



**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**“INFLUENZA DEI PROCESSI DI CARICO-SCARICO SULLE PROPRIETÀ  
DEL TESSUTO OSSEO CORTICALE”**

**Relatore: Prof. Emanuele Luigi Carniel**

**Laureando: Ferrian Marco**

**ANNO ACCADEMICO 2022 – 2023**

**Data di laurea 29/09/2023**



# Sommario

<b>Introduzione</b> .....	5
<b>Capitolo 1: Il tessuto osso e la sua struttura</b> .....	6
1.1 <i>Il tessuto osseo</i> .....	6
1.2 <i>Struttura gerarchica del tessuto osseo</i> .....	7
1.2.1 <i>Macrostruttura</i> .....	8
1.2.2 <i>Microstruttura</i> .....	9
1.2.3 <i>Sub-microstruttura</i> .....	10
1.2.4 <i>Nanostruttura</i> .....	10
1.2.5 <i>Sub-nanostruttura</i> .....	11
<b>Capitolo 2: Comportamento meccanico del tessuto osseo corticale</b> .....	12
2.1 <i>Elementi chiave nella valutazione delle proprietà meccaniche</i> .....	12
2.2 <i>Prova di trazione</i> .....	12
2.2.1 <i>Curva di trazione</i> .....	14
2.3 <i>Prova di carico-scarico</i> .....	16
2.3.1 <i>Risultati delle prove</i> .....	16
2.4 <i>Anisotropia del tessuto osseo compatto</i> .....	20
2.4.1 <i>Evidenze sperimentali mediante prove di carico uniassiale</i> .....	21
2.5 <i>Viscoelasticità</i> .....	23
<b>Capitolo 3: Correlazione tra microstruttura e risultati test di carico-scarico nel tessuto osseo corticale</b> .....	25
<b>Conclusioni</b> .....	29
<b>Bibliografia</b> .....	30
<b>Sitografia</b> .....	32



## **Introduzione**

*il contenuto di questa tesi vuole mettere in evidenza le proprietà meccaniche del tessuto osseo corticale analizzando il particolare come si comporta il materiale sottoposto a prove di carico-scarico. Il tessuto osseo è un biomateriale composito eterogeneo e anisotropo con una struttura molto complessa. Esso si compone di una fase organica in cui prevale il collagene e una fase inorganica caratterizzata principalmente da cristalli di idrossiapatite. A causa delle infinite variabile che costituiscono il tessuto osseo per via delle combinazioni delle due fasi organiche e inorganiche, è molto complesso studiare le proprietà meccaniche appartenenti a questo biomateriale.*

*Dopo aver spiegato come si articola l'osso nelle sue varie scale gerarchiche di osservazione nel Capitolo 1, si passa all'analisi di risultati delle evidenze sperimentali mediante prove di trazione e prove di carico-scarico con marcata attenzione alle proprietà elasto-plastiche e anisotrope del materiale.*

*Durante tutto l'operato, l'obiettivo rimane comunque quello di correlare la microstruttura con la macrostruttura ossea al fine di avere un quadro chiaro riguardo le cause e il modo secondo cui l'osso corticale si deforma e si rompe.*

# Capitolo 1: Il tessuto osseo e la sua struttura

Questo capitolo ha lo scopo di introdurre alcuni concetti fondamentali riguardanti il tessuto osseo e le sue principali caratteristiche, con particolare enfasi sulla composizione, la struttura gerarchica e l'anisotropia del materiale partendo dal punto di vista macroscopico fino a raggiungere l'aspetto microscopico. Verrà poi messo in risalto il tessuto osseo corticale, ai fini di comprenderne il comportamento in seguito a possibili sollecitazioni meccaniche di varia natura.

## *1.1 Il tessuto osseo*

Il tessuto osseo fa parte, assieme alla cartilagine, dei tessuti connettivi specializzati per la funzione di sostegno. Esso deriva dal mesenchima, il tessuto embrionale che funge da matrice per tutti i tessuti connettivi ed è costituito da cellule immerse in una sostanza intercellulare mineralizzata composta da fibre di collagene e sostanza fondamentale anista (Bani, 2007).

Tutti questi componenti sono combinati in modo straordinariamente efficace per formare un materiale organizzato e ottimizzato, con eccezionali proprietà meccaniche, tra le quali un'elevata rigidità, resistenza, durezza e tenacità diventando ideale per la formazione delle ossa dello scheletro, che costituiscono nel loro insieme l'impalcatura di sostegno dell'organismo (Hamed & Jasiuk, 2013; Barthelet & Rabiei, 2011 come si cita in Gaiano et al., 2022).

Inoltre, il tessuto osseo rappresenta il principale deposito di ioni calcio per le necessità metaboliche dell'intero organismo. La deposizione degli elettroliti chiave nell'osso e la loro mobilizzazione, finemente controllate da meccanismi endocrini, contribuiscono in modo sostanziale alla regolazione dei livelli di questi ioni.

In genere l'osso possiede comunque la capacità di svolgere una vasta gamma di funzioni in più e risponde a una varietà di stimoli metabolici, fisici ed endocrini. In particolare, le ossa costituiscono la base per il movimento del nostro corpo, forniscono la capacità di protezione agli organi interni, ospitano gli elementi biologici necessari per l'ematopoiesi e intrappolano metalli pericolosi, come il piombo (Amini et al., 2012).

## 1.2 Struttura gerarchica del tessuto osseo

In questo sottoparagrafo verrà usata una logica multi-scala per sviluppare una strategia di modellazione dall'alto verso il basso mettendo in risalto le varie componenti e caratteristiche di questo materiale.

Questo sarà d'aiuto per una visione globale del tessuto osseo, non solo dal punto di vista delle proprietà meccaniche, ma anche dal punto di vista delle relazioni strutturali che intercorrono tra i vari livelli gerarchici che ora verranno analizzati.

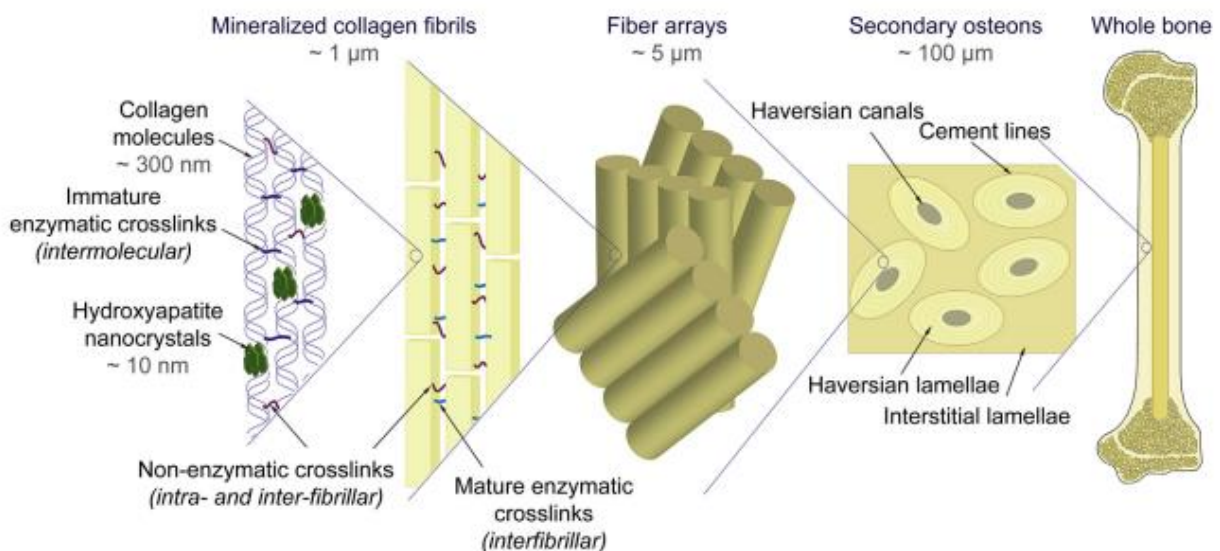
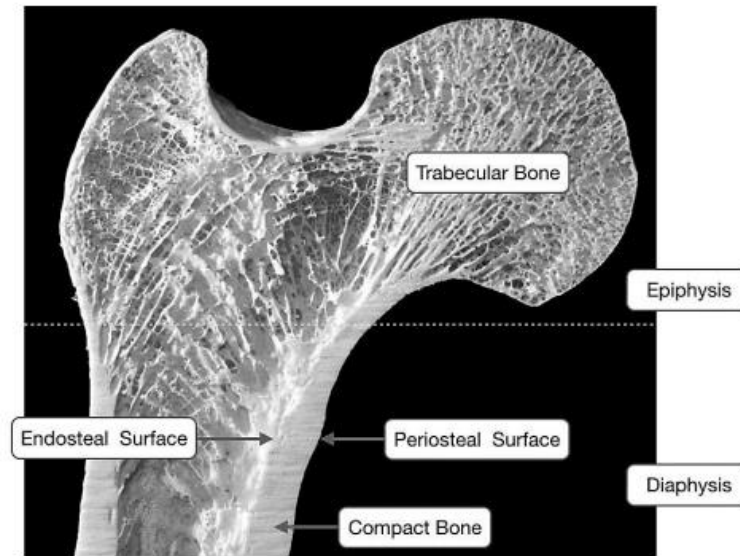


Figura 1: Struttura gerarchica tessuto osseo corticale (Fonte: Zimmermann et al., 2014).

