

# Proprietà dei Materiali

- Gerarchia strutturale e proprietà dei materiali
- Proprietà di bulk dei materiali
- Proprietà superficiali materiali
- Tecniche di caratterizzazione chimico-fisiche e morfologiche
- Ruolo dell'acqua nei biomateriali

# Proprietà dei Materiali

## *Evoluzione dei criteri di selezione di biomateriali*

PASSATO → PRESENTE

1. Proprietà di bulk vicine a quelle degli organi naturali
  - Meccaniche (es. modulo elastico)
  - Chimiche (es. degradazione)
  - Ottiche (es. trasparenza)
2. Processabilità (facilità di trasformazione e lavorazione)
3. Regolamentazione (tutti i nuovi biomateriali devono soddisfare i criteri di efficacia e sicurezza prima di essere immessi sul mercato)

PRESENTE → FUTURO

1. Progettazione basata sulla miglior comprensione dei materiali naturali, della *biocomplessità* e dell'interazione materiale - sistema biologico
2. Sterilizzabilità
3. Regolamentazioni aggiornate

**Scienza dei materiali:** disciplina scientifica che studia la relazione esistente tra la struttura e le proprietà dei materiali

**Ingegneria dei materiali:** usa le conoscenze della scienza dei materiali per progettare un materiale con delle proprietà predeterminate

**Proprietà:** la risposta di un materiale ad uno stimolo esterno

Ottiche

Meccaniche

Chimiche (reattività)

Elettriche

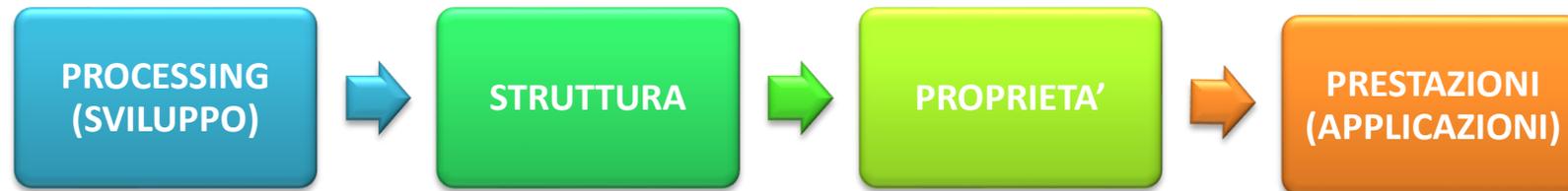
Termiche

Magnetiche

...



Le più importanti per la maggior parte delle applicazioni biomediche

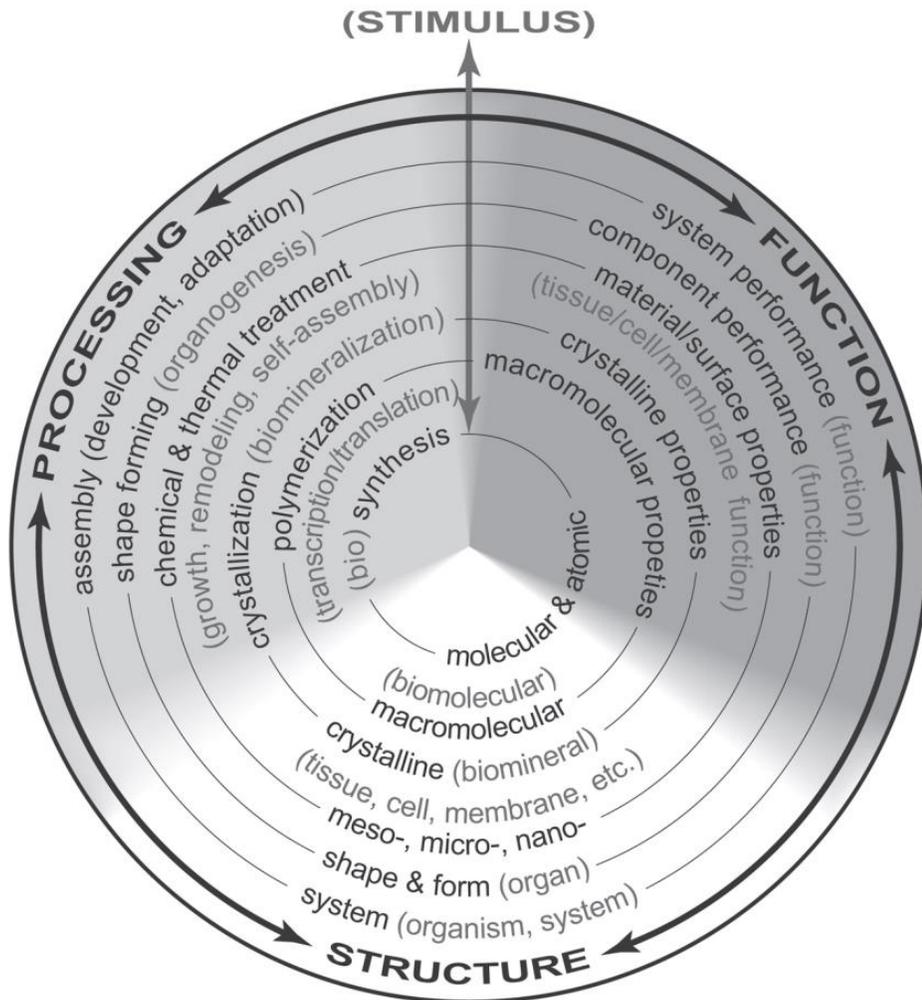


## caratteristiche dei tessuti biologici

- Sono materia vivente
- Si adattano a stimoli chimici e fisici
- Svolgono molte funzioni
- Presentano una gerarchia strutturale con una precisa organizzazione su larga scala

## Paradigma modificato per la scienza e l'ingegneria dei materiali

L'integrazione della biocomplexità nella scienza ed ingegneria dei materiali è mediata dal concetto di GERARCHIA STRUTTURALE

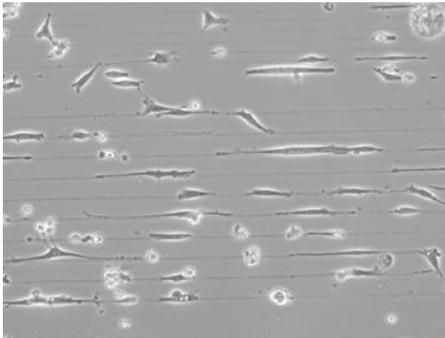
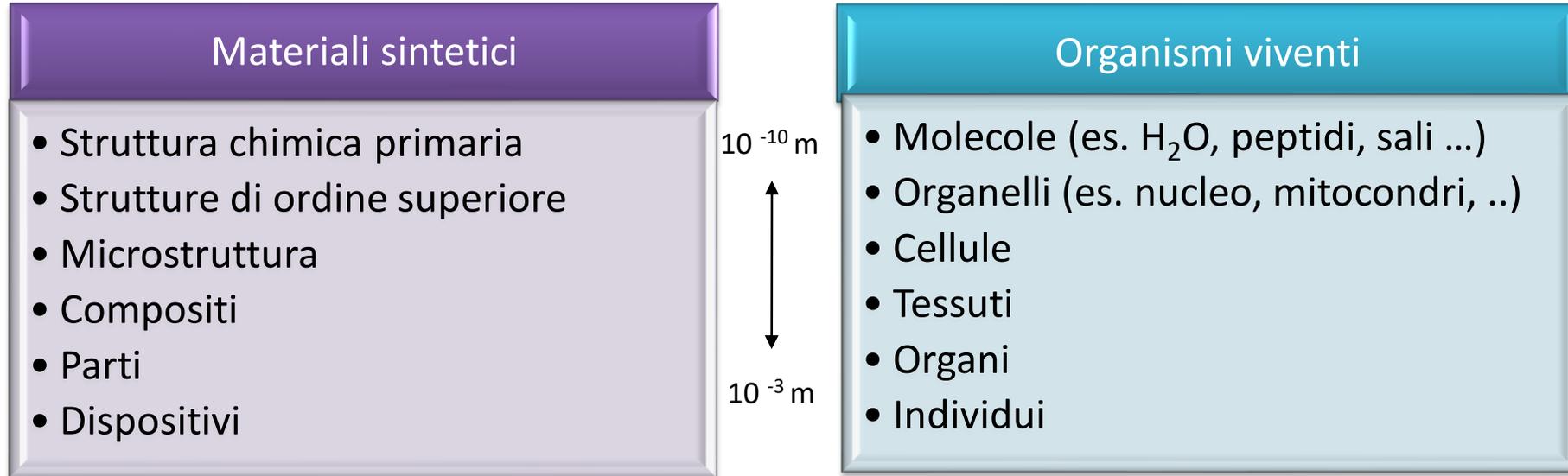


□ Parallelismo tra materiali sintetici e sistemi biologici basato sulla gerarchia strutturale

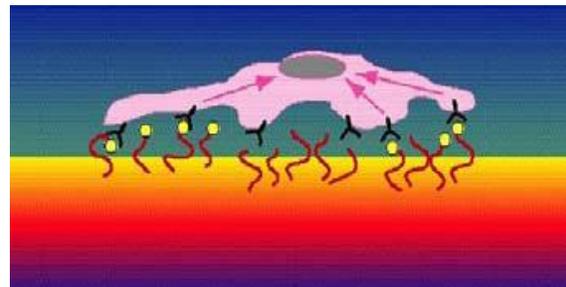
□ Importanza dell'adattamento in risposta a degli stimoli (forma circolare)

□ La risposta dei tessuti ai biomateriali può essere analizzata anch'essa gerarchicamente:  
dall'alterazione della morfologia dei tessuti, al rilascio di citochine (proteine in grado di modificare il comportamento cellulare) e fattori di crescita

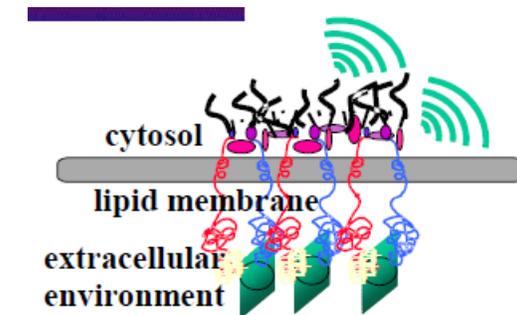
# Gerarchia strutturale: parallelismo materiali sintetici – organismi viventi



Fibroblasti allineati su superfici micro-patternate  
Scala dimensionale: 10<sup>-3</sup> - 10<sup>-6</sup> m



La cellula aderisce a cluster di peptide RGD (Arginina-Glicina-Acido aspartico) legati al materiale (bioriconoscimento)  
Scala dimensionale: 10<sup>-7</sup> - 10<sup>-8</sup> m

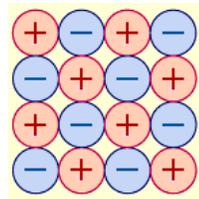


I recettori per l'adesione cellulare contenuti nella membrana cellulare interagiscono con RGD  
Scala dimensionale: 10<sup>-9</sup> - 10<sup>-10</sup> m

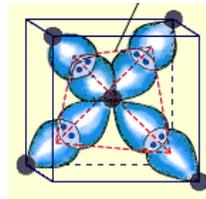
# Struttura chimica primaria (scala atomica e molecolare: 0.1-1 nm)

## Legami intramolecolari

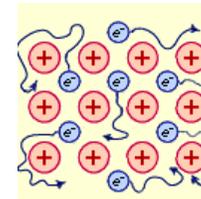
- Ionico: atomo donatore di  $e^-$ -atomo accettore di  $e^-$  (es. *ceramici*)
- Covalente: condivisione di  $e^-$  (es. *polimeri*)
- Metallico: Lattice di ioni positivi immersi in un mare di elettroni



Ionico



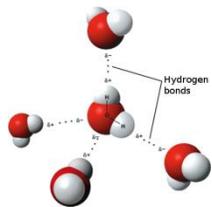
Covalente



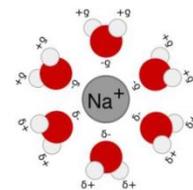
Metallico

## Legami intermolecolari (legami deboli)

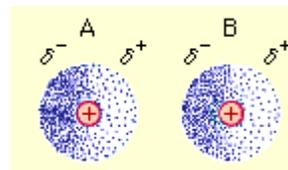
- Legame idrogeno
- Forze elettrostatiche (ione-dipolo)
- Forze di Van der Waals (dipolo-dipolo, dipolo-dipolo indotto, forze di London)
- Interazioni idrofobiche (aggregazione di gruppi non polari in  $H_2O$  guidata dall'entropia)
- Aggrovigliamento fisico nei polimeri ad elevato peso molecolare



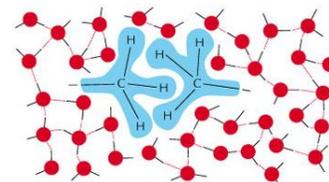
Legame H



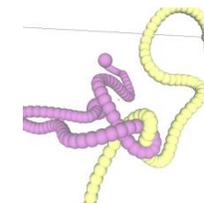
Ione-dipolo



Dipolo-dipolo

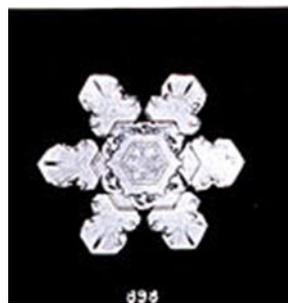
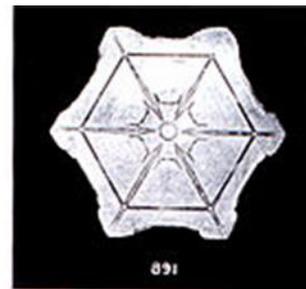
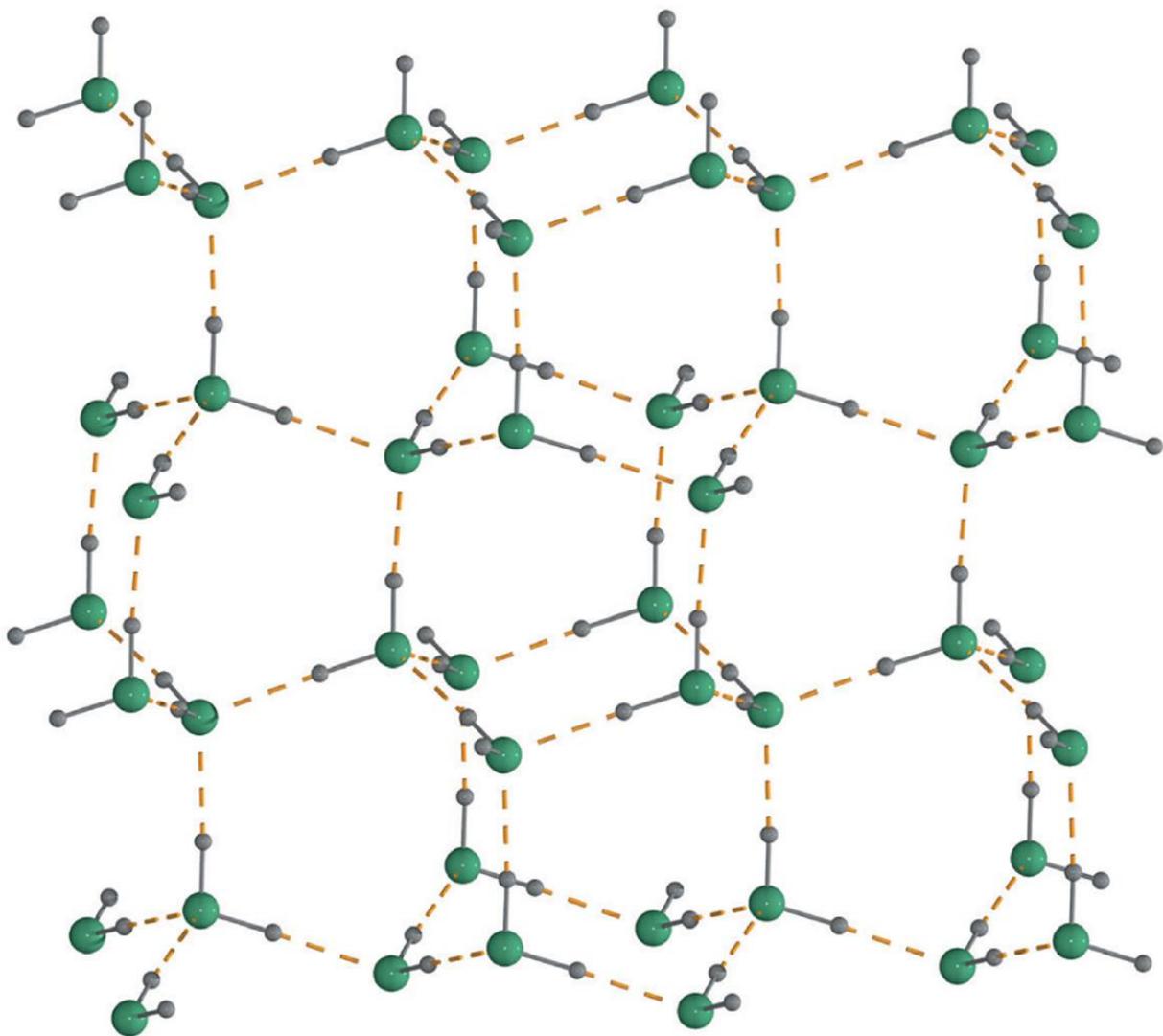


