezza della filettatura
- Qualità dell'osso
- Tipo e angolo di inserimento della vite
- Coppia torcente
- Diametro del preforo (PHS)



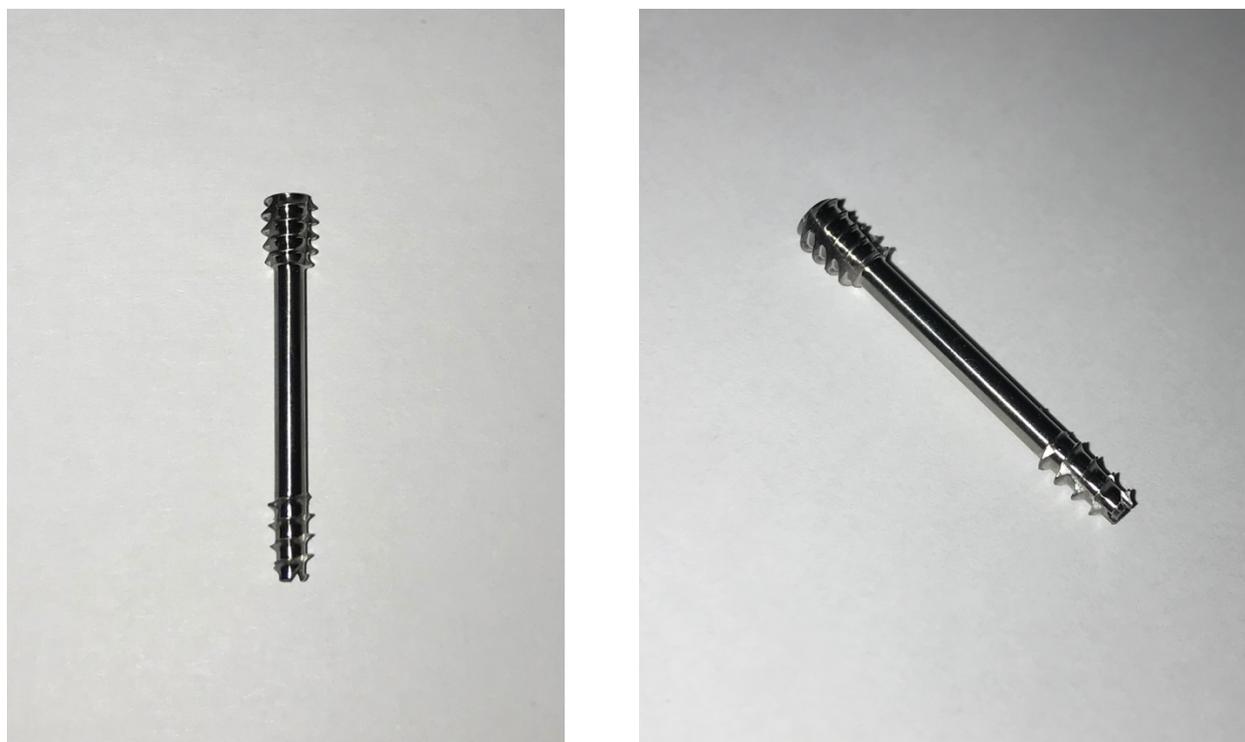
*Fig 2.3 Caratteristiche viti*

La coppia di serraggio determina la forza con la quale i frammenti d'osso sono tenuti insieme. Tale forza genera l'attrito che impedisce il loro moto relativo. Il controllo della coppia di serraggio (attuato mediante chiave dinamometrica) è importante per impedire la spanatura dell'osso o il collasso della testa della vite per eccessiva torsione.

La qualità dell'osso influenza la capacità portante della vite: l'osso corticale è circa 10 volte più resistente di quello spongioso. Lo spessore della corteccia e la densità ossea sono fattori critici per la resistenza del fissaggio e condizionano il numero di viti richiesto per ottenere una stabilità adeguata.

### 2.3 Viti a doppio filetto

La vite a doppio filetto ha un diametro di 4.5 mm ed una lunghezza di 30 mm, è canolata al fine di facilitare l'ingresso della punta autofilettante. Come visibile in *Fig. 2.4* il mezzo di osteosintesi si presenta con la filettatura superiore a forma conica e con lo stelo liscio nella sezione centrale. Entrambe le filettature sono interrotte in modo da generare dei taglienti che fanno sì che la vite nell'avvitarsi maschi la parte di osso con la quale è a contatto. Le creste della filettatura rispettivamente nella parte superiore e in quella inferiore della vite sono ad altezza costante, la vite va avvitata con una chiave torx n°8 e con coppia strettamente dipendente dal diametro del preforo effettuato (circa 85% del diametro esterno della vite) e dall'età del paziente, quindi dalla resistenza dell'osso. Nello svolgimento delle prove definiremo questa vite standard perché verrà confrontata con quella a passo variabile di recente invenzione.



*Fig. 2.4 Vite a doppio filetto*

## 2.4 Viti con passo variabile

La vite a passo variabile, appartenete allo stesso campo di utilizzo di quella standard, ha sempre una lunghezza di 30 mm e un diametro di 4.7 mm, è canalata al fine di facilitare l'ingresso della punta autofilettante. Come visibile in *Fig. 2.5* il mezzo di osteosintesi presenta una filettatura integrale completa su tutto lo stelo con passo che va via via restringendosi verso la testa della vite, questa particolarità consente alla vite di generare una compressione tra i lembi di ossa della frattura collegati. La cresta della filettatura va via via diminuendo con verso concorde alla diminuzione del passo della filettatura. La vite va avvitata con una chiave torx n°10 e con coppia strettamente dipendente dal diametro del preforo effettuato (circa 80% del diametro esterno della vite) e dall'età del paziente quindi dalla resistenza dell'osso.



*Fig. 2.5 Vite a passo variabile*

## 2.5 Principio di funzionamento viti

[5] Un collegamento tramite viti può lavorare a trazione, taglio, flessione o torsione. Lo sforzo preferibile esercitato sul mezzo di osteosintesi è quello di trazione, il taglio introduce un peggioramento notevole sul coefficiente di sicurezza soprattutto se applicato lungo la parte filettata. La flessione è invece il tipo di sollecitazione indesiderata, provoca un brusco decadimento del carico di rottura con conseguente rischio di dover sottoporre più volte il paziente all' intervento. La torsione è presente solo ed esclusivamente in fase di serraggio della vite e se il preforo ha il diametro adeguato non rappresenta un rischio per la vite.

Se l'altezza della madrevite  $h$  non è ben dimensionata può accadere che si rompano i filetti della madrevite o della vite prima che si snervi a trazione il gambo della vite.

La rottura a taglio dei filetti avviene lungo una superficie cilindrica  $S$  pari a:

$$S = \pi \cdot d \cdot h \cdot 0,75$$

(dove lo 0.75 tiene conto che non tutti i filetti sono in presa)

La forza  $F_t$  necessaria a tranciare i filetti dalla madrevite sarà:

$$F_t = \frac{\sigma^{My}}{\sqrt{3}} (\pi \cdot d \cdot h \cdot 0,75)$$

Con:

$h$ =altezza parte filettata

$d$ =diametro di nocciolo della vite

La forza necessaria a snervare completamente la vite sarà:

$$F_s = \sigma_y^V \cdot \left( \frac{\pi \cdot (0.9d)^2}{4} \right)$$

Dove lo 0.9 tiene conto del diametro ridotto del nocciolo della vite.

Uguagliando il valore di  $F_t$  e  $F_s$  si ricava il minimo valore di  $h$  richiesto:

$$\frac{\sigma^{My}}{\sqrt{3}} (\pi \cdot d \cdot h \cdot 0,75) = \sigma_y^V \cdot \left( \frac{\pi \cdot (0.9d)^2}{4} \right)$$

$$\text{se } \sigma_y^V = \sigma^{My} \rightarrow h \geq 0.47d$$

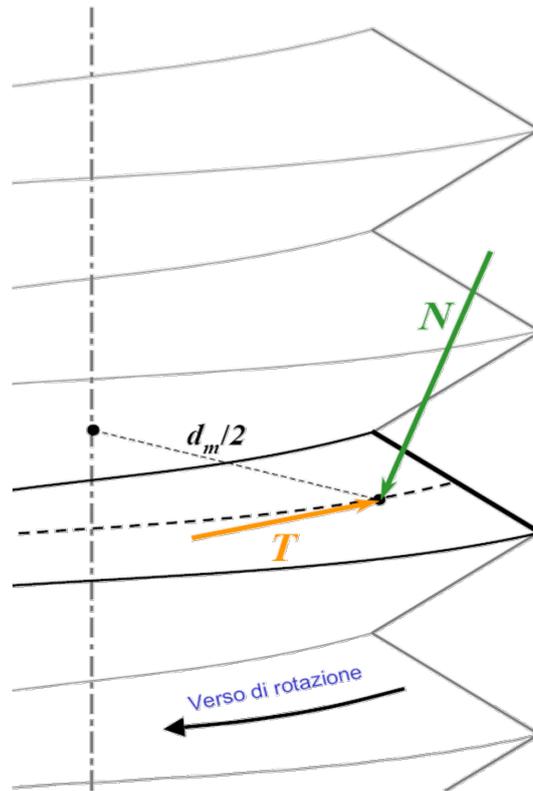
Nell' inserzione della vite si dà un precarico alla "struttura", questo aspetto risulta essere molto importante perché non permette movimenti relativi agli elementi collegati, crea forze di attrito tra le parti limitando lo slittamento relativo e diminuisce l'ampiezza di sollecitazione a fatica del mezzo di osteosintesi.

La forza di precarico si trasferisce alla vite mediante una coppia di serraggio questa non deve indurre nella vite una tensione superiore alla tensione limite di snervamento.

L'insieme delle forze scambiate tra vite e madrevite durante l'avvitamento può essere studiato pensando tali carichi agenti solo sull' elica media del filetto e composti da due sole azioni (*Fig. 2.6*):

- La forza  $N$ , diretta secondo la normale alla superficie di interfaccia
- La forza  $T$ , dovuta all' attrito radente, diretta secondo la tangente all' elica media in verso tale da opporsi alla rotazione relativa vite-madrevite.

Le componenti  $T$  ed  $N$  sono legate dalla relazione  $T = f \cdot N$  dove  $f$  è il coefficiente di attrito radente che normalmente vale  $0.15 \sim 0.2$



*Fig. 2.6 Forze sul filetto*

Nel momento del serraggio queste le due forze, normali e tangenziali, vengono ulteriormente scomposte come visibile in *Fig. 2.7* e in *Fig. 2.8*

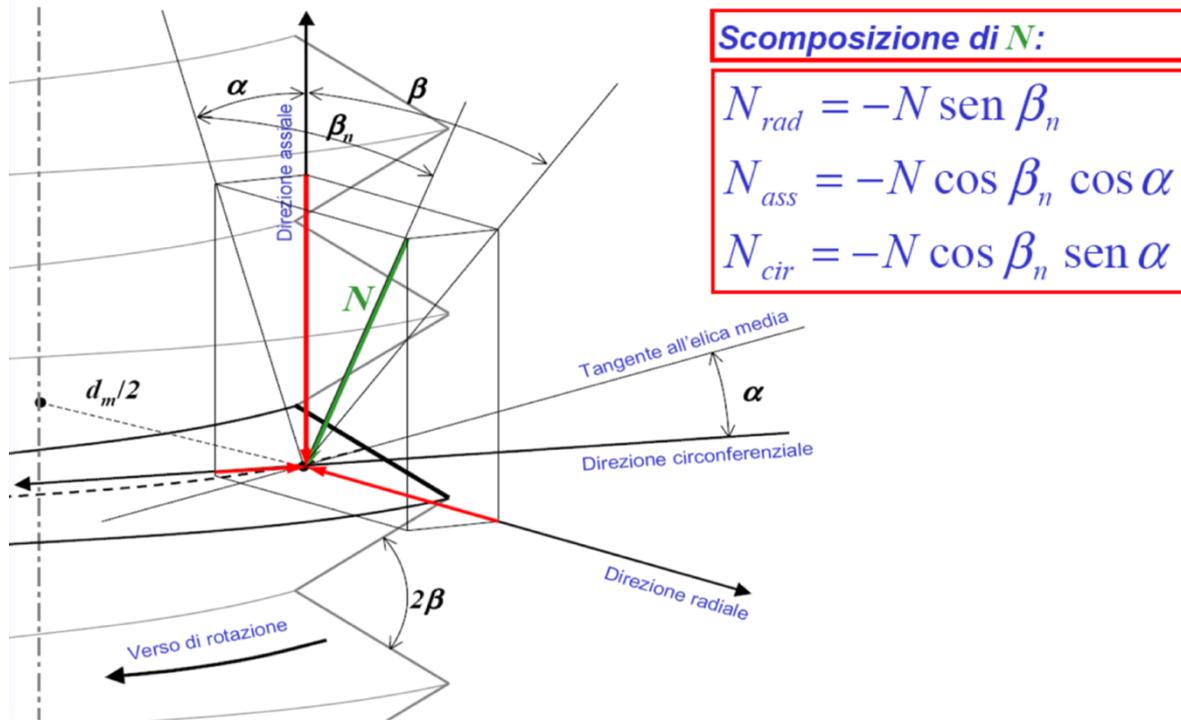


Fig.2.7 Scomposizione delle forze di taglio al momento del serraggio

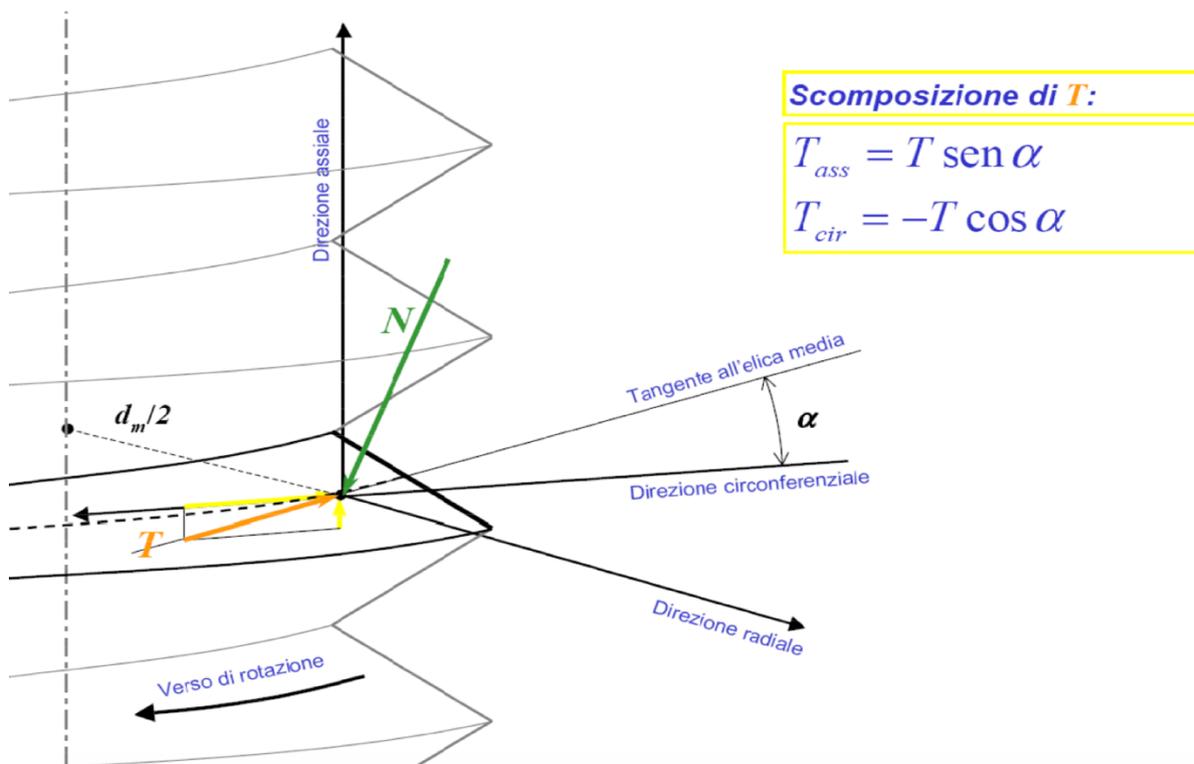


Fig. 2.8 Scomposizione delle forze tangenziali al momento del serraggio

Indicando con  $R_{ass}$  e  $R_{cir}$  le risultanti secondo le direzioni assiale e circonferenziale

$$R_{ass} = N_{ass} + T_{ass} = -N \cos\beta_n \cos \alpha + T \sin \alpha$$

$$R_{cir} = N_{cir} + T_{cir} = -N \cos\beta_n \sin \alpha - T \sin \alpha$$

Sostituendo a  $T$  l'espressione  $f \cdot N$  potremmo ricavare dalle equazioni precedenti la seguente relazione tra  $R_{ass}$  e  $R_{cir}$ :

$$R_{cir} = R_{ass} \frac{\cos\beta_n \sin \alpha + f \cos \alpha}{\cos\beta_n \cos \alpha - f \sin \alpha}$$

Sebbene  $\beta_n$  sia esprimibile in funzione di  $\alpha$  e  $\beta$ :

$$\tan\beta_n = \tan \beta \cos \alpha$$

molto spesso si considera accettabile porre  $\beta_n = \beta$

Dalla relazione precedente segue immediatamente il legame tra il momento di serraggio  $M_1$  ed il carico assiale sulla vite  $R_{ass}$

$$M_1 = R_{cir} \frac{d_m}{2} = R_{ass} \frac{d_m}{2} \frac{\cos\beta \sin \alpha + f \cos \alpha}{\cos\beta \cos \alpha - f \sin \alpha}$$

Infine considerando l'interazione tra la testa della vite e la sua superficie di appoggio avremo anche il contributo di

$$M_2 = \frac{f R_{ass} D_m}{2}$$

Dove  $D_m$  è il diametro medio della testa della vite.

## 2.6 Analisi del preforo (PHS)

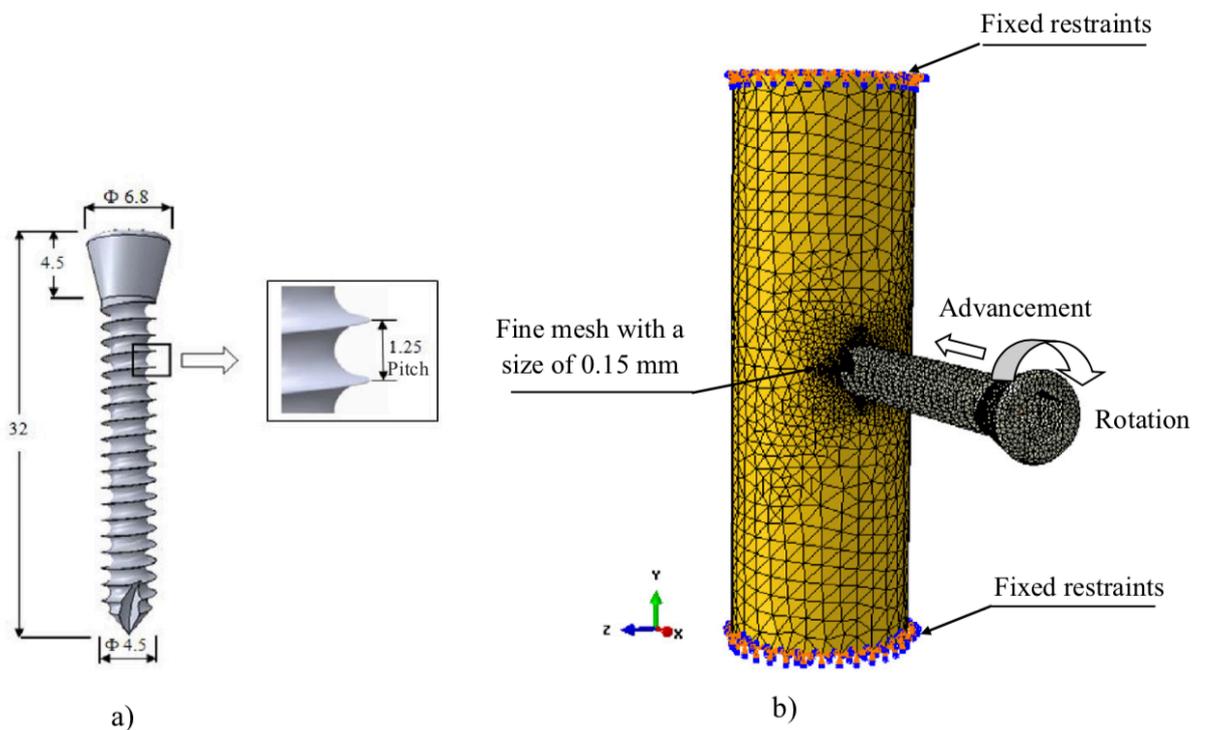
[6] Per la corretta installazione dei mezzi di osteosintesi filettati bisogna svolgere uno studio accurato sul diametro di preforo (PHS) da effettuare; questo influirà su numerosi fattori come ad esempio la coppia di serraggio e la resistenza a trazione dei lembi collegati. Uno studio condotto da F. Affes, H. Ketata, M. Kharrat, M. Dammak mostra, servendosi di simulazioni FEM, come questo fattore influisca sulla riuscita delle operazioni con mezzi di osteosintesi.

Lo studio ad elementi finiti concentra la sua attenzione come il PHS influisce sulla biomeccanica all'interfaccia vite-osso fratturato sotto la pressione immediata del peso corporeo. In particolar modo sono state analizzate quattro diverse casistiche prendendo 4 fori che vanno dal 71% al 85% del diametro esterno della vite. Per convalidare i modelli numerici, è stato eseguito un test di estrazione sperimentale utilizzando un osso sintetico. È stato riscontrato che con i prefori più piccoli la coppia di avvitamento necessaria aumenta, si ha una maggiore deformazione radiale dell'osso e si massimizza inoltre l'area di contatto tra osso e vite.