L'osso ha una struttura gerarchica molto complessa che comprende cinque livelli (Rho et al., 1998):

1. la macrostruttura: osso trabecolare e corticale;
2. la microstruttura (da 10 a 500 µm): sistemi di Havers (osteoni), singola trabecola;
3. la sub-microstruttura (1-10 µm): lamelle;
4. la nanostruttura (da poche centinaia di nanometri a 1 µm): collagene fibrillare e minerali incorporati;
5. la sub-nanostruttura (sotto qualche centinaio di nanometri): struttura molecolare degli elementi costituenti, come i cristalli minerali, fibrille di collagene, e proteine organiche fibrose non collageniche (Libonati e Vergani, 2014).

### 1.2.1 Macrostruttura



*Figura 2: Rappresentazione macroscopica dell'osso che evidenzia tessuto osseo corticale e trabecolare.*

Nella scala macrostrutturale, come si può osservare nella Figura 2, l'osso può essere classificato come corticale (o compatto) oppure trabecolare (o spugnoso).

Partendo con l'osso corticale, esso costituisce la parte esterna delle ossa e in particolare le diafisi. Questo tessuto è caratterizzato da una struttura solida e compatta, priva di cavità macroscopiche evidenti e con una bassa porosità che si aggira tra il 5-10%. Proprio grazie alla sua conformazione, la sua principale funzione è fornire un sostegno meccanico al corpo.

È importante notare che l'osso corticale costituisce circa l'80% del peso totale del tessuto osseo corporeo (Bedini et al., 2009).

Al contrario, il tessuto osseo spugnoso è caratterizzato da una struttura tridimensionale composta da trabecole interconnesse che formano una rete e attribuiscono una porosità dell'osso spugnoso che varia tra il 45% e il 95%. È dotato di cavità midollari (ripiene di midollo osseo ematopoietico) sottoposte a frequenti processi di rimodellamento, risultando un tessuto metabolicamente più attivo e in media più giovane dell'osso corticale (Ambrosi et al., 2006).



## 1.2.2 Microstruttura

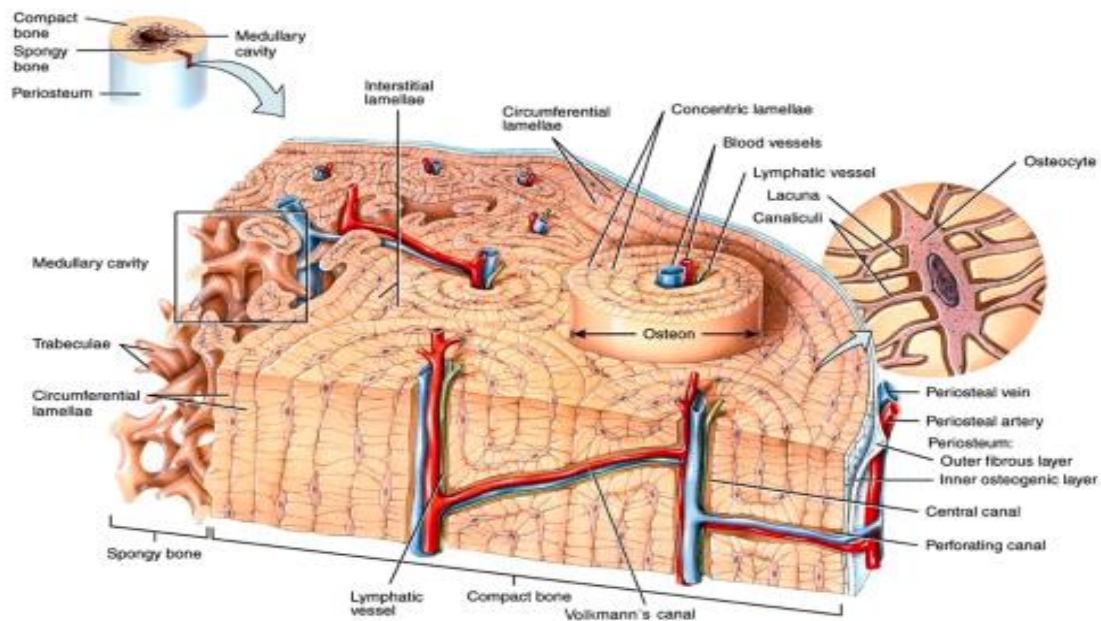
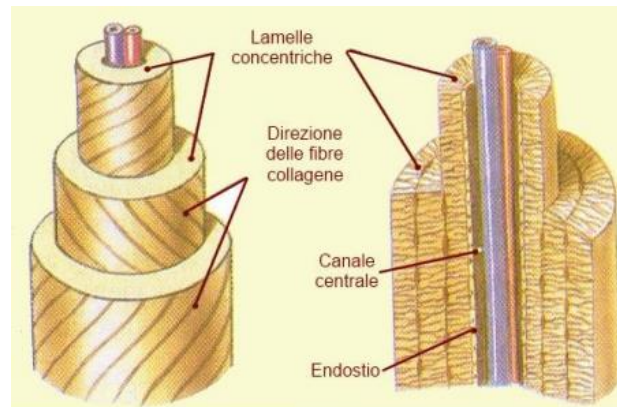


Figura 3: Illustrazione degli aspetti istologici del tessuto osseo corticale. Fonte: Courtesy da <https://sciencediagrams.com/osteon/>.

A livello microscopico, l'osso corticale è costituito da sistemi quasi cilindrici cavi coassiali, che comprendono un fulcro avvolto da strati di 3-8 lamelle prendendo il nome di osso osteonale (Rho et al., 1998; Weiner & Traub, 1992; Ural & Vashishth, 2014 come si cita in Gaziano et al., 2022). Gli osteoni si sviluppano approssimativamente paralleli alla direzione principale della struttura ossea, hanno un diametro medio nell'intervallo tra 200 e 250  $\mu\text{m}$  e sono caratterizzati da un canale centrale (chiamato canale di Havers) con un diametro dell'ordine di 40  $\mu\text{m}$  che permette l'attraversamento di terminazioni nervose e vasi sanguinei (Gaziano et al., 2022).

L'osso spongioso, microscopicamente invece, è costituito da trabecole le quali si orientano nello spazio secondo le linee di forza che vengono esercitate sul tessuto dalle sollecitazioni meccaniche alle quali esso è sottoposto. (Rho et al., 1998).

### 1.2.3 Sub-microstruttura



*Figura 4: Organizzazione delle lamelle (Fonte: Antonio Incandela, Il tessuto osseo – Struttura e funzioni delle ossa).*

Lo spessore delle lamelle che avvolgono l'osteone varia tra i 3 e i 7  $\mu\text{m}$ .

Ciascuna lamella mostra un modello definito di unità sub-microstrutturali (chiamate sublamelle), caratterizzate da uno spartito ordinato di fibrille di collagene mineralizzate (Giraud-Guille, 1988; Weiner et al., 1999 come si cita in Gaziano et al., 2022).

All'inizio si pensava che le fibrille giacevano sullo stesso piano delle lamelle e che avessero la tendenza ad essere orientate in una stessa direzione all'interno del medesimo gruppo lamellare di appartenenza; tuttavia, dopo numerosi studi legati al metodo di formazione e accrescimento del tessuto osseo, si è notato che le fibrille sono confinate in piccoli domini di 30-100  $\mu\text{m}$  di diametro. All'interno di uno stesso dominio l'orientamento delle fibre di collagene è costante, ma cambia non appena la cavità che ospiterà l'osso si forma ottenendo diversi orientamenti delle fibrille tra lamelle adiacenti (Currey, 2006).

### 1.2.4 Nanostruttura

Le strutture più importanti che si possono studiare in questo livello sono le fibre di collagene. Le microfibrille di collagene si ritrovano circondate e allo stesso tempo compenstrate dai cristalli di idrossiapatite, formando così dei compositi che vengono chiamati fibre di collagene mineralizzato (Franzoso, 2008; Rho et al., 1998). Le fibre sono rappresentate per la quasi totalità da molecole di collagene, principalmente di tipo I.

### ***1.2.5 Sub-nanostruttura***

A tale livello, in un range che va da pochi a un centinaio di nanometri, le sub-nanostrutture principali sono la matrice, il collagene e le proteine organiche non collagenee.

La matrice è prevalentemente costituita da sostanza inorganica (70%), sotto forma di cristalli di fosfato di calcio, la cui fase minerale preponderante risulta essere l'idrossiapatite. Questi cristalli occupano i vari spazi interstiziali della principale componente organica della matrice: il collagene, proteina che grazie alla sua struttura terziaria presenta al suo interno svariate lacune.

L'unità fondamentale del collagene è il tropocollagene composto da tre catene di polipeptidi della stessa lunghezza legate tra loro da legami idrogeno per formare una tripla elica.