Int. idrofobiche

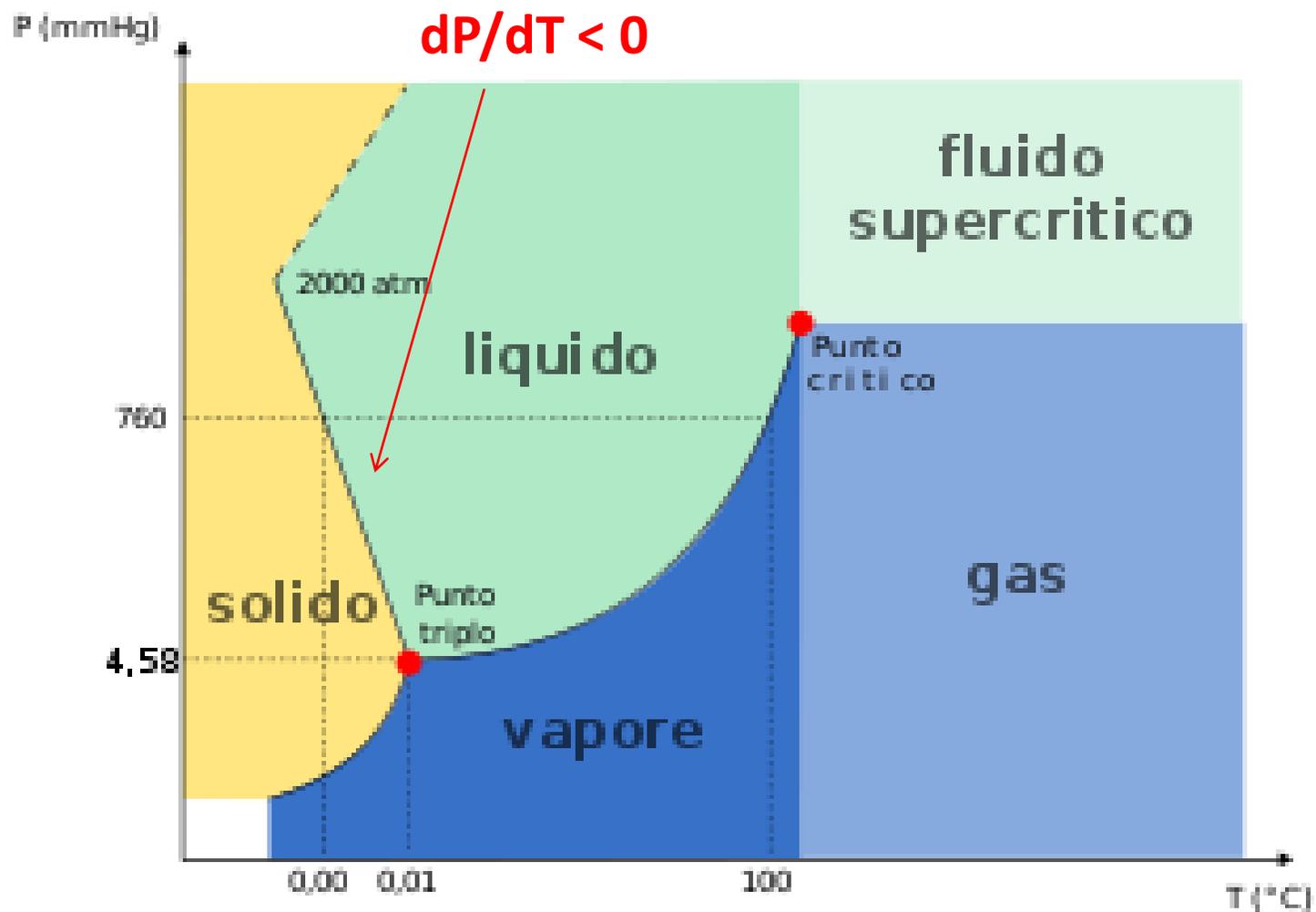


Aggrovigliamento

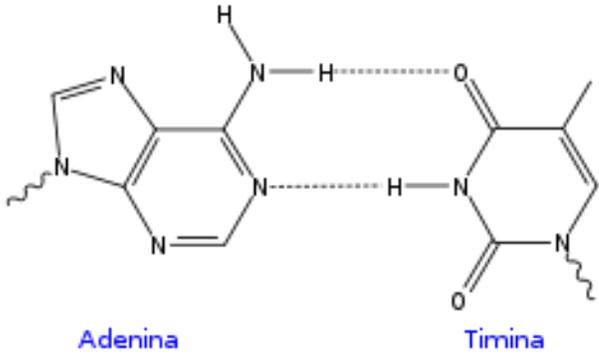
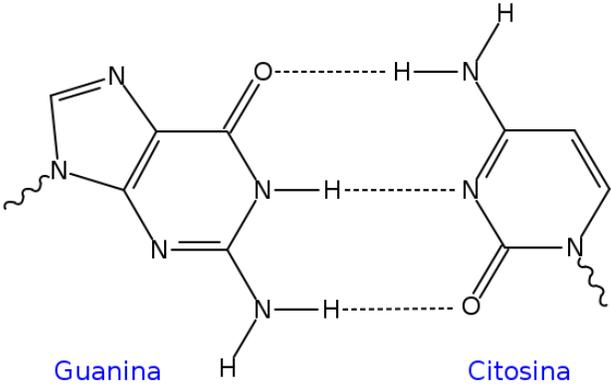
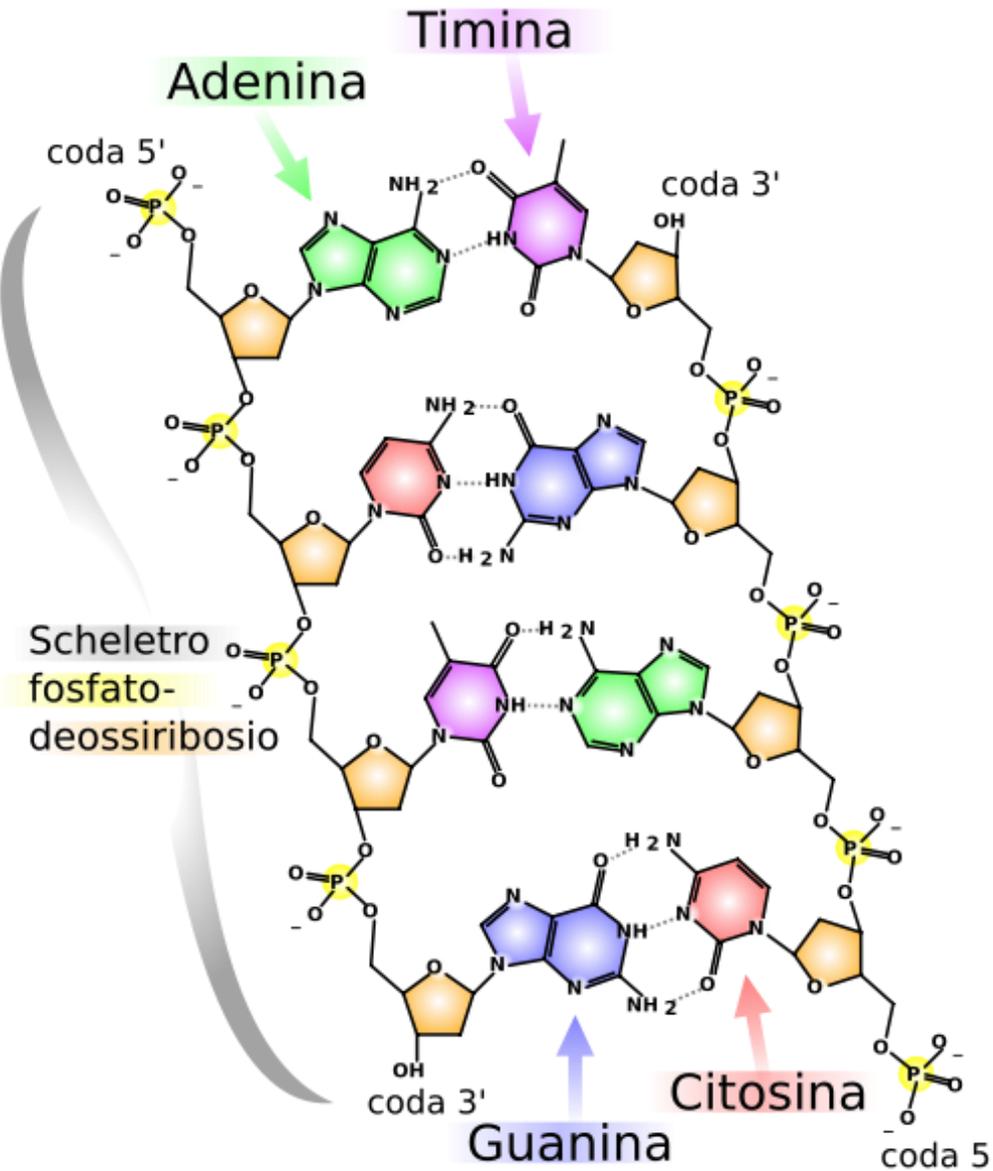
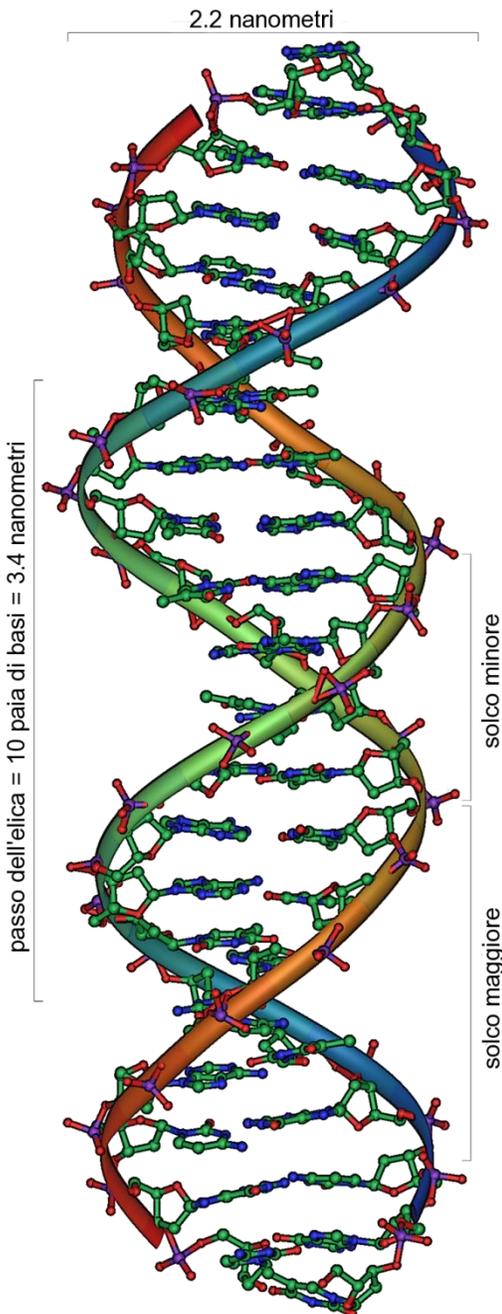
# legame idrogeno



# diagramma di stato dell'acqua



# DNA



## Struttura chimica primaria (scala atomica e molecolare: 0.1-1 nm)

Esempio: Allumina,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (ceramica). Applicazione: impianti dentali

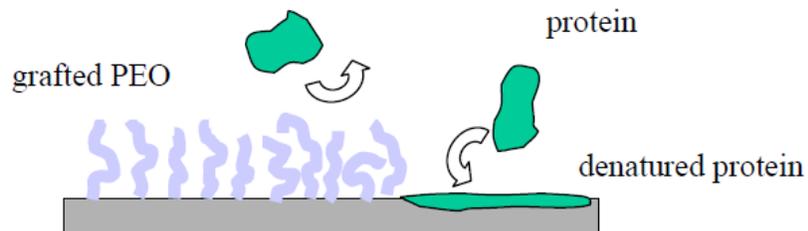


Proprietà dovute al legame ionico:

- resistenza alla corrosione
- elevata resistenza meccanica
- resistenza all'usura
- "biocompatibilità"

(interazione elettrostatica con le proteine del fluido biologico  
→ assenza denaturazione)

Esempio: Polietilenossido (PEO),  $(\text{CH}_2\text{CH}_2\text{O})_n$ . Applicazione: film antivegetativi



Proprietà dovute ai legami intra- e intermolecolari:

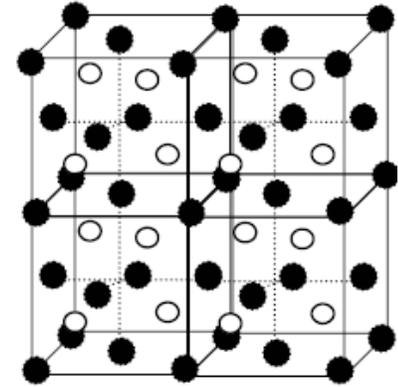
- flessibile
- idrolizzabile
- solubile in acqua
- bioinerte

(forti legami H con  $\text{H}_2\text{O}$  → film di  $\text{H}_2\text{O}$ , no adesione  
proteine → no adesione cellulare)

## Strutture di ordine superiore (scala: 1-100 nm)

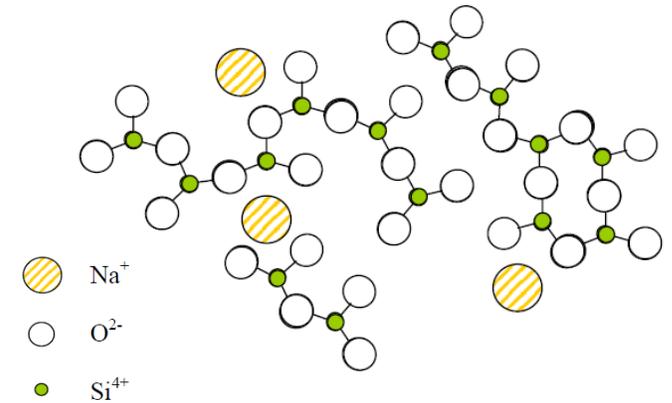
### Materiali cristallini

- Struttura periodica 3D di atomi o molecole (metalli, ceramici, polimeri)
- Fondendo alcuni ceramici e raffreddando si ottengono i vetri (amorfi)
- La cristallinità diminuisce la solubilità e la bioerosione (polimeri biodegradabili e ceramiche riassorbibili)



### Materiali amorfi

- Ordine a corto raggio e lunghezze caratteristiche (vetri, idrogeli)
- Distribuzione quasi casuale di formatori di reticolo (*network formers*) legati covalentemente, la cui carica negativa è bilanciata dalla coordinazione con metalli del I o II gruppo detti modificatori di reticolo (*network modifiers*)



Esempio: vetri bioattivi. Applicazione: sostituzione tessuto connettivo duro

*Network formers* ( $\sim 50\%_w$ ):  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$

*Network modifiers* ( $\sim 50\%_w$ ):  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{CaO}$

Proprietà dovute al network ionico allentato:

- parziale solubilità (facilita il legame con l'osso, film HA)
- facilmente modellabile (forme complesse)

## Struttura di ordine superiore (scala: 1-100 nm)

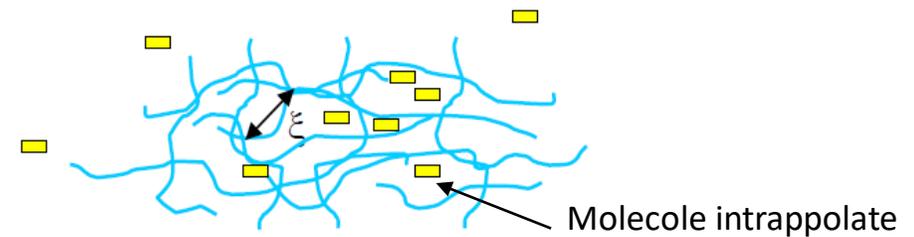
Esempio: Idrogel. Applicazioni: lenti a contatto, matrici per drug-delivery, tessuti sintetici

