

PROPRIETÀ MECCANICHE DEL TESSUTO OSSEO

TESSUTO OSSEO:

Composizione:

- **Parte organica:** cellule e matrice extracellulare (30% del peso e 40% del volume)
Conferisce al tessuto resistenza alla trazione e compressione.
- **Parte inorganica:** sali inorganici (60% del peso e 35% del volume)
Conferisce al tessuto durezza e rigidità.
- **Acqua** (10% del peso e 25% del volume)

Classificazione:

- **Non lamellare:** le fibre di collagene sono raccolte in grossi fasci paralleli o intrecciati, sono ossa prenatali, nell'adulto si trovano nelle neodeposizioni ossee (fratture).
- **Lamellare:** fibre, cellule e matrice extracellulare sono raccolte in lamelle. È un tipo di tessuto prevalente, molto duro e attraversato da numerosi canali (vasi sanguigni e dotti linfatici).

Noi consideriamo la macrostruttura: osso spongioso e corticale.

Il tessuto osseo lamellare si divide in:

- **Compatto (corticale):** molto duro, attraversato da numerosi canali (vasi sanguigni e dotti linfatici). Porosità $\rightarrow P < 30\%$, Frazione di volume $\rightarrow V_f > 70\%$
- **Spugnoso (trabecolare):** reticolo 3D di trabecole ossee, negli spazi trabecolari: midollo osseo. Porosità $\rightarrow P > 30\%$, Frazione di volume $\rightarrow V_f < 70\%$

Osso sano: normale distribuzione tra osso corticale e trabecolare; contenuto minerale nella norma.

Osso osteoporotico: patologia caratterizzata da una riduzione del contenuto di sali di calcio dell'osso; deterioramento delle ossa, diminuzione della massa e difetti nella microarchitettura del tessuto.

PROTESI D'ANCA

L'articolazione dell'anca può essere completamente sostituita da un'articolazione artificiale. È una delle procedure chirurgiche più diffuse: soltanto in Italia nel 2017 ci sono stati 108.000 interventi.

La lega in titanio utilizzata per lo stelo femorale è un materiale molto più rigido rispetto all'osso di partenza.



	Young's modulus (GPa)	Tensile strength (MPa)
Osso compatto	7 - 30	50 - 150
Osso spugnoso	0.05 - 0.5	10 - 20
Lega in titanio	115	860

Per l'osso spugnoso si fa analisi istomorfometrica. Effettuata su sezioni istologiche bidimensionali, permette di ottenere una serie di parametri che descrivono la rete tridimensionale della struttura dell'osso. I parametri principali sono i seguenti:

- Total Volume (mm³): intero volume della porzione di tessuto osseo comprensivo di trabecole e di spazi vuoti
- Bone Volume (mm³): parte di volume occupata dalla sola componente ossea
- Volume fraction (%): percentuale del rapporto tra il volume occupato dall'osso trabecolare e il volume totale del campione

Il problema della protesi d'anca sta nella meccanotrasduzione: l'osso si adatta al carico a cui è sottoposto per migliorare la propria resistenza a fatica; quindi, se il carico diminuisce la densità ossea diminuisce, se il carico aumenta la densità dell'osso aumenta. Il fenomeno avviene sia a livello dell'osso corticale che trabecolare. Lo stimolo meccanico viene convertito in attività elettrochimica che guida la crescita/decrecita ossea.

In condizioni di carico normale in osso sano il carico viene trasmesso dall'osso trabecolare a quello corticale; quando viene posizionata una protesi d'anca la trasmissione del carico viene alterata in modo significativo: $\rho_{\text{implant}} > \rho_{\text{bone}}$ $E_{\text{implant}} > E_{\text{bone}}$

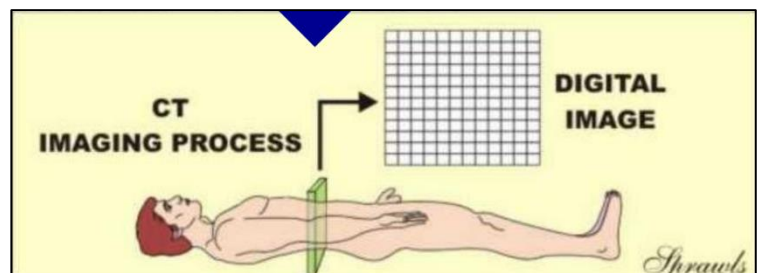
Il carico è applicato alla testa del femore, è trasmesso attraverso lo stelo della protesi: *stress shielding*, l'osso corticale è scaricato dal peso e tende a riassorbirsi.