Ci sono altri costituenti importanti, tra cui l'acqua, fondamentale per alcune proprietà meccaniche dell'osso stesso, alcune proteine e polisaccaridi, che possono fungere come riserva di ioni calcio e fosfato, e cellule vive (Currey, 2006).

## **Capitolo 2: Comportamento meccanico del tessuto osseo corticale**

Dopo aver parlato nel capitolo 1 della composizione del tessuto osseo, ci si occuperà ora di come essa ne influenzi il comportamento meccanico focalizzando l'attenzione solo sul tessuto osseo corticale. Più in particolare, in prima istanza ci si focalizzerà sul definire una prova di trazione e una prova di carico-scarico per poi analizzare nel dettaglio alcune delle condizioni essenziali per studiare e capire i risultati provenienti da questi test su un provino di tessuto osseo compatto.

### ***2.1 Elementi chiave nella valutazione delle proprietà meccaniche***

L'osso è un materiale strutturalmente complesso, viscoelastico, non omogeneo, con diversi strati di tessuto che cooperano per soddisfare requisiti ben precisi risaltandone così le proprietà anisotrope. A causa della sua struttura e delle sue caratteristiche di base, le proprietà meccaniche variano in base ad alcune caratteristiche quali ad esempio velocità, durata, orientamento e direzione di applicazione del carico.

Effettuando prove di trazione uniassiale su provini di geometria standardizzata si è determinato che questo tessuto solitamente mostra una resistenza a rottura nell'intervallo compreso tra 100 e 200 MPa., raggiungibile con un tasso di deformazione variabile tra l'1% e il 2% (Kaneko, 2002). Per quanto riguarda il modulo elastico, sono stati registrati valori compresi tra 10 e 20 GPa mentre lo snervamento (*yield point*) si raggiunge per tassi di deformazione pari allo 0.6% circa.

### ***2.2 Prova di trazione***

“In scienza dei materiali, la prova di trazione (o prova di trazione uniassiale) è una prova di caratterizzazione dei materiali che consiste nel sottoporre un provino di dimensioni standard (descritte da una apposita norma UNI) di un materiale in esame ad un carico  $F$  monoassiale inizialmente nullo che viene incrementato fino a un valore massimo che determina la rottura del materiale.

La prova di trazione serve a determinare diverse caratteristiche del materiale in esame, tra cui la resistenza meccanica ( $R_m$ ), il modulo di Young o modulo di elasticità ( $E$ ), il carico unitario di

snervamento (YS, "yield strength"), l'allungamento percentuale (A%, "elongation"), la strizione percentuale (Z%, "reduction of area")." (Wikipedia, 2023).

Dal punto di vista pratico, una prova di trazione, per essere effettuata, necessita di una macchina di trazione (Figura 5), di adeguati provini con diametro o spessore maggiore o uguale di 0,5 mm (Figura 5) e di un metodo di esecuzione rigido fissato secondo le norme UNI EN 10002.

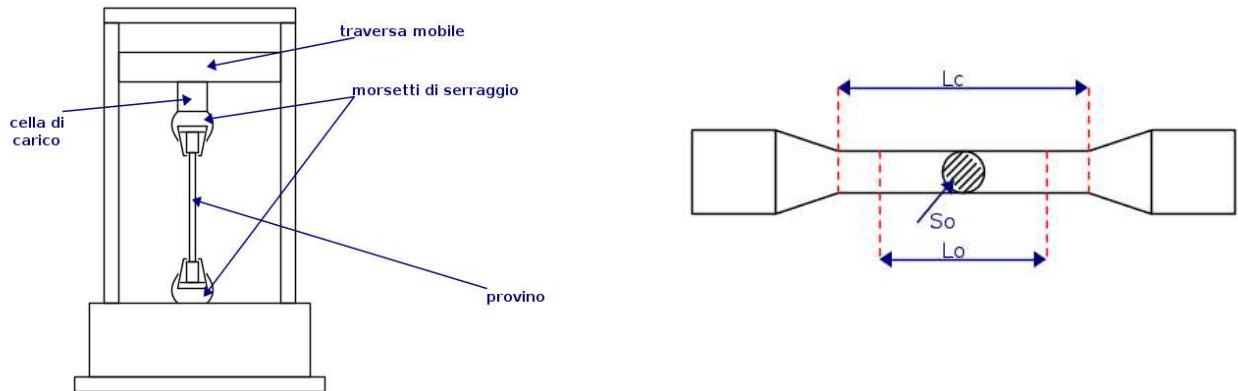


Figura 5: Macchina per prova meccanica di trazione e provino a sezione circolare (ElectroYou.it, 2011)

Al provino, fissato da due morsetti alle estremità, verrà applicata una forza regolata e controllata dalla cella di carico posta a una delle estremità di esso per poi studiare lo stato tensionale e deformativo.

Quindi, dopo aver applicato al campione una forza di trazione  $F$ , la sua zona centrale, che è la parte caricata da sforzi più intensi, si allungherà di una lunghezza che chiamo  $L$  con  $L > L_0$  ( $\Delta L = L - L_0$ ) e avrà un'area trasversale, sempre circolare, con diametro inferiore rispetto al diametro di  $S_0$  del campione in Figura 5 (Pavan, 2020).

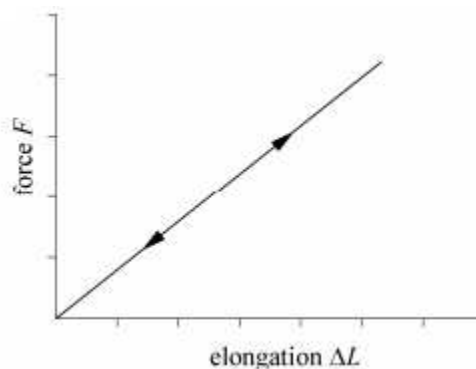


Figura 6: Curva di carico-scarico nel caso ideale di un materiale elastico lineare (Carniel, 2022)

Definisco  $\varepsilon_1 = \Delta L / L_0$  come deformazione nella direzione longitudinale e  $\sigma_1 = F / S_0$  come tensione nominale nella direzione di applicazione di  $\varepsilon_1$  (Pavan, 2020)

(D'ora in poi verrà abbandonata la dicitura "longitudinale" per quanto riguarda lo sforzo e la deformazione).

### 2.2.1 Curva di trazione

La macchina di trazione è dotata anche di un computer di acquisizione dati che permette di registrare subito il diagramma sforzo-deformazione; nelle prossime righe, come si vede dalla Figura 7, ne verrà analizzato un tipico esempio che ben sintetizza lo stato tensionale e deformativo del tessuto osseo corticale.

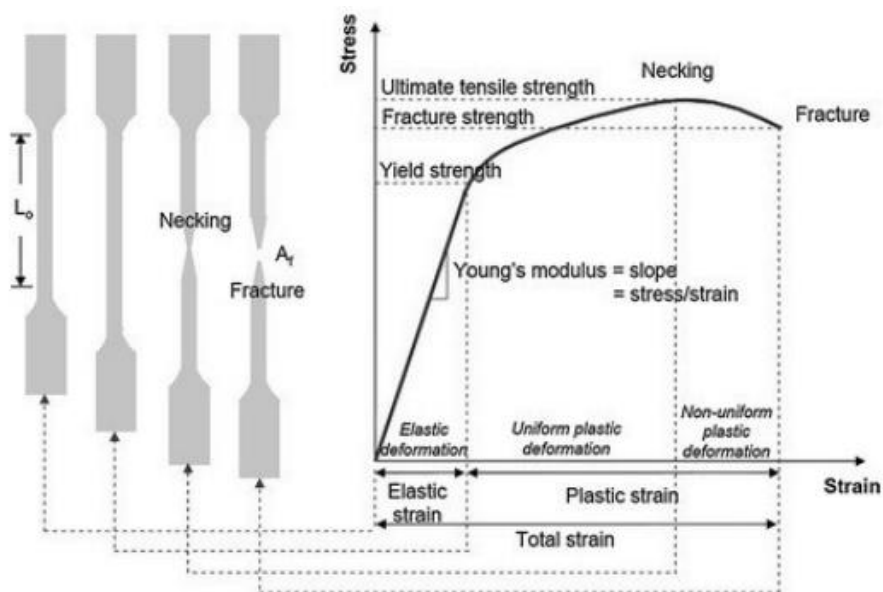


Figura 7: Grafico strain-stress (Dorigoni, 2022)

- **Fase elastica:**

In questo primo momento, quando il carico è ancora contenuto per quel determinato materiale, il provino presenta un comportamento elastico reversibile in cui la retta di carico coincide con la retta di scarico.

Il campione si comporta quindi come una molla ideale che risponde alla legge di Hooke secondo cui le deformazioni provocate dalle sollecitazioni sono proporzionali alle sollecitazioni stesse:  $\Delta L/L_0 = F/(E \cdot S_0)$  con  $E$  = Modulo di Young (o modulo elastico) caratteristico per ogni materiale.