Precedentemente a questo studio era stato dichiarato da Gantous e Philips che il preforo può essere aumentato fino all'85% del diametro esterno della vite senza influenzare la forza di tenuta della stessa. La distribuzione delle tensioni, il trasferimento del carico biomeccanico all'osso e il micromovimento all'interfaccia vite-osso sono considerati fattori importanti per il successo della fissazione.

### 2.6.1 Modello tridimensionale e simulazione FEM

I modelli tridimensionali (3D) sono stati realizzati utilizzando Abaqus / Explicit e come software di analisi agli elementi finiti è stato scelto Simulia, Providence. La diafisi della tibia umana è stata modellata come osso cilindrico semplificato con un diametro esterno di 16 mm composto da uno strato corticale esterno con uno spessore di 5 mm e un nucleo trabecolare interno. Il mezzo di osteosintesi è una vite da corticale standard da 4,5 mm con un diametro di nucleo di 3 mm modellata in conformità alle specifiche standard ASTM F543-03; si tratta di una vite autofilettante a bloccaggio bicorticale con tre scanalature di taglio. La testa bloccante della vite è stata semplificata omettendo i fili (*Fig. 2.9*).



*Fig. 2.9*

Il modello dell'osso è stato suddiviso per rendere possibile l'uso di diverse densità dmesh con una rete più fine più vicina all'interfaccia vite-osso (*Fig. 2.9*).

È stato eseguito uno studio sulla sensibilità delle maglie e il criterio di convergenza è stato impostato per essere inferiore al 2% della sollecitazione di Von-Mises più

elevata tra gli elementi dell'osso. Per la seconda parte è stato considerato un osso con frattura trasversale (gap di 1 mm) nel mezzo e sono stati creati 4 prefori (Fig. 2.10 (a)). Per fissare le due parti dell'osso fratturato (Fig. 2.10 (a)) è stata utilizzata una piastra semplice (con quattro fori). In primo luogo sono state inserite quattro viti, quindi è stato applicato uniformemente il carico dovuto al peso corporeo (BWP) sulla superficie superiore dell'osso (Fig. 2.10 (b))

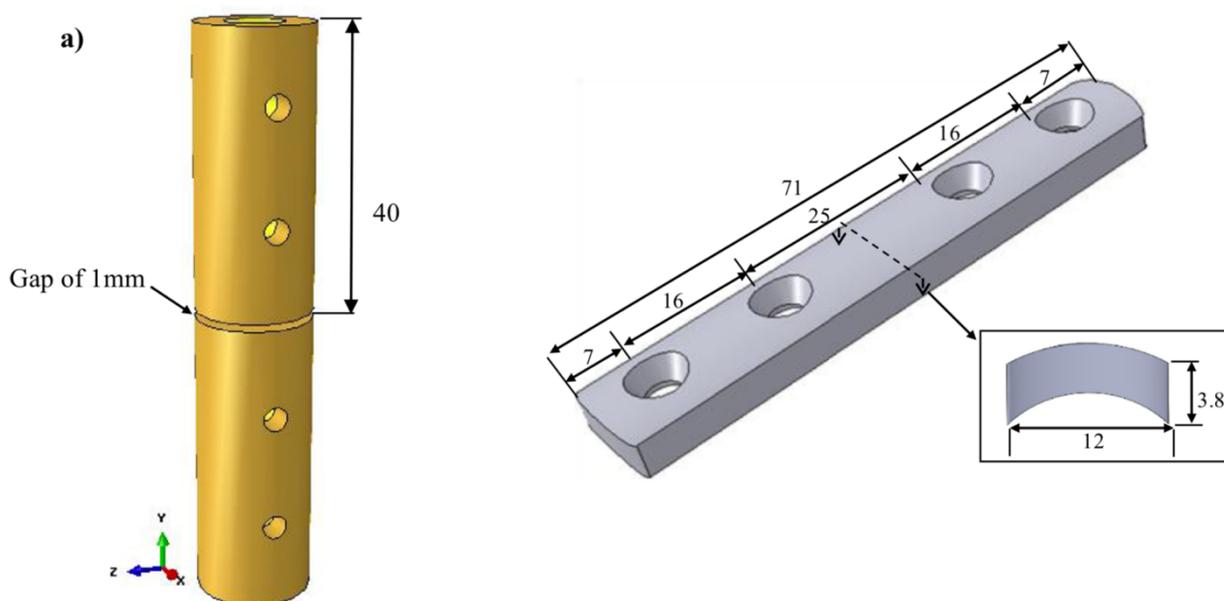
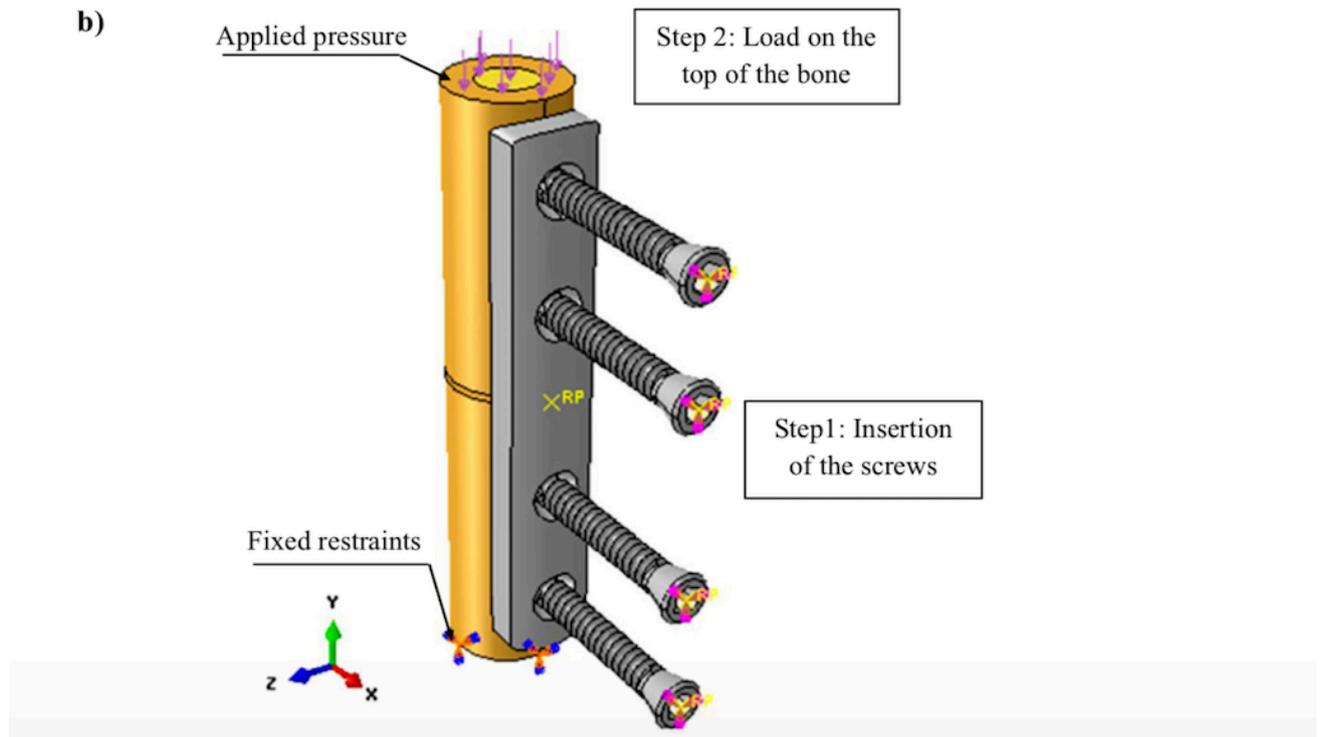


Fig. 2.10 (a)



*Fig. 2.10 (b)*

Secondo Wehner, i valori più alti di carico interno lungo l'asse tibiale possono arrivare fino a 1,5 volte il peso corporeo per una persona sana, Haak ha dichiarato che è consentito un carico immediato dopo l'inserimento di una piastra per osteosintesi della frattura tibiale. Pertanto, un carico di compressione di 75 kg è stato progressivamente applicato ai modelli ossei fratturati, tenendo conto dello stress residuo e della deformazione ossea nel processo di inserimento. Piastra e viti sono stati modellizzati come corpi rigidi con un software Solid-Works 2010 (SolidWorks Corp. Dassault Systems, USA), quindi i modelli sono stati trasferiti ad Abaqus. Per collegare piastre e viti sono stati utilizzati elementi triangolari lineari R3D3.

## 2.6.2 Proprietà dei materiali e modellazione dei contatti

Le ossa hanno proprietà materiali anisotrope, ma per semplicità di modellizzazione sono state considerate isotrope. Per la modellazione sono stati presi in considerazione i comportamenti plastici-elastici delle ossa corticali e spongiose. La (Fig. 2.11) mostra la relazione stress-deformazione che è stata ricostruita e utilizzata in questo studio. Le ossa mostrano un comportamento quasi fragile a bassa velocità di deformazione.

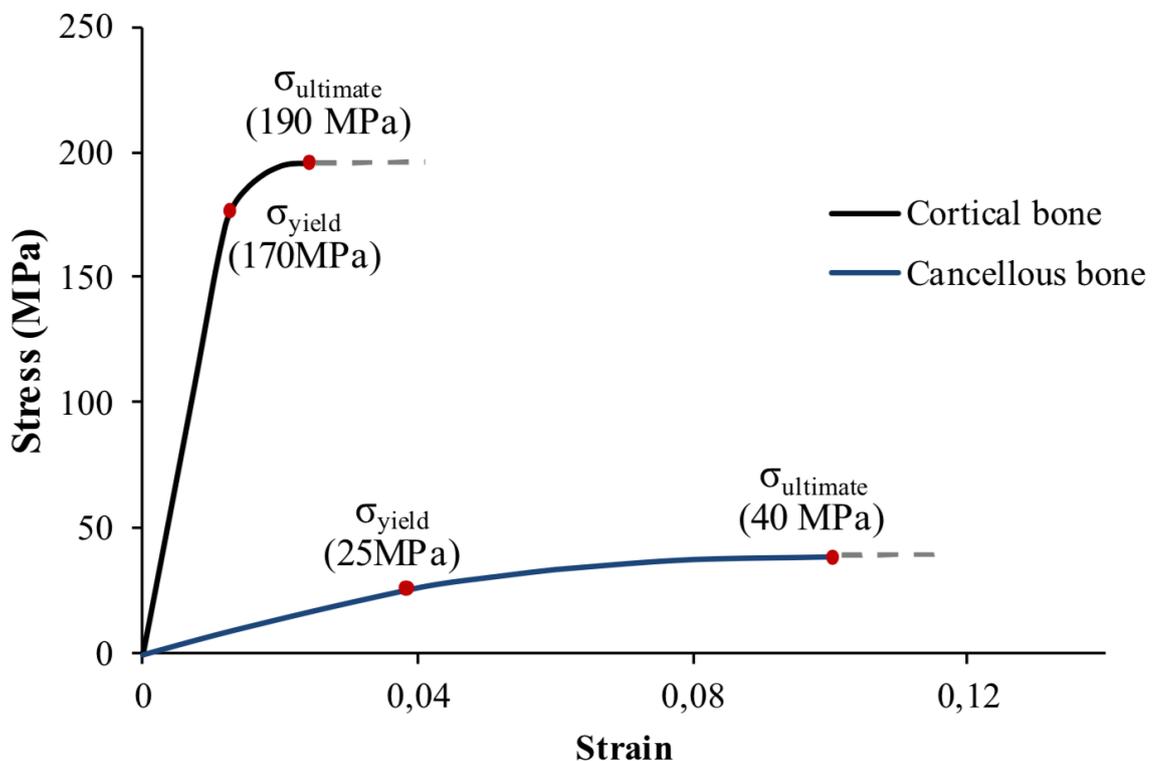


Fig. 2.11; (Cortical bone: osso corticale; Cancellous bone: osso spongioso)

Durante il processo di inserimento della vite autofilettante, si prevede che l'osso superi uno specifico limite di snervamento. La duttilità e la resistenza dell'osso svolgono dunque un ruolo significativo nel prevenire le fragilità indotte a causa della tensione localizzata. Il post-cedimento dell'osso è generalmente associato a una deformazione plastica e persino a un accumulo di microfratture. Quindi, per una simulazione quasi-statica, è stato introdotto un criterio di inizio di frattura duttile

associato all'evoluzione del danneggiamento per consentire la simulazione della formazione delle fratture. Osservando l'evoluzione del danneggiamento, la degradazione del materiale osseo può essere simulata rimuovendo gli elementi dalla superficie di contatto durante il taglio causato dalla vite autofilettante (quindi aumentando il PHS). Il contatto generale è incorporato nella modellazione definendo la proprietà normale alla superficie tra l'osso e la vite come contatto e la forza tangenziale è stata definita utilizzando il coefficiente di attrito. Il contatto tra l'osso e la piastra è stato definito utilizzando la discretizzazione "superficie-superficie". Nell'analisi quasi-statica, l'energia cinetica dell'osso non ha superato il 5% della sua energia interna verificando che la simulazione producesse una risposta quasi-statica appropriata.

### 2.6.3 Prove di trazione sperimentali e numeriche

[7] Per verificare la validità del modello FEA, è stato condotto un test di estrazione per valutare la capacità dei modelli numerici di riprodurre realisticamente la risposta meccanica dell'interfaccia vite-osso. Nell'esperimento (5 campioni) è stato utilizzato l'osso sintetico tibiale Synbone (modello n. 1110-tibia destra, SYNBONE AG, Malans, Svizzera), composto da un guscio corticale con schiuma spugnosa dura. Le proprietà meccaniche di quest'osso sintetico sono simili all'osso umano. Sono stati praticati nell'osso sintetico prefori sottodimensionati con un diametro di 3,4 mm. Una vite autofilettante bicorticale da 4,5 mm è stata inserita con una profondità di 8 filetti.

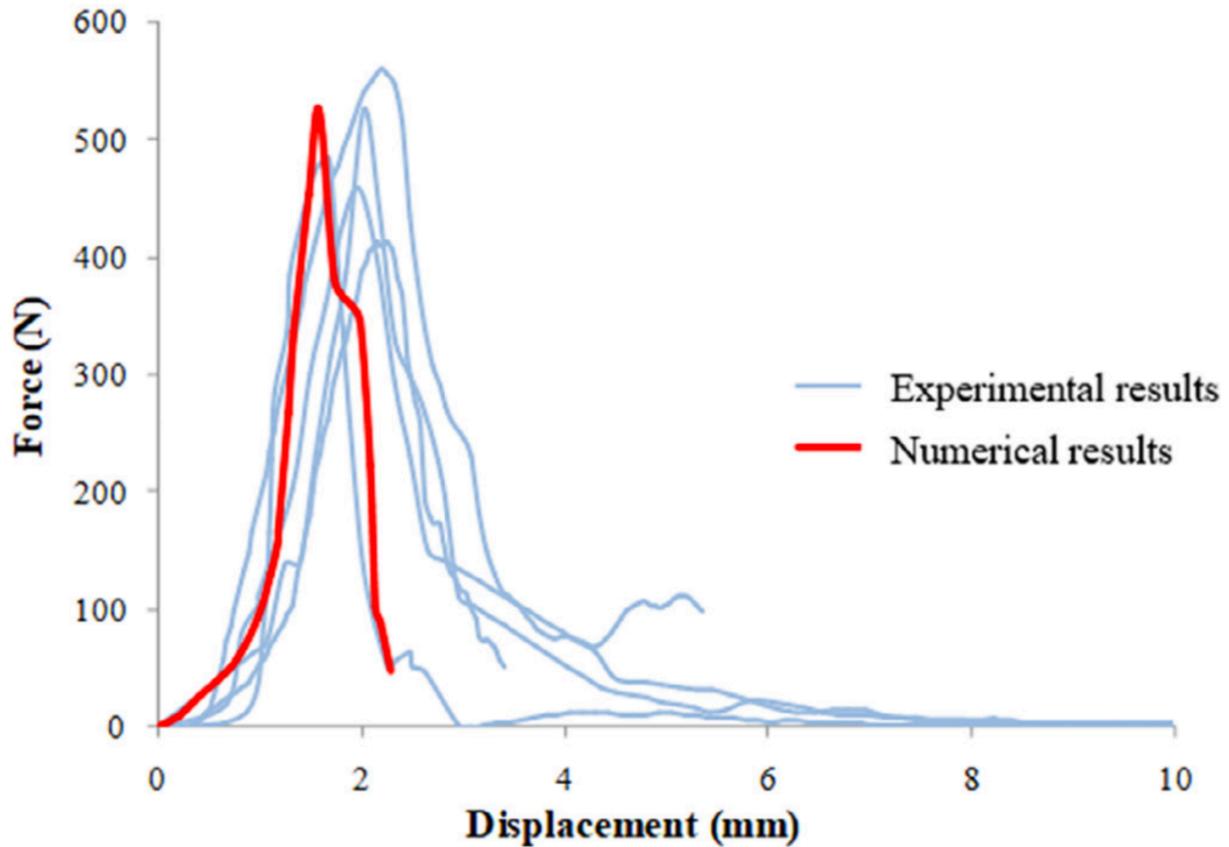
I test di estrazione sono stati eseguiti con una macchina di prova universale Lloyd-Instruments (modello LR 5 K) con una cella di carico da 5 kN, utilizzando un estensometro (*Fig. 2.12*). L'estrazione assiale della vite è stata condotta con una velocità di 5 mm / min. Il software NEXYGEN Plus è stato utilizzato per analizzare i risultati. Per quanto riguarda il test di estrazione numerica, è stata effettuata una rotazione continua sulla vite con una profondità di inserimento di 8 filetti nella prima fase, quindi è stata eseguita una prova di estrazione nella seconda fase.



*Fig. 2.12*

## 2.6.4 Risultati prove di trazione sperimentali e numerici

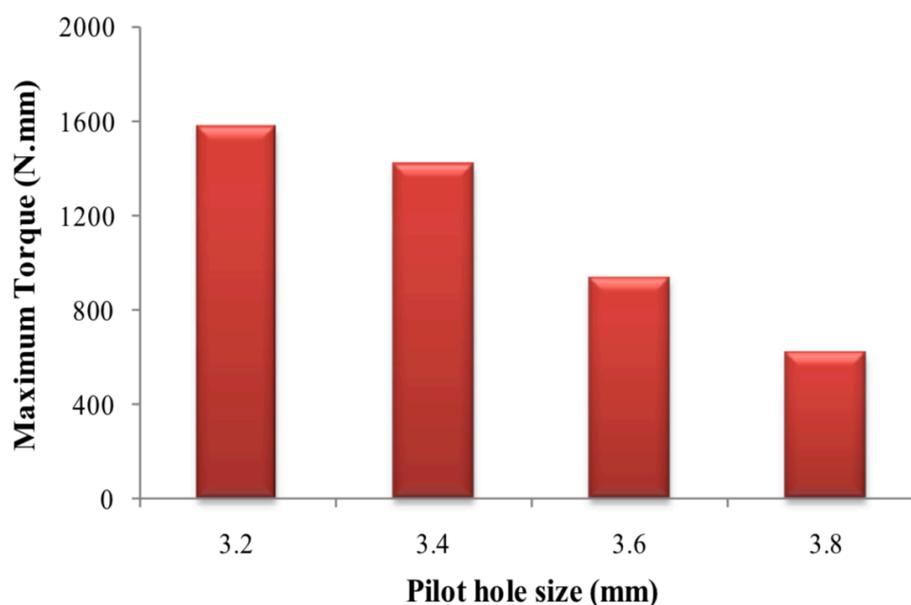
Le curve forza VS spostamento sono state prodotte in base ai risultati di estrazione da 5 campioni di test sperimentali oltre ai risultati previsti dai modelli FEA (*Fig. 2.13*). La forza massima di estrazione ottenuta dalla FEA è 526 N, che è in accordo con la forza di estrazione sperimentale ( $489,67 \pm 44,58$  N).



*Fig. 2.13*

## 2.6.5 Dimensioni dei prefori: coppia e tensioni

La coppia di inserimento viene generalmente utilizzata per valutare la stabilità meccanica e prevedere il danneggiamento dell'interfaccia vite-osso. La *figura 2.14* mostra i valori massimi di coppia determinati durante il processo di inserimento di una vite autofilettante (STS) nell'osso per le quattro dimensioni dei prefori pilota (PHS). I valori di coppia massima e minima per la vite autofilettante sono compresi tra 1580 N mm (diametro del preforo di 3,2 mm) e 618 N mm (diametro del preforo di 3,8 mm). È chiaro che l'aumento del diametro di foratura ha causato una riduzione della coppia di inserimento della vite.



*Fig. 2.14*

[8] La figura 2.15 mostra la distribuzione dello stress equivalente di von Mises sull'interfaccia vite-osso dopo il processo di inserimento di una vite autofilettante per i quattro valori scelti per il diametro del PHS. Al crescere del diametro del preforo, lo spazio tra diametro interno della vite e preforo aumenta e una quantità inferiore di materiale osseo è disponibile per essere compattata attorno alla vite. Dopo il processo di inserimento, il più alto livello di stress si nota soprattutto per i valori di diametro del preforo di 3.2 e 3.4 mm e si manifesta nell'osso corticale che circonda i filetti delle viti. Nell'osso spongioso, il livello di stress è relativamente basso (circa 30 MPa) in tutti e quattro i casi. In Figura 2.7 è esaminata la differenza nella creazione della filettatura nei diversi casi. Infatti, l'aumento del diametro del PHS minimizza in modo significativo il contatto tra osso e filettature.