Proprietà dovute alla struttura reticolata:

- flessibile
- lento rilascio delle molecole intrappolate
- ritenzione di forma

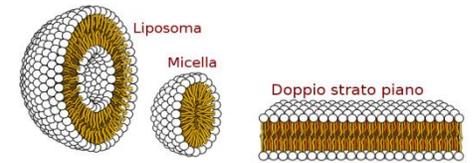
Struttura reticolata e rigonfia

Densità crosslinking (reticolazione)  $\sim 1/\xi^3$

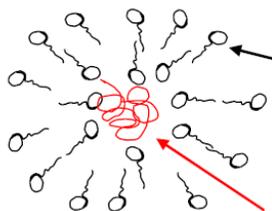


Materiali auto-assemblati

- Aggregati di molecole anfifiliche (che contengono sia un gruppo idrofilo che idrofobo) (es. micelle, fosfolipidi)



Esempio: Liposomi cationici. Applicazione: terapia genica



Lipidi (+)

Frammento DNA (-)

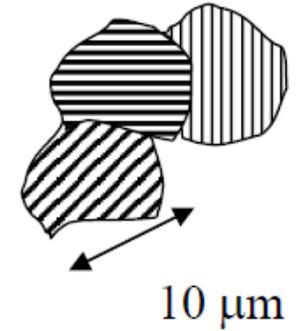
Proprietà dovute all'assemblaggio supramolecolare:

- solubili in  $H_2O$
- contengono/rilasciano DNA
- penetrano la membrana cellulare (-)

## Microstruttura (scala: $1\mu\text{m} +$ )

### Cristalliti

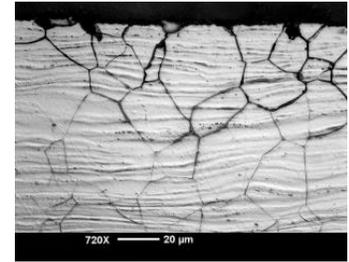
- grani cristallini con diverse orientazioni che in un materiale policristallino



Esempio: Acciaio inox (Fe-Ni-Cr). Applicazione: protesi ortopediche, stent

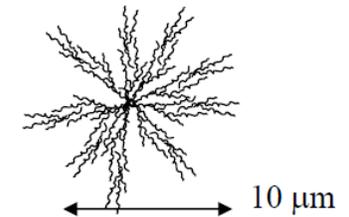
Proprietà dovute alla presenza di Cr:

- resistenza alla corrosione: il Cr in grado di passivarsi si ricopre di uno strato sottilissimo di ossido che protegge la lega sottostante
- corrosione intergranulare: avviene in corrispondenza dei bordi di grano a causa dell'impoverimento di Cr durante la fase di saldatura



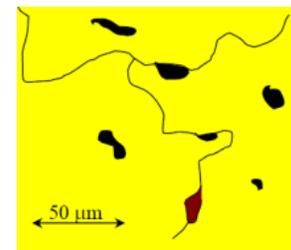
### Sferuliti

- cristalliti orientati in una fase amorfa (polimeri semicristallini, vetroceramiche)



### Precipitati

- fasi secondarie presenti come inclusioni (metalli, ceramici, polimeri).  
Migliorano la durezza e la resistenza alla corrosione
- Precipitazione analoga a quella delle soluzioni liquide



## Microstruttura (scala: $1\mu\text{m} +$ )

### Porosità

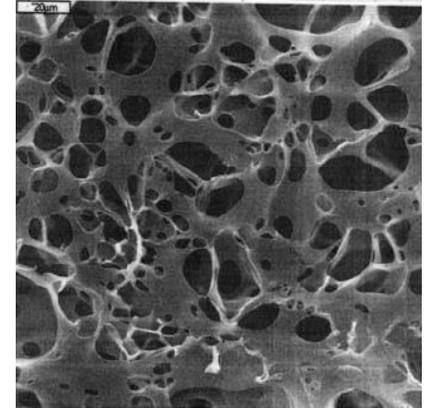
- Definizione: rapporto tra volume di vuoto (dei pori) e il volume totale del materiale
- Caratteristica spesso utile nelle applicazioni dei biomateriali

Esempio: Scaffold in poliacidolattico (PLA). Applicazione: rigenerazione tessuti

Proprietà dovute alla porosità microscopica:

- facile penetrabilità di cellule e fluido biologico
- stabilità strutturale

Pori: 10-100  $\mu\text{m}$

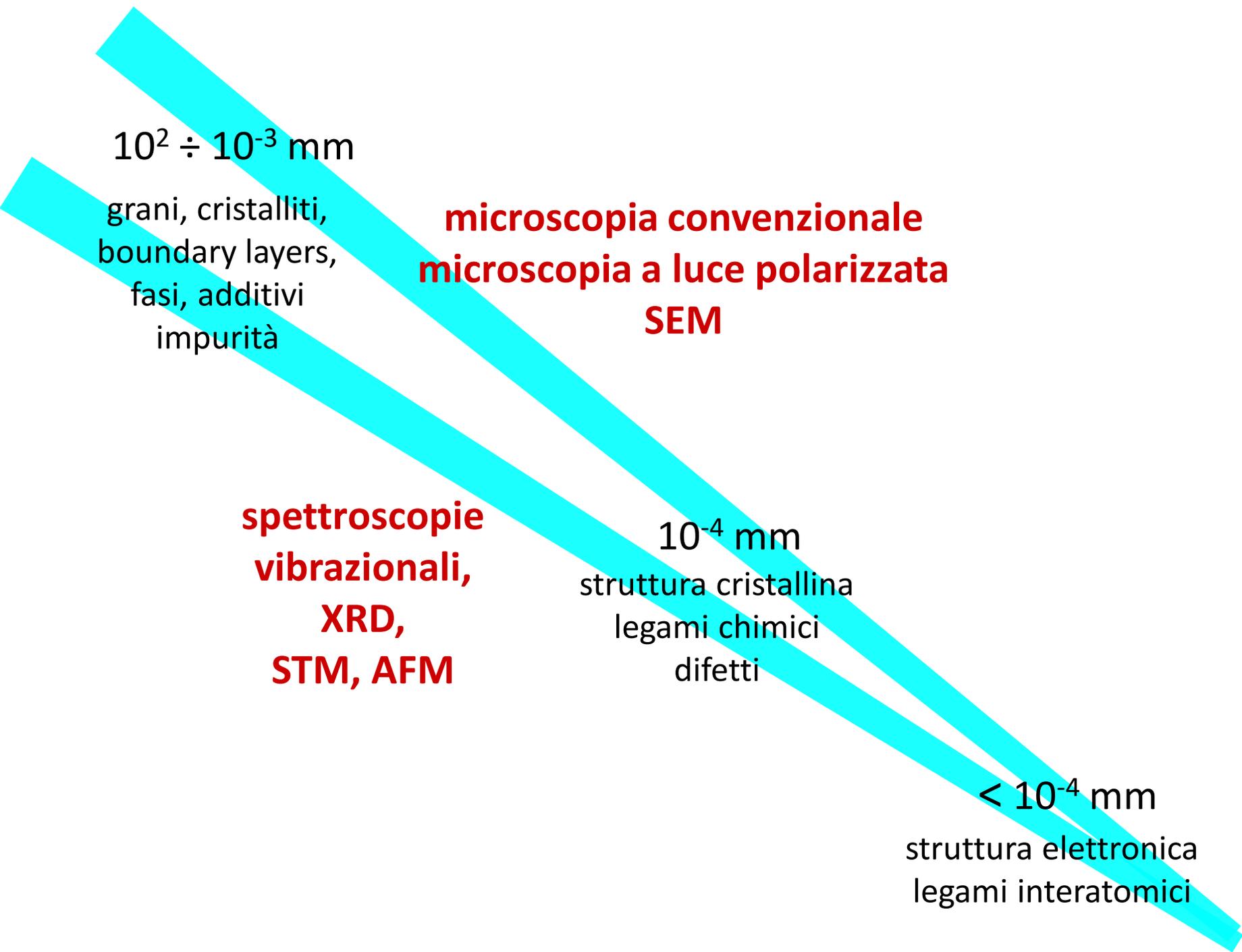


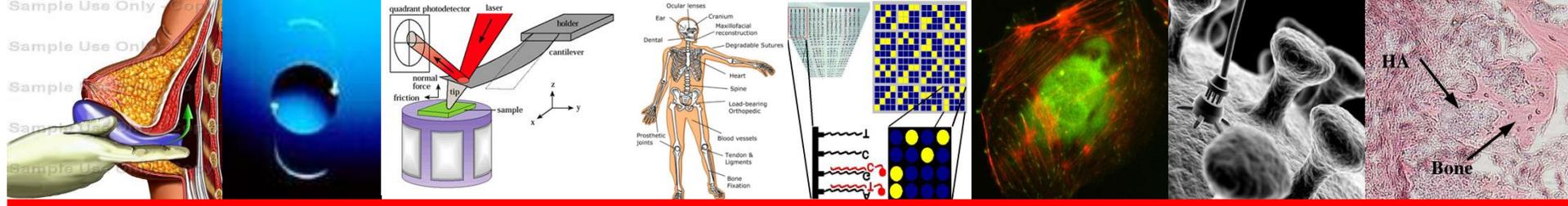
Esempio: Rivestimenti metallici porosi (Ti o Co-Cr-Mo). Applicazione: impianti per sostituzione tessuti duri

Proprietà dovute alla porosità microscopica:

- aumento adesione cellulare
- crescita interna tessuto (migliore ancoraggio meccanico protesi-osso)





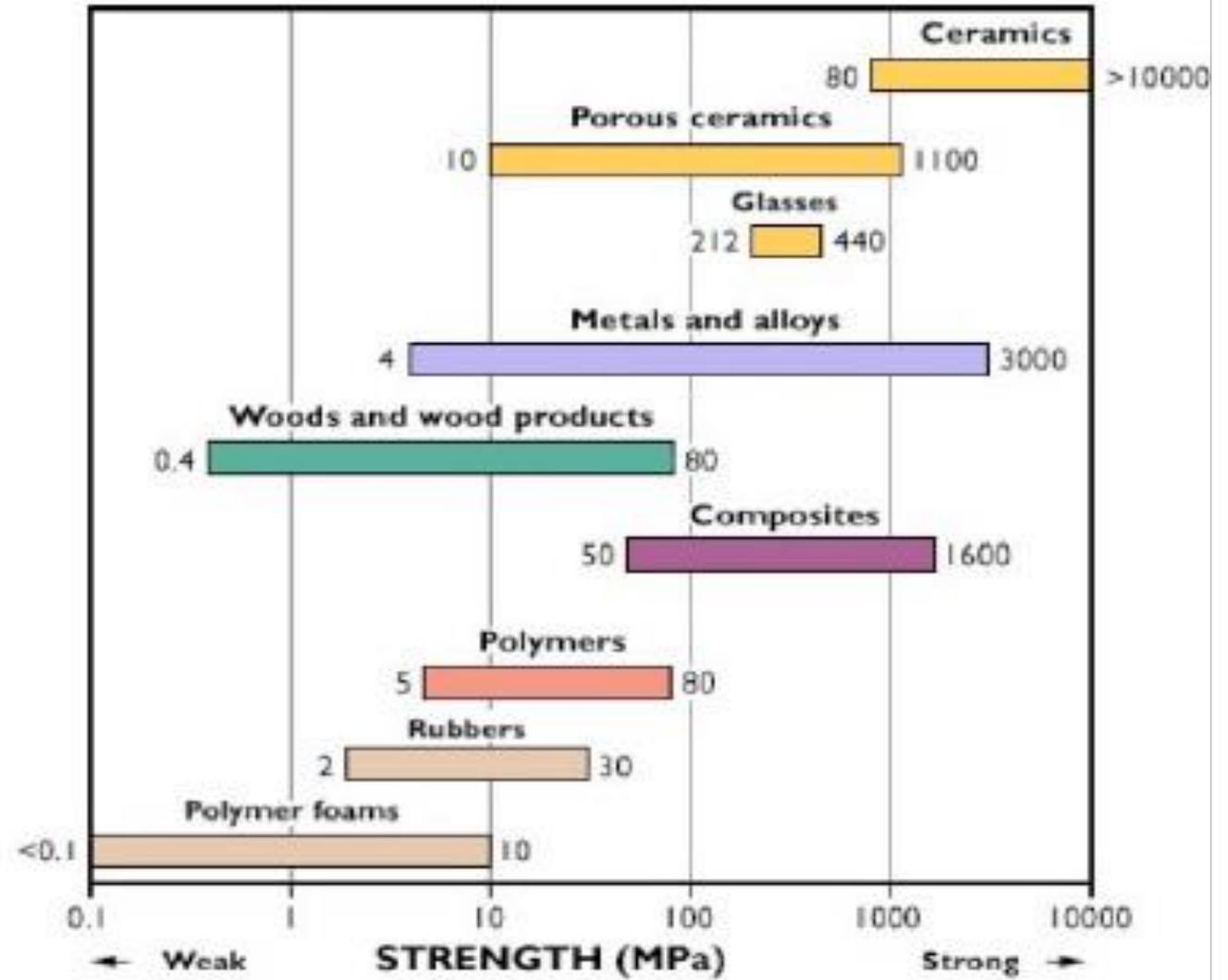


# Proprietà dei Materiali

- Gerarchia strutturale e proprietà dei materiali
- Proprietà di bulk dei materiali (proprietà meccaniche)
- Proprietà superficiali materiali
- Tecniche di caratterizzazione chimico-fisiche e morfologiche
- Ruolo dell'acqua nei biomateriali

# Proprietà meccaniche dei materiali

- L'effetto dell'applicazione di forze sui materiali è di indurre deformazioni transitorie e permanenti
- Le relazioni tra carichi applicati e deformazioni determinano il comportamento meccanico di un materiale
- Lo studio del comportamento meccanico di un materiale permette di dimensionare le parti di un dispositivo in fase di progettazione



## Comportamento elastico di un materiale

□ L'applicazione di una forza ad una qualunque struttura crea una sollecitazione che causa deformazione.