- **Fase elasto-plastica:**

In questa fase, il comportamento del materiale non sarà più lineare e la provetta subisce delle deformazioni irreversibili, cioè che permangono in parte anche dopo l'eliminazione del carico con la conseguente caduta della resistenza meccanica del materiale. Tali deformazioni sono, cioè, sia elastiche (quindi spariscono) sia plastiche (permanenti). Se viene tolto il carico, l'allungamento si riduce ma la provetta non riprende le dimensioni iniziali. Dopo l'eliminazione della forza svaniscono le sole deformazioni elastiche, e rimangono impresse le deformazioni plastiche (permanenti).

La tensione, che non sempre è facilmente distinguibile ad occhio nudo in un grafico, che sancisce il passaggio dal regime elastico a regime plastico è chiamato tensione di snervamento (*Yield point*).

- **Fase della rottura del provino**

Con l'aumentare ulteriore del carico, va scomparendo sempre più l'elasticità e prevalgono in maniera più evidente le deformazioni plastiche comportando poi la rottura del campione di tessuto osseo.

Prima della spaccatura però, si ha il fenomeno della *strizione* in cui c'è una diminuzione del carico applicato ma una estensione localizzata del provino con conseguente diminuzione del diametro della sezione  $S_0$ .

Nella zona in cui avviene il fenomeno della strizione si ha la formazione della prima cricca; ciò comporta la formazione di nuove superfici che diventano regioni a maggior energia, un'intensificazione del campo di tensione agli apici della cricca e il danneggiamento ultimo dell'intera struttura (Carniel, 2022).

## 2.3 Prova di carico-scarico

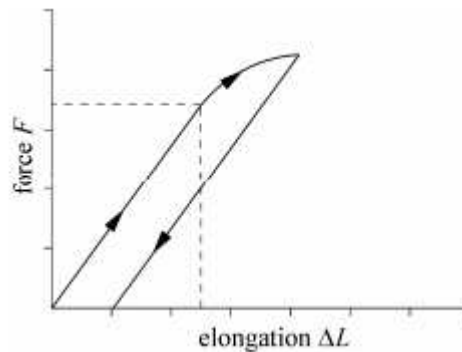


Figura 8: prova di carico-scarico (Carniel, 2022)

Una prova di carico-scarico è un tipo di test o esperimento condotto per valutare le proprietà meccaniche e la resistenza del tessuto osseo corticale quando è sottoposto a carichi variabili nel tempo. Questi test sono fondamentali per comprendere come il tessuto osseo risponde a diverse condizioni di stress e vengono utilizzati in campo biomeccanico, ortopedico e ingegneristico. Per il tipo di materiale che si sta considerando, come si vede in Figura 8, la prova di carico-scarico è utile se si applica uno sforzo nel provino tale da superare lo *yield point* raggiungendo la regione elasto-plastica. Durante la fase di scarico, che avviene a velocità costante, il campione analizzato verrà portato dalla cella di carico fino allo stato tensionale applicato su di esso nullo (Dorigoni, 2022). Sarà evidente dal prossimo paragrafo, con l'uso di vari esempi e grafici, la differenza tra la curva di carico e la curva di scarico a causa delle deformazioni plastiche avvenute durante i test.

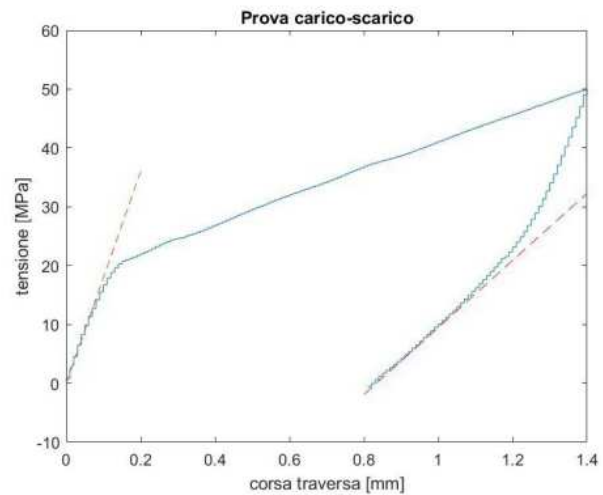
### 2.3.1 Risultati delle prove

Nello studio condotto da Dorigoni (2022), usando una macchina di trazione universale ad azione elettromeccanica modello Galdabini Sun 2500 e campioni di tessuto osseo corticale estratti da femori bovini per poi essere sottoposti a sagomatura tramite taglio ad acqua e fresatura come si mostra in Figura 9a, è stata ottenuta la seguente prova di carico-scarico illustrata in Figura 9b.





**a)**

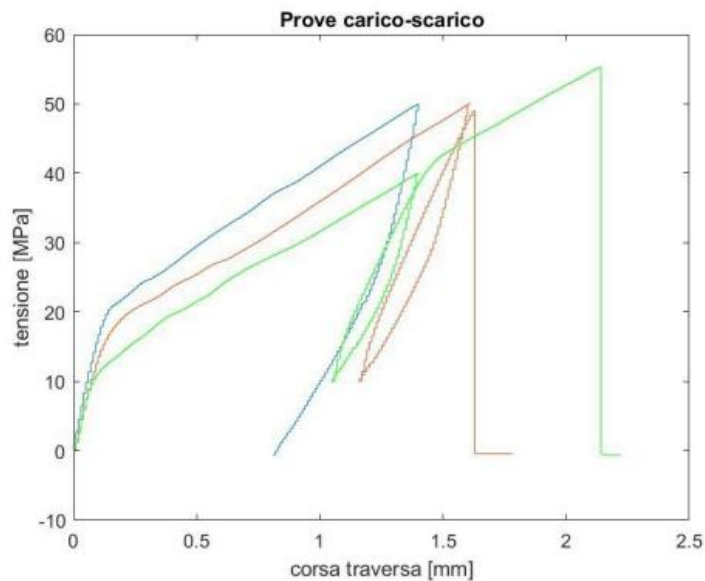


**b)**

*Figura 9: Provini prova di carico scarico (a) e risultato della prova (b) (Dorigoni, 2022).*

Dall'analisi della Figura 16.b, come evidenziato da Dorigoni (2022) con le due linee tratteggiate, è fondamentale considerare come il modulo elastico cambi tra la fase di carico e quella di scarico sotto una certa tensione; nell'ultima fase della curva la pendenza diminuisce, traducendosi in irreparabili alterazioni delle proprietà meccaniche del materiale.

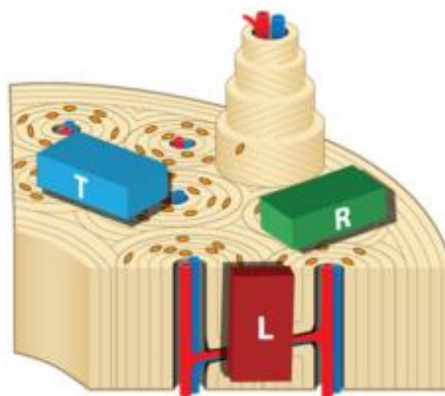
Nel lavoro di Dorigoni (2022) sono state condotte altre prove analoghe su più provini fino a farli arrivare anche a rottura in seguito a più cicli di carico-scarico consecutivi come si vede in Figura 10. Si noti come, nel tracciato in rosso e in verde, vi è l'instaurazione di un nuovo stato tensionale-deformativo che ne comporta un lieve recupero di rigidità osservabili dalle isteresi verificatesi per via di meccanismi microstrutturali dissipativi tempo-dipendenti (Carniel, 2022).



*Figura 10: prove di carico-scarico multiple fino alla rottura dei provini (Dorigoni, 2022).*

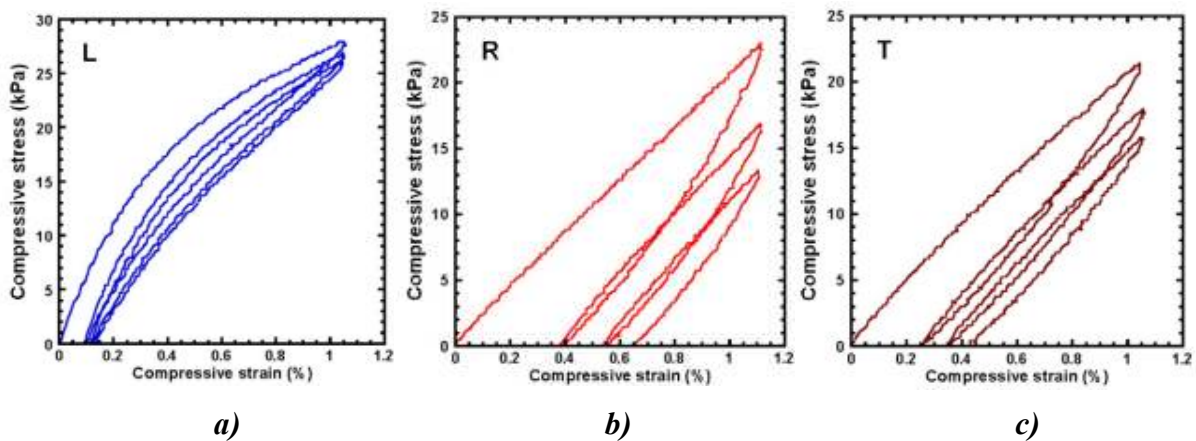
Lo studio di Dorigoni (2022), come anche lo studio di Schaffler et al., 1990 citato in Novitskaya et al., 2013 che ha esaminato le proprietà di fatica dell'osso corticale bovino caricato a magnitudo di deformazione di  $2 \cdot 10^{-3}$  scoprendo che l'osso può sopportare diversi milioni di cicli senza rottura da fatica e che dopo un abbassamento iniziale della rigidità del 6%, essa non cambia radicalmente, sono stati effettuati su campioni caricati longitudinalmente.