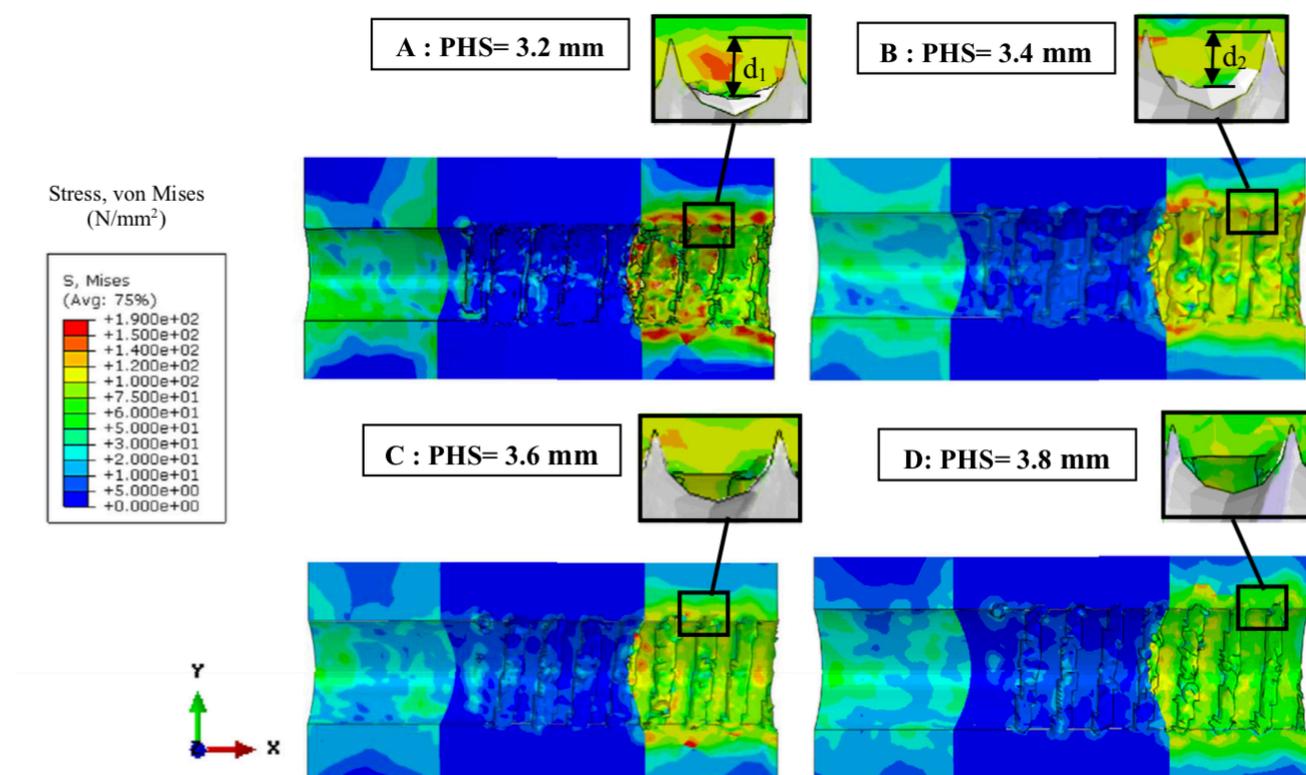
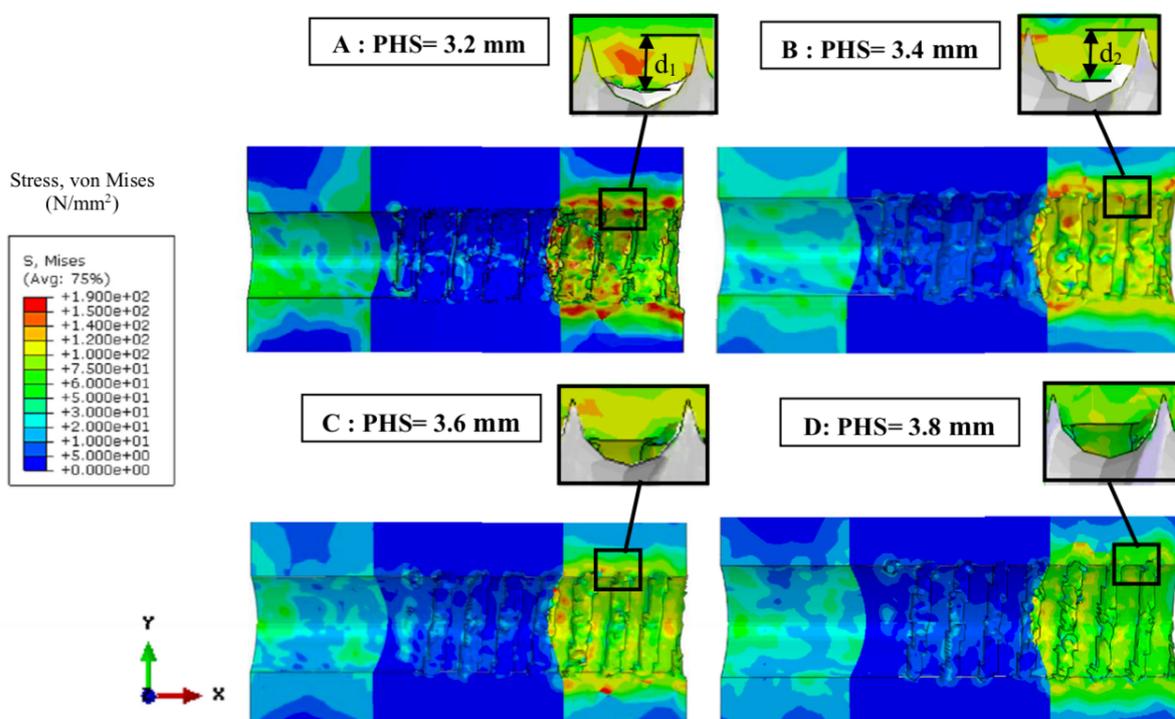


Fig. 2.15

La *figura 2.16* mostra la distribuzione delle sollecitazioni nella sezione trasversale (tagliata dal piano y-z) dell'osso corticale attorno ai fori, dopo l'inserimento di una vite autofilettante. Le sezioni dell'osso corticale sulle facce esterne dei prefori evidenziano l'impatto dell'inserimento di una vite autofilettante nei prefori con diverso diametro. Il preforo con diametro da 3,2 mm induce la massima estensione radiale sul bordo esterno del foro rispetto ad altri casi e questa estensione diminuisce all'aumentare del valore del diametro di preforo. Quindi, il livello più alto dello stress di Von Mises è più importante nel modello con diametro di preforo da 3,2 mm rispetto agli altri casi.

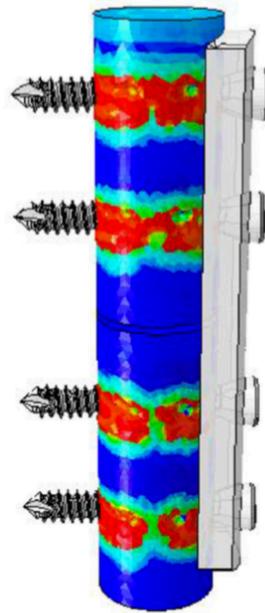
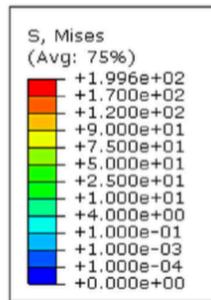


Detail visualization of the stress distribution in the cortical and cancellous bone with a different PHS; (A) 3.2 mm, (B) 3.4 mm, (C) 3.6 mm, (D) 3.8 mm.

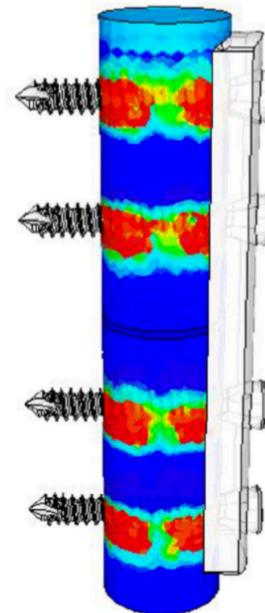
*Fig. 2.16*

## 2.6.6 Distribuzione dello stress nell'osso con carico applicato

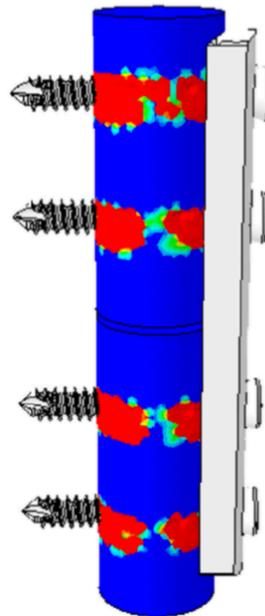
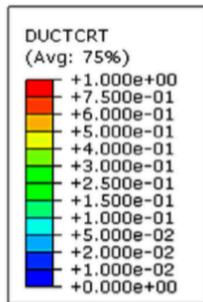
[9] Le *figure 2.17 (a,c)* mostrano la distribuzione dello stress di von Mises sotto la pressione applicata in due modelli di osso fratturato con PHS di 3,2. L'influenza del carico dovuto al peso corporeo sulla distribuzione dello stress è stata valutata tenendo conto dello stress residuo (immediatamente dopo l'inserimento). La pressione ha influenzato principalmente la distribuzione della sollecitazione di Von Mises e la zona di sollecitazione più elevata per il modello da 3,2 mm diventa più grande rispetto a quella per il modello da 3,4 mm (*Fig. 2.17 (a,c)*). Lo stress massimo nei due modelli, indotto dall'impianto e dal carico dovuto al peso corporeo è 199,6 MPa. La distribuzione del massimo stress si nota chiaramente attorno ai fori in cui sono inserite le viti, in particolare nel primo foro che è il più vicino alla parte superiore dell'osso.



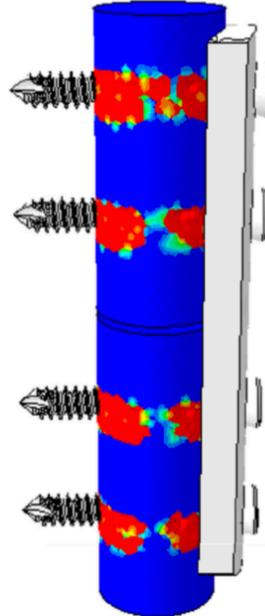
a)



b)



c)



d)



Fig. 2.17

### 2.6.7 Analisi dello spostamento longitudinale all'interfaccia vite-osso

Il carico dovuto al peso corporeo è stato progressivamente imposto sulla parte superiore dell'osso fratturato immediatamente dopo l'impianto (piastra e viti) in due modelli con il diametro di preforo precedentemente considerato (3,2 mm e 3,4 mm). Per monitorare lo spostamento longitudinale (LD) lungo la direzione della pressione applicata, sono stati selezionati un totale di cinque punti corrispondenti all'interfaccia vite-osso inferiore per la prima e la vite più vicina alla parte superiore dell'osso (E, F, G, H, I) (*Fig. 2.18*). Questi punti sono stati scelti rispettivamente dal lato della piastra e passati attraverso la corticale, la spongiosa e l'osso corticale. Poiché la pressione veniva progressivamente applicata sulla sommità dell'osso, la figura 2.10 mostra lo spostamento longitudinale di ciascuno di questi punti sotto tre percentuali di carico dovuto al peso corporeo ( $p = 0\%$ ,  $p = 50\%$ ,  $p = 100\%$ ). Lo spostamento longitudinale aumenta al crescere della pressione e il maggiore livello di spostamento si trova principalmente nell'osso corticale vicino alla piastra al punto (E) per i due modelli. Lo spostamento osseo diminuisce leggermente nell'osso corticale e spongioso dopo il processo di inserimento e diminuisce gradualmente sotto il carico applicato. A  $p = 0\%$  (subito dopo l'inserimento della vite) il valore massimo di spostamento longitudinale è correlato alla quantità di osso impegnata all'interno delle filettature della vite. Lo spostamento longitudinale è influenzato dal valore del diametro del preforo e la differenza è circa del 15% più alta nel modello con 3,2 mm rispetto al modello con 3,4 mm. Infatti l'altezza delle filettature ossee ( $d_1 = 0,038$  mm) per un preforo da 3,2 mm di diametro è superiore all'altezza delle filettature ossee ( $d_2 = 0,031$  mm) per il modello con preforo da 3,4 mm. Pertanto, lo spazio tra il diametro interno della vite e le filettature dell'osso è superiore quando il preforo è di 3,4 mm rispetto al modello con preforo da 3,2 mm. Per questo motivo, lo spostamento più elevato si osserva nel modello con preforo più ampio (3,4 mm) sotto il 50% e il 100% della pressione. Al 100% della pressione, l'aumento di diametro del preforo da 3,2 a 3,4 mm ha indotto una differenza di spostamento di 0,025 mm nell'osso corticale vicino alla piastra.

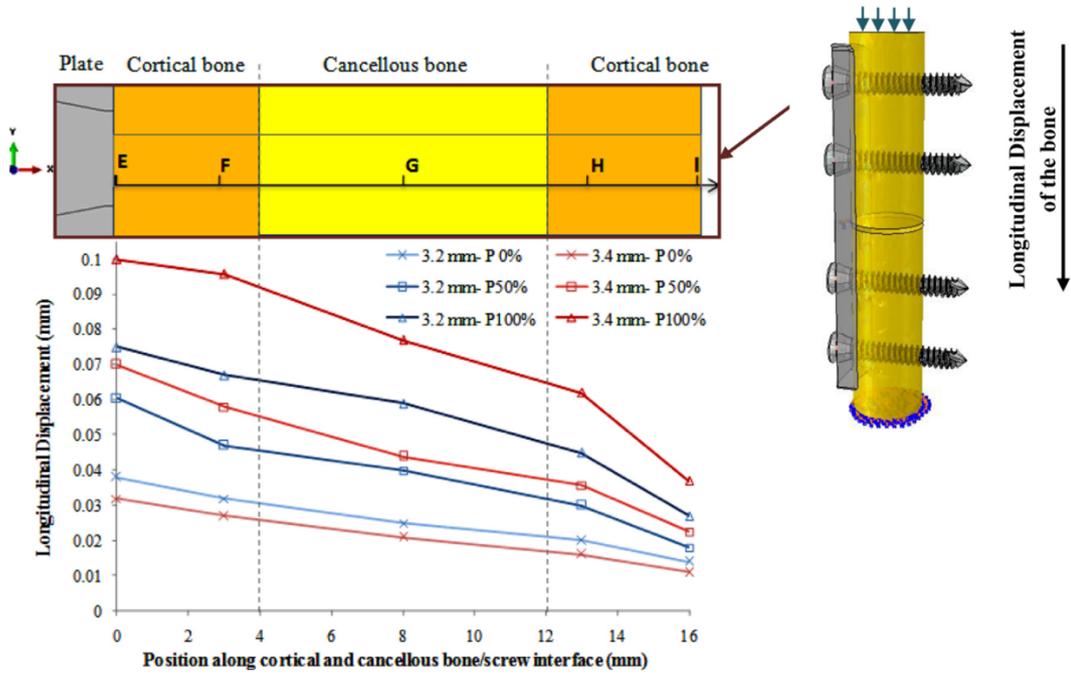


Fig. 2.18

## 2.6.8 Risultati prove

L'attuale studio ha mostrato che il test sperimentale di estrazione ha convalidato i modelli numerici. I risultati ottenuti sono in buon accordo e convalidano la FEA. I risultati della coppia massima di inserimento per i modelli PHS da 3,2 mm, 3,4 mm e 3,6 mm sono quasi tutti nel range di 1000-1500 N mm che, come raccomandato da Baumgart, è necessario per l'inserimento di una vite autofilettante da 4,5 mm in un femore umano da cadavere. Tuttavia, la coppia di inserimento calcolata per PHS 3,8 mm è solo di 618 N mm, e questo è al di sotto del livello raccomandato. Inoltre, nella pratica clinica, l'allargamento del preforo causato da oscillazioni durante il processo di perforazione, riduce la forza di tenuta della vite se la dimensione della punta è vicina al PHS critico. Di conseguenza, si dovrebbe evitare l'uso di prefiori dal diametro di 3,8 mm (85% di SED). La filettatura che si forma durante l'inserimento di una vite autofilettante dipende principalmente dal diametro del preforo. Inoltre, il foro più piccolo induce stress più elevati nell'osso corticale e consente una maggiore deposizione di materiale osseo ai bordi esterni del preforo durante la formazione della filettatura. Quindi si è osservato che anche quando viene utilizzata la misura giusta della punta per la preforatura, esiste ancora un rischio significativo di danneggiare l'interfaccia vite-osso durante il processo di inserimento. Numerosi studi numerici hanno simulato il processo di inserimento della vite in un preforo sottodimensionato ipotizzando un comportamento elasto-plastico dell'osso. Nel presente studio, l'uso delle proprietà delle fratture duttili dell'osso corticale e spongioso consentono la simulazione del taglio e della formazione della filettatura durante il processo di inserimento della vite autofilettante in aggiunta ai cambiamenti indotti nell'osso dal trauma di inserimento. Quando si confrontano i modelli numerici con differenti diametri del preforo, si dimostra anche che l'aumento di quest'ultimo riduce al minimo in modo significativo il contatto tra l'osso e le filettature.

Secondo Heller, le aree limitate di contatto tra l'impianto e l'osso durante il processo di inserimento possono consentire il micromovimento a livello dell'interfaccia osso-vite che potrebbe portare al riassorbimento osseo.

In *figura 2.16*, le aree limitate sono state notate specialmente nel caso di 3,6 e 3,8 mm e ciò potrebbe influenzare la stabilità primaria della vite poiché una maggiore stabilità primaria è correlata alla diminuzione del micromovimento. Di conseguenza, l'uso di prefori dal diametro pari all'80% e all'85% del diametro esterno della vite potrebbe consentire micro-movimenti della vite e potrebbe non essere appropriato per garantire la stabilità dell'impianto. Raggiungere la stabilità a livello dell'interfaccia vite-osso e mantenerla durante il corso del trattamento è fondamentale per il successo della fissazione interna. Quindi, l'applicazione di un carico immediato in seguito all'osteosintesi fornirebbe una panoramica sulla rigidità dell'interfaccia vite-osso indagando gli stress trasferiti all'osso circostante, oltre ai microspostamenti dell'osso all'interfaccia vite-osso al variare del diametro del preforo.

Il carico applicato progressivamente sull'osso fratturato fissato con placca e viti con vari diametri di preforo, mostra una differenza nelle aree della distribuzione dello stress tra i modelli con 3,2 e 3,4 mm. Ma lo stress massimo di von Mises è quasi lo stesso nei due modelli. Inoltre, dopo il processo di inserimento, si sono verificate elevate tensioni nell'interfaccia vite-osso che producono aree di concentrazione dello stress. Di conseguenza, vi è un eccessivo stress di cedimento dell'osso sotto carico e un'inizio di frattura duttile, specialmente nei fori filettati.

Per quanto riguarda lo spostamento longitudinale dell'osso, il microspostamento dell'osso all'interno delle filettature delle viti è influenzato, sotto carico, dalle dimensioni del diametro del preforo (*Fig.2.16*). Infatti, il modello con diametro del preforo di 3,4 mm induce un maggiore spostamento del materiale osseo sotto carico immediato e questo influisce sulla rigidità dell'interfaccia vite-osso.

Winter ha affermato che lo spostamento osseo è influenzato anche dall'attrito all'interfaccia osso-impianto, oltre alle filettature delle viti per un impianto appena inserito sotto un carico assiale. Sotto il 100% del carico, il dislocamento longitudinale massimo è osservato nell'osso corticale e ha raggiunto 0,1 mm vicino alla placca nel caso di preforo con diametro di 3,4 mm. In accordo con Cordey, sotto la pressione applicata, si verificherebbe uno spostamento relativo tra la placca e l'osso. Inoltre, la presenza di uno spazio (1 mm) tra i due frammenti di osso ha massimizzato lo spostamento all'interfaccia vite-osso in prossimità della piastra.

Pilar ha affermato che un micromovimento superiore a 50-100  $\mu\text{m}$  all'interfaccia vite-osso può inibire l'osteointegrazione e il rimodellamento, inducendo il riassorbimento osseo. I risultati sperimentali di Goodship e Kenwright hanno indicato che l'applicazione attiva precoce di uno stimolo meccanico appropriato (un micromovimento assiale controllato) nei primi giorni successivi all'intervento migliorerebbe la guarigione della frattura tibiale. In questo studio, è stato dimostrato che il concetto di carico immediato dopo le operazioni chirurgiche può causare uno spostamento all'interfaccia vite-osso fino a 100  $\mu\text{m}$ , in particolare per i dispositivi con piccoli movimenti interframmentari. Inoltre, sollecitazioni eccessive indotte nell'osso possono ridurre la rigidità della fissazione ossea. L'innovazione di questa ricerca sta nell'individuazione del miglioramento dell'esito del processo di impianto simulando la formazione delle filettature per determinare i cambiamenti indotti nell'osso dal trauma di inserzione e dopo l'osteosintesi. Questi risultati possono essere utili per studiare i parametri di inserzione ottimali (design, dimensioni, tipo di impianto, ecc.) in ulteriori simulazioni numeriche. Questo studio presenta tuttavia alcune limitazioni: la forma dell'osso della tibia e la placca sono state semplificate. Una maggiore precisione della rappresentazione geometrica avrebbe un costo computazionale elevato. È stata inoltre trascurata la viscoelasticità dell'osso e la dipendenza temporale, poiché i carichi sono stati simulati in regime quasi statico (basso tasso di deformazione). Anche l'osteointegrazione, che si presume sia un fattore importante da considerare per il rinsaldamento di una frattura ossea, è stata trascurata, poiché la simulazione rappresentava il caso di un setting clinico immediatamente successivo all'inserimento.