Si definisce **sforzo** (*stress*):

$$\sigma = F/A_0$$

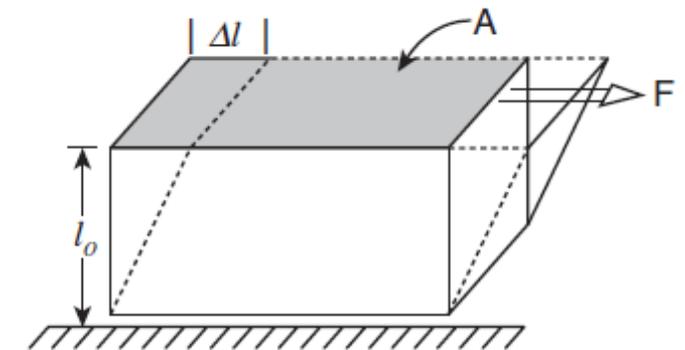
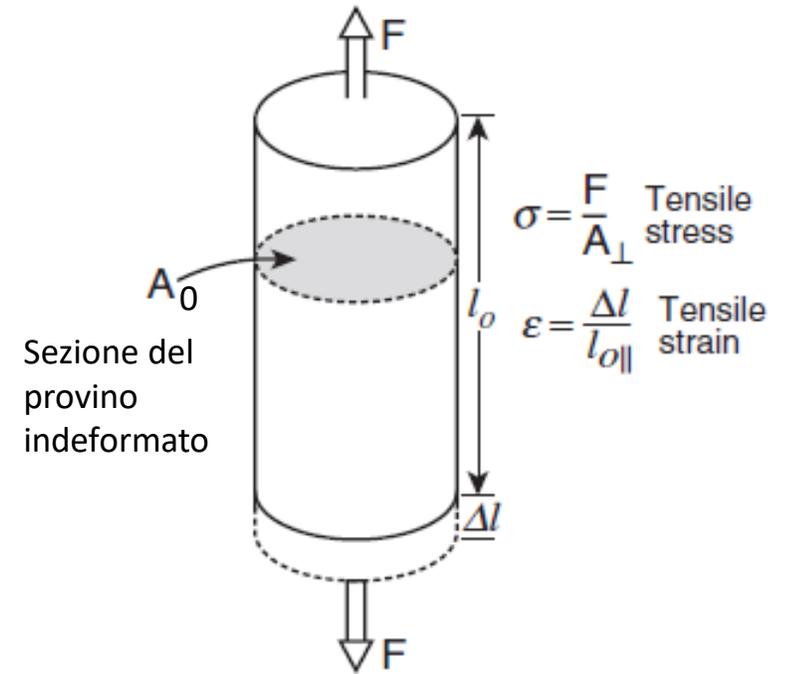
□ Esistono tre tipi di sollecitazione statica:

- **Trazione**: sollecitazione ortogonale alla superficie
- **Compressione**: sollecitazione ortogonale alla superficie
- **Taglio**: sollecitazione parallela alla superficie

□ Unità di misura: Pa = N/m<sup>2</sup> ; MPa = 10<sup>6</sup> Pa

□ La **deformazione** (*strain*) dipende dalla forza applicata, dalle caratteristiche del materiale e dalla forma dell'oggetto. Si usano provini dalla forma definita (cilindrica). Essa è definita:

$$\varepsilon = (l_f - l_0)/l_0 = \Delta l/l_0$$



$$\tau = \frac{F}{A_{\parallel}} \text{ Shear stress}$$

$$\gamma = \frac{\Delta l}{l_{\perp}} \text{ Shear strain}$$

**PROPRIETA' MECCANICHE:  
misura e dipendenza dalla microstruttura**

Comportamento elastico

Legge di Hooke (1678)  $F = kx$

Diagrammi stress – strain

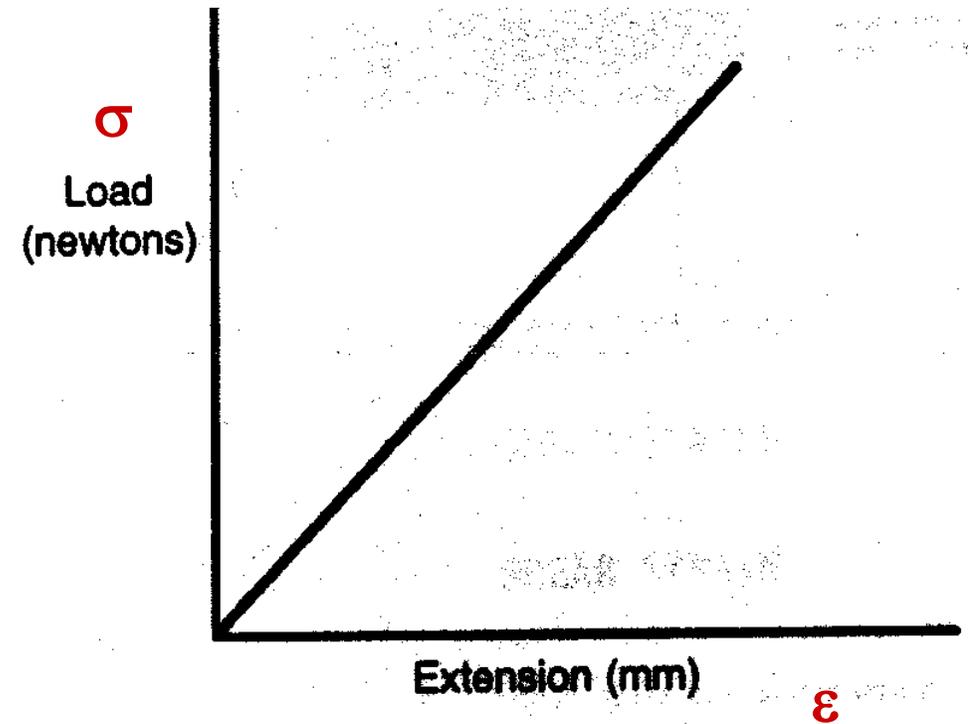
Tensile tests

Tensione – compressione

Sollecitazione al taglio

Un solido esibisce comportamento elastico se, sottoposto a sollecitazione meccanica, si deforma in maniera reversibile, proporzionalmente alla forza applicata.

La curva  $\sigma$  vs  $\epsilon$  risultante dipende dalle interazioni nel solido, e dalle modalità di produzione.



**FIG. 3.** Extension is proportional to load according to Hooke's law.

**COMPORTAMENTO ELASTICO**

$$\sigma = E \epsilon$$

$$\tau = G \gamma$$

proporzionalità tra elongazione e forza di tensione

## TENSILE (COMPRESSION) TESTS

Si usano provini cilindrici o rettangolari.

$\sigma$  si misura con un dinamometro  
e si corregge per la STRIZIONE.

$\Delta l$  si misura con un micrometro o con  
metodi più accurati.

$$\sigma = E \varepsilon$$

Modulo di  
Young

$$\tau = G \gamma$$

Modulo di  
taglio

E e G sono l'analogo della costante elastica di una molla.  
Si misurano dal coefficiente angolare della tangente al  
punto iniziale della curva  $\sigma$  vs  $\varepsilon$  ( $\tau$  vs  $\gamma$ ).

Si possono applicare carichi in modo da misurare  
la resistenza a TORSIONE e PIEGAMENTO

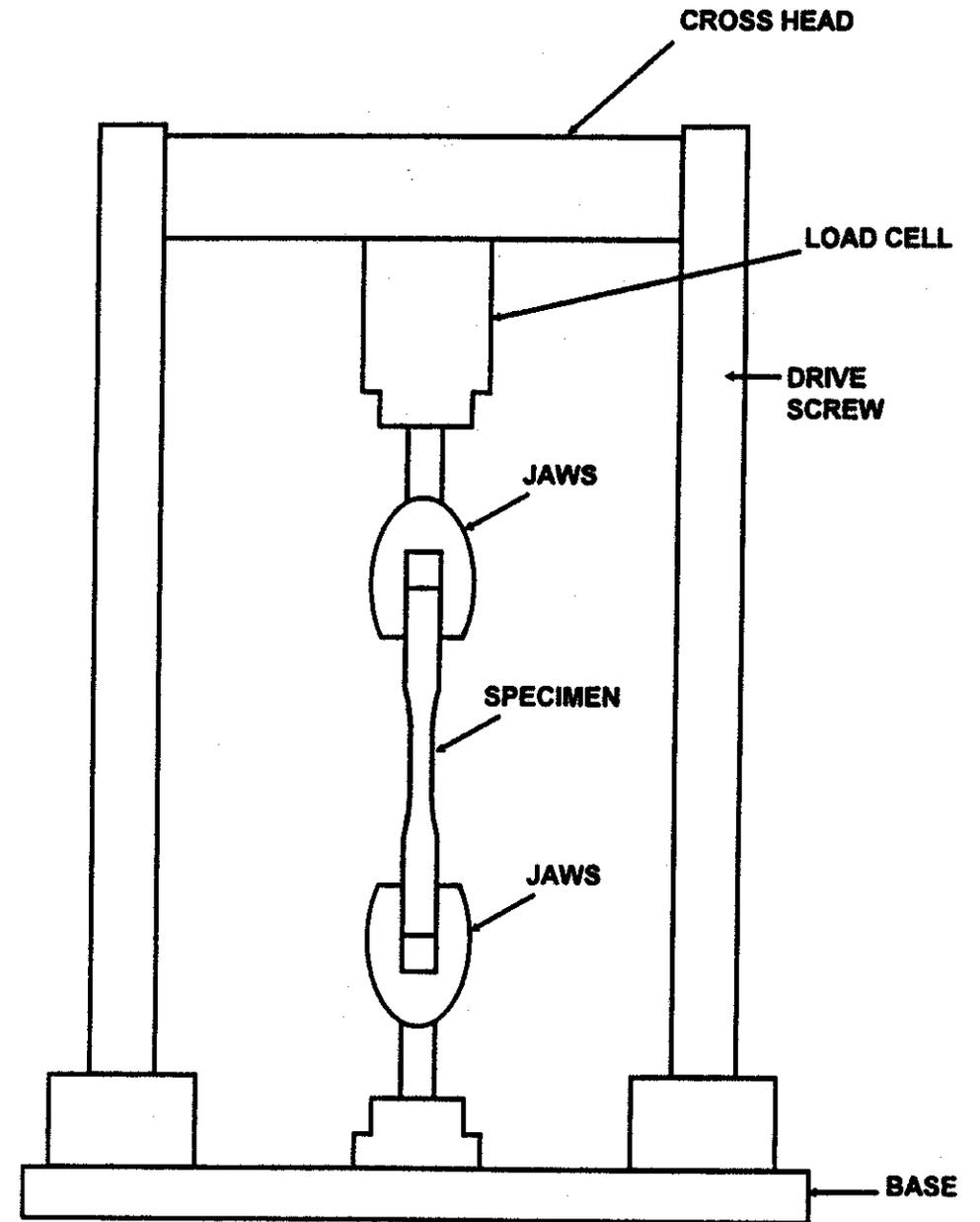


FIG. 7. Mechanical testing machine.

## Comportamento elastico di un materiale

□ Se la deformazione è istantanea e indipendente dal tempo, e se una volta rimossa la forza il materiale riprende la dimensione iniziale, il comportamento è detto ELASTICO

Tutti i materiali hanno, allo stato solido, un campo di deformazione LINEARE entro il quale hanno comportamento elastico

Il comportamento elastico lineare e' descritto dalla legge di HOOKE: in caso di carichi piccoli esiste proporzionalità diretta tra sforzo e deformazione

Tens. o compr.

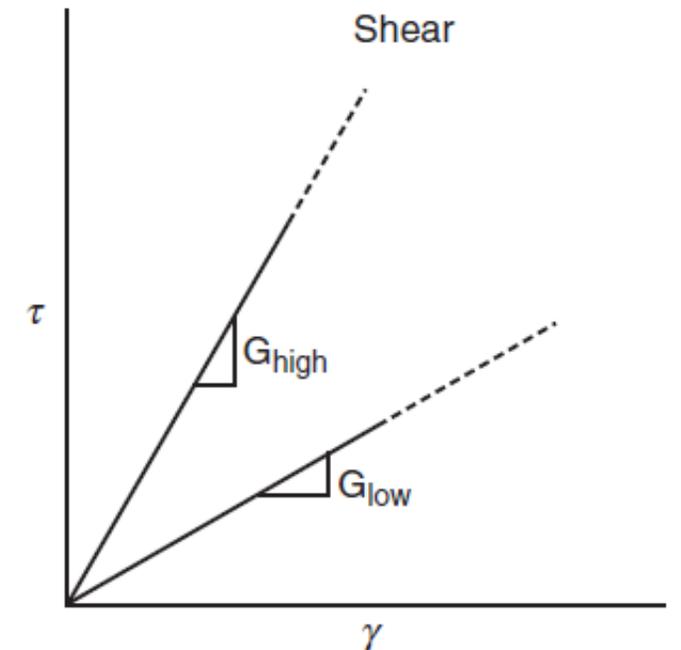
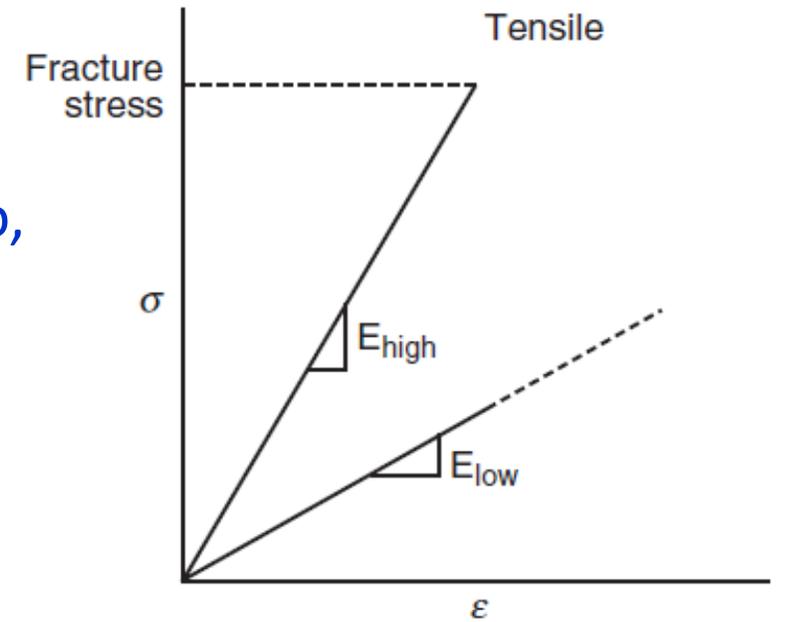
$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

E: Modulo elastico o di Young

Taglio

$$\tau = G \cdot \gamma$$

G: Modulo di taglio

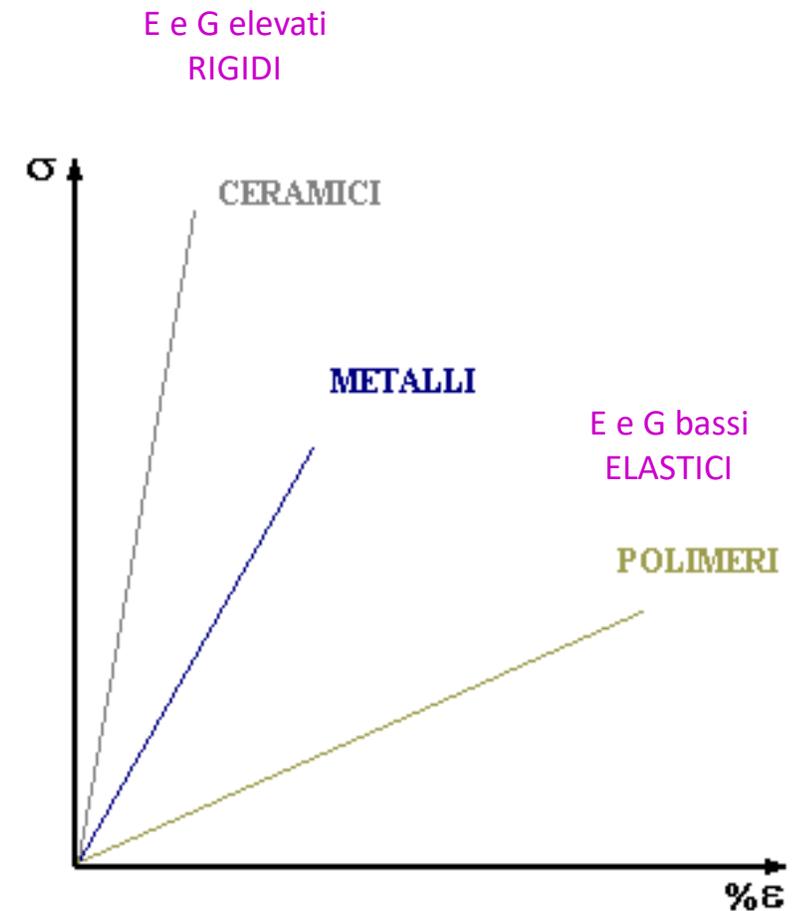


## Comportamento elastico di un materiale

□ E e  $\Gamma$  sono costanti elastiche caratteristiche di ciascun materiale e sono la manifestazione macroscopica del tipo di legami interatomici

□ Le deformazioni elastiche macroscopiche derivano dalla variazione delle distanze interatomiche. **Materiali con legami molto forti** (es. diamante, ceramiche) sono poco deformabili e hanno **E e  $\Gamma$  elevati**. **Materiali con legami deboli** (es. polimeri) inter-molecolari sono deformabili e presentano **E e  $\Gamma$  bassi**. Rimossa la forza esterna gli atomi ritornano nelle posizioni di equilibrio.

□ Se i materiali sono **ISOTROPI** (proprietà uguali in tutte le direzioni) esiste solo un valore per E e  $\Gamma$ . Se **ANISOTROPI**, cioè non uguali in tutte le direzioni, (es. monocristalli, polimeri, osso, legamenti) i valori di E e G dipendono dalla direzione in cui si applica la forza.