La relazione di Novitskaya et al., 2013, espande queste analisi preoccupandosi di fornire dati su test di carico-scarico usando 60 provini demineralizzati di femore di bovino caricati ad ogni ciclo in un range che va dall' 1-2% della deformazione compressiva nelle tre direzioni anatomiche ortogonali, non solo quindi nella direzione di accrescimento osseo nella quale le fibre di collagene tendenzialmente si dispongono (Figura 11).



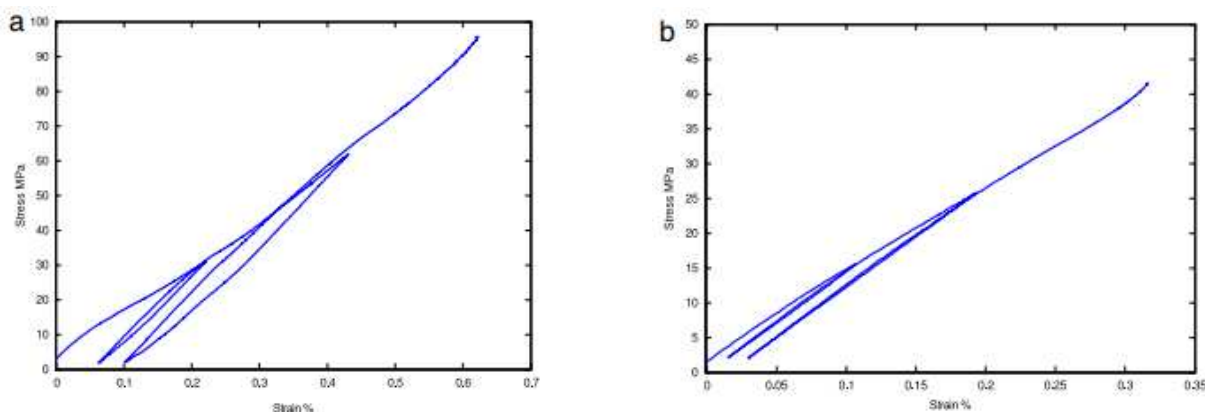
*Figura 11: spiegazione chiara delle tre direzioni su cui si baseranno i seguenti grafici (Novitskaya et al., 2013).*

Dalla Figura 12 si nota che la rigidità nella direzione longitudinale è molto maggiore rispetto a quella radiale e trasversale con discorso analogo per quanto riguarda il modulo elastico di compressione. Le fasi di carico risultano approssimativamente simili e lineari nella direzione radiale e trasversale, mentre sono non lineari in direzione longitudinale. Nella fase di scarico, la curva non è lineare in nessuna delle tre casistiche prese in considerazione dando luogo ad una risposta di tipo isteretico più marcata nella fase radiale a causa della maggior capacità di assorbire energia per via della microstruttura dell'osso corticale.



*Figura 12: tre cicli di carico-scarico in direzione longitudinale(a), radiale(b) e trasversale(c) (Novitskaya et al., 2013).*

In un altro elaborato di Abdel-Wahab e al. (2011), vengono effettuate prove cicliche di carico-scarico, sempre su ossa bovine, al fine di valutare proprio come varia il modulo elastico tra la fase di carico e quella di scarico a causa della non linearità del comportamento elastoplastico del tessuto osseo corticale. Questo studio è molto interessante perché oltre ad analizzare le caratteristiche lungo la direzione longitudinale e trasversale, vengono analizzati provini provenienti da quattro siti anatomici differenti.



*Figura 13: Curve sforzo-deformazione di cicli di carico-scarico per campioni caricati longitudinalmente (a) e trasversalmente (b) di tessuto osseo corticale femorale bovino (Abdel-Wahab e al., 2011).*

Come si vede in Figura 13, per ogni campione, sono stati effettuati due cicli di carico osservandone un comportamento elasto-plastico non lineare con indurimento a deformazione in entrambe le direzioni di carico e per tutti e quattro i siti anatomici.

Dalla Figura 15, che è riferita allo studio di Abdel-Wahab e al. (2011), si trovano i risultati dei moduli di Young e delle resistenze ultime per tutti i casi analizzati.

Per i test lungo l'asse dell'osso si è visto che i campioni anteriori avevano moduli elastici più elevati come anche la resistenza ultima, mentre i campioni laterali erano i più deboli, rimanendo però tutti tra un range compreso tra 15 e 24 GPa.

Risultati simili si hanno anche nella direzione perpendicolare all'asse osseo con moduli elastici che vanno dai 10 ai 15 GPa nei quattro distretti anatomici.

Per quanto riguarda la resistenza ultima, nella direzione longitudinale il massimo valore medio registrato è di 117,6 Mpa per campioni anteriori e un minimo valore pari a 65,5 Mpa nei provini laterali, mentre per la direzione trasversale è stato registrato la resistenza più alta a rottura di 39 Mpa in provini mediali e nei campioni anteriori quella più bassa con un risultato di 25,4 Mpa.

## ***2.4 Anisotropia del tessuto osseo compatto***

Come premessa, come riportato da Saha e Hayes (1974), è importante notare che la microstruttura dell'osso corticale varia sia tra specie diverse del regno animale, sia tra individui della stessa specie, sia tra siti diversi dello stesso osso.

Le proprietà anisotrope dell'osso corticale dipendono dalle proprietà meccaniche dei suoi componenti, nonché dall'organizzazione gerarchica microstrutturale del tessuto. Quest'ultima è stata precedentemente approfondita nel Capitolo 1, dove si è visto che il tessuto osseo corticale è costituito da un sistema osteonale disposto parallelamente all'asse del segmento osseo (nel caso di ossa con una direzione preferenziale).

### 2.4.1 Evidenze sperimentali mediante prove di carico uniassiale

L'osso compatto, come è possibile osservare in Figura 14, risulta più resistente e più rigido quando viene caricato lungo la direzione longitudinale, che congiunge idealmente le diafisi di un osso lungo, rispetto alle direzioni circonferenziale e radiale.

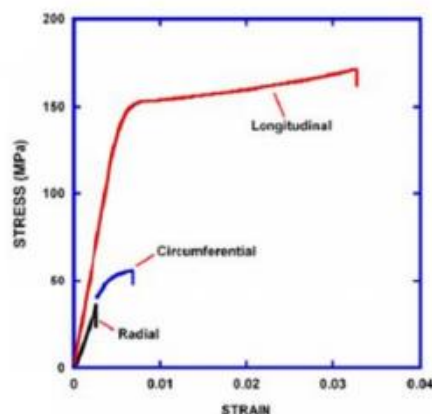


Figura 14: prova di trazione tessuto osseo corticale con focus sulla direzione di applicazione del carico (Currey, 2006).

Vari test a trazione condotti sia su tessuto umano che su tessuto animale hanno dimostrato come la direzione longitudinale preferenziale sia quella a maggior resistenza (si vede infatti un tratto elastico lineare che ben sopporta lo stress seguito da un marcato *yield point*) e come le proprietà si riducano sensibilmente nella direzione trasversale. In particolare, sia il carico di rottura che il modulo elastico presentano riduzioni fino al 50% dei valori ottenuti rispetto la direzione longitudinale (Abdel-Wahab, 2010).