Il processo di inserimento di una vite autofilettante con preforo di varie dimensioni è stato simulato con successo utilizzando il criterio di frattura duttile dell'osso.

È stato dimostrato che l'interfaccia vite-osso che utilizza il preforo con diametro più piccolo (pari al 71% del diametro esterno della vite) ha subito una grande deformazione e un elevato stress durante l'inserimento della vite per fissare la placca sull'osso fratturato. Sotto carico immediato, l'aumento del diametro del preforo fino al 75,5% del diametro esterno della vite induce microspostamenti ossei fino a 100  $\mu\text{m}$  all'interfaccia vite-osso; inoltre il livello di stress supera il limite elastico e

diventa abbastanza alto da iniziare la frattura duttile nell'osso sotto carico immediato.

## Capitolo 3

### Titanio in campo biomedico

[10] Il titanio è un metallo che allo stato puro ha alcune proprietà degne di nota:

è il nono elemento in ordine di utilizzazione industriale ed il quarto tra i metalli per abbondanza, preceduto solo dall' alluminio, dal ferro e dal magnesio. Ciò nonostante la sua estrazione è stata possibile solo dalla prima metà del novecento ad opera del metallurgista W.J. Kroll. Le difficoltà estrattive derivano essenzialmente dalla sua affinità con elementi molto diffusi nell'aria quali ossigeno idrogeno e azoto che da origine a soluzioni solide molto stabili e caratterizzate da elevata durezza e fragilità.

A temperatura ambiente il titanio presenta una struttura esagonale compatta (hcp) chiamata  $\alpha$  (Fig 3.1: (a)), che si trasforma in fase  $\beta$  (Fig 3.1: (b)), cubica a corpo centrato (ccc), sopra la temperatura di 882,5 °C. Se polverizzato brucia in aria e le superfici esposte si passavano. Può essere lucidato a specchio e non reagisce con alcali e con buona parte degli acidi esistenti: per queste sue proprietà è presente in molte leghe.

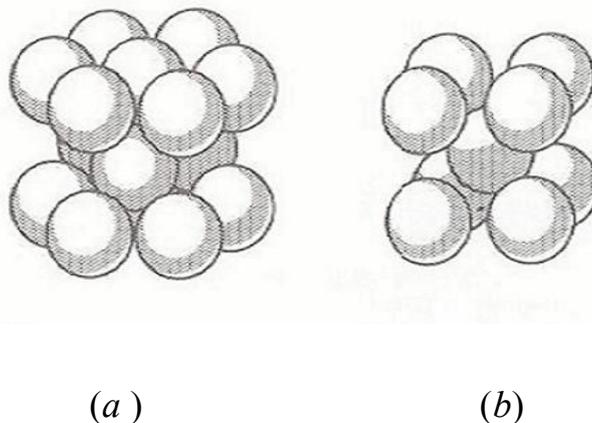


Fig 3.1: (a) struttura esagonale; (b) struttura cubica;

### 3.1 Proprietà del titanio

Peso specifico	4.5 g/cm <sup>3</sup>
Densità	4500 Kg/m <sup>3</sup>
Temperatura di fusione	1680 °C
Conduttività termica	17 W/m°C
Coefficiente di espansione lineare (20-100°C)	8.9*10 <sup>(-6)</sup> /°C
Conduttività elettrica	3% IACS (rame 100%)
Potenziale redox	+0.2 V
Modulo di elasticità di Young	116*10 <sup>9</sup> N/m <sup>2</sup>

*Fig 3.2; Principali caratteristiche del Ti.*

Dai valori riportati in *figura 3.2* si può notare come:

1. La conduttività termica è bassa; se ad esempio un fulmine colpisse un mezzo fatto in titanio, il riscaldamento non si dissiperebbe attraverso un flusso di calore ma si concentrerebbe localmente. Come conseguenza si avrebbe una fusione locale del pezzo. Questa caratteristica rende i pezzi in titanio difficili da lavorare alle macchine utensili. Infatti il titanio, non riuscendo a dissipare il calore della punta dell'utensile, si fonde.

2. Il potenziale redox è positivo; il titanio quindi in caso di accoppiamento con un altro materiale tende a ridursi anziché ossidarsi. Questa caratteristica rende il titanio particolarmente adatto ad accoppiarsi con i materiali compositi. Inoltre il titanio ha un potenziale redox più elevato rispetto a quello di altri materiali. Ne consegue che resiste meglio a corrosione; proprio per questa ragione viene utilizzato per gli aerei che hanno un ambiente operativo che facilita la corrosione (es. aerei imbarcati).
3. Peso specifico basso e temperatura di fusione alta rendono il titanio ideale per impieghi motoristici; infatti le parti motore devono pesare poco e resistere ad alte temperature.

Il titanio metallico fonde a 1668°C e bolle a 3260°C, a causa della sua leggerezza (4,5 g/cm<sup>3</sup>), delle sue buone proprietà meccaniche e della elevata resistenza ai vari agenti chimici viene impiegato in tecnologie particolarmente sofisticate.

Il titanio si passiva e resiste agli attacchi di acidi e base, meglio dell'acciaio inossidabile.

A temperatura ambiente resiste agli acidi minerali; a caldo si scioglie in HCl per dare derivati del titanio, ed anche in acido nitrico.

Agli alcali resiste sia a freddo che a caldo.

Il miglior agente solubilizzante per Ti è l'acido fluoridrico o acidi inorganici a cui è stato aggiunto F<sup>-</sup>, perché in queste condizioni si forma lo stabilissimo anione [TiF<sub>6</sub>]<sup>2-</sup>.

L'analisi dei potenziali di ossidoriduzione non giustificano questa inerzia ( $E^{\circ}_{\text{Ti}^{2+}/\text{Ti}} = -1,63\text{V}$ ), che quindi viene attribuita alla formazione di uno strato superficiale di TiO<sub>2</sub>.

Il titanio assorbe idrogeno reversibilmente formando gli idruri  $TiH$ ,  $TiH_2$ ,  $TiH_4$ ; tuttavia la temperatura alla quale l'idrogeno viene riceduto ( $>1000^\circ C$ ) risulta troppo elevata perché tali idruri abbiano interesse pratico come "accumulatori di energia".

### 3.2 Classificazione del titanio

Il titanio puro contiene ancora tracce di altri elementi; ciò è dovuto alla forte affinità del metallo con i gas atmosferici. Sopra la temperatura ambiente la sua resistenza decresce del 50% a  $200^\circ C$ , mentre lo sforzo a frattura rimane pressoché invariato. L'aumento della grandezza dei grani diminuisce la resistenza a trazione e il limite di snervamento, ma aumenta l'elongazione e la contrazione d'area a frattura.

Titanio a purezza commerciale: l'aumento del contenuto di ossigeno, azoto e idrogeno aumenta la resistenza e diminuisce la durezza; mentre l'ossigeno è l'unico elemento che viene aggiunto deliberatamente per dare resistenza maggiore, gli altri elementi insieme con ferro e carbonio sono introdotti durante la produzione come impurità.

[11] Poiché il titanio cosiddetto "commercialmente puro" contiene comunque delle impurità, è stata creata dall'ASTM (American Society for Testing and Materials) una classificazione in 6 gruppi detti rispettivamente *grado 1*, *grado 2*, *grado 3*, *grado 4*, *grado 5*, *grado 9*.

Per ciascuno di tali gruppi è stato definito il contenuto massimo di azoto, carbonio, idrogeno, ossigeno e ferro nonché i valori minimi di alcune caratteristiche meccaniche.

**Grado 1:** titanio commercialmente puro con basso contenuto di ossigeno. Questa qualità ha basso carico di rottura ed alta duttilità, viene utilizzato per il profondo stampaggio ed è adatto alla deformazione a freddo.

**Grado 2:** titanio commercialmente puro con un più alto contenuto di ossigeno ed una maggior resistenza rispetto al grado 1. E' il titanio commercialmente puro più largamente usato e offre il miglior compromesso di resistenza, saldabilità e formabilità.

**Grado 3:** titanio commercialmente puro con contenuto di ossigeno ancora maggiore del grado 1 e 2 (maggior resistenza e minor duttilità); inoltre è ben saldabile. Viene utilizzato per la costruzione di recipienti in pressione.

**Grado 4:** titanio commercialmente puro con le caratteristiche di resistenza più elevate. Viene utilizzato per organi di trasmissione e nell'industria aeronautica.

**Grado 5 (Ti 6Al-4V):** è la lega di titanio più utilizzata, ha altissimo carico di rottura ma relativamente bassa duttilità. Viene utilizzata principalmente nell'industria aeronautica e aerospaziale. È una lega saldabile.

**Grado 9 (Ti 3Al-2.5V):** lega di titanio con il 3% di alluminio e il 2,5% di vanadio. Ha alto carico di rottura e buona resistenza alla corrosione. Questa lega è specifica e standardizzata per le tubazioni.

### **3.3 Le leghe di titanio**

Come per altri metalli, nella maggior parte dei casi, il titanio viene utilizzato allo stato alligato. L'alligazione ha dei risvolti positivi e negativi sul titanio.

Vantaggi:

- migliora le caratteristiche meccaniche
- se alligato può essere lavorato con maggior facilità e di conseguenza le caratteristiche meccaniche migliorano

Svantaggi:

- Il titanio alligato è molto più duro di quello puro e quindi le macchine utensili impiegano più tempo per lavorarlo
- I costi di acquisto sono più elevati

Gli elementi alliganti sono comunemente distinti tra:

**$\alpha$  – stabilizzanti**; le sostanze alliganti entrano in soluzione preferibilmente nella fase  $\alpha$  e ne aumentano la temperatura di stabilità. Tra questi elementi sono presenti: alluminio, ossigeno, azoto, zirconio, stagno.

**$\beta$  - stabilizzanti**; le sostanze alliganti entrano in soluzione e ne abbassano la temperatura di stabilità. Tra questi elementi sono presenti: vanadio, cromo, molibdeno, tungsteno, tantalio, niobio.

Le leghe si suddividono, in base alla percentuale di alliganti ed alla loro tipologia in:

**Titanio commercialmente puro (CO)**: è il raggruppamento che contiene la maggior percentuale di titanio e che risulta addizionato di piccole quantità di elementi interstiziali (ossigeno in particolare); è caratterizzato da elevata resistenza a corrosione e possiede caratteristiche meccaniche di valore medio basso.

**Leghe  $\alpha$** : presentano buona saldabilità e mantenimento delle caratteristiche meccaniche anche a temperature elevate di esercizio, grazie al contenuto generalmente alto di alluminio. Hanno un range di resistenza di 830-1030 MPa. Non consentono nessun trattamento termico; questo ne limita l'impiego nei componenti particolarmente sollecitati.

**Leghe  $\beta$ :** sono le leghe che garantiscono le proprietà meccaniche più elevate. Generalmente non sono saldabili o hanno saldabilità molto limitata, vengono impiegate nelle costruzioni di bulloni, molle e parti fortemente sollecitate.

**Leghe  $\alpha+\beta$ :** rientrano in questo gruppo le leghe di maggior impiego. Sono caratterizzate da elevate caratteristiche meccaniche e hanno un largo impiego nella produzione di parti per aerei. Includono la più comune lega di titanio  $Ti_6Al_4V$  la cui resistenza di 900 MPa può essere incrementata di circa 200 MPa attraverso specifici trattamenti termici. La microstruttura finale è composta da piatti di fase alfa separati tra loro da fase beta. Questa lega vanta innumerevoli applicazioni in campo biomedico. Resistenze superiori ai 1000 MPa possono essere conseguite con trattamenti indicati sulle leghe  $Ti_6Al_6V_2Sn$  e  $Ti_4Al_4Mo_2Sn$ .

In generale la fase  $\alpha$  promuove resistenza al creep, aumentando la resistenza a deformazione in temperatura e quindi crea problemi per la lavorazione. La struttura esagonale presenta limitate capacità di deformazione e fornisce duttilità molto legata all'orientazione. È accompagnata da una buona saldabilità.

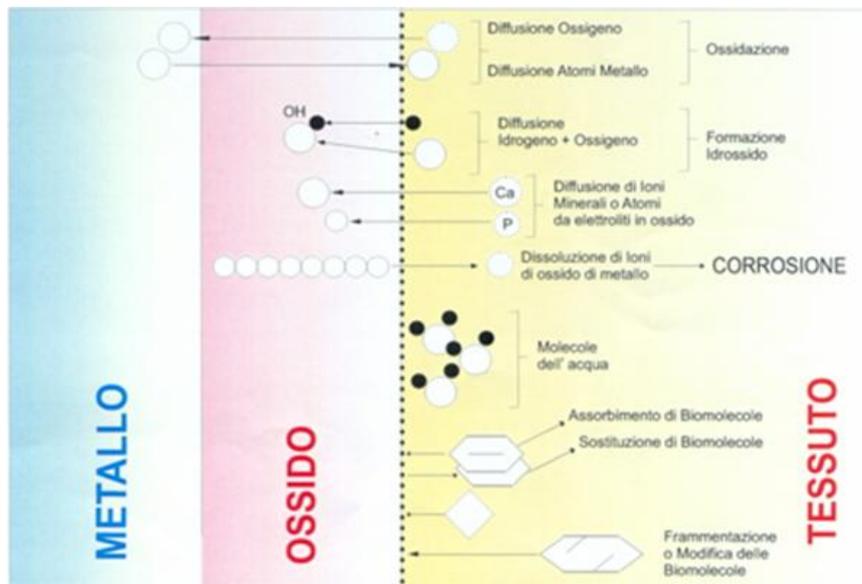
La fase  $\beta$  riduce la resistenza a deformazione ad alte temperature, ma tutte le proprietà meccaniche di una lega che contiene  $\beta$  dipendono fortemente dal trattamento termico.

### 3.4 Biocompatibilità del titanio

L'eccezionale biocompatibilità di questo materiale è stata riconosciuta da ricerche mediche. Il titanio ha una estremamente bassa tossicità ed è ben tollerato sia dai tessuti ossei che molli.

Esami istopatologici non hanno rilevato cellule mutate vicino agli impianti di titanio. È stato osservato con analisi spettrochimiche un aumento di elementi metallici nei tessuti adiacenti; comunque non sono stati rilevati effetti clinici negativi. Si ha un inscurimento del tessuto molle adiacente all'impianto di titanio CP, che può essere dovuto alla bassa durezza e alla scarsa resistenza all'abrasione del materiale non legato. Il titanio forma prontamente ossido di titanio o ossidi complessi e composti idruri. Quindi è possibile che parte del materiale rimosso dall'impianto sia immediatamente stabilizzato dalla formazione di questi composti inerti e i tessuti sembrano non dare risposta agli ossidi di titanio inerti chimicamente. L'ossido di titanio è usato in creme per trattamenti dermatologici. Attenti esami dei tessuti adiacenti alla lega  $Ti_6Al_4V$  hanno rilevato né cellule grandi non macrofaghe, né altri segni di infiammazione. Il materiale si è rivelato quindi sicuro in applicazioni intravascolari grazie alla alta elettronegatività e alla superficie passiva.

*(Fig 3.3)*



*Fig 3.3 Processi chimici che avvengono all'interfaccia impianto biotessuti.*

Alcuni pazienti possono essere allergici a metalli in contatto con la loro pelle. Sono conosciute reazioni allergiche di varia intensità ai materiali di impianti e casi di dermatiti "eczematous" in relazione a esposizioni interne. Vista la buona resistenza alla corrosione questi materiali sono utilizzati per impianti ortopedici così come l'acciaio inossidabile e leghe cobalto-cromo, producono piccole quantità di prodotti di corrosione possono essere responsabili di reazioni allergiche. Il meccanismo immunologico esatto non è ancora stato capito completamente nei pazienti con impianti. Titanio non causa ipersensibilità e le sue leghe sono le uniche disponibili che non contengono elementi che causano sensibilizzazione.

### 3.5 Vantaggi e svantaggi

Vantaggi:

- Biochimicamente inerte
- Biotollerabilità
- Resistenza alla corrosione
- Atossicità
- Assenza di sapore
- Bassa conducibilità termica
- Basso peso specifico
- Radiotrasparenza
- Durezza
- Resistenza alla masticazione

Svantaggi:

- Fusione non sufficientemente precisa
- Formazione di uno strato di ossido sulle superfici
- Distacchi del rivestimento in ceramica
- Porosità interne
- Porosità superficiali che permettono accumuli di placca superiori rispetto alle leghe tradizionali.

La tecnica di fusione è il passaggio che crea più problemi durante la lavorazione del Ti, soprattutto a causa dell'elevata tendenza del Ti a reagire con i componenti

dell'atmosfera, come Ossigeno, Idrogeno ed Azoto e con la maggior parte degli elementi presenti in essa alla temperatura di fusione.

Le proprietà intrinseche del Ti, lo rendono un metallo difficile da fondere e da colare, per questo motivo sono state apportate delle modifiche ai tradizionali sistemi di fusione, immettendo nel mercato forni fusori (*Fig 3.4*) in grado di avere una fonte di calore sufficientemente potente da fondere il Ti; avere un completo isolamento del Ti dall'atmosfera; sviluppare un crogiolo che possibilmente non reagisca con il Ti fuso; avere un'alta velocità di fusione. Inoltre, anche le caratteristiche di colabilità e solidificazione del Ti sono particolari e richiedono una tecnica di modellazione e di messa in fusione, modificata rispetto a quelle usate per le leghe tradizionali.



*Fig 3.4 Forno fusorio*

Anche per la saldatura bisogna ricorrere a sofisticati sistemi come la saldatura al plasma o quella al laser. Il sistema migliore è il laser, si ottengono saldature omogenee, stabili, prive di tensioni e di ossidazioni, in quanto il Ti non viene a contatto con l'aria ma con un gas inerte come l'Argon. L'apparecchio funziona ad impulsi di pochi millisecondi che fondono in modo puntiforme la struttura. La struttura in Ti può essere rivestita esteticamente sia in ceramica che in composito.

La compatibilità tra la massa ceramica e la struttura dipende da tre fondamentali fenomeni fisici specifici del Ti: la modifica allotropica del reticolo cristallino a 882°C, la capacità di ossidazione del Ti che al salire della temperatura aumenta in modo quasi incontrollabile e il basso coefficiente di espansione termica del metallo. L'industria ha sviluppato speciali ceramiche, a basso punto di fusione, nelle quali la cottura avviene al di sotto degli 800°C, inferiore quindi alla temperatura di modifica cristallina del Ti puro. La bassa temperatura di cottura consente un'ossidazione minore della struttura: maggiore è l'ossidazione più debole è il legame tra ceramica e travata. Anche il coefficiente di espansione termica è più basso, avvicinandosi a quello del Ti. I compositi stanno avendo un ruolo importante nelle ricostruzioni in odontoiatria, sia per l'estetica che per la funzionalità. Con il rivestimento estetico del Ti con essi, grazie alla silanizzazione della superficie metallica, si ottiene una buona unione chimico-fisica fra la struttura metallica e il materiale composito.

### **3.6 Leghe utilizzate in osteosintesi**

Tra le leghe di più largo impiego per la costruzione di impianti, la più utilizzata contiene il 6% di Al ed il 4% di vanadio ( $Ti_6Al_4V$ ). L'Al viene aggiunto al Ti per migliorare la durezza e ridurre il peso specifico, ma risulta migliorato anche il modulo elastico E. Quindi la lega  $Ti_6Al_4V$  presenta una elasticità maggiore permettendo una più equa distribuzione del carico nelle zone interfacciali osso-impianto, poiché il modulo E dell'osso e del materiale da impiantare sono simili. L'aggiunta al titanio dell'Al e del Va riduce del 50% circa la conducibilità termica e ne aumenta la resistenza all'usura da fatica di circa la metà. Sono importanti per il successo dell'impianto le proprietà di superficie del materiale utilizzato. Durante le procedure di lavorazione meccanica il metallo è esposto all'atmosfera e ad altre sostanze come lubrificanti e liquidi refrigeranti. Il contatto con l'aria porterà ad una rapida formazione di uno strato di ossido di Ti di circa 10 Å in meno di un millesimo di secondo. Nel giro di un minuto lo spessore di questo aumenterà fino a circa 50-100 Å.

Altra tappa importante nella preparazione degli impianti è rappresentata dalla sterilizzazione ad ultrasuoni in autoclave (*Fig 3.5*). Questa procedura contribuisce ad aumentare lo spessore dell'ossido. Gli ossidi reperibili sulla superficie del Ti sono: il  $TiO$ ,  $TiO_2$ ,  $TiO_3$ , e tracce di ossido di Al e V. Il  $TiO_2$  è il più stabile ed è quindi il più frequente sulla superficie del Ti e delle sue leghe. Tale ossido carica negativamente l'impianto aumentandone l'affinità per le differenti biomolecole.



*Fig 3.5 Autoclave per sterilizzazione*

Durante le varie fasi d'inserimento dell'impianto, l'ossido può essere danneggiato, ma si riforma istantaneamente. Il vero protagonista dell'osteointegrazione è l'ossido di Ti in quanto è in grado di passivare i suddetti materiali prevenendone la corrosione a causa della elevata stabilità chimica. L'ossido è dotato di un'altra caratteristica importante: previene la diffusione di ioni metallici all'interno dei tessuti, conferendo al titanio un alto grado di biocompatibilità. Nonostante la ridotta diffusione di ioni di Ti all'interno dei tessuti è possibile riscontrare, talvolta, particelle di Ti. La superficie del titanio può essere preparata con differenti tecniche allo scopo di ottenere un grado di rugosità superficiale ottimale. Fra le diverse

metodiche vanno elencate la sabbiatura ed il plasma spray di titanio. La preparazione di rugosità superficiali ha lo scopo di ottenere una migliore resistenza alla torsione e trazione dell'interfaccia osso-impianto che sarebbe assicurata dalla microritenzione. Studi istologici hanno dimostrato la crescita di osso mineralizzato all'interno delle irregolarità superficiali del titanio, aumentando in tal modo il legame che si viene a stabilire tra il tessuto osseo ed i biomateriali.