## ULTIMATE TENSILE STRENGTH

Carico massimo sopportabile dal materiale

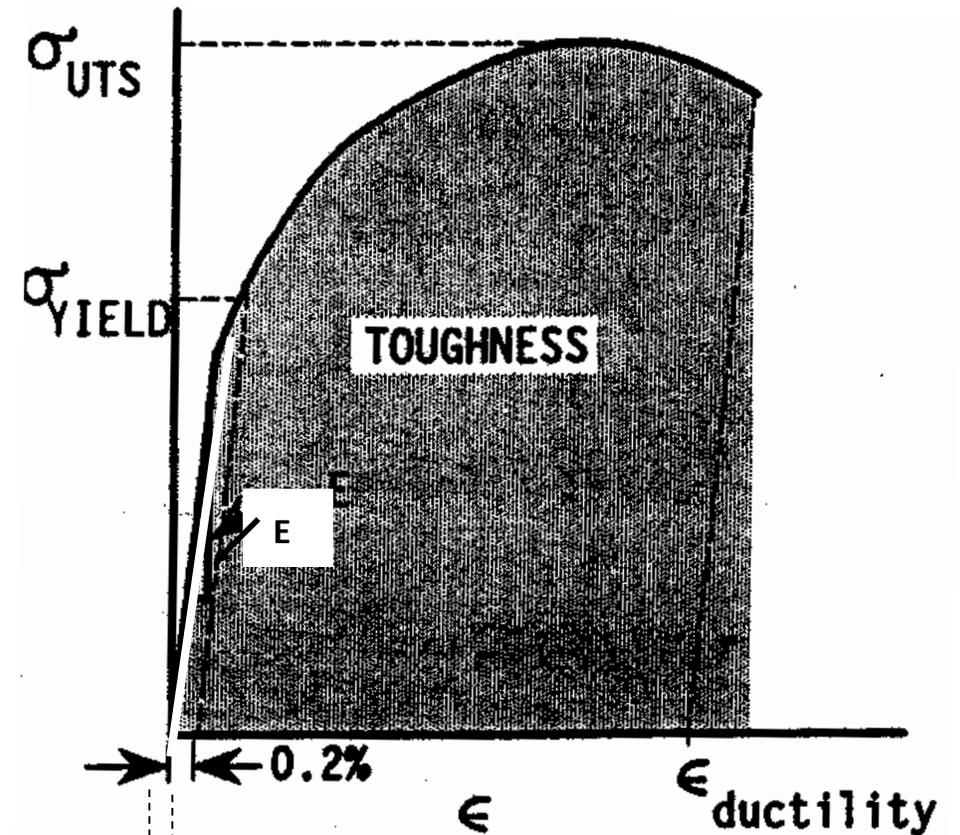
## YIELD STRENGTH

stress al quale il materiale si deforma (elasticamente) dello 0.2 %.

Aumenta se: si riducono le dimensioni dei grani e se il materiale è lavorato a freddo.

**TENACITA'** E' il lavoro necessario per la deformazione (  $J/m^3$  ).

**DUTTILITA'** E' l'elongazione totale permanente del materiale al momento della frattura.



8. Stress versus strain for a ductile material.

Deformazione elastica.  
REVERSIBILE ( $e < 0.2\%$ ).

Deformazione plastica. IRREV.  
Spostamento su larga scala di  
atomi. Avviene nei metalli e nei  
polimeri a  $T > T_g$ .

## Parametri che influenzano la prova di trazione

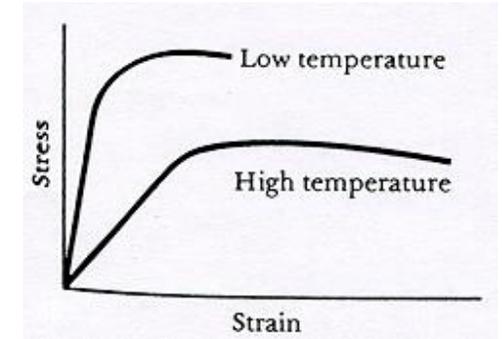
□ TEMPERATURA. In particolare  $\sigma_y$ ,  $\sigma_r$  ed E diminuiscono all'aumentare di T, mentre la deformazione al momento della rottura aumenta con T.

□ TIPO DI MATERIALE. Al contrario dei materiali **duttili**, quelli **fragili** (brittle) possono presentare una piccola deformazione plastica prima della rottura: nella loro curva sforzo-deformazione  $\sigma_r$  coinciderà con  $\sigma_f$  e, nei casi estremi (come per i materiali ceramici), anche con  $\sigma_y$

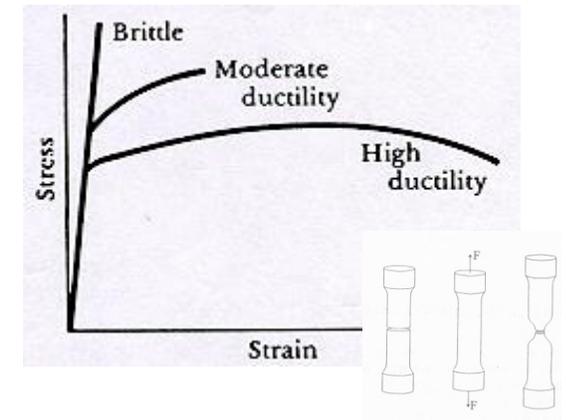
□ La **tenacità** (toughness) quantifica la capacità di un materiale di assorbire energia sino alla rottura; il suo valore è pari all'area sottesa dalla curva  $\sigma - \epsilon$  sino alla rottura, e si misura in  $J/m^3$ . Affinché un materiale sia tenace, esso deve essere sia resistente sia duttile, quindi i materiali duttili sono più tenaci di quelli fragili (Area  $AB'C' \gg$  Area ABC). Aumenta con T.

□ La **duttilità** è la massima deformazione plastica prima della rottura ( $\epsilon_{F'}$ ). Aumenta con T.

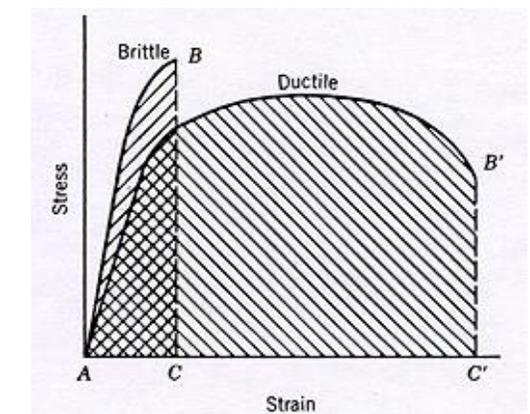
### Temperatura



### Materiale



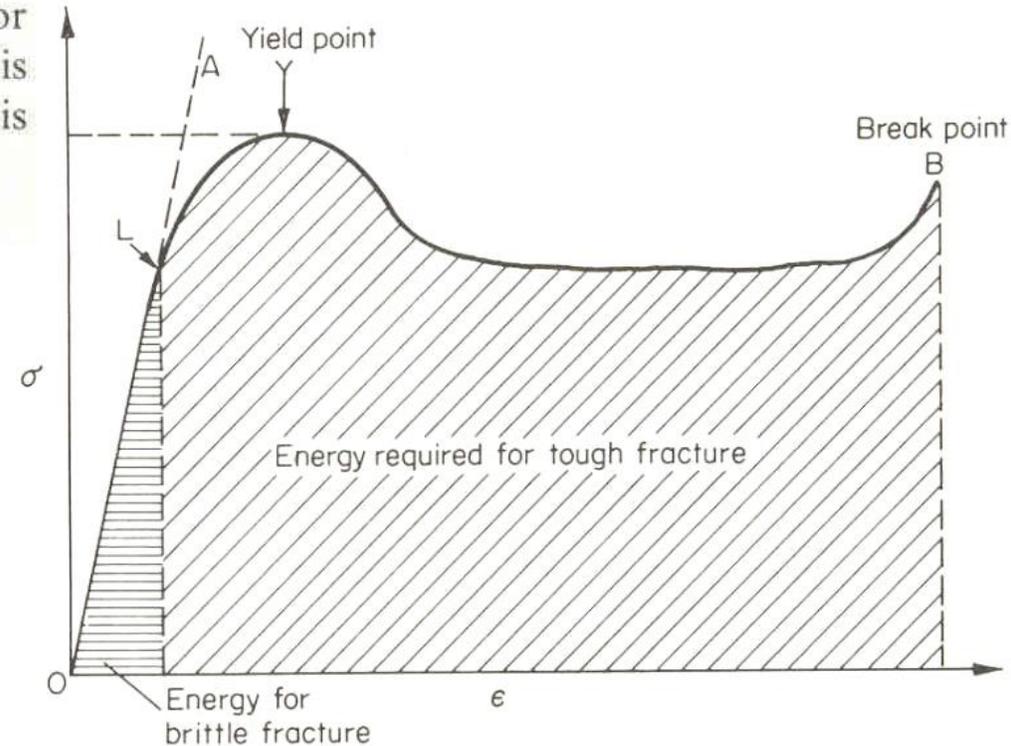
### Tenacità



## STRESS-STRAIN MEASUREMENTS

The data derived from stress-strain measurements on thermoplastics are important from a practical viewpoint, providing as they do, information on the modulus, the brittleness, and the ultimate and yield strengths of the polymer. By subjecting the specimen to a tensile force applied at a uniform rate and measuring the resulting deformation, a curve of the type shown in figure 13.6 can be constructed.

The shape of such a curve is dependent on the rate of testing, consequently, this must be specified if a meaningful comparison of data is to be made. The initial portion of the curve is linear and the tensile modulus  $E$  is obtained from its slope. The point L represents the stress beyond which a brittle material will fracture, and the area under the curve to this point is proportional to the energy required for brittle fracture. If the material is tough no fracture occurs, and the curve then passes through a maximum or inflection point Y, known as the yield point. Beyond this, the ultimate elongation is eventually reached and the polymer breaks at B. The area under this part of the curve is the energy required for tough fracture to take place.



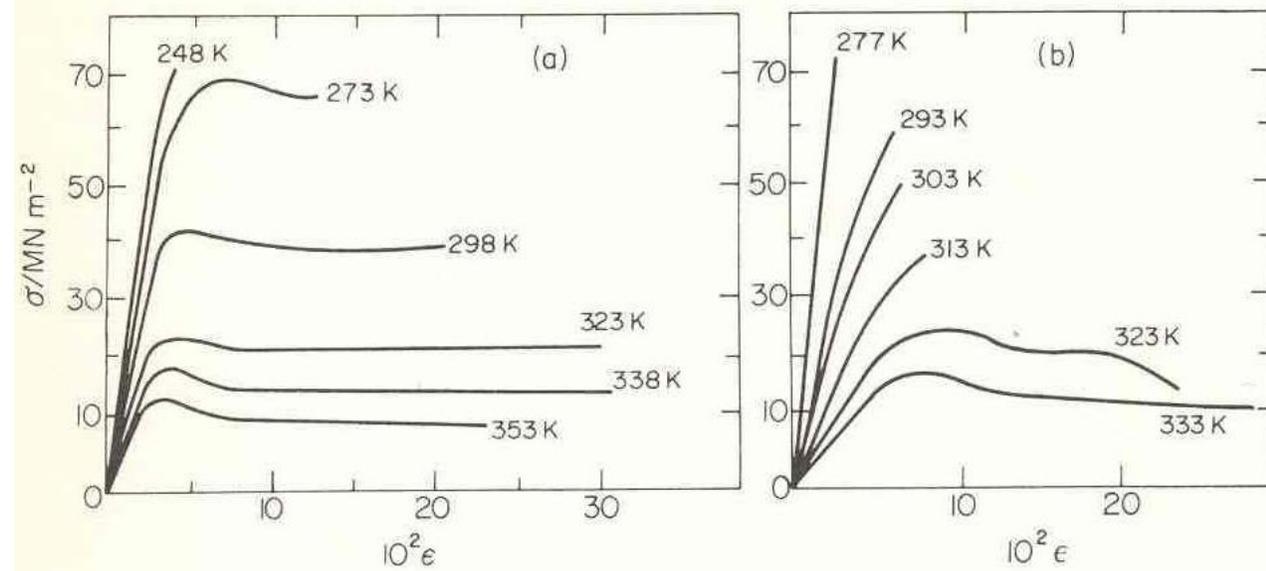


FIGURE 13.7. Influence of temperature on the stress-strain response of (a) cellulose acetate and (b) poly(methyl methacrylate). (From data by Carswell and Nason.)

### EFFECT OF TEMPERATURE ON STRESS-STRAIN RESPONSE

Polymers such as polystyrene and poly(methyl methacrylate) with a high  $E$  at ambient temperatures fall into the category of hard brittle materials which break before point Y is reached. Hard tough polymers can be typified by cellulose acetate and several curves measured at different temperatures are shown in figure 13.7(a). Stress-strain curves for poly(methyl methacrylate) are also shown for comparison (figure 13.7(b)).

It can be seen that the effect of temperature on the characteristic shape of the curve is significant. As the temperature increases both the rigidity and the yield strength decrease while the elongation generally increases. For cellulose acetate there is a transformation from a hard brittle state below 273 K to a softer but tougher type of polymer at temperatures above 273 K. For poly(methyl methacrylate) the hard brittle characteristics are retained to a much higher temperature, but it eventually reaches a soft tough state at about 320 K. Thus if the requirements of high rigidity and toughness are to be met, the temperature is important. Cellulose acetate meets these requirements if used at 298 K more satisfactorily than when used at 350 K where the modulus is smaller and the ability to absorb energy, represented by the area under the curve, is also lower.

## curve sforzo-deformazione per materiali diversi

□ **POLIMERI** sono costituiti da lunghe catene aggrovigliate di unità monomeriche ripetute all'infinito.

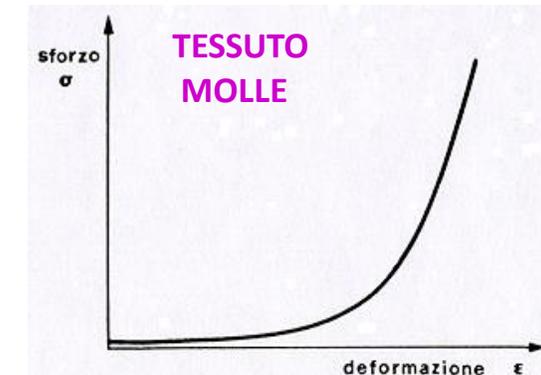
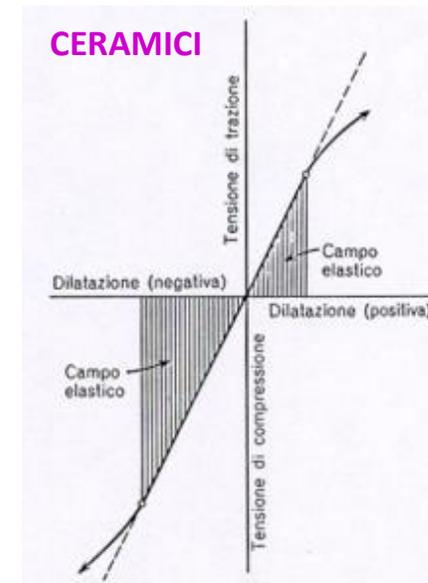
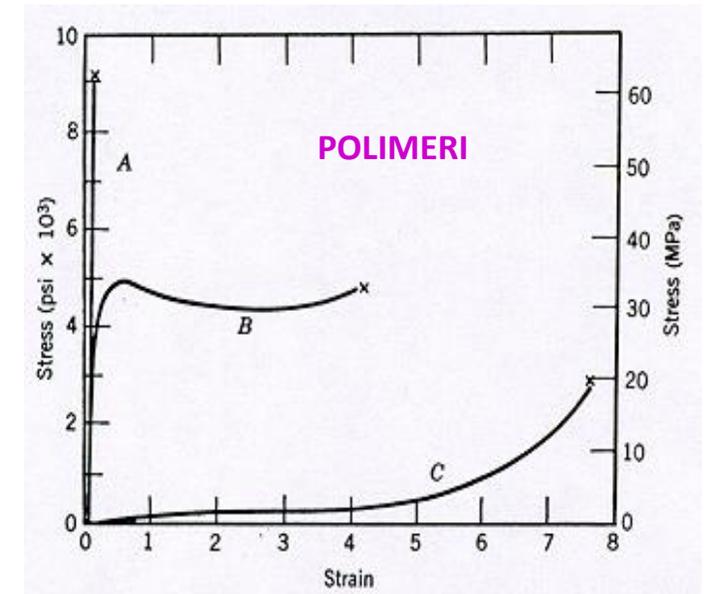
**fragili (A)** si rompono mentre si deformano elasticamente;

**plastici (B)** la iniziale deformazione elastica è seguita da snervamento e da deformazione plastica;

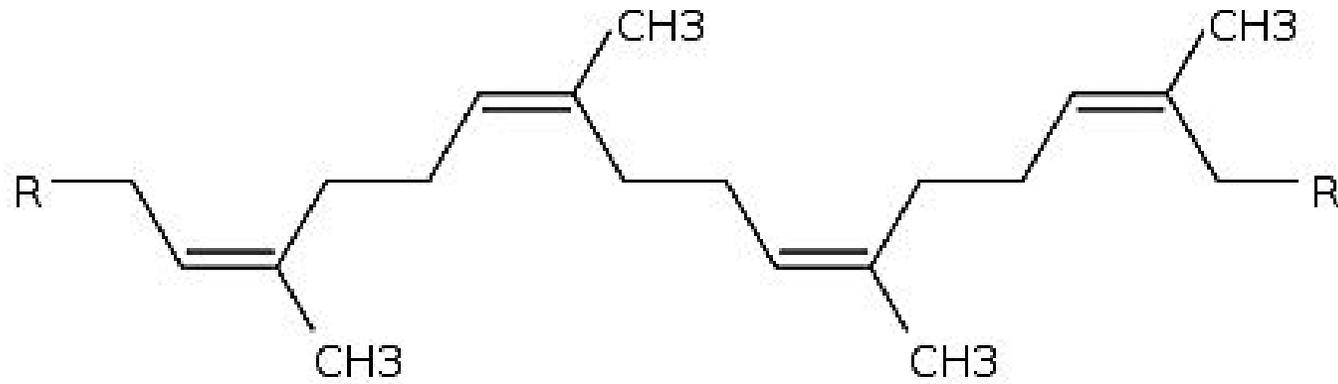
**elastici (C)** sono **elastomeri**, cioè si allungano fino a alcune volte la lunghezza originaria, poi tornano alla dimensione iniziale.