IMMAGINI MEDICHE

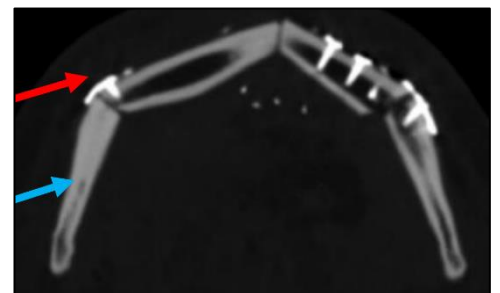
Ad ogni intensità di pixel di immagini digitali mediche in scala di grigi può rappresentare:

- Assorbimento delle radiazioni nell'immagine a raggi X (Radiografia/TC)
- Pressione acustica (Ultrasuoni)
- Ampiezza del segnale a radiofrequenza (Risonanza magnetica)

Queste immagini si ottengono grazie al CT Scan, il cui output è un insieme di immagini. Ciascuna immagine TC è un'immagine digitale che rappresenta una sottile sezione trasversale di corpo. È una tecnica radiologica, non invasiva, che fornisce una serie di immagini del corpo in cui è possibile distinguere i diversi tessuti basandosi sulla loro densità.



La tecnica tomografica a raggi X si fonda sulla legge di assorbimento, che descrive il fenomeno di attenuazione del fascio di raggi X che viaggia attraverso il campione. In ogni pixel di ogni slice sono contenute informazioni sull'attenuazione o assorbimento della radiazione. Strutture di densità diversa hanno coefficiente di attenuazione μ diverso, quindi differente radiodensità. *Es: placche di titanio hanno una radiodensità (o radioopacità) molto maggiore dell'osso, le placche schermano maggiormente radiazione e appaiono più chiare nelle immagini.*



La scala Hounsfield quantifica la radiodensità dei materiali: utilizza come riferimento la radiodensità di aria e acqua, misurate in condizioni standard di temperatura e pressione (es. 20°C ,1 atm con una radiazione incidente pari a 73KeV). All' aria è assegnato per definizione valore -1000 HU Scala Hounsfield; all' acqua è assegnato per definizione valore 0 HU. La conversione del coefficiente di assorbimento (μ) di un materiale in HU avviene come:

$$HU = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{air} - \mu_{H_2O}}$$

Esiste una correlazione tra HU (assorbimento radiazione) e g/cm³ (densità).

Valori tipici dell'osso:

- Osso corticale: +2500 / 3000 HU
Ha un contenuto minerale nettamente superiore; più denso e compatto, quindi più radiopaco→più chiaro nelle immagini CT
- Osso spugnoso: +600 / 700 HU
Ha un contenuto minerale inferiore; più spugnoso e leggero, quindi meno radiopaco→più scuro nelle immagini CT

Quindi, per capire se l'osso è idoneo all'intervento o che tipologia di protesi sia la più indicata, si effettua un'indagine QCT e mappo le proprietà meccaniche:

- 1) Dataset 3D: ottengo informazioni morfologiche dell'area di interesse
- 2) Ottengo informazioni funzionali
- 3) Posso utilizzarle per obiettivi di simulazione, design, etc.

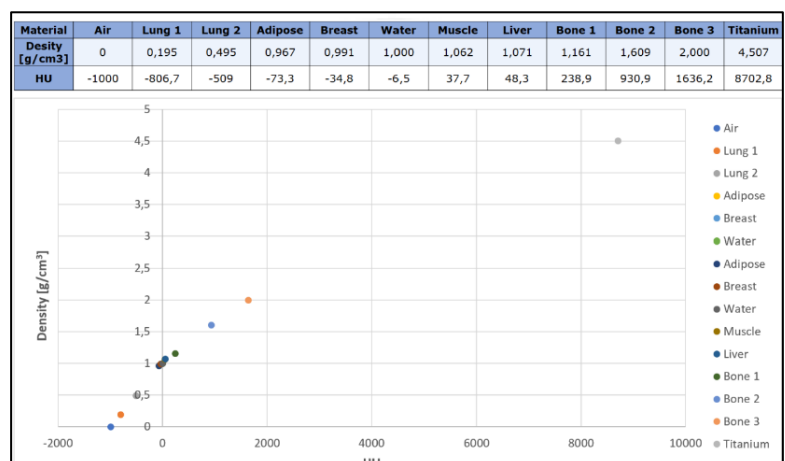
Image segmentation→Surface mesh→Volume mesh, compost da voxel→BoneMat, che permette la mappatura dei voxel dell'immagine CT sugli elementi della mesh di volume.