# Capitolo 4

## Prove di laboratorio

Le prove di laboratorio di seguito elencate sono volte a caratterizzare le due tipologie di viti prese in esame e, una volta installate nell'osso, sarà possibile confrontarne i diversi comportamenti nelle loro più comuni applicazioni e sollecitazioni.

### 4.1 Prova di trazione

La prova consiste nel trazionare monoassialmente il provino costituito da due porzioni di osso, opportunamente sezionate e collegate per mezzo delle due tipologie di viti prese in esame ed osservare la resistenza a trazione del provino stesso.

Per realizzare la prova è stato utilizzato un osso bovino, più precisamente la parte inferiore della tibia. Viene scelto il bovino perché, a livello meccanico, risulta essere l'animale con la struttura ossea più simile a quella dell'uomo, il valore medio di riferimento per il modulo elastico longitudinale dell'osso corticale è di **17.4 GPa**.

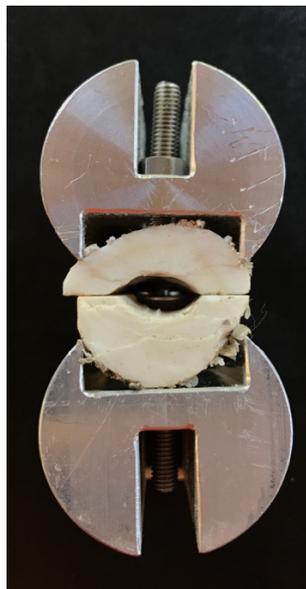
Si sceglie la tibia perché rispetto al femore o ad altre ossa, con la sua struttura a sezione triangolare "squadrata" facilita il posizionamento dell'osso sul supporto da installare nella macchina di prova a trazione.

Per la prova di trazione sono stati realizzati 12 provini, 6 con impiantata la vite standard e 6 con impiantata la vite a passo variabile. Una volta reperite le tibie bovine, omogenee per dimensioni, queste sono state private del midollo osseo, tessuto irrilevante dal punto di vista della resistenza meccanica, e preparate secondo prefissate dimensioni. Le ossa sono state, quindi, sezionate longitudinalmente e poi tagliate in spezzoni di 60 mm di lunghezza rispecchiando la dimensione del supporto in alluminio realizzato presso l'azienda Eidos<sup>22</sup>. Il supporto in alluminio è stato realizzato per asportazione di truciolo da barra piena di diametro 40mm e sono state poi realizzate delle preforature per l'inserzione dei bulloni di fissaggio del tessuto osseo corticale e delle spine per consentire l'afferraggio in macchina dell'intero provino.

Particolare attenzione è stata rivolta alla preparazione delle superfici di appoggio del supporto e del taglio longitudinale dell'osso; il parallelismo delle superfici è, infatti, condizione necessaria per rendere la trazione perfettamente monoassiale.

Il preforo per quanto riguarda la vite "standard" è circa 85% del diametro di cresta mentre per la vite a passo variabile è circa 80% del diametro di cresta.

Come visibile nella *foto 4.1* i due lembi di osso sono stati collegati al supporto tramite due bulloni M4 con testa svasata per aumentare la superficie di contatto all'interfaccia bullone-osso.



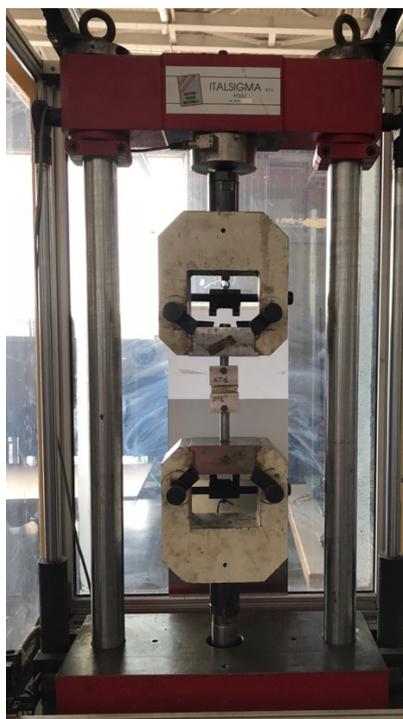
*foto 4.1 Afferraggio e imbullonamento per il fissaggio*

## 4.2 Svolgimento prove

Le prove di trazione sono state svolte presso il laboratorio hangar di Forlì, utilizzando una pressa oleodinamica Italsigma. Il macchinario è stato settato in modalità di controllo di spostamento e la prova di trazione è stata effettuata impostando una velocità costante di allontanamento delle due prese del provino pari a 0.0167mm/s. Nella *figura 4.2* si può vedere la macchina utilizzata con installato il provino (ST1) durante l'esecuzione della prova stessa.

Il sistema, in uscita, fornisce informazioni riguardo il tempo di trazione, il carico applicato, lo spostamento e lo sforzo compiuto per trazione il provino.

Gli aspetti esaminati in questa prova sono il carico applicato ed il corrispondente delta di spostamento.



*Fig. 4.2 Pressa oleodinamica*

I risultati delle prove dei 6 campioni testati per ciascuna tipologia di vite, standard e a passo variabile, sono stati graficati ed analizzati per verificare la congruenza dei report. In *figura 4.3* viene riportata la stringa di valori ricevuta in output dalla

macchina che successivamente, con l'ausilio di un foglio di calcolo Excel, sono stati rappresentati in 6 grafici carico applicato-spostamento (*Fig. 4.4-4.9*) per la vite standard.

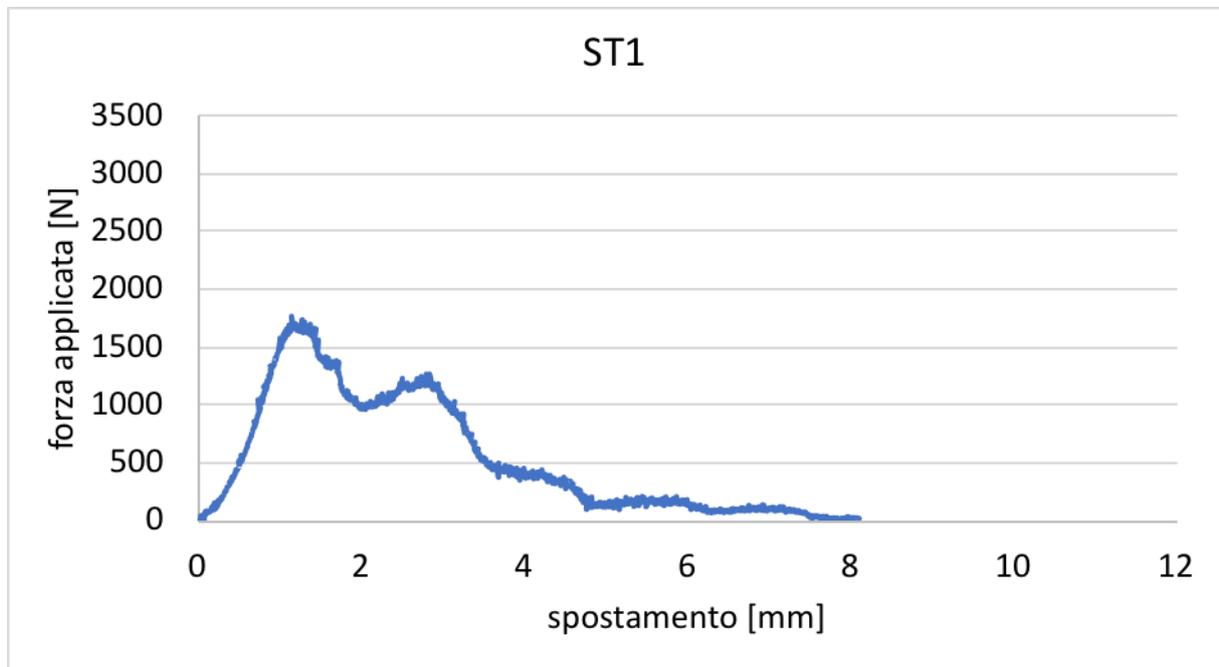
I 6 campioni hanno mostrato un andamento coerente con il comportamento atteso e omogeneo tra loro ad esclusione di ST3 che ha dato dei risultati un pò anomali caratterizzati da una resistenza a trazione inferiore degli altri.

Una volta analizzati i dati singolarmente si è proceduto a fare un'analisi comparativa fra i vari grafici come rappresentato in *figura 4.10*.

Il carico massimo varia tra un minimo di 1.000 N ed un massimo di 2.250 N con tre valori che si attestano intorno a 2.000 N. Il delta di spostamento ha valori nell'intorno di 10 mm per ciascun provino.

Time [ms]	load [kN]	LVDT [mm]	Strain [mm/mm]
2.000E+2	-1.577E-2	-4.862E+1	6.504E-3
4.000E+2	-1.119E-2	-4.862E+1	6.513E-3
6.010E+2	-7.629E-3	-4.861E+1	6.516E-3
8.010E+2	-1.170E-2	-4.861E+1	6.508E-3
1.000E+3	-1.272E-2	-4.860E+1	6.511E-3
1.200E+3	-8.138E-3	-4.860E+1	6.509E-3
1.400E+3	-1.221E-2	-4.861E+1	6.514E-3
1.601E+3	-1.068E-2	-4.860E+1	6.511E-3
1.801E+3	-9.664E-3	-4.860E+1	6.509E-3
2.000E+3	-1.170E-2	-4.859E+1	6.516E-3
2.200E+3	-1.272E-2	-4.859E+1	6.506E-3
2.400E+3	-1.068E-2	-4.859E+1	6.508E-3
2.601E+3	-1.170E-2	-4.858E+1	6.510E-3
2.801E+3	-8.138E-3	-4.858E+1	6.509E-3
3.000E+3	-1.119E-2	-4.857E+1	6.511E-3
3.200E+3	-1.221E-2	-4.858E+1	6.511E-3x
3.400E+3	-1.170E-2	-4.857E+1	6.508E-3
3.601E+3	-8.647E-3	-4.857E+1	6.513E-3
3.801E+3	-9.664E-3	-4.855E+1	6.511E-3
4.000E+3	-1.475E-2	-4.856E+1	6.511E-3
4.200E+3	-1.272E-2	-4.855E+1	6.510E-3
4.400E+3	-1.170E-2	-4.856E+1	6.514E-3
4.601E+3	-1.322E-2	-4.855E+1	6.510E-3
4.801E+3	-1.577E-2	-4.854E+1	6.513E-3
5.000E+3	-1.424E-2	-4.854E+1	6.509E-3
5.200E+3	-1.068E-2	-4.854E+1	6.510E-3
5.400E+3	-1.068E-2	-4.854E+1	6.510E-3
5.601E+3	-1.221E-2	-4.852E+1	6.508E-3
5.801E+3	-7.121E-3	-4.853E+1	6.510E-3
6.000E+3	-7.121E-3	-4.852E+1	6.518E-3
6.200E+3	-9.664E-3	-4.852E+1	6.509E-3
6.400E+3	-1.068E-2	-4.852E+1	6.518E-3
6.601E+3	-9.664E-3	-4.851E+1	6.508E-3
6.801E+3	-1.221E-2	-4.851E+1	6.506E-3
7.000E+3	-1.780E-2	-4.851E+1	6.516E-3
7.200E+3	-1.017E-2	-4.851E+1	6.505E-3
7.400E+3	-1.424E-2	-4.851E+1	6.505E-3
7.601E+3	-9.155E-3	-4.850E+1	6.511E-3
7.801E+3	-8.647E-3	-4.850E+1	6.513E-3
8.000E+3	-1.068E-2	-4.849E+1	6.510E-3
8.200E+3	-1.170E-2	-4.849E+1	6.509E-3
8.400E+3	-1.017E-2	-4.849E+1	6.508E-3
8.601E+3	-1.475E-2	-4.848E+1	6.510E-3
8.801E+3	-9.155E-3	-4.848E+1	6.513E-3
9.000E+3	-7.629E-3	-4.848E+1	6.514E-3
9.200E+3	-1.119E-2	-4.847E+1	6.514E-3
9.400E+3	-1.322E-2	-4.847E+1	6.502E-3
9.601E+3	-1.017E-2	-4.847E+1	6.505E-3
9.801E+3	-1.678E-2	-4.846E+1	6.506E-3
1.000E+4	-1.017E-2	-4.846E+1	6.511E-3
1.020E+4	-1.119E-2	-4.846E+1	6.505E-3
1.040E+4	-1.322E-2	-4.845E+1	6.509E-3
1.060E+4	-1.221E-2	-4.845E+1	6.506E-3
1.080E+4	-1.017E-2	-4.844E+1	6.508E-3
1.100E+4	-1.170E-2	-4.844E+1	6.509E-3
1.120E+4	-1.017E-2	-4.844E+1	6.508E-3
1.140E+4	-0.664E-2	-4.844E+1	6.508E-3

Fig. 4.3 Stringa valori

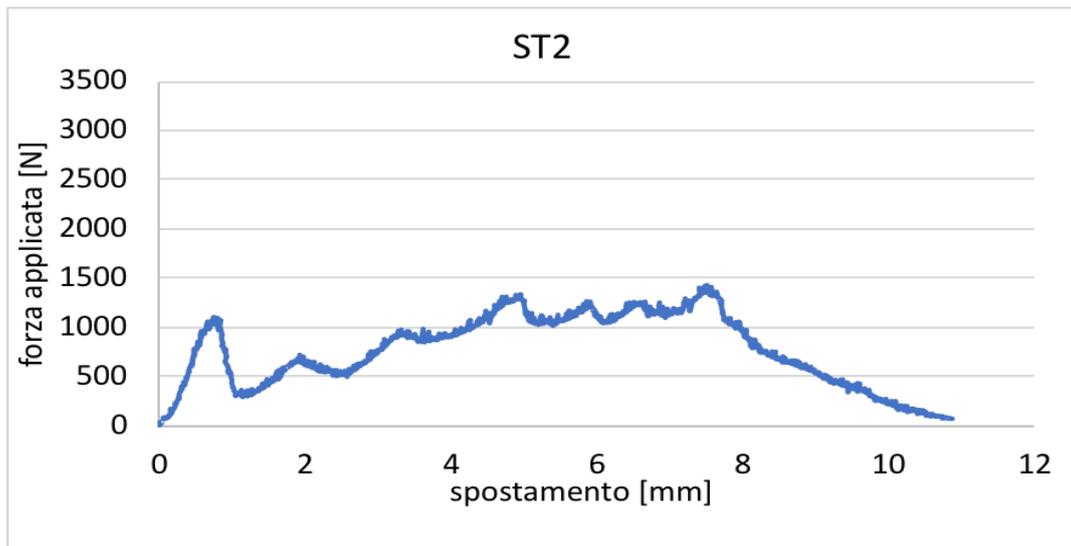


*Fig. 4.4 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°1 assemblato con vite a doppio filetto standard si è deformato elasticamente fino ad una forza applicata di 1750 N con rispettivo delta di allungamento pari a 1 mm. Successivamente, come si può evincere dall'andamento del grafico c'è stato un cedimento dell'osso all'interfaccia con la filettatura inferiore della vite che è poi rientrata in presa. A questo punto vi è stato un ulteriore incremento della forza applicata che una volta raggiunti i 1250N ha definitivamente distaccato i due lembi di osso. Come visibile in *figura 4.4.1* la parte di osso che ha ceduto è stata quella del lembo inferiore dove è stata avvitata la punta della vite ossia la parte con diametro di nocciolo minore. La rottura è avvenuta a causa dello snervamento del tessuto osseo a contatto con la filettatura, la vite non ha riportato deformazione a meno di un lievissimo strizionamento del corpo centrale dell'ordine del decimo di millimetro.



*Fig. 4.4.1 Provino ST1 trazionato*

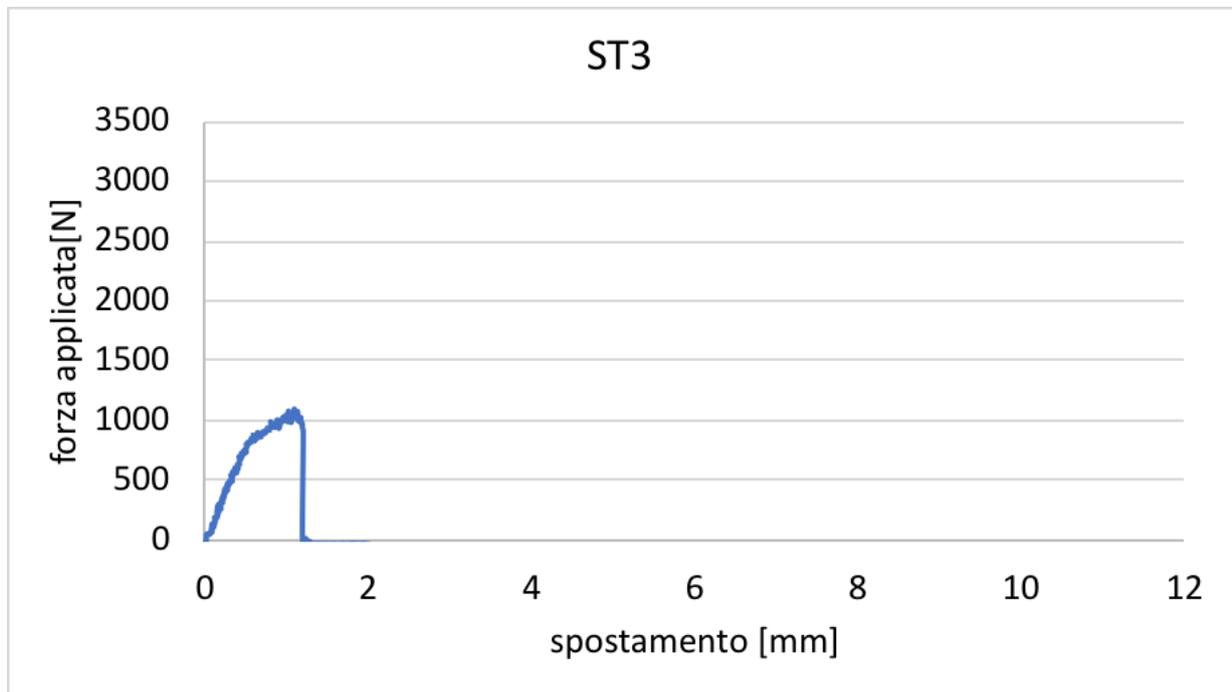


*Fig. 4.5 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°2 assemblato con vite a doppio filetto standard si è deformato elasticamente fino ad una forza applicata di 1100 N con rispettivo delta di allungamento pari a 0.9 mm. Successivamente, come si può evincere dall'andamento del grafico c'è stato un cedimento dell'osso all'interfaccia con la filettatura inferiore della vite che è poi rientrata in presa facendo innalzare il carico fino ad un massimo di 1400 N. Come visibile in *figura 4.5.1* la parte di osso che ha ceduto è stata quella del lembo inferiore dove è stata avvitata la punta della vite ossia la parte con diametro di nocciolo minore. La rottura è avvenuta a causa sia dello snervamento del tessuto osseo a contatto con la filettatura sia dello spacco longitudinale dell'osso bovino che essendosi diviso ha permesso alla vite di fuoriuscire con minor forza applicata rispetto al provino n°1. La frattura longitudinale dell'osso è stato un fenomeno inatteso che può essere stato causato dallo stato di salute dell'animale e dalla sua età. La vite non ha riportato alcuna deformazione.



*Fig. 4.5.1 Provino ST2 traziionato*

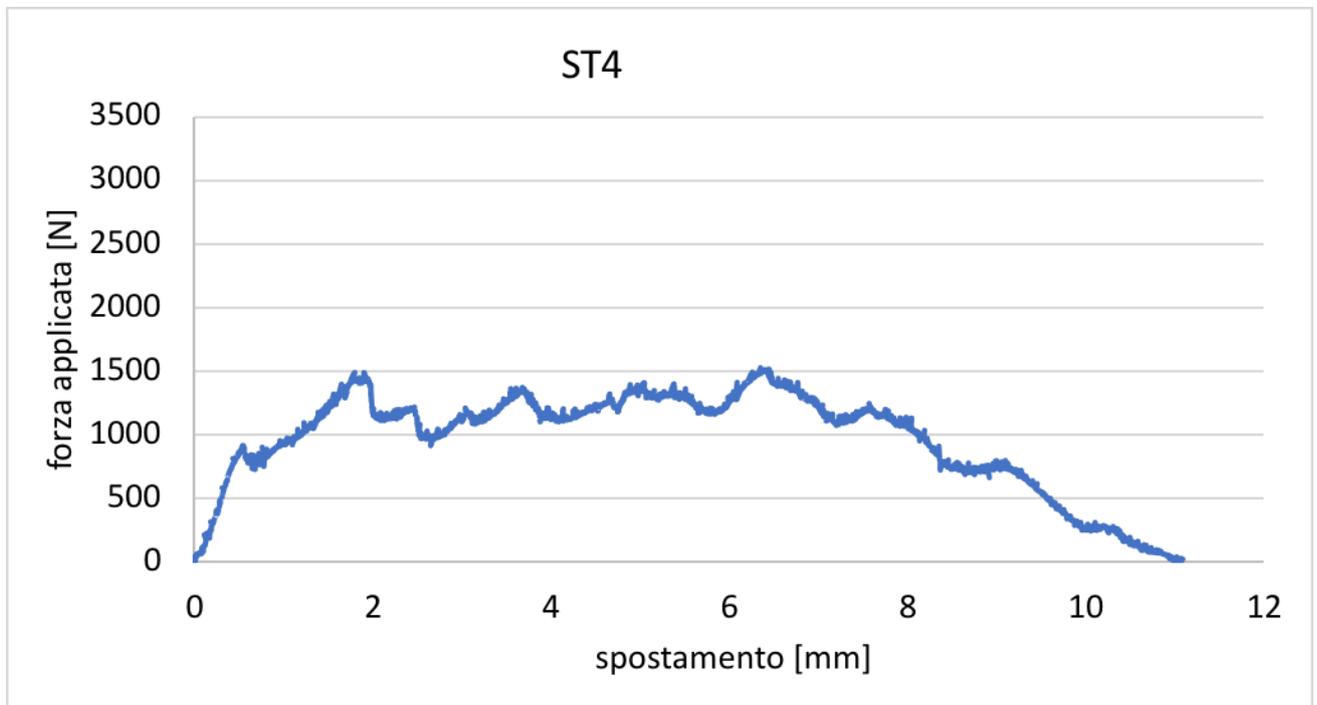


*Fig. 4.6 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°3 ha riportato un comportamento anomalo rispetto alla media; si è deformato elasticamente fino a soli 1100 N con rispettivo allungamento di 1 mm.