□ **CERAMICI**. cristallini e non hanno comportamento tipicamente **fragile**, e presentano solo deformazione elastica (relazione lineare  $\sigma - \epsilon$ ) se sottoposti a trazione o a compressione, fino a rottura. Mentre la resistenza a trazione è bassa e imprevedibile, quella a compressione può raggiungere valori elevati.

□ **TESSUTI BIOLOGICI MOLLI**. Presentano un particolare comportamento elastico tale da permettere loro di resistere anche quando severamente deformati.

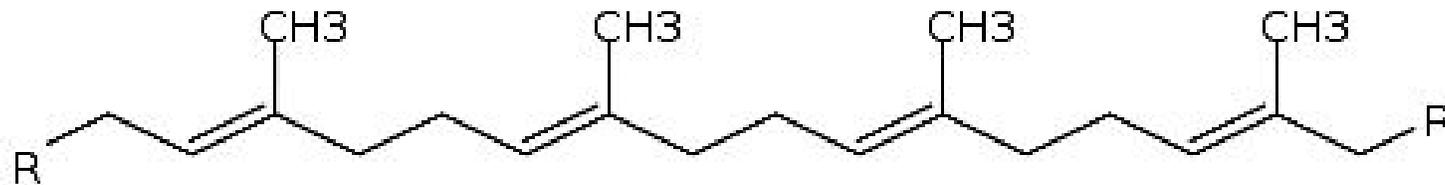


**Poliisoprene 1.4 cis (caucciù)**



**elastomero**

**Poliisoprene 1.4 trans (guttaperca)**



**rigido**

*La classificazione è grossolana,  
dipende anche dalle modalità  
di fabbricazione*

**Fibre e  
plastiche rigide**

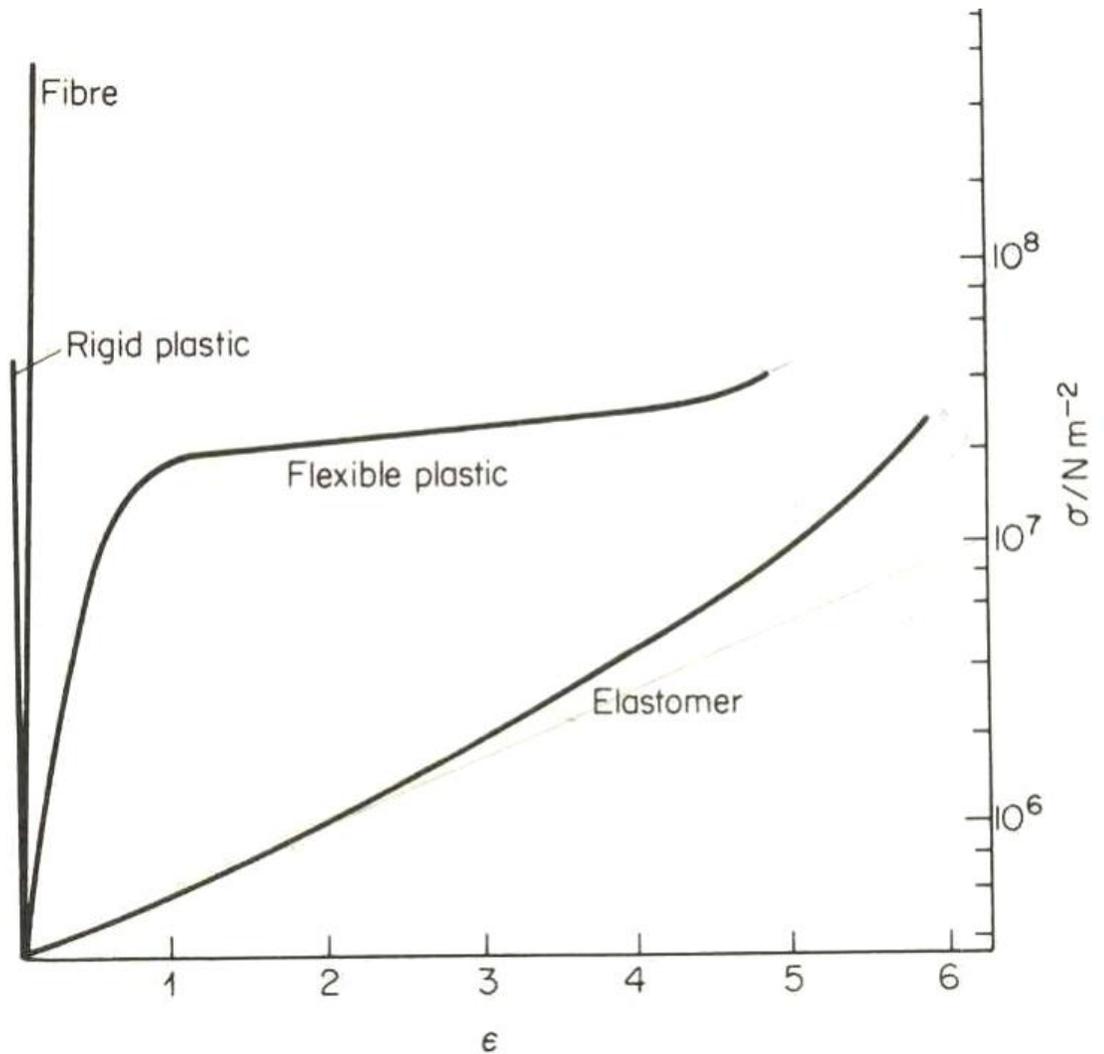
RESISTENTI ALLA DEFORMAZIONE ( $T < T_g$ )  
ALTO MODULO

**Elastomeri**

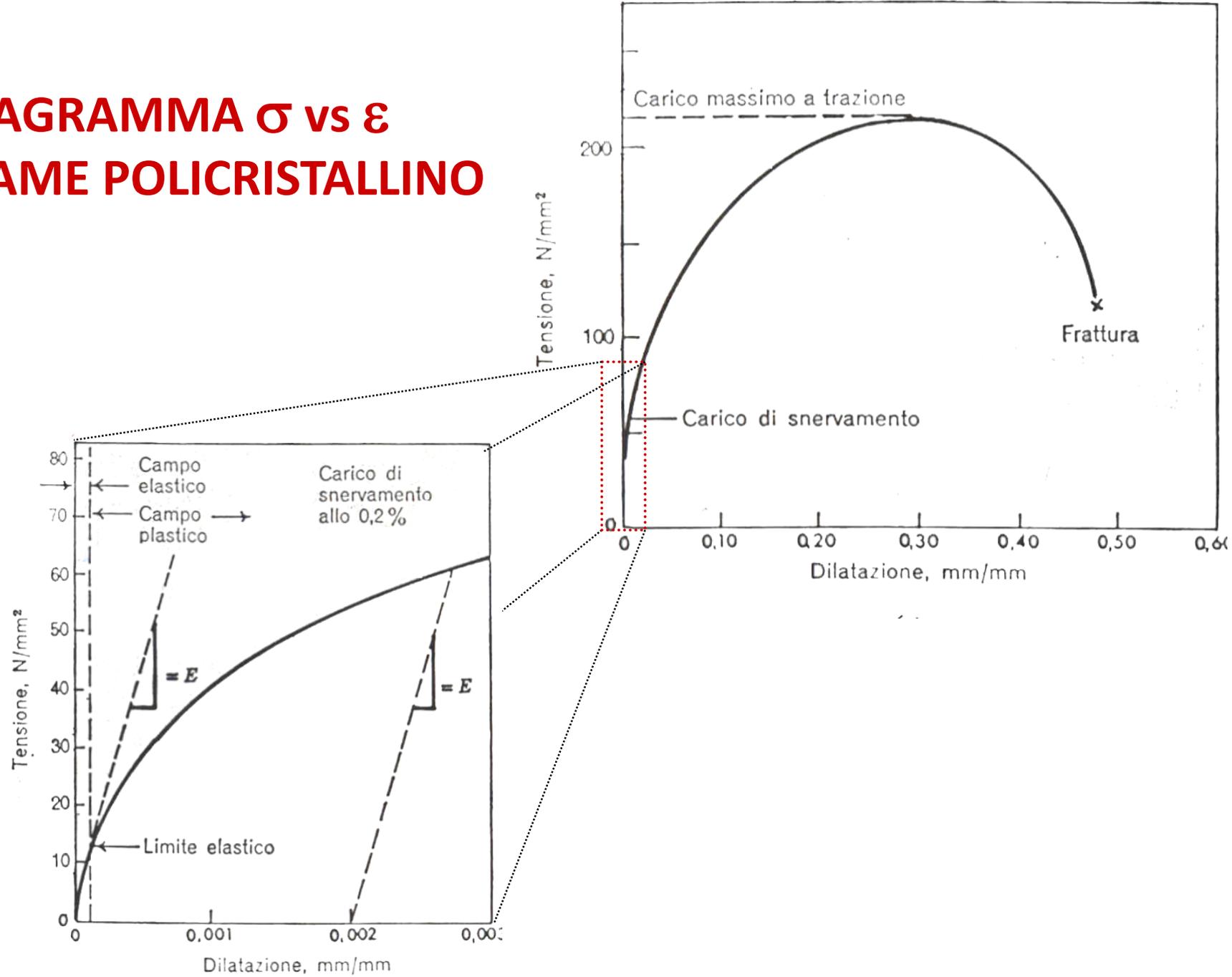
GRANDI ELOGAZIONI, REVERSIBILI,  
CON BASSI CARICHI, BASSO MODULO,  $T_g$  BASSA

**Plastiche  
flessibili**

SI DEFORMANO IN MODO IRREVERSIBILE, DUTTILI,  
POCO ELASTICHE

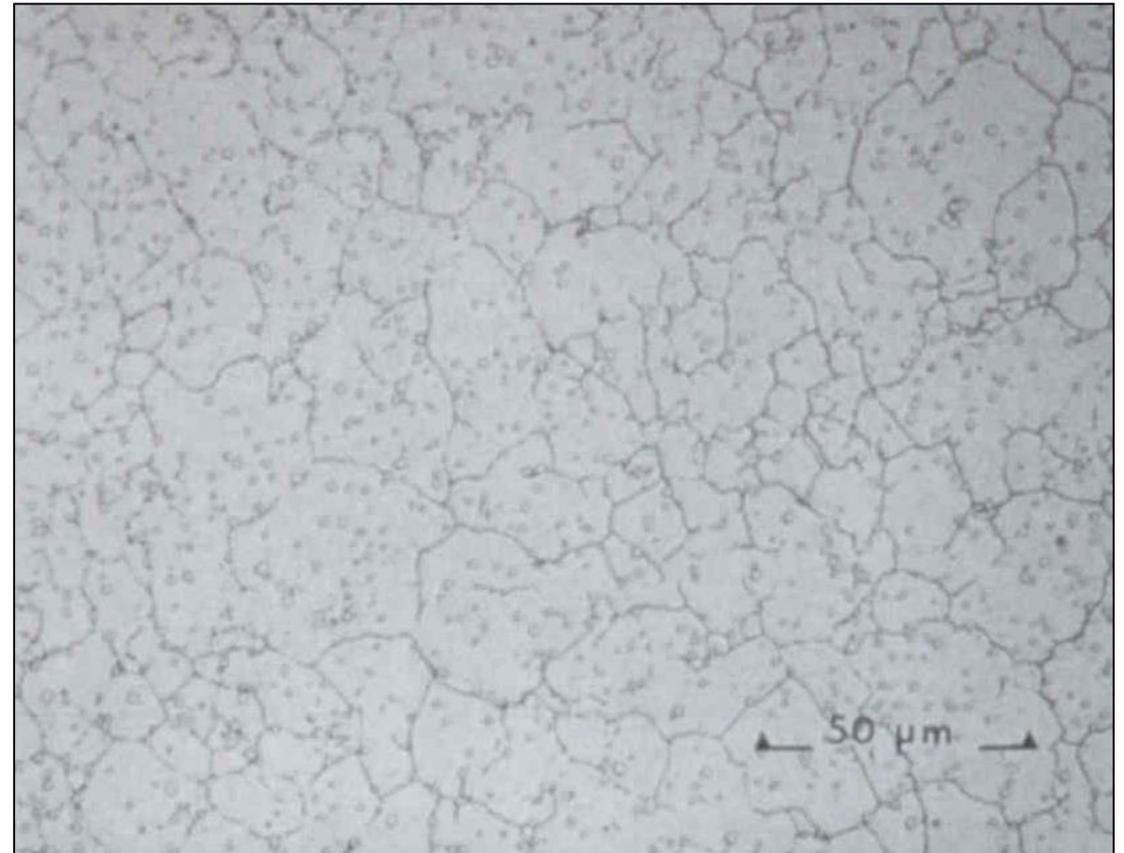
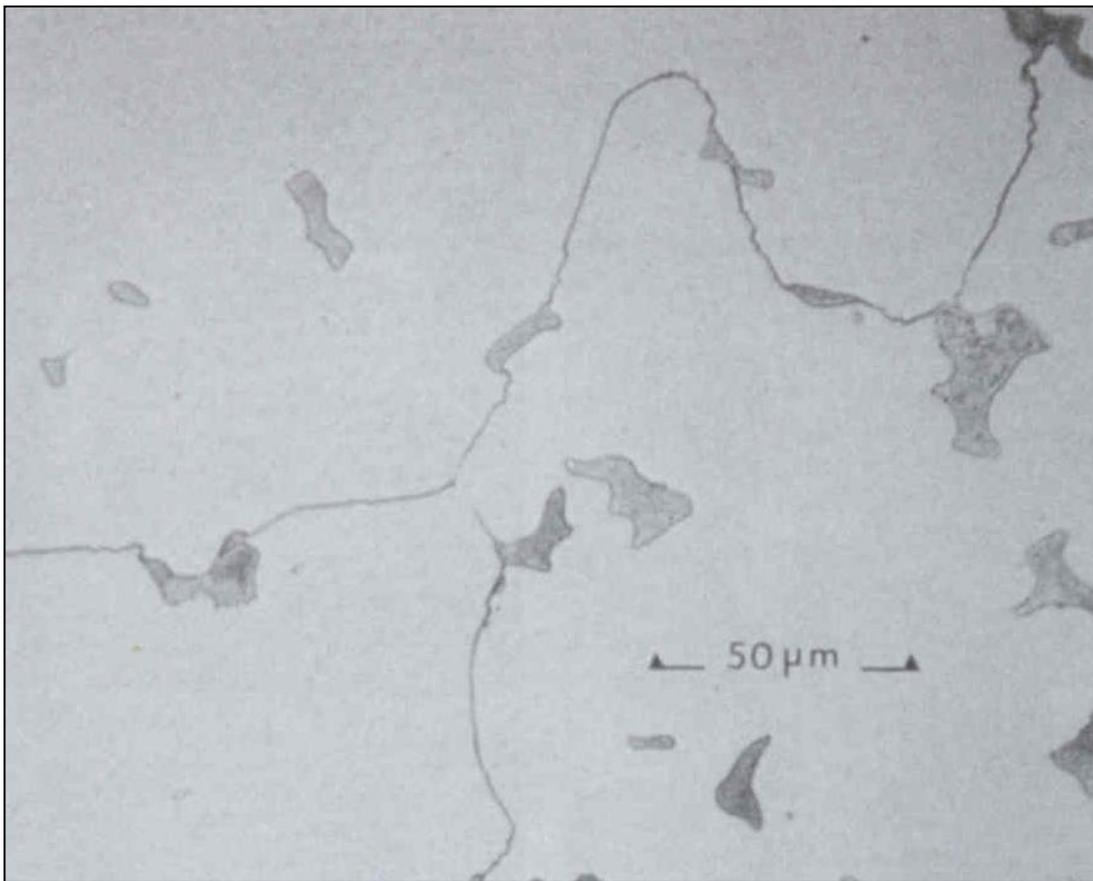


# DIAGRAMMA $\sigma$ vs $\epsilon$ PER RAME POLICRISTALLINO



**Co/Cr/Mo ASTM 75 alloy  
before and after  
Hot Isostatic Pressing**

grain boundary enlarged  
matrix carbides  
grain size reduced



**TABLE 3** Mechanical Properties Derivable from a Tensile Test

Property	Units		
	International	English	
1. Elastic modulus (E)	$F/A^a$	N/m <sup>2</sup> (Pa)	lbf/in. <sup>2</sup> (psi)
2. Yield strength (YS)	$F/A$	N/m <sup>2</sup> (Pa)	lbf/in. <sup>2</sup> (psi)
3. Ultimate tensile strength (UTS)	$F/A$	N/m <sup>2</sup> (Pa)	lbf/in. <sup>2</sup> (psi)
4. Ductility	%	%	%
5. Toughness (work to fracture per unit volume)	$F \times l/V$	J/m <sup>3</sup>	in lbf/in. <sup>3</sup>

<sup>a</sup> lbf, pounds force; *F*, force; *A*, area; *l*, length; and *V*, volume.