Direction	Specimen location	Specimen #	Initial modulus (GPa)	First unloading cycle modulus (GPa)	Second unloading cycle modulus (GPa)	Ultimate strength (MPa)
Longitudinal	Anterior	1	23.77	24.18	24.18	124.30
		2	22.36	22.69	22.99	139.93
		3	23.31	24.33	24.57	88.51
		Mean (SD)	23.15( $\pm 0.72$ )	23.73( $\pm 0.91$ )	23.91( $\pm 0.82$ )	117.58( $\pm 26.36$ )
	Posterior	1	17.68	17.82	18.67	82.86
		2	19.69	20.16	19.69	97.52
		3	20.49	20.87	20.70	98.13
		Mean (SD)	19.29( $\pm 1.45$ )	19.62( $\pm 1.60$ )	19.69( $\pm 1.02$ )	92.84( $\pm 8.65$ )
	Medial	1	17.92	19.95	20.94	97.41
		2	21.74	22.27	22.94	106.66
		3	23.74	25	25.31	97.14
		Mean (SD)	21.13( $\pm 2.96$ )	22.41( $\pm 2.53$ )	23.06( $\pm 2.19$ )	100.40( $\pm 5.42$ )
Lateral	1	13.65	14.58	14.95	63.48	
	2	16.67	17.21	16.95	80.53	
	3	15.11	16.44	16.93	52.55	
	Mean (SD)	15.14( $\pm 1.51$ )	16.08( $\pm 1.35$ )	16.28( $\pm 1.15$ )	65.52( $\pm 14.10$ )	
Transverse	Anterior	1	14.15	14.49	14.35	26.47
		2	12.69	13.16	13.52	24.87
		3	12.76	13.59	13.92	25.12
		Mean (SD)	13.20( $\pm 0.82$ )	13.75( $\pm 0.68$ )	13.93( $\pm 0.42$ )	25.49( $\pm 0.86$ )
	Posterior	1	9.35	9.74	9.52	26.60
		2	9.33	9.80	9.58	24.86
		3	11.07	11.28	11.15	29.42
		Mean (SD)	9.92( $\pm 0.10$ )	10.27( $\pm 0.87$ )	10.08( $\pm 0.92$ )	26.96( $\pm 2.30$ )
	Medial	1	14.64	14.65	14.66	33.75
		2	14.52	15	14.75	42.23
		3	14.85	15.15	15.20	41.12
		Mean (SD)	14.67( $\pm 0.17$ )	14.93( $\pm 0.26$ )	14.87( $\pm 0.29$ )	39.03( $\pm 4.61$ )
Lateral	1	11.95	13.01	12.32	30.19	
	2	12.15	12.41	12.28	30.70	
	3	9.43	9.85	10.31	19.39	
	Mean (SD)	11.18( $\pm 1.52$ )	11.76( $\pm 1.68$ )	11.64( $\pm 1.15$ )	26.76( $\pm 6.39$ )	

Figura 15: Moduli elastici e resistenza ultima dell'osso corticale femorale bovino per diverse direzioni e posizioni anatomiche in prove di carico-scarico (Abdel-Wahab, 2010).

Non solo è importante capire la direzione di applicazione del carico, ma anche l'angolo di orientazione. Come ipotesi di base, in figura 16, si consideri il fatto che gli angoli di 0 e 90 gradi coincidono con la direzione assiale.

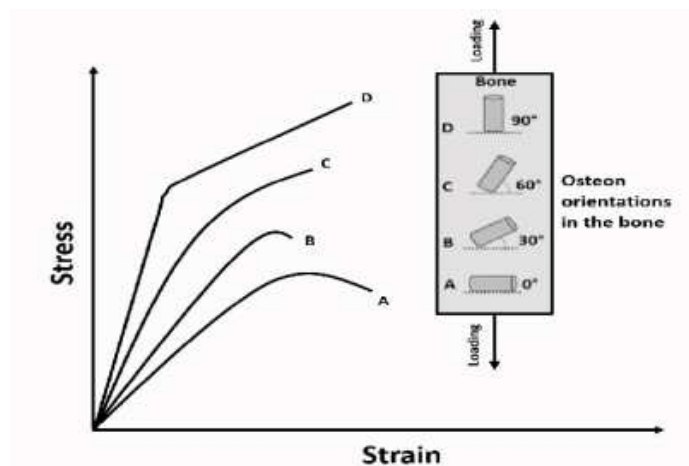


Figura 16: dipendenza della proprietà meccaniche dall'orientamento del carico (Cefali & Merlin, 2012).

## 2.5 Viscoelasticità

I meccanismi di deformazione che si vengono a formare nel complesso osteonale possono essere istantanei e riguardano la dilatazione dei legami chimici, oppure possono essere tempo dipendenti che, richiedendo più tempo per svilupparsi, riguardano i legami tra i costituenti intimi (collagene e cristalli di idrossiapatite), scorrimento relativo delle lamelle e scorrimento relativo degli osteoni (Carniel, 2021).

Infatti, se si misura il modulo di Young durante la fase di caricamento (*loading*) facendola avvenire molto lentamente, si otterrebbe un risultato molto inferiore rispetto ad un'ipotetica medesima sollecitazione del provino avvenuta molto velocemente. Da ciò ne deriva il fatto che il modulo elastico è dipendente dallo *strain rate*: la velocità di deformazione calcolato come la variazione della deformazione subita dal provino fratto il tempo impiegato per la misurazione (Currey, 2006).

Nello studio di Ferreira et al. (2006), come citato in Abdel-Wahab, 2010, in cui vengono raccolti dati per studiare le proprietà meccaniche nell'osso corticale bovino in relazione alla velocità di deformazione a sforzo, sono state trovate dipendenze lineari sia del modulo elastico che della resistenza ultima dallo *strain rate* sia nella direzione longitudinale che in quella trasversale; la resistenza ultima era maggiore e i moduli elastici erano inferiori a velocità di deformazione più elevate.

Test su osso corticale umano a velocità di deformazione di  $4 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$  sono stati effettuati facendo cadere pesi su campioni tagliati lungo la direzione dell'asse del femore. Il modulo di Young ottenuto a quella velocità di deformazione intermedia era superiore del 10,5% rispetto a quello per la velocità di deformazione bassa di  $2 \times 10^{-5} \text{ s}^{-1}$  e inferiore del 10% rispetto a quella per la velocità di deformazione elevata di  $102 \text{ s}^{-1}$  (Raftopoulos, 1993 come citato in Abdel-Wahab, 2010).

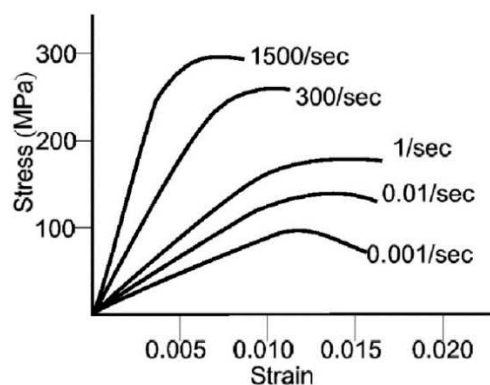
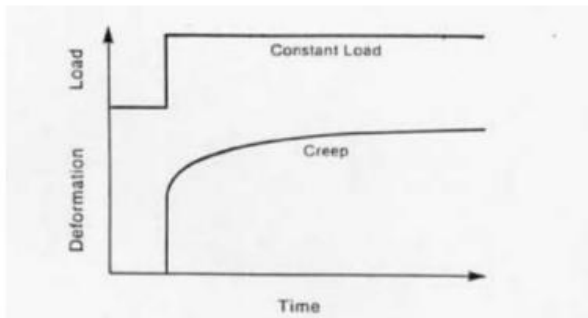
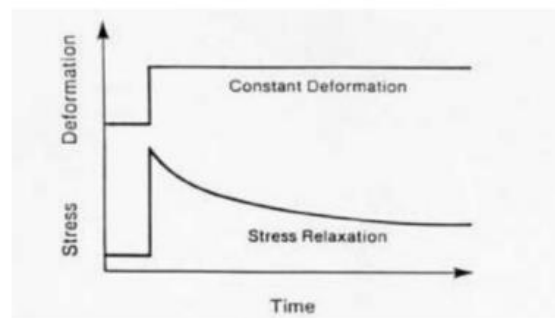


Figura 17: Strain rate del tessuto osseo corticale (Maciel e Anderson, 2002).

Eseguendo una prova di trazione su un materiale viscoelastico, come l'osso corticale, mantenendo un controllo di deformazione, lo stress indotto dalla deformazione diminuirà nel tempo a un ritmo sempre più decrescente; tale fenomeno prende il nome di *fenomeno del rilassamento delle tensioni*. Invece, nella *prova di creep* vi è una iniziale sollecitazione, mantenuta poi costante nel tempo, che porta ad una deformazione del campione nel più rapido tempo possibile. Come conseguenza si può osservare che il provino continuerà a deformarsi mostrando un andamento sempre crescente e una velocità sempre decrescente (Currey, 2006).



a)



b)

Figura 18: prova di creep (a), prova di stress relaxation (b). Fonte: (Manfredini, 2022).



### Capitolo 3: Correlazione tra microstruttura e risultati test di carico-scarico nel tessuto osseo corticale

Il comportamento dell'osso è stato ampiamente documentato, ma si riconosce che le sue proprietà meccaniche cambiano a seconda della scala di osservazione a causa delle diverse proprietà meccaniche delle sue componenti e delle relazioni strutturali che intercorrono tra essi ai vari livelli gerarchici descritti nel Capitolo 1.

Dopo aver ampiamente discusso, nel Capitolo 2, del comportamento meccanico del tessuto in questione dal punto di vista macrostrutturale, ora analizzeremo cosa avviene a livello della microstruttura durante una deformazione plastica del provino o la sua rottura. Nel meccanismo di deformazione del materiale avvengono le deformazioni delle fibrille di collagene mineralizzato, dei cristalli di idrossiapatite e della matrice di collagene in cui questi sono immersi (Hoo et al., 2011).