*Fig. 4.6.1 Provino ST3 trazionato*

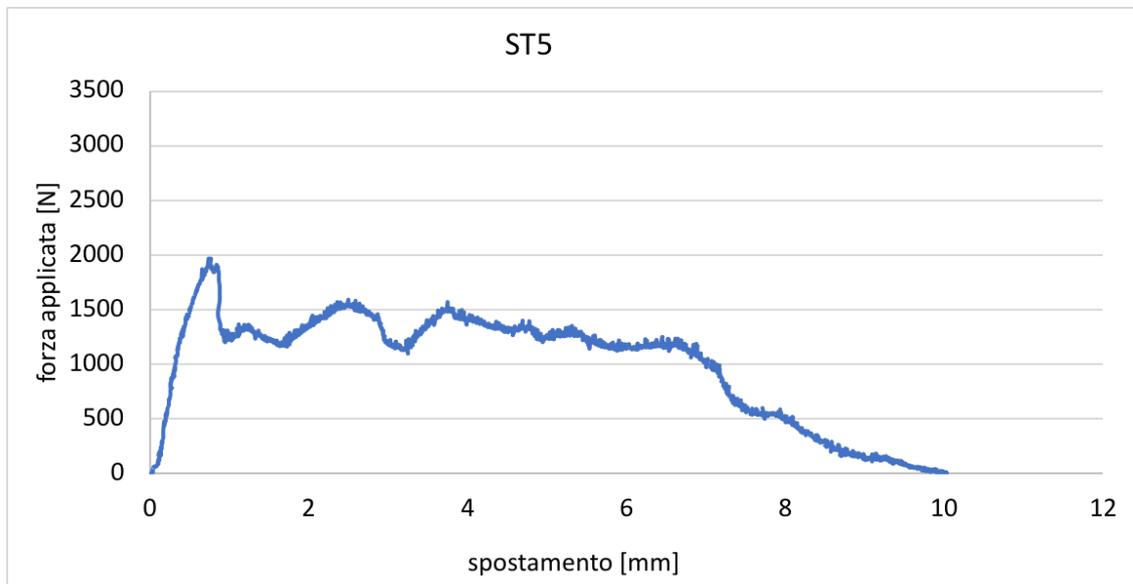


*Fig. 4.7 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°4 assemblato con vite a doppio filetto standard si è deformato elasticamente fino ad una forza applicata di 1500 N con rispettivo delta di allungamento pari a 2 mm. Successivamente, come si può evincere dall'andamento del grafico c'è stato un cedimento dell'osso all'interfaccia con la filettatura inferiore della vite che è successivamente rientrata in presa facendo oscillare l'andamento della curva. Come visibile in *figura 4.7.1* la parte di osso che ha ceduto è stata quella del lembo inferiore dove è stata avvvitata la punta della vite ossia la parte con diametro di nocciolo minore. La rottura è avvenuta a causa dello snervamento del tessuto osseo a contatto con la filettatura, la vite non ha riportato deformazione a meno di un lievissimo strizionamento del corpo centrale dell'ordine del decimo di millimetro.



*Fig. 4.7.1 Provino ST4 traziionato*

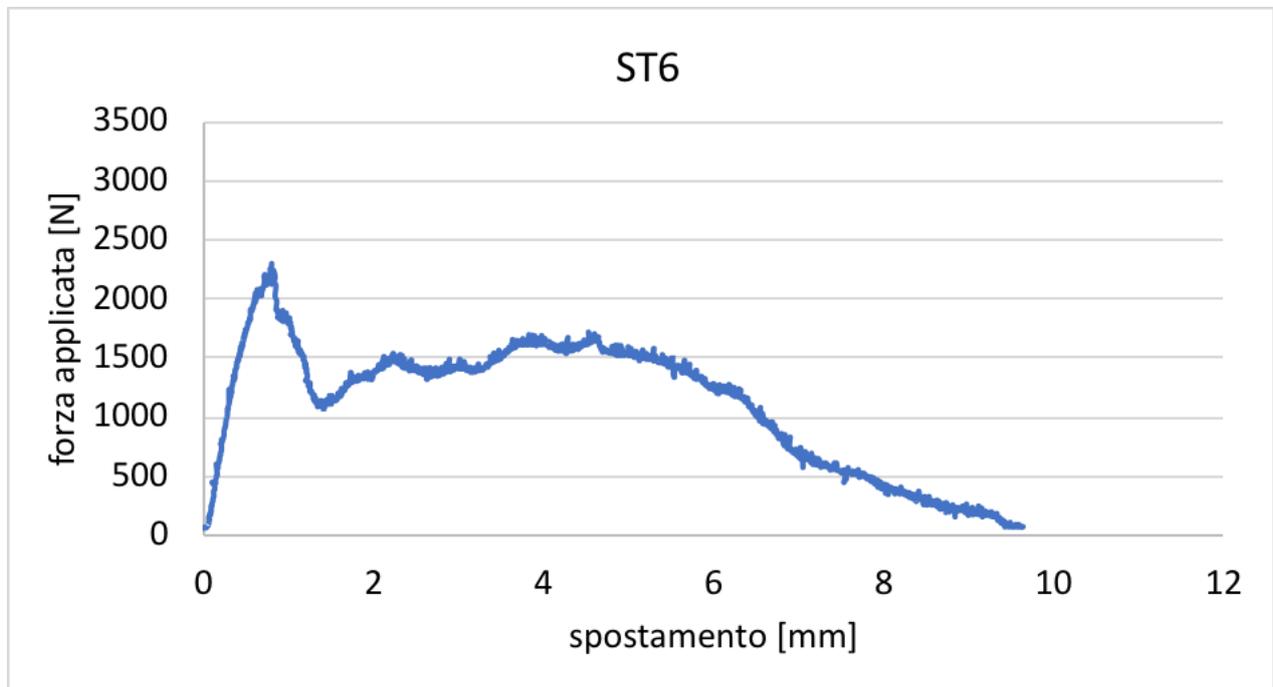


*Fig. 4.8 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°5 assemblato con vite a doppio filetto standard si è deformato elasticamente fino ad una forza applicata di 2000N con rispettivo delta di allungamento pari a 1 mm. Successivamente, come si può evincere dall'andamento del grafico, c'è stato un cedimento dell'osso all'interfaccia con la filettatura inferiore della vite che è poi rientrata in presa. A questo punto vi è stato un ulteriore incremento della forza applicata che una volta raggiunti i 1600 N ha definitivamente distaccato i due lembi di osso. Come visibile in *figura 4.8.1* la parte di osso che ha ceduto è stata quella del lembo inferiore dove è stata avvitata la punta della vite ossia la parte con diametro di nocciolo minore. La rottura è avvenuta a causa dello snervamento del tessuto osseo a contatto con la filettatura, la vite non ha riportato deformazione a meno di un lievissimo strizionamento del corpo centrale dell'ordine del decimo di millimetro.



*Fig.4.8.1 Provino ST5 traziionato*

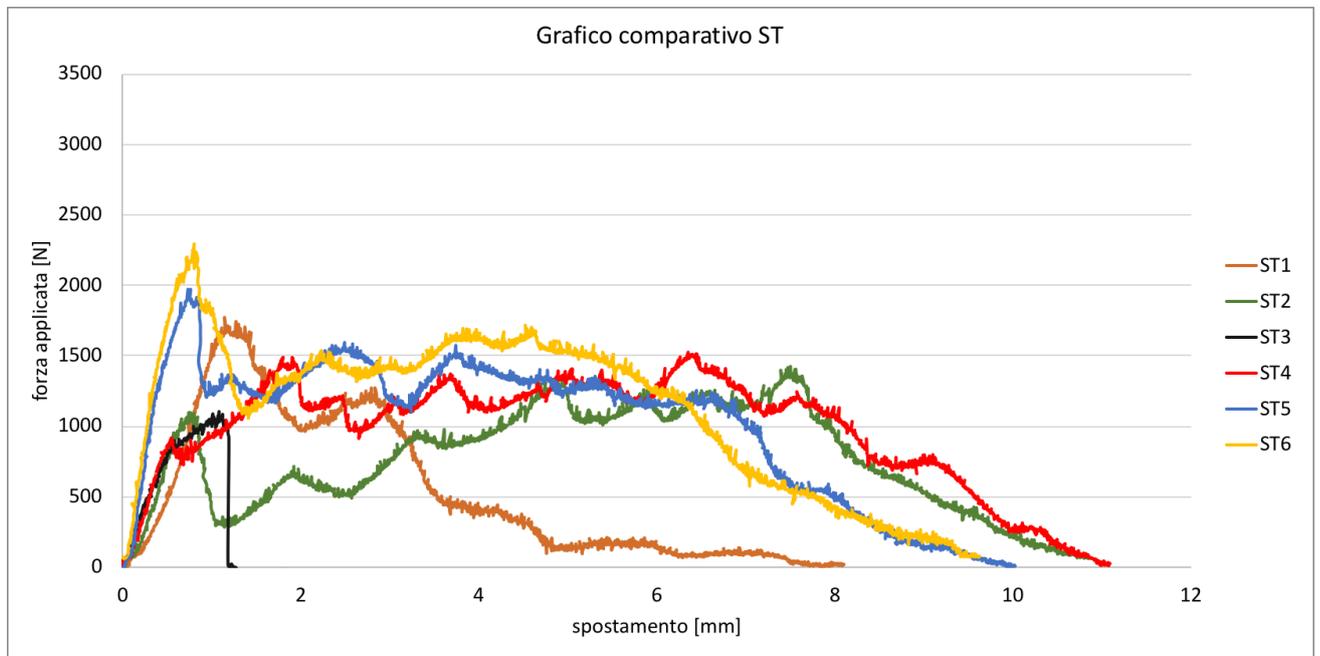


*Fig. 4.9 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°6 assemblato con vite a doppio filetto standard si è deformato elasticamente fino ad una forza applicata di 2400 N con rispettivo delta di allungamento pari a 1 mm. Successivamente, come si può evincere dall'andamento del grafico c'è stato un cedimento dell'osso all'interfaccia con la filettatura inferiore della vite che è poi rientrata in presa. A questo punto vi è stato un ulteriore incremento della forza applicata che una volta raggiunti i 1700 N ha definitivamente distaccato i due lembi di osso. Come visibile in *figura 4.9.1* la parte di osso che ha ceduto è stata quella del lembo inferiore dove è stata avvitata la punta della vite ossia la parte con diametro di nocciolo minore. La rottura è avvenuta a causa dello snervamento del tessuto osseo a contatto con la filettatura, la vite non ha riportato deformazione a meno di un lievissimo strizionamento del corpo centrale dell'ordine del decimo di millimetro.



*Fig. 4.9.1 Provino ST6 trazonato*



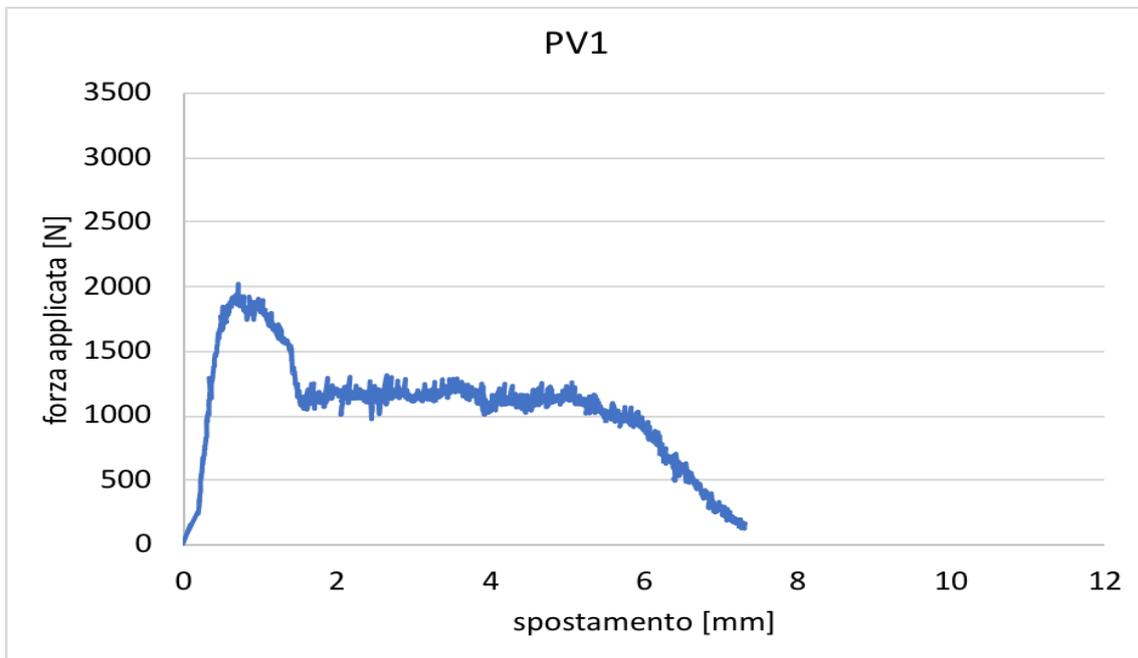
*Fig. 4.10 Grafico comparativo*

<b>vite con doppio filetto</b>			
	<b>forza max[N]</b>		<b>allungamento[mm]</b>
<b>ST1</b>	1800		8,2
<b>ST2</b>	1500		11
<b>ST3</b>	1100		1,5
<b>ST4</b>	1500		11
<b>ST5</b>	2000		10
<b>ST6</b>	2400		10
<b>media:</b>	<b>1717</b>		<b>8,6</b>
<b>dev stand</b>	<b>454</b>		<b>3,6</b>

Il carico massimo varia tra un minimo di 1.100 N ed un massimo di 2.400 N con media intorno a 1716 N con deviazione standard di 453.

Il delta di spostamento ha valori nell'intorno di 8,5 mm per ciascun provino con deviazione standard di 3,63.

I grafici che seguono rappresentano, invece, il comportamento a trazione per ogni singolo provino assemblato con la vite a passo variabile (*Fig 4.11*). Così come fatto per gli altri campioni sono stati poi riportati, a fini comparativi, gli andamenti carico spostamento in un unico grafico (*Fig. 4.17*).

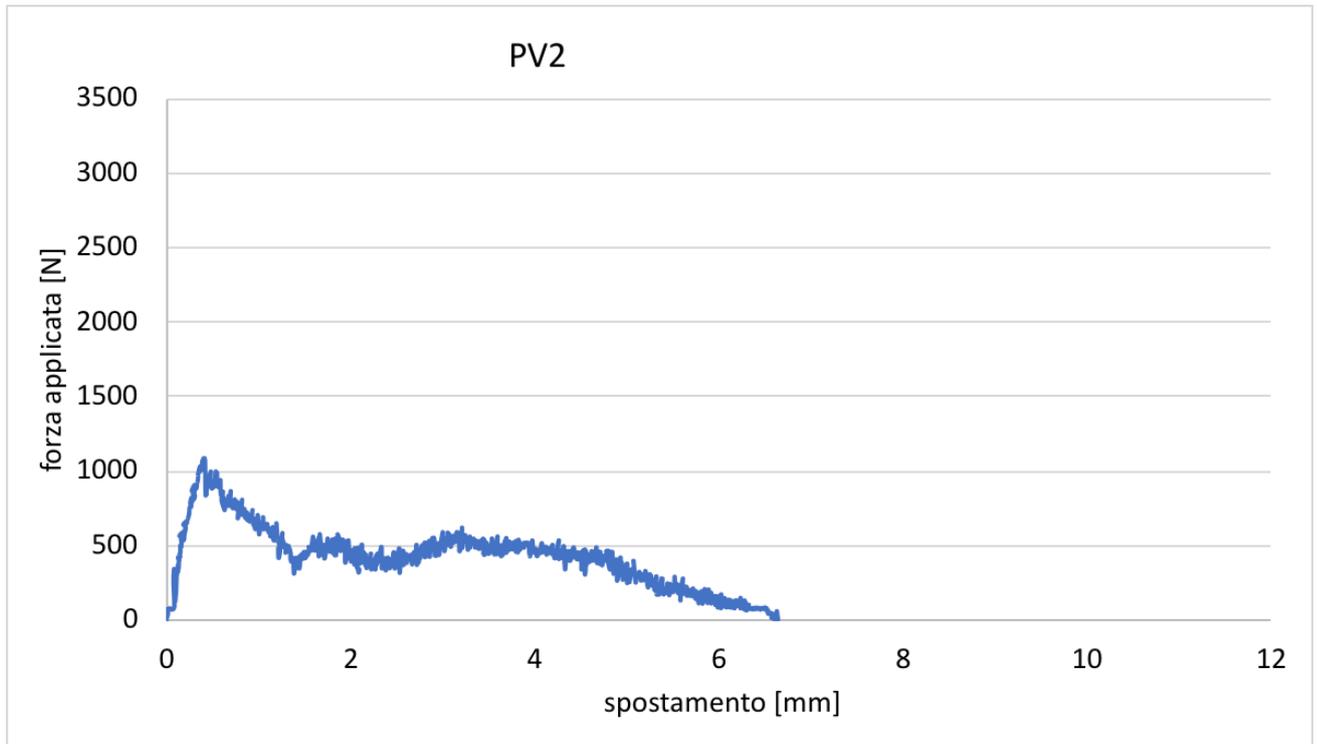


*Fig. 4.11 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°1 assemblato con vite con filetto a passo variabile si è deformato elasticamente fino ad una forza applicata di 2000 N con rispettivo delta di allungamento pari a 1 mm. Successivamente, come si può evincere dall'andamento del grafico c'è stato un graduale cedimento dell'osso all'interfaccia con la filettatura superiore della vite. Come visibile in *figura 4.11.1* la parte di osso che ha ceduto è stata quella del lembo superiore dove è stata avvitata la testa della vite ossia la parte con diametro di nocciolo maggiore. Lo spostamento totale del provino prima del completo distaccamento è di 7,4 mm. La rottura è avvenuta a causa dello snervamento del tessuto osseo a contatto con la filettatura, la vite non ha riportato alcuna deformazione.

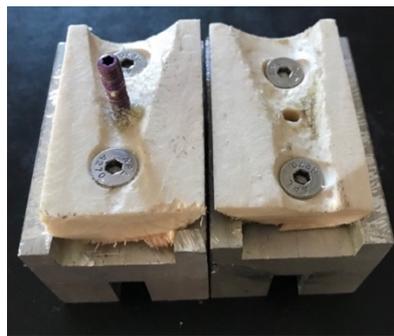


*Fig. 4.11.1 Provino PV1 trazionato*

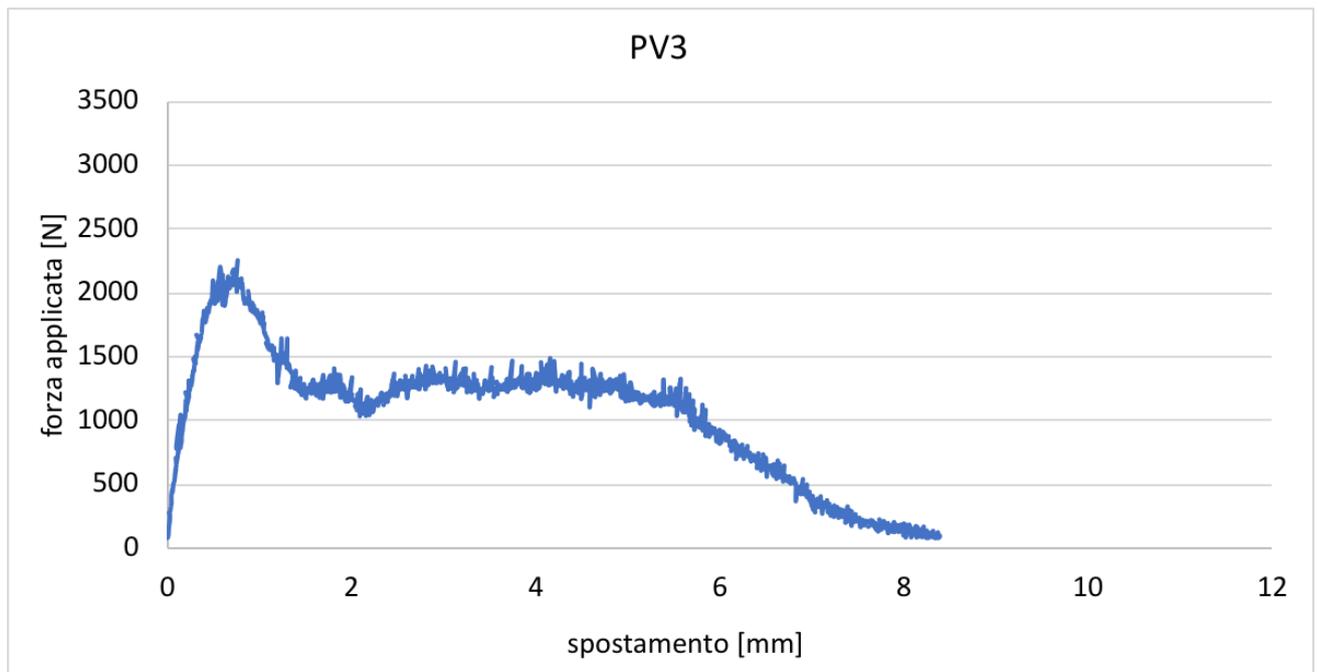


*Fig. 4.12 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°2 riporta un andamento insolito rispetto alla media; il carico massimo è stato di soli 1125 N con rispettivo allungamento di 0,7 mm. Si presuppone che l'osso scelto abbia una resistenza inferiore rispetto agli altri, questo può essere causato dall'età dell'animale, dalla presenza di calcio nell'osso e dalla quantità di acqua in quest'ultimo. Lo spostamento totale del provino prima del completo distacco è di 6,8 mm.