**TABLE 2** Mechanical Properties of Some Implant Materials and Tissues

	Elastic modulus (GPa)	Yield strength (MPa)	Tensile strength (MPa)	Elongation to failure (%)
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	350	—	1,000 to 10,000	0
CoCr Alloy <sup>a</sup>	225	525	735	10
316 S.S. <sup>b</sup>	210	240 (800) <sup>c</sup>	600 (1000) <sup>c</sup>	55 (20) <sup>c</sup>
Ti 6Al-4V	120	830	900	18
Bone (cortical)	15 to 30	30 to 70	70 to 150	0-8
PMMA	3.0	—	35 to 50	0.5
Polyethylene	0.4	—	30	15-100
Cartilage	<sup>d</sup>	—	7 to 15	20

<sup>a</sup>28% Cr, 2% Ni, 7% Mo, 0.3% C (max.), Co balance.

<sup>b</sup>Stainless steel, 18% Cr, 14% Ni, 2 to 4% Mo, 0.03 C (max), Fe balance.

<sup>c</sup>Values in parenthesis are for the cold-worked state.

<sup>d</sup>Strongly viscoelastic.

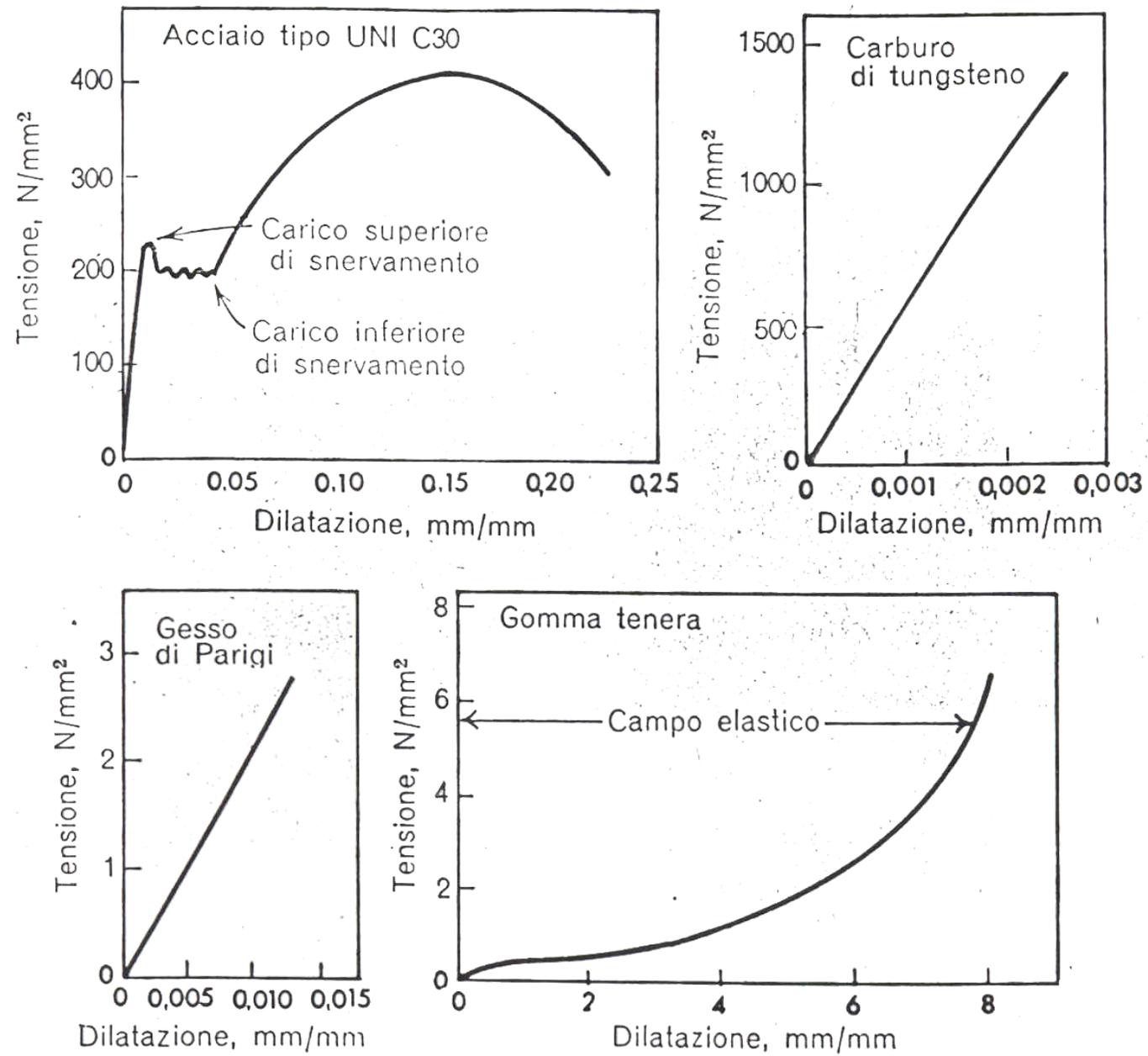
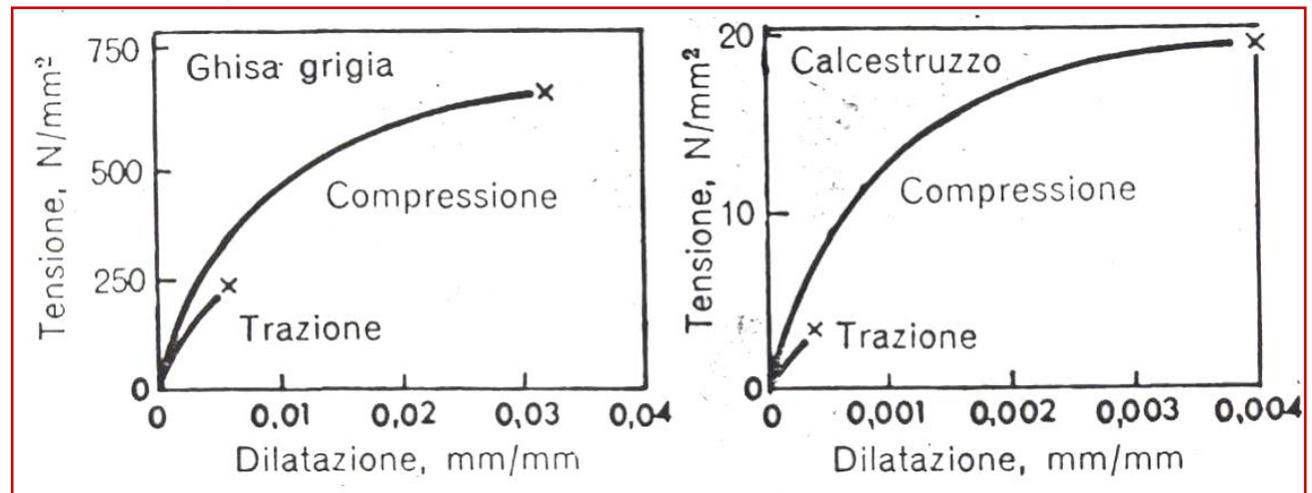


Fig. 1.3 Curve tensione-dilatazione per alcuni materiali utilizzati nella pratica.

A causa della presenza di lesioni submicroscopiche, i materiali fragili mostrano spesso bassa resistenza a trazione, poichè la tensione di trazione tende ad estendere quelle lesioni che sono orientate perpendicolarmente all'asse di trazione. Oltre ad essere bassa, la resistenza a trazione varia generalmente anche da campione a campione. Questi stessi materiali possono nondimeno presentare elevata resistenza a compressione: i materiali fragili sono principalmente impiegati a compressione. La fig. 1.6 mostra il comportamento a trazione ed a compressione di una ghisa grigia e di un calcestruzzo, entrambi materiali fragili. Uno schema di una tipica prova di compressione è riportato in fig. 1.7.

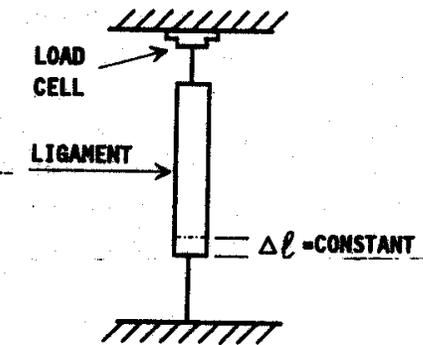
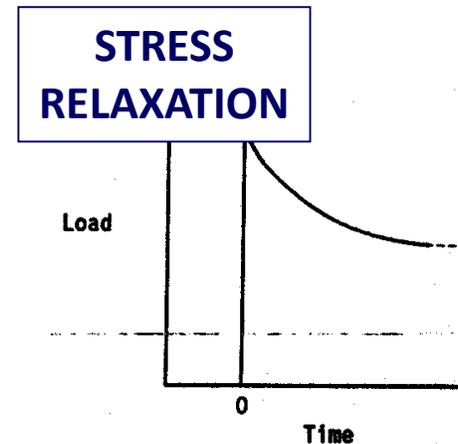
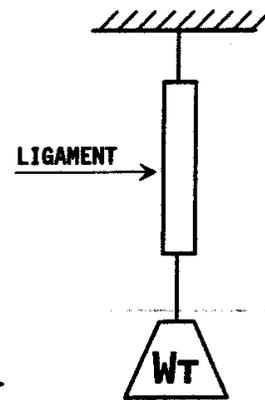
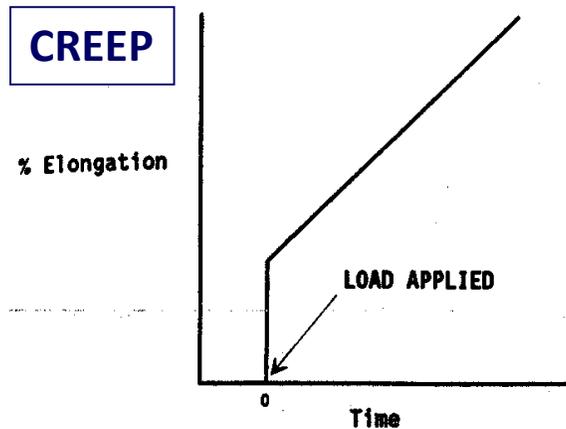
Poichè la prova di compressione aumenta l'area della sezione trasversale del campione, non si verifica mai il fenomeno della strizione. Materiali molto duttili sono raramente provati a compressione poichè il campione è vincolato dall'attrito ai punti di contatto con le piastre della macchina, il che provoca una distribuzione complicata delle tensioni, che solo approssimativamente può essere analizzata.



Silly Putty

# VISCO-ELASTICITA'

Quando la sollecitazione  $\sigma$  è applicata al materiale, non è detto che l'elongazione risultante  $\epsilon$  sia istantanea. In genere, soprattutto per certi materiali, a causa di **flussi viscosi** di materia al loro interno, la reazione è funzione del **tempo di applicazione** del carico.