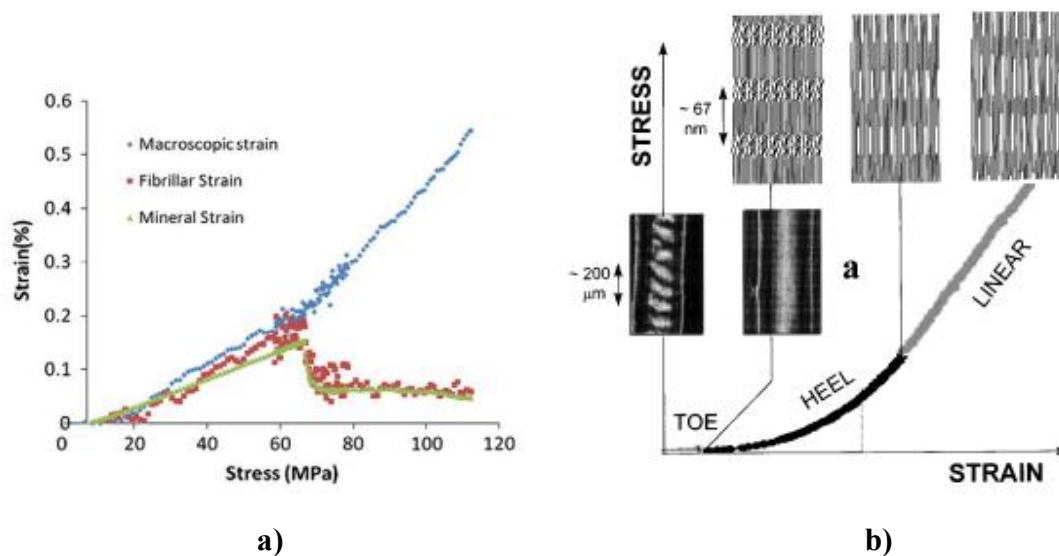


Figura 19: comportamento a deformazione delle microfibrille e suoi costituenti (a). Curva sforzo-deformazione del collagene (b) (Fratzl et al., 1998).

Si è constatato che la deformazione in una prova di trazione in direzione longitudinale è lineare, come si vede in Figura 19a, sia per il caso macroscopico, sia per il caso microscopico fino a un valore di deformazione pari a 0,2%. A questo valore critico è stata osservata una diminuzione improvvisa del 50% nelle deformazioni delle fibrille e della componente minerale. Questo

suggerisce la presenza di danno locale parziale che evidenzia una distribuzione disomogenea delle deformazioni all'interno della struttura analizzata (Figura 19a) (Cefali & Merlin, 2012).

Analizzando la Figura 19b, si può osservare che le fibrille di collagene mineralizzato trasferiscono gli sforzi alle fibrille adiacenti mediante la matrice interposta tra di esse, generando degli sforzi di taglio. Quando l'osso viene deformato oltre il punto di snervamento e viene superata una sollecitazione di taglio critica, la matrice di collagene perde coesione e scorre contro le fibrille causando dei fenomeni di attrito. In questo modo, tra le fibrille mineralizzate viene trasferito uno sforzo tangenziale costante che causa una loro deformazione permanente (Ji & Gao, 2004).

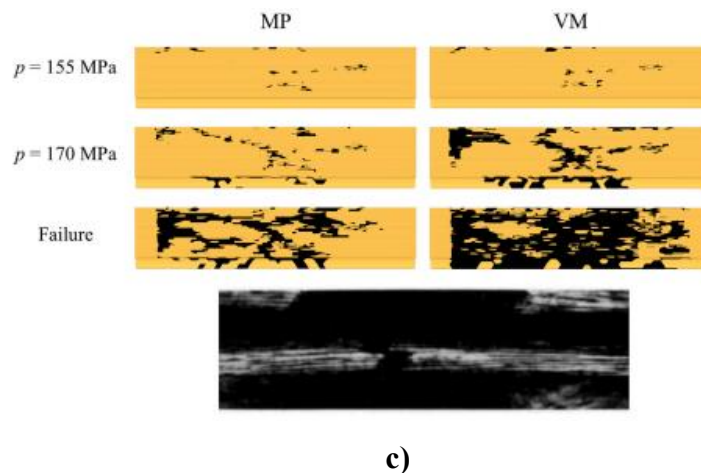
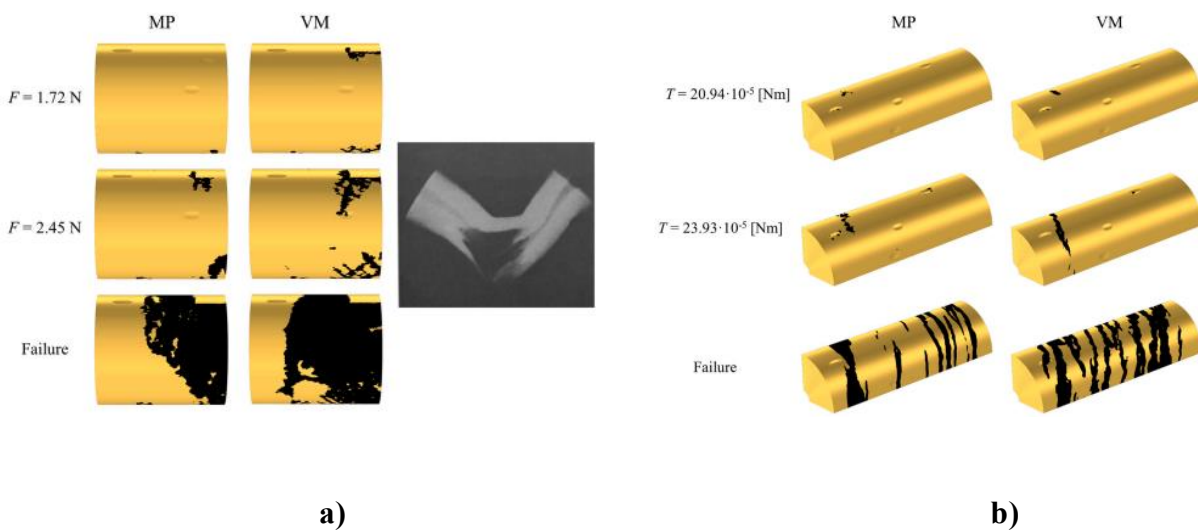


Figura 20: Modelli di danneggi per singolo osteone caricato in flessione (a), torsione (b) e tensione uniassiale (c) (Gaziano, 2022).

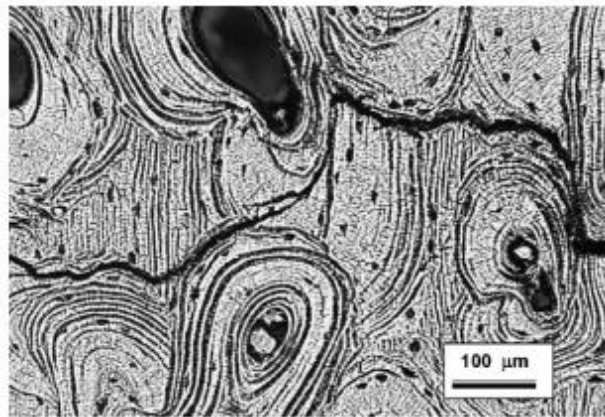
Analizzando invece ciò che succede dal punto di vista dell'osteone, come riportato nello studio di Abdel-Wahab et al, (2011), è stato verificato che valori più grandi del modulo di Young e resistenza ultimo erano associati all'osso primario, piuttosto che all'osso secondari; nello specifico l'osso

primario è costituito da un basso numero di osteoni con una struttura circostante che segue l'andatura osteonale, l'osso secondario è composto da giovani osteoni in formazione tramite il processo di rimodellamento.

Ciò è un fattore rilevante nello studio delle proprietà meccaniche dell'osteone riportate in Figura 20; durante il rimodellamento osseo si formano delle lacune, le quali sono strettamente collegate all'inizio della propagazione del danneggiamento osseo in seguito allo stimolo.

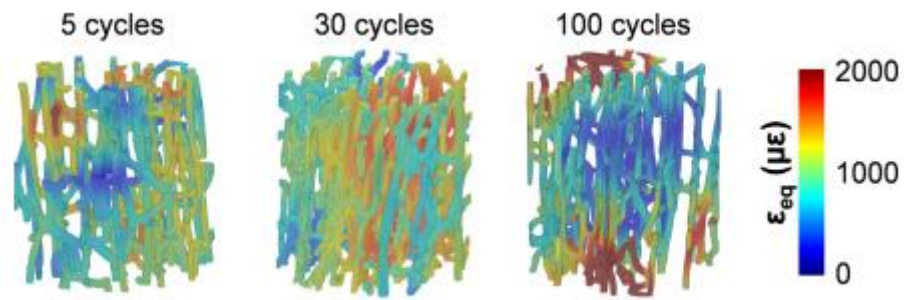
Le prime micro-crepe si propagheranno tramite bande di danneggiamento nella regione interlaminare che è strettamente correlata alla morfologia della sezione anatomica appartenente e al tipo di carico applicato (Figura 21).

Osservando la Figura 20b, il modello di danneggiamento sembra seguire un pattern zebrato con diverse crepe che si sviluppano e orientano lunga la direzione circonferenziale.