*Fig. 4.12.1 Provino PV2 trazionato*

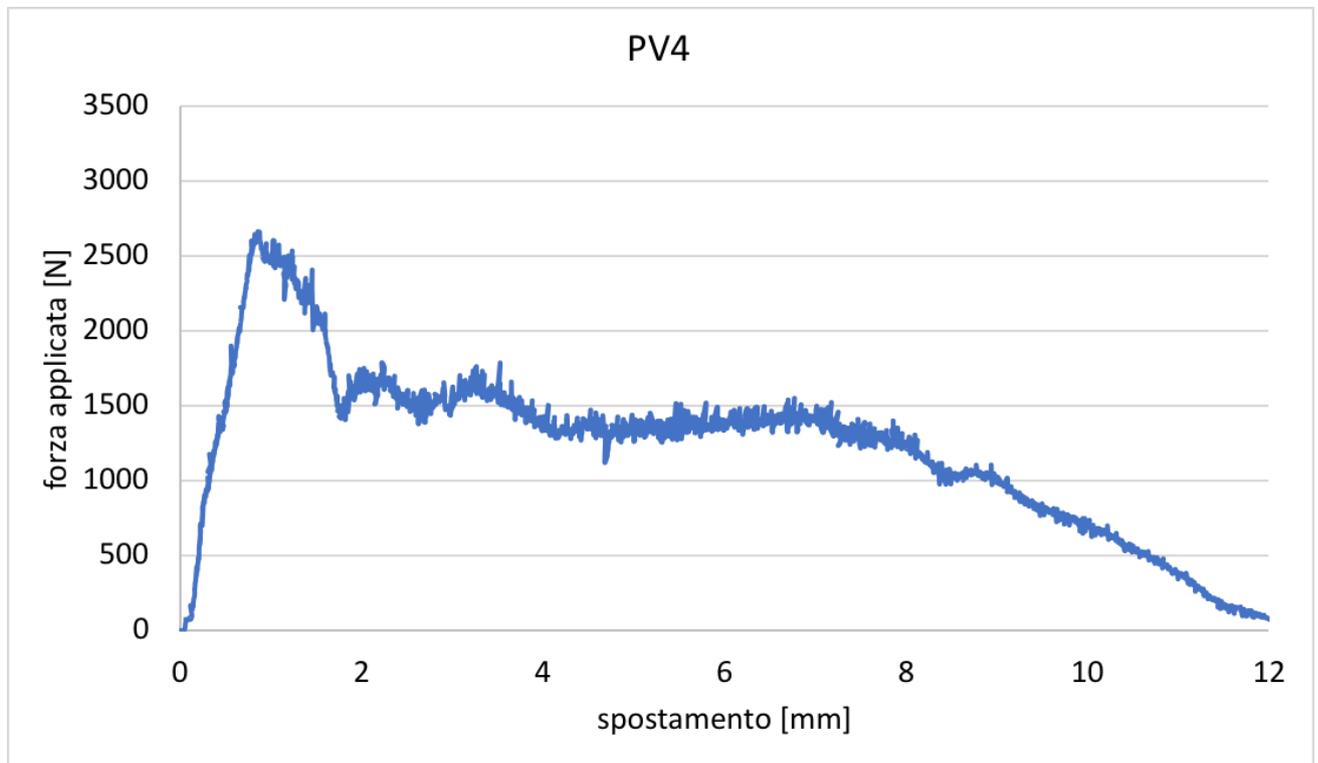


*Fig. 4.13 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°3 assemblato con vite con filetto a passo variabile si è deformato elasticamente fino ad una forza applicata di 2250 N con rispettivo delta di allungamento pari a 1 mm. Successivamente, come si può evincere dall'andamento del grafico c'è stato un graduale cedimento dell'osso all'interfaccia con la filettatura superiore della vite. Come visibile in *figura 4.13.1* la parte di osso che ha ceduto è stata quella del lembo superiore dove è stata avvitata la testa della vite ossia la parte con diametro di nocciolo maggiore. Lo spostamento totale del provino prima del completo distacco è di 8,5 mm. La rottura è avvenuta a causa dello snervamento del tessuto osseo a contatto con la filettatura, la vite non ha riportato alcuna deformazione.



*Fig. 4.13.1 Provino PV3 traziionato*

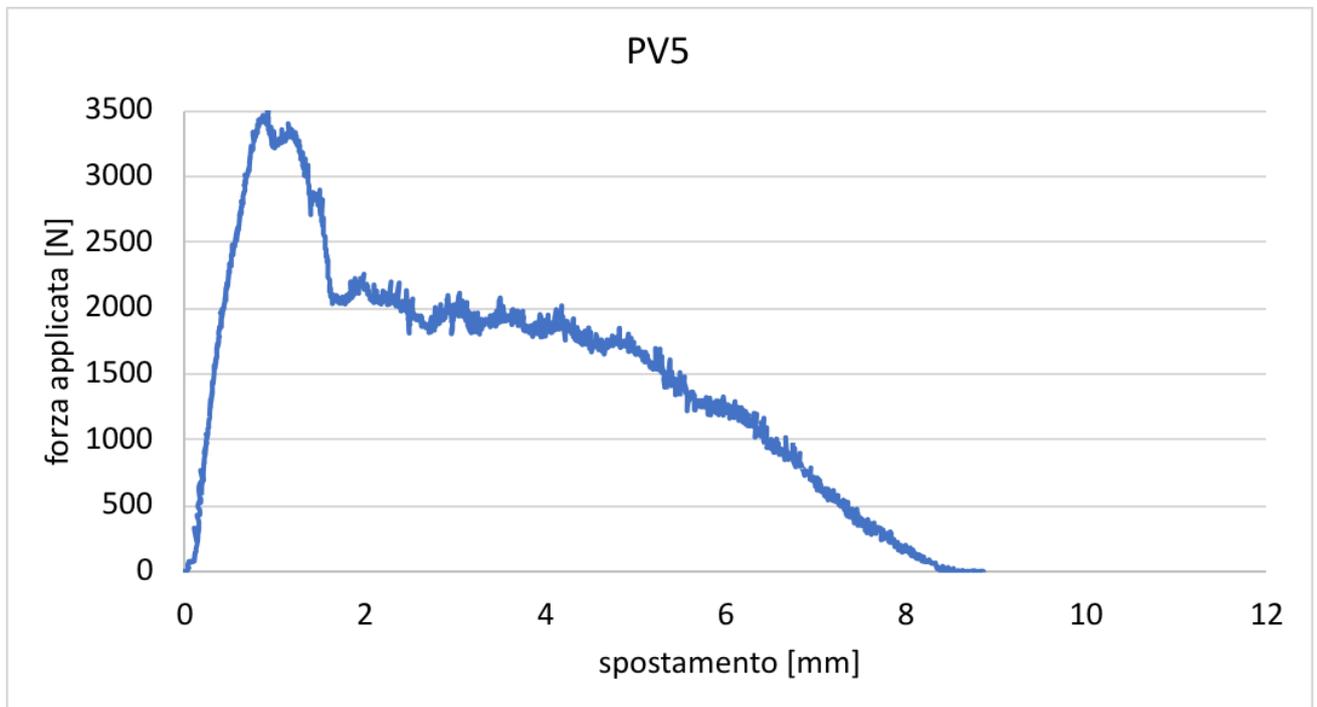


*Fig. 4.14 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°4 assemblato con vite con filetto a passo variabile si è deformato elasticamente fino ad una forza applicata di 2650 N con rispettivo delta di allungamento pari a 1 mm. Successivamente, come si può evincere dall'andamento del grafico c'è stato un graduale cedimento dell'osso all'interfaccia con la filettatura superiore della vite. Come visibile in *figura 4.14.1* la parte di osso che ha ceduto è stata quella del lembo superiore dove è stata avvvitata la punta della vite ossia la parte con diametro di nocciolo maggiore. Lo spostamento totale del provino prima del completo distaccamento è di 8,5 mm. La rottura è avvenuta a causa dello snervamento del tessuto osseo a contatto con la filettatura, la vite non ha riportato alcuna deformazione.



*Fig. 4.14.1 Provino PV4 traziionato*

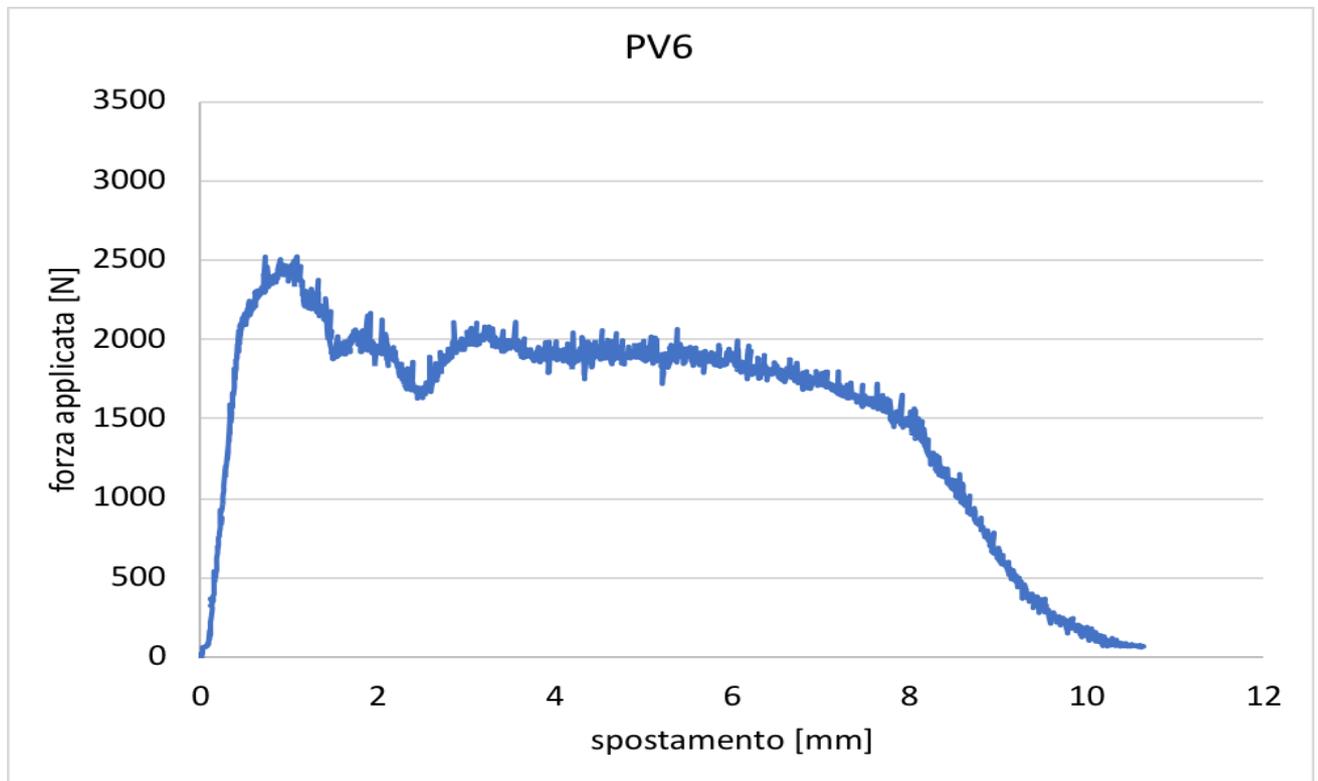


*Fig. 4.15 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°5 assemblato con vite con filetto a passo variabile si è deformato elasticamente fino ad una forza applicata di 3500 N con rispettivo delta di allungamento pari a 1 mm. Come visibile in *figura 4.15.1* la parte di osso che ha ceduto è stata quella del lembo superiore dove è stata avvitata la punta della vite ossia la parte con diametro di nocciolo maggiore. Lo spostamento totale del provino prima del completo distacco è di 9 mm. La rottura è avvenuta a causa dello snervamento del tessuto osseo a contatto con la filettatura, la vite non ha riportato alcuna deformazione.

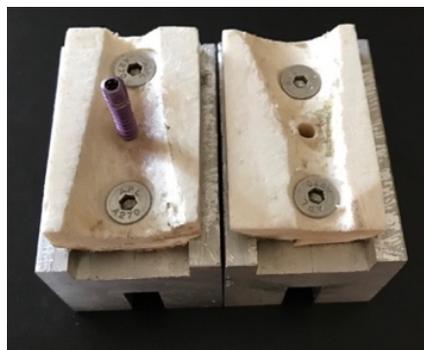


*Fig. 4.15.1 Provino PV5 trazionato*

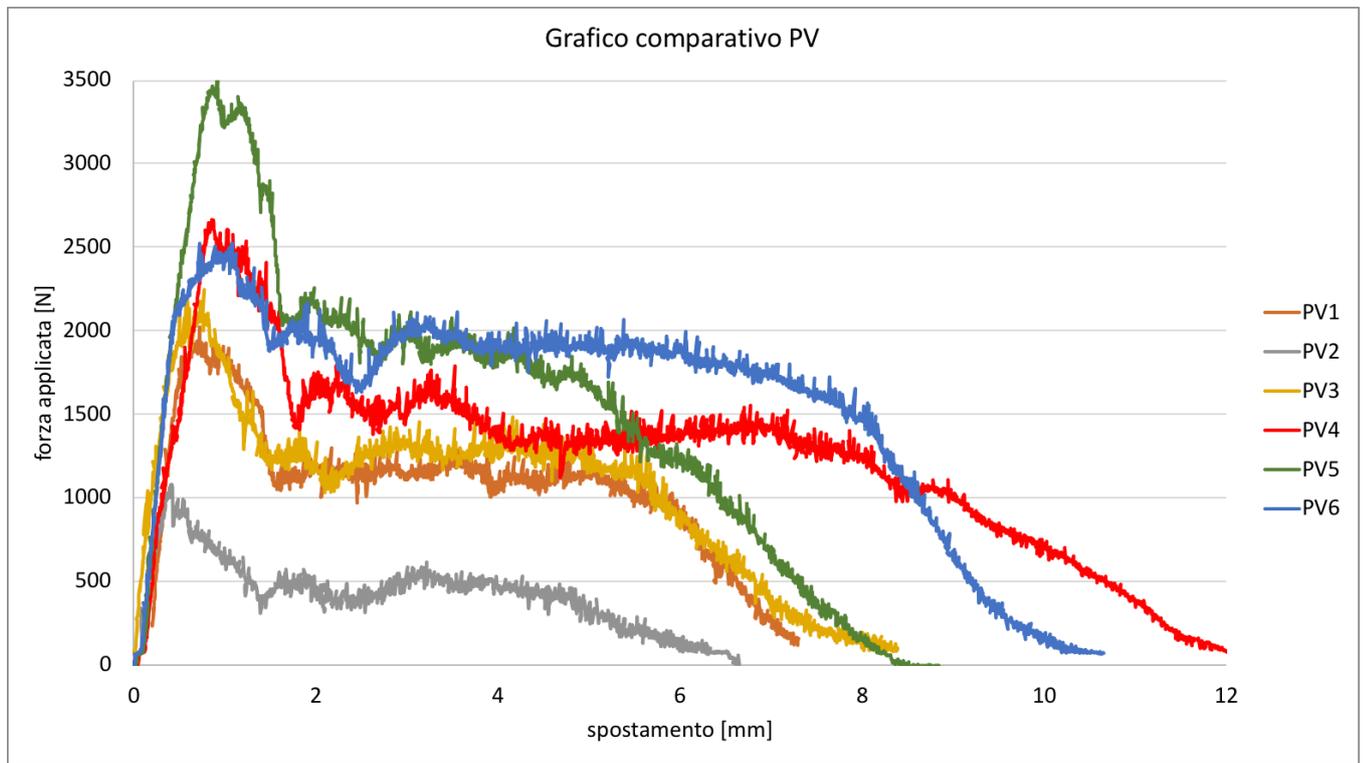


*Fig 4.16 Grafico carico applicato-spostamento*

Il provino n°6 assemblato con vite con filetto a passo variabile si è deformato elasticamente fino ad una forza applicata di 2500 N con rispettivo delta di allungamento pari a 1 mm. Come visibile in *figura 4.16.1* la parte di osso che ha ceduto è stata quella del lembo superiore dove è stata avvitata la punta della vite ossia la parte con diametro di nocciolo maggiore. Lo spostamento totale del provino prima del completo distaccamento è di 10,8 mm. La rottura è avvenuta a causa dello snervamento del tessuto osseo a contatto con la filettatura, la vite non ha riportato alcuna deformazione.



*Fig. 4.16.1 Provino PV6 trazionato*



*Fig. 4.17 Grafico comparativo*

<b>vite con passo variabile</b>			
	<b>forza max applicata [N]</b>		<b>allungamento [mm]</b>
<b>PV1</b>	2000		7,8
<b>PV2</b>	1100		6,7
<b>PV3</b>	2250		8,6
<b>PV4</b>	2650		12
<b>PV5</b>	3500		9
<b>PV6</b>	2500		11
<b>media:</b>	<b>2333</b>		<b>9,2</b>
<b>dev stand</b>	<b>791</b>		<b>2,0</b>

Il carico massimo varia tra un minimo di 1.100 N ed un massimo di 3.500 N con media intorno a 2.333 N con deviazione standard di 791.

Il delta di spostamento ha valori nell'intorno di 9,18 mm per ciascun provino con deviazione standard di 1,98

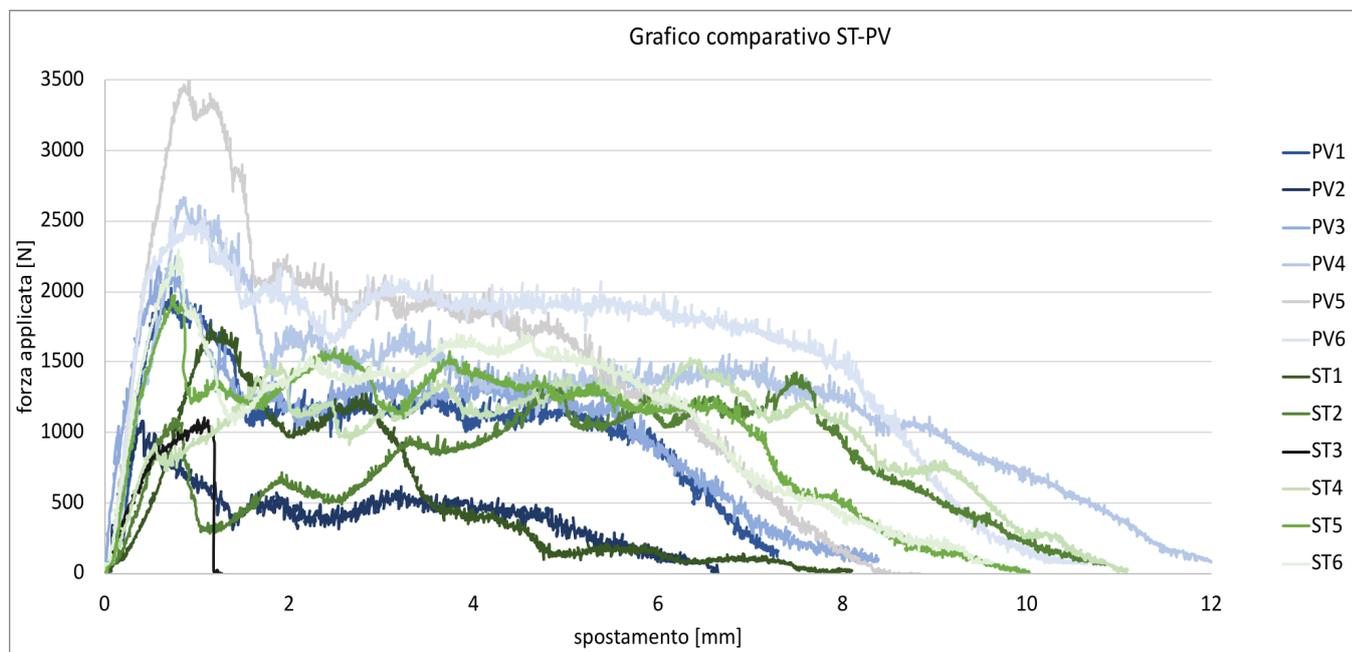


Fig. 4.18 Grafico carico applicato-spostamento comparato PV-ST

In figura 4.18 vengono riportati in scala di verde gli andamenti della prova di trazione per i provini assemblati con vite standard e in scala di blu quelli dei provini assemblati con la vite a passo variabile.