Un voxel è un'unità di misura del volume. Il voxel è la controparte tridimensionale del pixel.

CONVERSIONE HU/DENSITÀ

Si utilizzano i campioni di calibrazione, conosco: la densità effettiva del materiale (ρ_{QCT}) e il suo valore HU (dalla scansione CT). Posso ottenere i parametri della curva densità/HU da una relazione lineare (ha senso quando si tratta soltanto l'osso senza protesi): $\rho_{QCT} = a + b*HU$.

L'intensità della radiazione emergente può essere calcolata come:



$$I(y) = I_0 e^{-\int_0^{y_{max}} \mu dy}$$

La densità non sufficientemente informativa se voglio valutare l'interazione osso-protesi, quindi, passo al modulo elastico; in questo caso è invece una relazione esponenziale che è più performante quando è presente anche una protesi: $E_{exp} = a * \rho_{QCT}^b$

In linea di principio, per ogni densità potrei creare un materiale corrispondente con Modulo Elastico E_i . Questa però è poco fruibile e computazionalmente pesante da gestire in una simulazione, così si può optare per un range di Modulo Elastico:

- Osso corticale: 6-20 GPa
- Osso trabecolare: 0,2-0,5 GPa

Posso anche fondere in un unico materiale tutti i materiali con differenza minore di una soglia.

BONE REMODELLING

Circa 13% delle protesi totali di anca richiedono una revisione chirurgica; il riassorbimento osseo, causato dal fenomeno di stress shielding, causa una riduzione della densità ossea, conseguente indebolimento e rischio di frattura; i processi infiammatori possono contribuire alla degradazione del tessuto osseo causati dalla presenza di detriti provocati dalla frizione tra le parti accoppiate.

Secondo la legge proposta da Wolff, la variazione di densità nel tempo può essere espressa come: $d\rho/dt = B^* \Delta S$ dove S è una funzione che tiene conto del livello di carico dell'osso. Possiamo descriverlo utilizzando la Strain Energy Density (S). La **strain energy** è l'energia immagazzinata in un corpo a seguito della sua deformazione, $U = \int_0^{x_1} F dx$. Ad esempio: U è il lavoro per imporre alla trave un allungamento da 0 a x_1 .

Invece la **Strain energy density** è definita come la strain energy per unità di volume ed è rappresentata dall'area sotto alla curva stress-strain fino al punto di deformazione ε_1 ,