*Figura 21: propagazione cricca lungo i confini dei vari compartimenti ossei (Gupta & Zioupos, 2008)*

Un interessante punto di vista viene fornito anche dallo studio di Fernandez et al., (2020) in cui si mostra l'accoppiamento tra accumulo di deformazioni residue e le regioni altamente compresse a bassi livelli di deformazioni globali. In particolare, come si vede in Figura 22, questo test è stato condotto sui canali osteonici tra cui canali di Havers e canali di Volkmann con lo scopo di studiare le tensioni residue locali nel tessuto osseo corticale a seguito di carichi ciclici a compressione usando la tomografia computerizzata a raggi X (XCT) e la correlazione di volume digitale (DVC) per fornire una visione globale e 3D sui modelli di rottura dell'osso.



*Figura 22: Analisi delle distribuzioni locali della deformazione equivalente di Von Mises su rete di canali sottoposti a più cicli di carico-scarico (Fernandez et al., 2020)*

## Conclusioni

In conclusione, questa tesi bibliografica ha fornito una panoramica dettagliata delle ricerche esistenti sul comportamento del tessuto osseo corticale in seguito a sforzi ciclici di carico-scarico. Lo scopo è quello di fornire un quadro generale chiaro, solido e preciso sull'argomento con l'implementazione di punti di vista non considerati o avvenuti successivamente in alcuni studi qui citati per far sì che questo sia una rampa di lancio per progetti futuri.

Oltre ad aver raccolto più risultati sul comportamento macroscopico dell'osso corticale ho sempre cercato di affiancare la naturale risposta dal punto di vista della nanoscala o microscala facendo risaltare l'incredibile dinamicità e capacità di adattamento del tessuto osseo corticale; non a caso esso rappresenta l'80% del totale peso osseo corporeo e risulta essere il principale componente dell'impalcatura scheletrica umana.

L'analisi delle diverse metodologie e dei diversi strumenti di misurazione usati, ha evidenziato la moltitudine di approcci presenti in antologia riguardo questo campo, come la necessità di una standardizzazione e confronto approfondito dei risultati ottenuti.

I limiti principali riscontrati in questa ricerca riguardano principalmente l'immensa varietà delle caratteristiche dei campioni usati e della complessa struttura dell'osso soprattutto a livello della nanoscala.

Nel capitolo 2, si è visto appunto come le caratteristiche, e quindi di conseguenza i risultati delle prove, cambiano in base al sito di estrazione del provino nell'osso intero, ma non solo; dopo l'estrazione del campione, le proprietà meccaniche cambiano anche in base al sito anatomico selezionato del provino stesso e ciò dipende dalla nanostruttura principalmente.

Sebbene al giorno d'oggi, considerati i considerevoli progressi nelle tecniche di imaging, riusciamo ad ottenere ottime previsioni del comportamento microstrutturale, non è ancora presente un protocollo avanzato universale.

Pertanto, questa tesi di laurea, fornisce un punto di partenza solido per future indagini che dovrebbero mirare all'incentivazione dell'uso di tecnologie avanzate come la microscopia e tomografia computerizzata a raggi X unita alla correlazione di volume digitale per fornire una modellazione computerizzata 3D del tessuto osseo corticale soprattutto a livello della nanoscala.

## Bibliografia

- Bani, D., & Pieraccini, V. L. G. (2007). Il tessuto osseo. *Appunti del corso di Istologia. Dipartimento di Anatomia, Istologia e Medicina legale, Università degli studi di Firenze.*
- Currey, J. D. (2006). *Bones: structure and mechanics.* Princeton university press.
- Amini, A. R., Laurencin, C. T., & Nukavarapu, S. P. (2012). Bone tissue engineering: recent advances and challenges. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 40(5).
- Gaziano, P., Monaldo, E., Falcinelli, C., & Vairo, G. (2022). Elasto-damage mechanics of osteons: A bottom-up multiscale approach. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 167, 104962.
- Zimmermann, E. A., Gludovatz, B., Schaible, E., Busse, B., & Ritchie, R. O. (2014). Fracture resistance of human cortical bone across multiple length-scales at physiological strain rates. *Biomaterials*, 35(21), 5472-5481.
- Rho, J. Y., Kuhn-Spearing, L., & Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical engineering & physics*, 20(2), 92-102.
- Libonati, F., & Vergani, L. A. U. R. A. (2014). Studio del comportamento meccanico dell'osso corticale. In *Atti del 43° Convegno Nazionale AIAS (Associazione Italiana per l'Analisi delle Sollecitazioni)* (pp. 1-8). ITA.
- Bedini, R., Ioppolo, P., Pecci, R., Marinozzi, F., Bini, F., Pepe, E. and Marinozzi, A. (2009). Misura delle caratteristiche di tessuto osseo umano in condizioni patologiche tramite analisi microtomografica: primi risultati. Roma: Istituto Superiore di Sanità. (Rapporti ISTISAN 09/7).
- Ambrosi, G., Castano, P., Donato, R., Cantino, D., Correr, S., D'Este, L., Familiari, G., Fornai, F., Gulisano, M., Iannello, A., Magaudda, L., Marcello, M., Martelli, A. M., Pacini, P., Rende, M., Rossi, P., Sforza, S., Tacchetti, C., Toni, R. and Zummo, G. (2006). *Anatomia dell'uomo.* Edi. Ermes, 2a edizione.
- Franzoso, G. (2008). Elastic anisotropy of lamellar bone measured by nanoindentation. Ph.D. thesis, Politecnico di Milano, Milano, Italy.
- Kaneko T.S., Pejicic M.R., Tehranzadeh J., Keyak J.H., 2002. Relationships between material properties and CT scan data of cortical bone with and without metastatic lesions. *Medical Engineering & Physics* 25(2003) 445-454.
- Saha, S., Hayes, W.C., 1974. Instrumented tensile-impact tests of bone. *Exp. Mech.* 473-478.

Abdel-Wahab A.A., Alam K., Silberschmidt V.V., 2010. Analysis of anisotropic viscoelastoplastic properties of cortical bone tissues. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 4 (2011) 807-820.

Ferreira, F., Vaz, M. A., & Simoes, J. A. (2006). Mechanical properties of bovine cortical bone at high strain rate. *Materials characterization*, 57(2), 71-79.

Maciel, Anderson. (2002). Biomechanics of Hip Joint Capsule.

Carniel E. L. (2021) – *Meccanica dei Materiali*. Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione, Università degli Studi di Padova

Manfredini F. (2022). Effetto dell'allenamento sul comportamento meccanico dei tendini.

Fratzl, P., Misof, K., Zizak, I., Rapp, G., Amenitsch, H., & Bernstorff, S. (1998). Fibrillar structure and mechanical properties of collagen. *Journal of structural biology*, 122(1-2), 119-122.

Hoo R. P., Fratzl P., Daniels, J. E., Dunlop, J. W. C., Honkimäki, V. and Hoffman M. (2011). Cooperation of length scales and orientations in the deformation of bovine bone. *Acta Biomaterialia*, 7:2943–2951.

Ji, B. and Gao, H. (2004). Mechanical properties of nanostructure of biological materials. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 52:1963-1990.

Novitskaya, E., Lee, S., Lubarda, V. A., & McKittrick, J. (2013). Initial anisotropy in demineralized bovine cortical bone in compressive cyclic loading–unloading. *Materials Science and Engineering: C*, 33(2), 817-823.

Abdel-Wahab, A. A., Alam, K., & Silberschmidt, V. V. (2011). Analysis of anisotropic viscoelastoplastic properties of cortical bone tissues. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4(5), 807-820.

Carniel E. L. (2022) – *Dispense Meccanica dei Materiali*. Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione, Università degli Studi di Padova

DORIGONI, F. Metodi sperimentali per l'analisi del comportamento elastico ed inelastico del tessuto osseo corticale.

Piero Pavan (2020) – *Dispense di Biomeccanica*. Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione, Università degli Studi di Padova.

MERLIN, S., & CEFALI, G. (2012). Caratterizzazione meccanica di tessuto osseo corticale mediante nanoindentazione ciclica a carichi multipli.

Gupta, H. S., & Zioupos, P. (2008). Fracture of bone tissue: the 'hows' and the 'whys'. *Medical engineering & physics*, 30(10), 1209-1226.

Fernández, M. P., Kao, A. P., Witte, F., Arora, H., & Tozzi, G. (2020). Low-cycle full-field residual strains in cortical bone and their influence on tissue fracture evaluated via in situ stepwise and continuous X-ray computed tomography. *Journal of Biomechanics*, 113, 110105.

## Sitografia

Prova di trazione. (18 settembre 2023). *Wikipedia, L'enciclopedia libera*. Tratto il 18/09/2023 da [https://it.wikipedia.org/wiki/Prova\\_di\\_trazione](https://it.wikipedia.org/wiki/Prova_di_trazione)

La prova di trazione sui materiali metallici. (22 settembre 2011). *ElectroYou.it*. Tratto il 18/09/2023 da <https://www.electroyou.it/asdf/wiki/la-prova-di-trazione-sui-materiali-metallici>