Possiamo osservare che generalmente i provini sono caratterizzati da un comportamento piuttosto simile tra loro indifferentemente dalla tipologia di vite che li unisce, è ben evidente che ogni prova subisce un forte incremento del carico nel primo tratto con corrispondente allungamento di un millimetro. Un'ulteriore analogia comune a tutti i test riguarda l'allungamento totale conseguito da ogni provino prima della rottura; gran parte delle prove è terminata infatti con un allungamento totale medio di 9 millimetri circa.

La differenza principale che emerge dalla figura 4.18 è che i lembi di osso collegati con vite a passo variabile hanno una resistenza a trazione maggiore di quelli collegati con vite standard.

Il carico massimo medio delle prove, come visibile nella tabella seguente, è di circa 2000 N mentre invece la deviazione standard è 664 per quanto riguarda la forza applicata e 2,9 per lo spostamento.

<b>Tabella comparativa</b>			
	<b>forza max[N]</b>		<b>allungamento[mm]</b>
<b>ST1</b>	1800		8,2
<b>ST2</b>	1500		11
<b>ST3</b>	1100		1,5
<b>ST4</b>	1500		11
<b>ST5</b>	2000		10
<b>ST6</b>	2400		10
<b>PV1</b>	2000		7,8
<b>PV2</b>	1100		6,7
<b>PV3</b>	2250		8,6
<b>PV4</b>	2650		12
<b>PV5</b>	3500		9
<b>PV6</b>	2500		11
<b>media:</b>	<b>2025</b>		<b>8,9</b>
<b>dev stand</b>	<b>664</b>		<b>2,8</b>

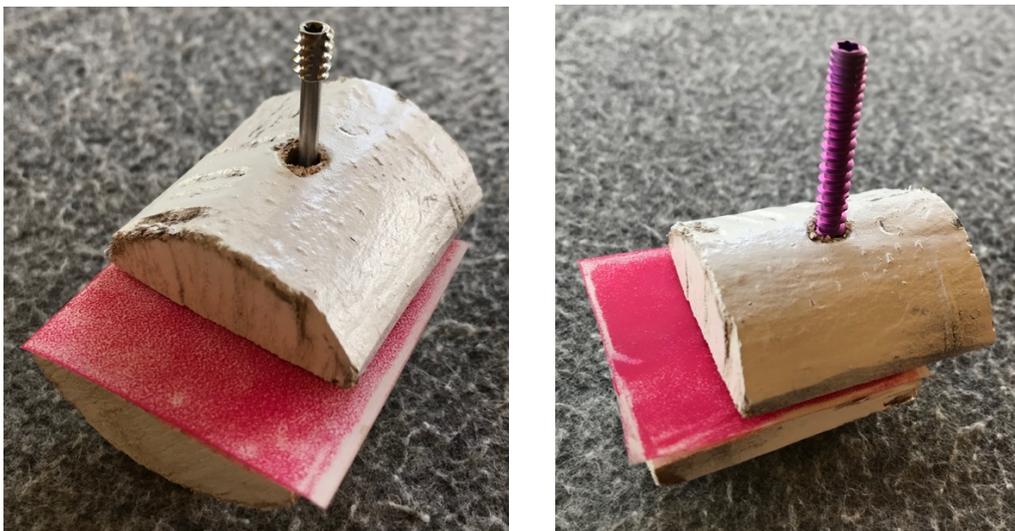
### 4.3 Prova di compressione

Una delle funzionalità fondamentali dei mezzi di osteosintesi è quella di collegare e esercitare una maggiore pressione tra le superfici di osso fratturate consentendo, di conseguenza, tempistiche di recupero ottimizzate dell'osso compromesso.

Scopo della prova a compressione è quello di analizzare il comportamento delle due diverse tipologie di viti relativamente alla pressione che le stesse sono in grado di generare fra i lembi di osso a contatto. Per effettuare il test a compressione sono state utilizzate particolari pellicole fujifilm, del tipo “pressure measurement film prescale”, che, interposte tra i lembi di ossa, permettono di rilevare la pressione tra le superfici stesse per mezzo di una predefinita scala colori.

<https://www.fujifilm.eu/eu/products/industrial-products/prescale>

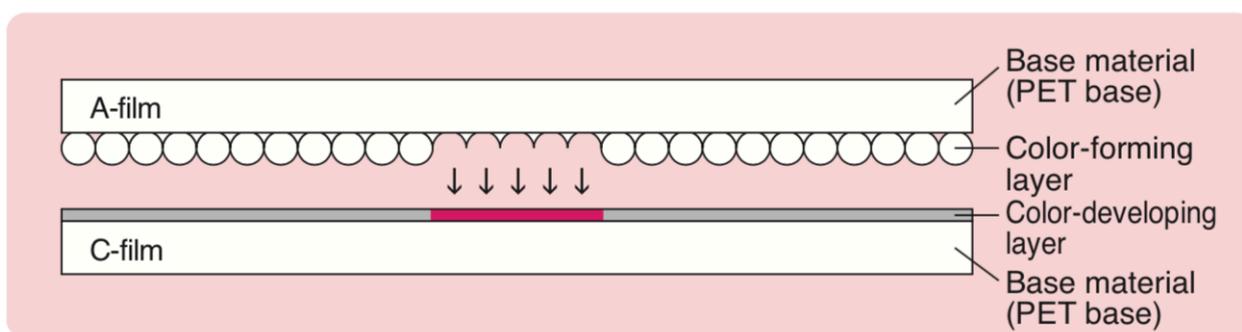
La preparazione dei due campioni di osso (*Fig. 4.19*), è la medesima di quella descritta nella prova a trazione ma, in questo caso, il punto di attenzione è relativo alla rugosità superficiale delle facce a contatto che deve essere la minore possibile. Iterando quindi il procedimento sono stati realizzati i due provini ST1c e PV1c.



*Fig. 4.19* Provini per test a compressione: ST1c-PV1c

Le pellicole fujifilm vengono suddivise in diverse categorie in base all'entità della pressione attesa e, nel nostro caso, dopo una preliminare analisi dei carichi basata su formule empiriche ed il suggerimento dell'azienda produttrice, si è scelto di utilizzare la pellicola LLW, film consigliato per pressioni inferiori a 10 MPa.

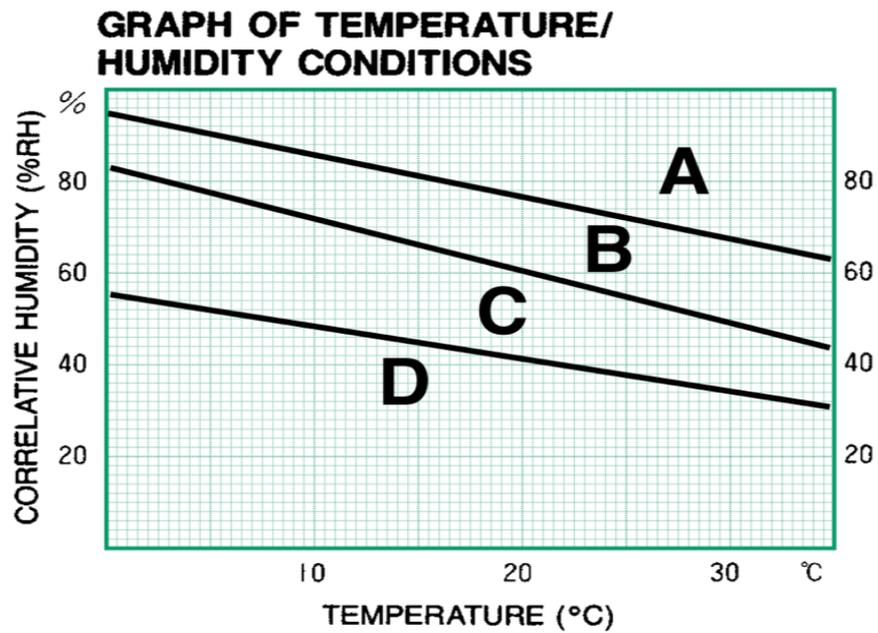
Come visibile in *figura 4.20* il funzionamento della pellicola è generato dalla rottura di nanotubi con all'interno un liquido di colore rosso che si disperde nel film al raggiungimento di un livello di pressione prestabilito.



*Fig. 4.20 Funzionamento pellicola*

Una volta scaricato il provino, svitando la vite, si preleva la pellicola che va poi confrontata con una scala colori pretarata *figura 4.22*; in base alla tonalità si stabilisce la pressione rilevata.

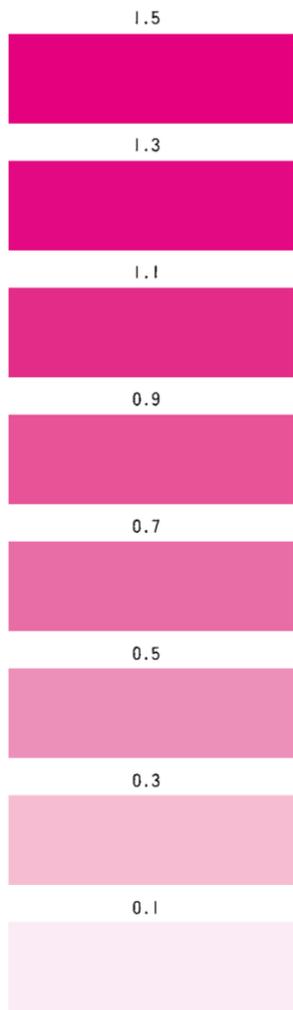
La *figura 4.21* ci permette di stabilire a quale curva far riferimento in base alla temperatura e al livello igrometrico nell'aria al momento della prova. Nel nostro caso, le condizioni di esercizio, ci hanno fatto optare per la curva B.



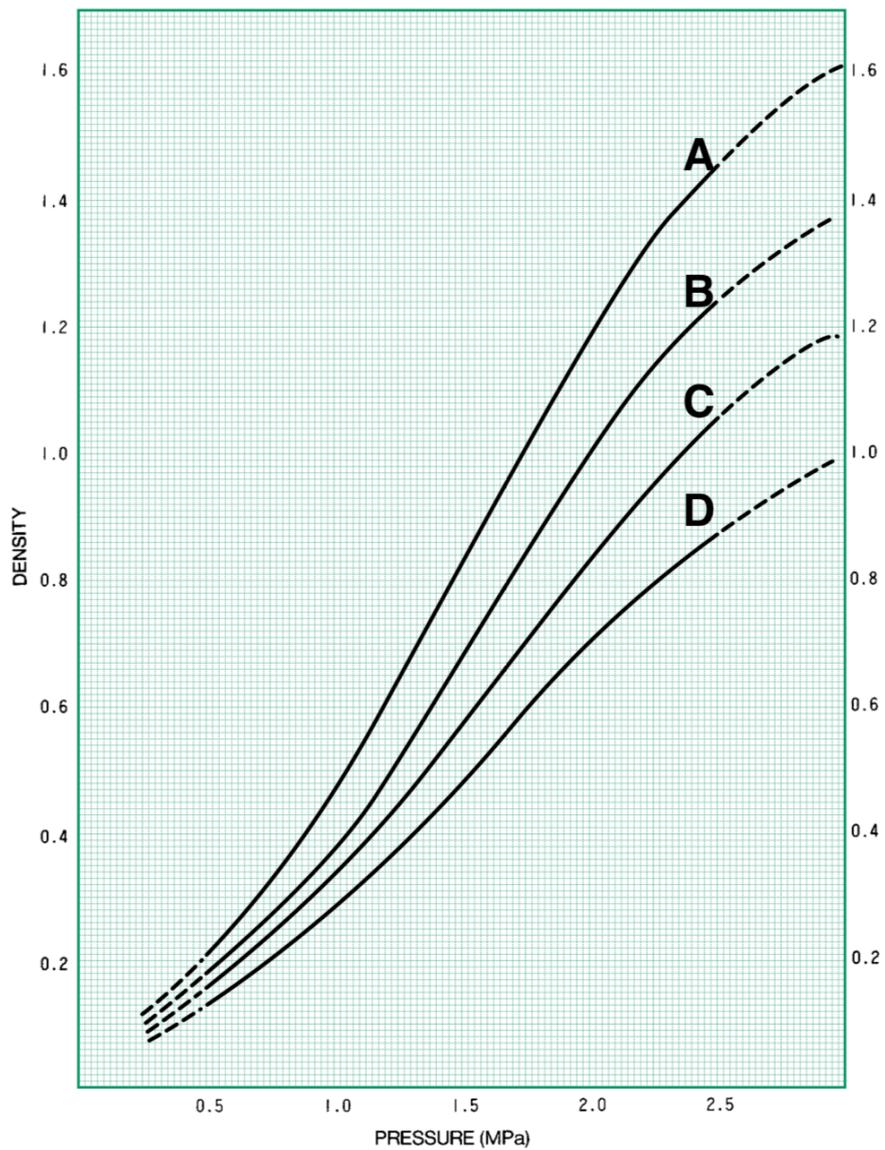
*Fig. 4.21 Condizioni esterne*

Selezionata la curva rappresentativa si prendono le pellicole e si confrontano i colori con quelli della legenda in *figura 4.22*; con l'aiuto del piano cartesiano millimetrato sarà possibile infine stabilire le pressioni cercate.

**STANDARD COLOR SAMPLE**

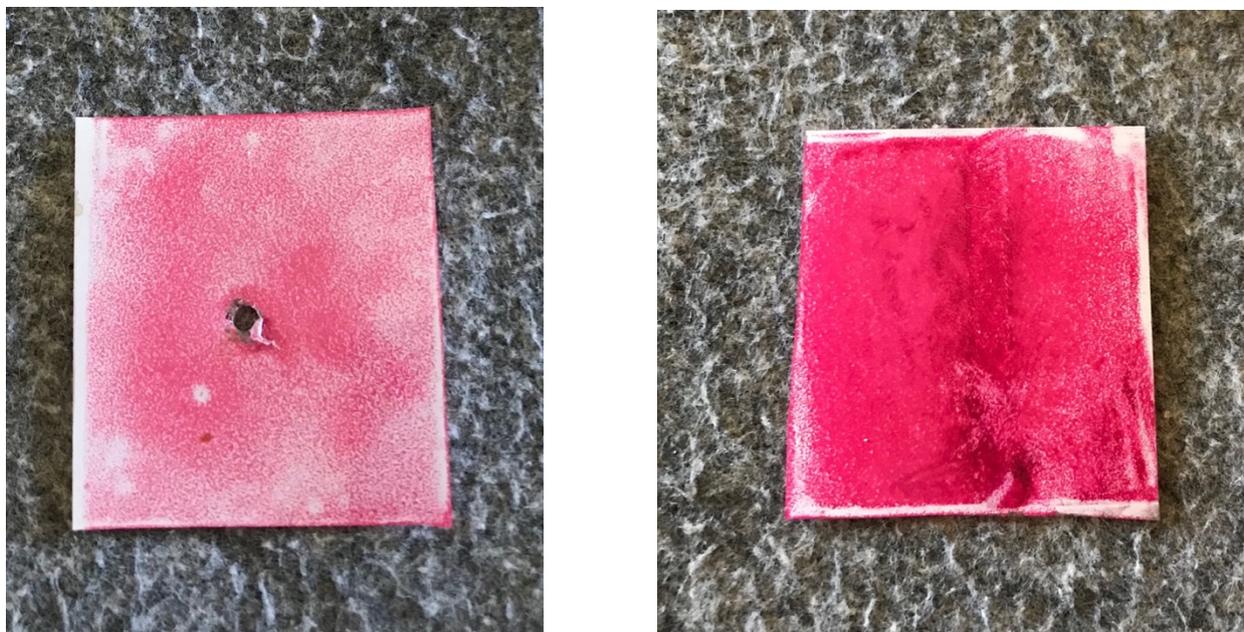


As the pressure range indicated by the broken line in the graph may exceed the permissible error range, it should be used for reference purposes only.



*figura 4.22 Scala colori*

Una volta installate le viti in esame e aver permesso alla pellicola di svolgere la sua funzione sono stati smontati i provini; in *figura 4.23* possiamo osservare le pellicole estratte dalle superfici di contatto dei lembi di osso dei due provini ST1c e PV1c.



*Fig 4.23 Pellicole compresse*

La pressione rilevata sulla pellicola di ST1c (quindi all'interno dell'ipotetica frattura) è intorno a 1.25 Mpa; la vite a doppio filetto "standard" non ha riportato alcuna modifica rispetto alla forma originale.

La pressione rilevata sulla pellicola di PV1c (quindi all'interno dell'ipotetica frattura) è intorno a 2.25/2 Mpa; la vite con filettatura a passo variabile non ha riportato alcuna modifica rispetto alla forma originale.

## Capitolo 5

### Conclusioni

#### 5.1 Prova di trazione

Dalla prova emerge un comportamento molto differente tra le due tipologie di provino, analizzando i risultati dei vari grafici per le due tipologie di provini si evidenzia che la vite a passo variabile ha una resistenza a trazione maggiore di circa il 25% rispetto a quella standard.

Durante il trazionamento del provino con vite “standard” si nota, con buona frequenza, l’andamento altalenante della tensione che, dopo aver raggiunto il valore massimo, presenta un insolito andamento. Questo effetto viene attribuito al fatto che, una volta snervato l’osso, alcuni filetti rientrano in presa con quest’ultimo fino al raggiungimento di un nuovo valore limite che determina la rottura definitiva all’interfaccia vite-osso.

Il fenomeno appena descritto non riguarda invece i provini assemblati con vite a passo variabile che, una volta raggiunto il picco massimo, mostrano una graduale diminuzione del carico applicato.

Osservando i rispettivi valori delle deviazioni standard e comparando i risultati osserviamo che per quanto riguarda la vite “standard” tra le varie prove sono più simili tra loro i valori del carico applicato rispetto a quelli dello spostamento, si nota inoltre che tale osservazione si ribalta nelle prove con i provini con installata la vite a passo variabile. Questo fenomeno esplica il fatto che la vite di ultima generazione offre una stabilità maggiore rispetto alla vite “standard” aspetto fondamentale per la riuscita di un intervento con mezzi di osteosintesi.

## 5.2 Prova di compressione

Con l'ausilio del grafico in *figura 4.21* osserviamo quindi che, a parità di coppia di serraggio applicata, tenuta sotto controllo per mezzo dell'ausilio della chiave dinamometrica, strettamente dipendente al tipo di preforo effettuato la pressione esercitata dalla vite standard è intorno ai 1.25 MPa e quella della vite a passo variabile invece è intorno a 2.25/2.5MPa.

Indicativamente la forza di compressione generata dalla vite a passo variabile risulta essere circa doppia di quella standard. Il processo di ossificazione di una frattura è più rapido se sulle superfici a contatto si esercita una pressione quindi potremmo affermare che la vite con passo variabile ci consente di ridurre sensibilmente i tempi di recupero dell'arto lesionato.

Quindi possiamo concludere che, a parità di dimensioni del mezzo di osteosintesi scelto, la vite a passo variabile rappresenta uno step evolutivo riducendo i tempi di recupero dell'osso laddove le condizioni del paziente e la valutazione medica del caso lo consentano.

## **BIBLIOGRAFIA**

[1] *Istologia, Monesi, 7<sup>a</sup> Edizione, casa editrice Piccin*

[2] *Corrosione nei materiali impiantabili ed invecchiamento dell'osso, Antòn Voitik  
Tratto da L/98 – Rivista Italiana degli Odontotecnici*

[3] *M. Fidanza, Nuovi biomateriali per le protesi d'anca*

[4] *L. Torrisi, Nitridation processes of titanium for biomedical prostheses, Vol.17,  
1999, Metallurgical Science and Technology*

[5] *Luca Esposito, Giunzioni Bullonate, Università degli studi di Cassino*

[6] *Articolo riguardante gli effetti del diametro del preforo sulla riuscita di un intervento con mezzi di osteosintesi a cura di: F. Affes, H. Ketata, M. Kharrat, M. Dammak Laboratory of Electromechanical Systems, National Engineering School of Sfax, Sfax University, PO Box 1173, 3038 Sfax, Tunisia; Preparatory Institute for Engineering Studies of Sfax, Sfax University, PO Box 1172, 3018 Sfax, Tunisia*

[7] *How pilot-hole size affects bone-screw pullout strength in human cadaveric cancellous bone. Steeves M, Stone C, Mogaard J, Byrne S.*

[8] *Bone deformation by thread-cutting and thread-forming cortex screws. Kuhn A, MC Iff T, Cordey J, Baumgart FW, Rahn BA.*

[9] *Does screw–bone interface modelling matter in finite element analyses? MacLeod AR, Pankaj P, Simpson AHRW.*

[10] *Titanium '92-Science and technology, Volume III, 1992, San Diego California*

[11] *Titanium technology: present status and future trends, 1985, Dayton OH*

## *Ringraziamenti*

*Desidero innanzi tutto ringraziare il Prof. Lorenzo Donati per la disponibilità dimostrata e per avermi dato la possibilità di svolgere questa tesi di Laurea.*

*Un ringraziamento particolare al Dott. Paolo Proli e al Prof. Luca Cristofolini per il prezioso aiuto prestatomi nelle attività di laboratorio.*

*Vorrei ringraziare l'azienda Eidos22 che mi ha messo a disposizione laboratori, strumentazioni e materiali.*

*Ringrazio inoltre la mia famiglia, Livia e i miei amici per l'amore e la pazienza con cui mi hanno sostenuto e mi sono stati accanto in ogni momento lungo questo mio percorso.*

*Un ultimo pensiero va a mia zia Beatrice che mi ha saputo dare la forza e i giusti consigli per portare a termine questo mio obiettivo insegnandomi a credere in me stesso.*