$$u = \frac{U}{V} = \int_0^{\varepsilon_1} \sigma d\varepsilon.$$

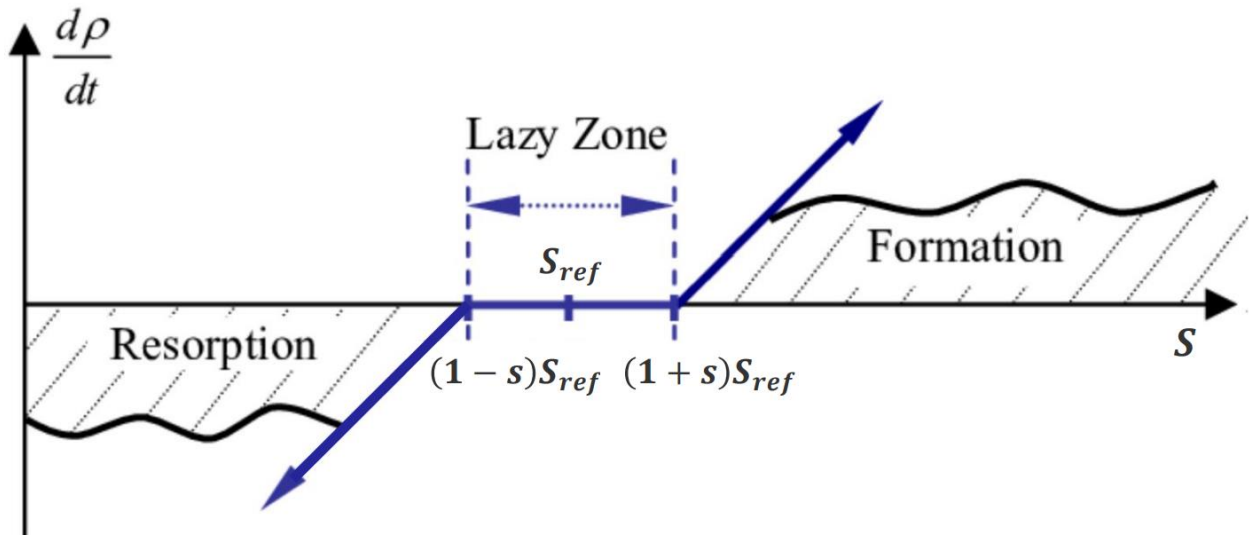
Per lo studio del bone remodelling più comunemente la Strain Energy Density (S) è definita come Strain Energy (U_i) per unità di massa ossea (ρ), mediata su un numero n di condizioni di carico.

$$S = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{U_i}{\rho}$$

L'osso è considerato **sottocaricato** se la Strain Energy (U_i) per unità di massa ossea (ρ), mediata su un numero n di condizioni di carico è inferiore ad un valore di riferimento S_{ref} . S_{ref} , per esempio, può essere il valore calcolato per l'osso prima dell'impianto, nella stessa posizione e con la medesima storia di carico. L'osso è considerato **sovracaricato** se la Strain Energy (U_i) per unità di massa ossea (ρ), mediata su un numero n di condizioni di carico è superiore ad un valore di riferimento S_{ref} .

Si è osservato che non tutte le variazioni di Strain Energy Density conducono ad un riassorbimento o ad un'apposizione di tessuto. Esiste una soglia di variazione sotto la quale

non si innesca bone remodelling, detta “threshold level”, “dead zone” o “lazy zone”. Il boneremodelling si innesca quando il valore di S esce dall'intervallo $(1 \pm s)S_{ref}$.



Il bone remodelling dipende dalla quantità relativa di superficie dei pori disponibile nell'osso. Questo può essere espresso da una funzione di densità $a(\rho)$.

$$\begin{cases} \frac{d\rho}{dt} = a(\rho)\{S - (1-s)S_{ref}\}, & \text{if } S < (1-s)S_{ref} \\ \frac{d\rho}{dt} = 0, & \text{if } (1-s)S_{ref} \leq S \leq (1+s)S_{ref} \\ \frac{d\rho}{dt} = a(\rho)\{S - (1+s)S_{ref}\}, & \text{if } S > (1+s)S_{ref} \end{cases}$$

Possiamo definire un indicatore: $f(\sigma)$ è la funzione di stress dell'interfaccia locale o indice di fallimento locale, che viene utilizzato per determinare dove potrebbe verificarsi il problema lungo l'interfaccia dell'impianto osseo. La scelta della forma specifica della funzione dipende dal meccanismo di guasto locale ipotizzato. Supponendo che il cedimento dell'interfaccia avvenga nell'osso circostante le protesi, esso sarà governato dalle proprietà di cedimento dell'osso, ciò è fortemente correlato alla densità ossea.

$$f(\sigma) = \frac{1}{S_t S_c} \sigma_n^2 + \left(\frac{1}{S_t} - \frac{1}{S_c} \right) \sigma_n + \frac{1}{S_s^2} \tau^2$$

- S_t : resistenza a trazione monoassiale
- S_c : resistenza a compressione uniassiale
- S_s : resistenza al taglio
- σ_n : stress normale all'interfaccia osso-impianto
- τ : sforzo di taglio all'interfaccia osso-impianto



Per $f(\sigma) \gg 1$ c'è un'alta probabilità di fallimento, invece per $f(\sigma) \ll 1$, il contrario.