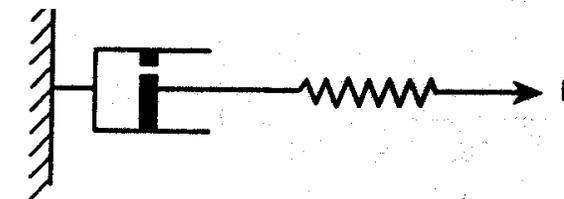


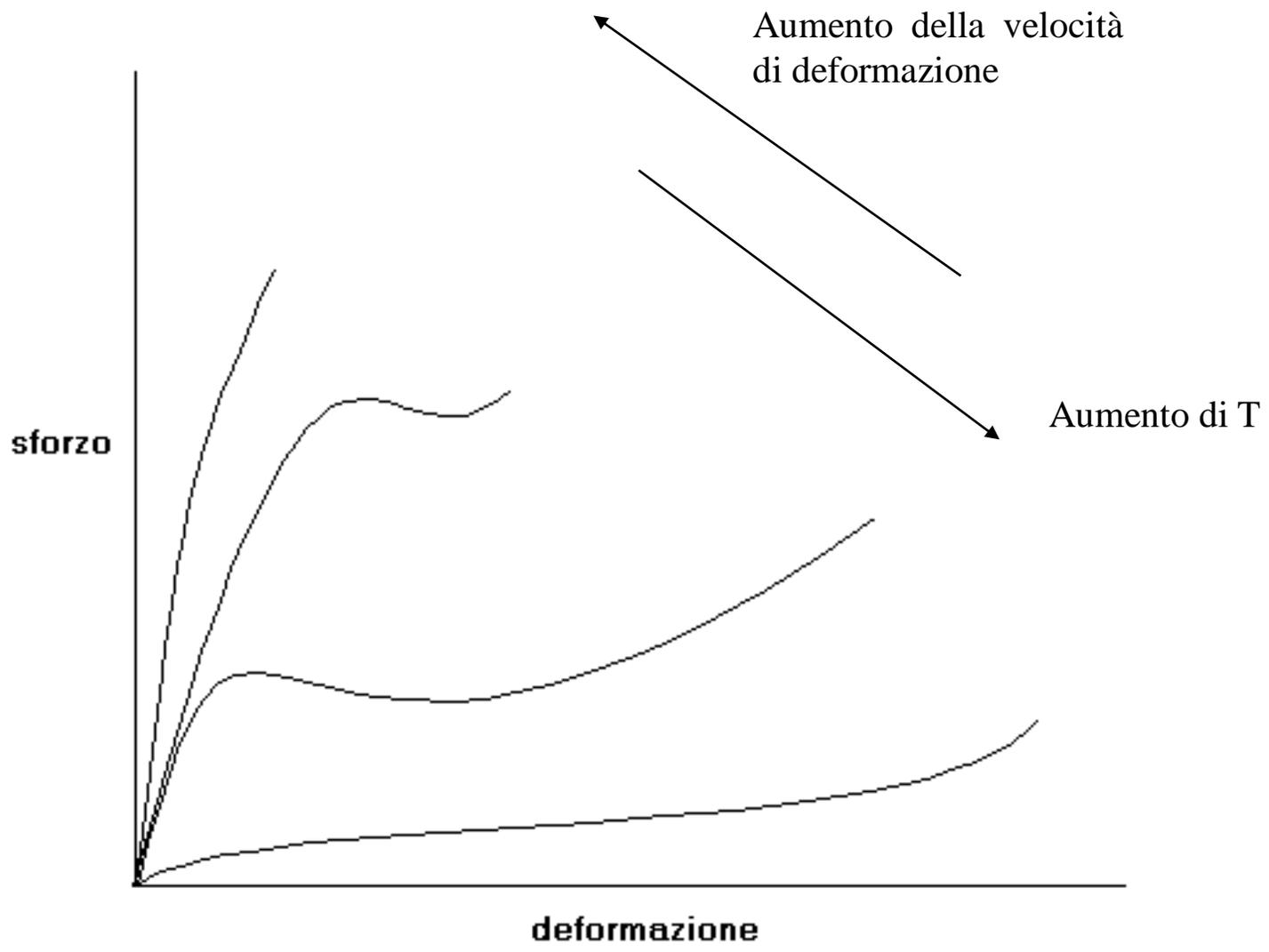
*liquido viscoso*



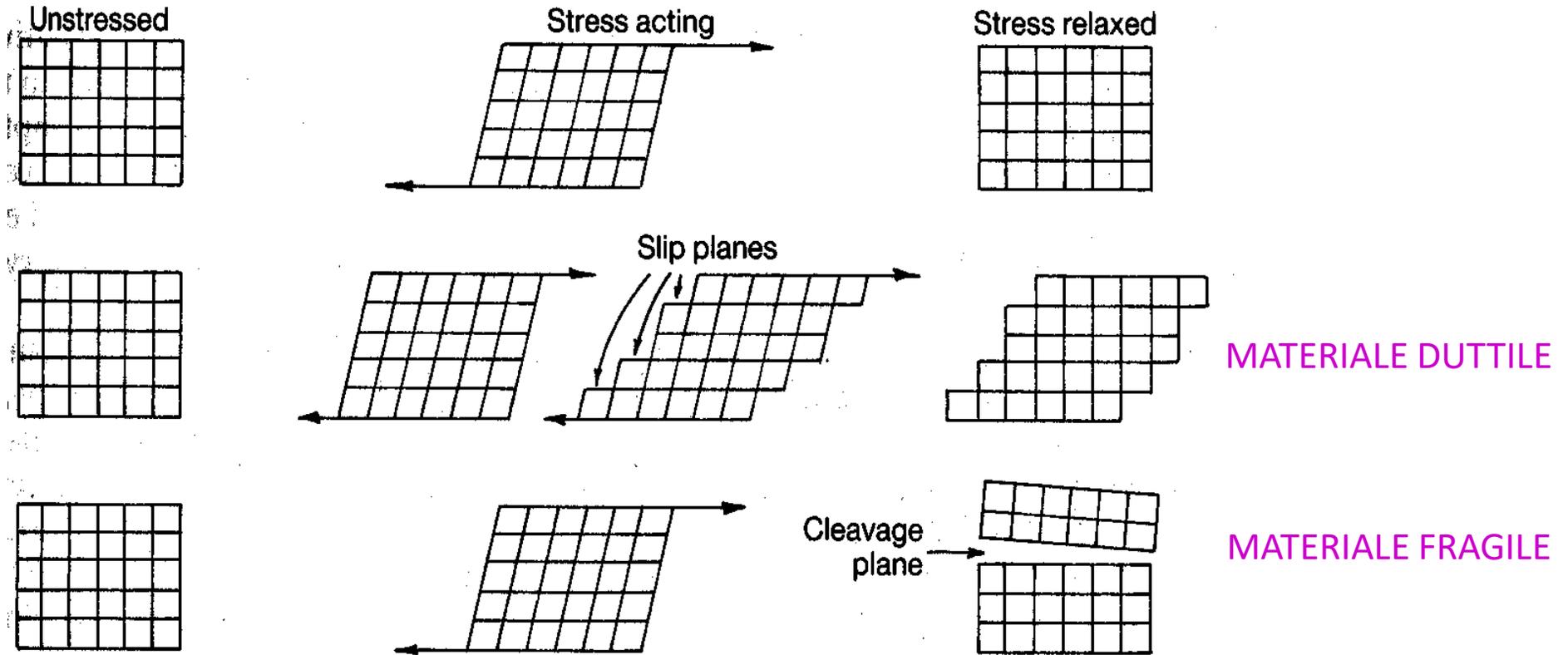
comp. elastico  $t_{\text{test}}$  comp. viscoso

*solido visco-elastico*





## Differenze di comportamento tra materiali fragili e duttili



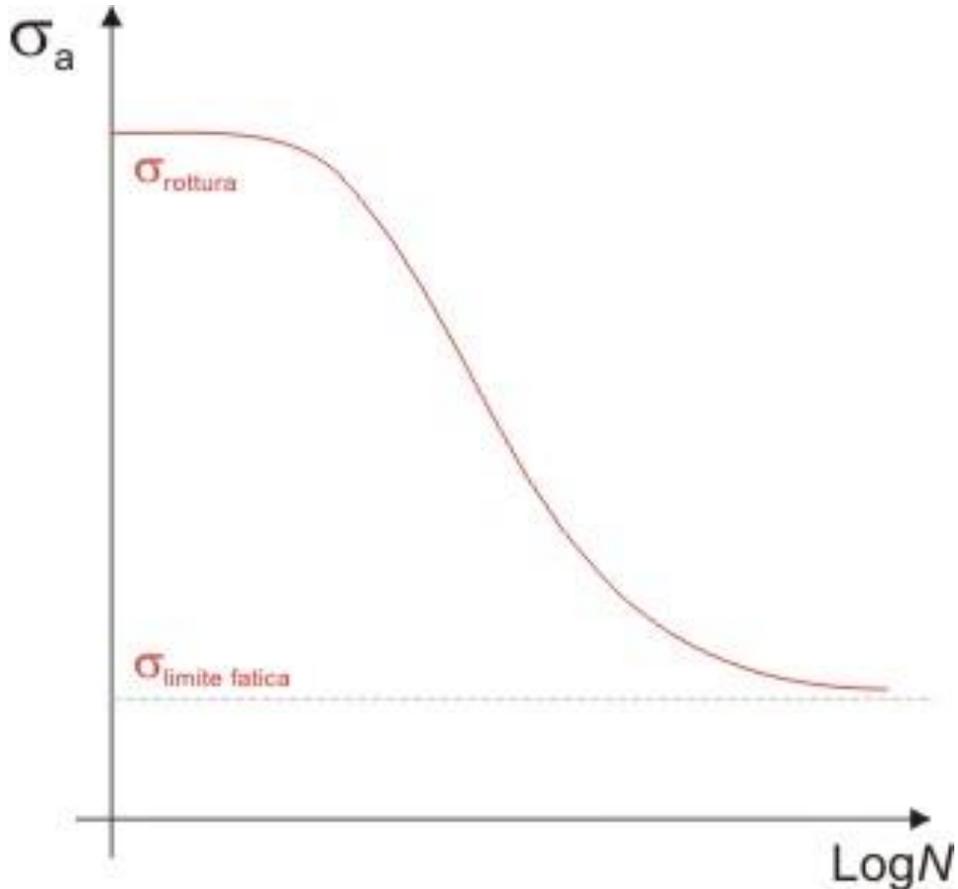
Grazie ai difetti di linea (dislocazioni), si può avere lo slittamento relativo di due parti del reticolo. Il movimento delle dislocazioni avviene progressivamente per successiva rottura e riformazione dei legami, un filare per volta.

La deformazione non avviene per spostamento contemporaneo di tutta una parte del reticolo, ma si propaga al suo interno lungo un determinato PIANO DI SCORRIMENTO, per azione di uno sforzo di taglio sufficiente a rompere i legami sullo spigolo della dislocazione. Maggiore è il numero di dislocazioni presenti nel reticolo, maggiori sono le possibilità di scorrimento, quindi di deformazione.

## Comportamento alla sollecitazione dinamica (fatica)

### Cause di rottura di un materiale

- Sollecitazione superiore a quella di rottura
- Sollecitazioni inferiori ma applicate ciclicamente per molte volte (fatica)



Nelle applicazioni biomediche le sollecitazioni sono quasi sempre cicliche (es. protesi d'anca o valvola cardiaca).

All'aumentare del numero di cicli lo sforzo necessario per rompere il materiale diminuisce sempre più.

Al di sotto del limite di fatica il materiale può sopportare un numero infinito di cicli.

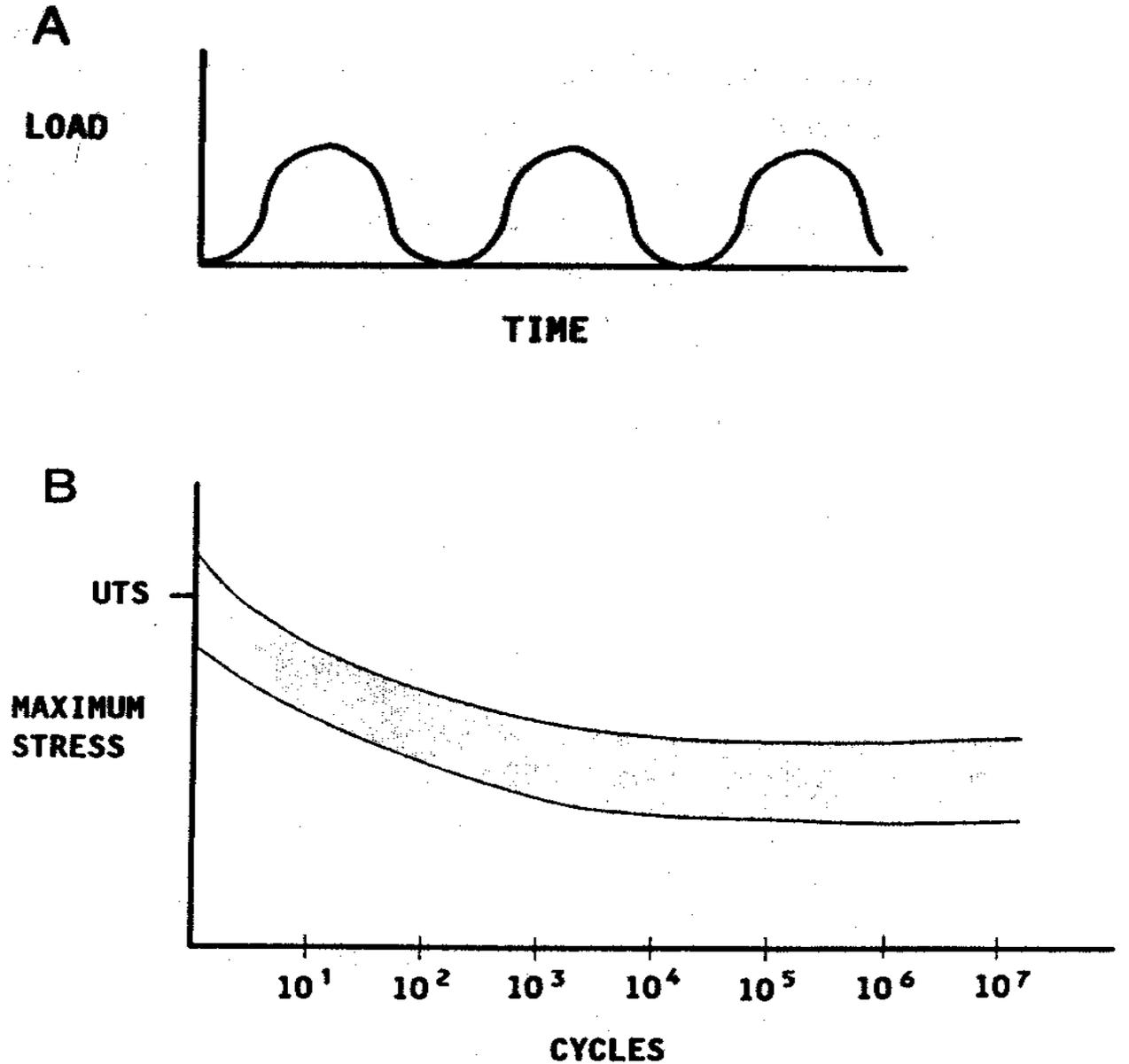
La rottura per fatica avviene con formazioni di una o più cricche (fratture) che, propagandosi nel materiale, riducono progressivamente la sezione resistente. Quando la sezione resistente si indebolisce fino a che lo sforzo supera quello di rottura, il materiale si rompe.

# LOGORAMENTO

Dopo diversi cicli di carico, il materiale si rompe a valori più bassi di UTS.

Durante l'uso, le deformazioni riducono il propagarsi dei difetti sotto carico, e aumentano la resistenza del materiale.

Il comportamento del materiale all'usura è anche funzione dei processi di lavorazione (a freddo, a caldo, annealing, tempra, ...) cui è sottoposto.

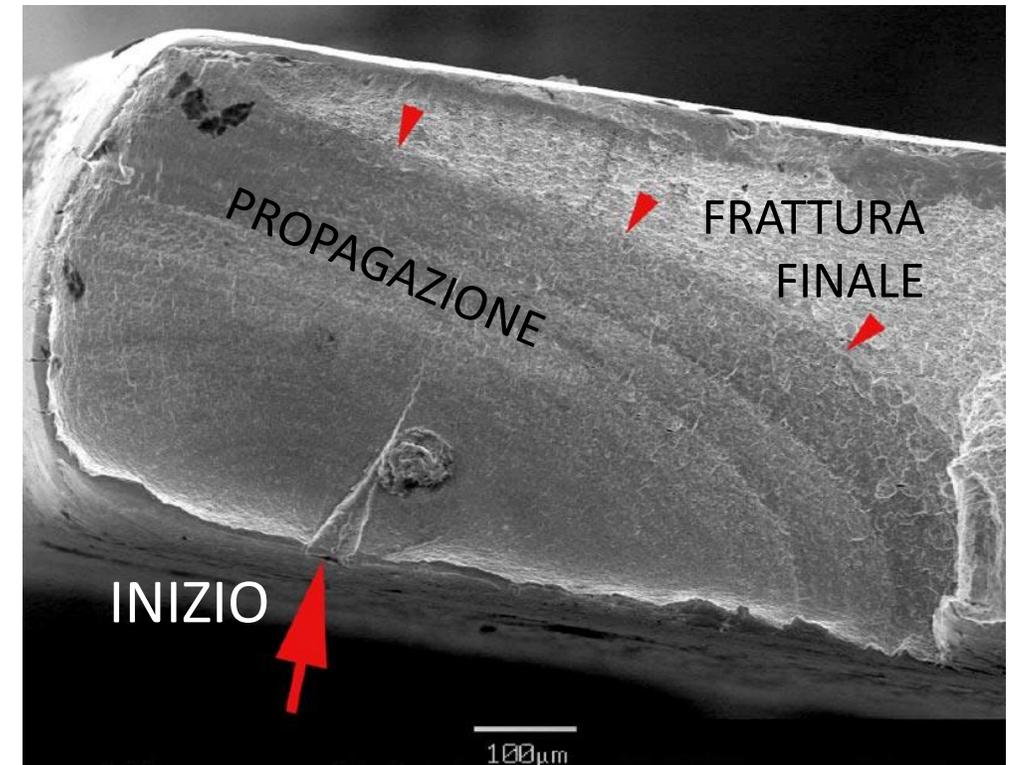


## Meccanismo di danneggiamento per fatica

La fatica è legata ai fenomeni di **micro-deformazioni plastiche cicliche locali** indotte dal ciclo di sollecitazioni. Esse sono dovute al fatto che, per effetto di vari tipi di difetti, microintagli e/o discontinuità (bordi di grano, inclusioni non metalliche, rugosità superficiali), **localmente il valore dello sforzo può superare il carico di snervamento** anche se il carico macroscopico esterno rimane sempre al di sotto.

Fattori che influenzano la resistenza a fatica:

- la concentrazione degli sforzi (es. spigoli vivi che favoriscono la concentrazione delle tensioni e l'innescò delle cricche)
- la condizione superficiale
- l'ambiente corrosivo
- la temperatura di esercizio



## Durezza

La durezza di un materiale è la **capacità di resistere alla deformazione plastica locale**, in particolare sulla **superficie** esterna. E' un parametro molto importante per superfici esposte a sollecitazioni localizzate. I materiali più duri hanno migliore resistenza all'abrasione, alla scalfitura e alla penetrazione.

**Ceramici > Metalli > Polimeri**

### SCALA MOHS

Ogni elemento scalfisce i precedenti e viene scalfito dai successivi

☐ **TENERI** (si scalfiscono con l'unghia)

☐1 Talco

UHMW PE

☐2 Gesso

Osso compatto, materie plastiche

☐ **SEMI DURI** (si rigano con una punta d'acciaio)

☐3 Calcite

Smalto dentario

☐4 Fluorite

☐5 Apatite

Acciai ortopedici

☐ **DURI** (non si rigano con la punta di acciaio)

☐6 Ortoclasio

☐7 Quarzo

Utensili da taglio

☐8 Topazio

Acciai nitruati

☐9 Corindone

Allumina

☐10 Diamante (Carborundum)

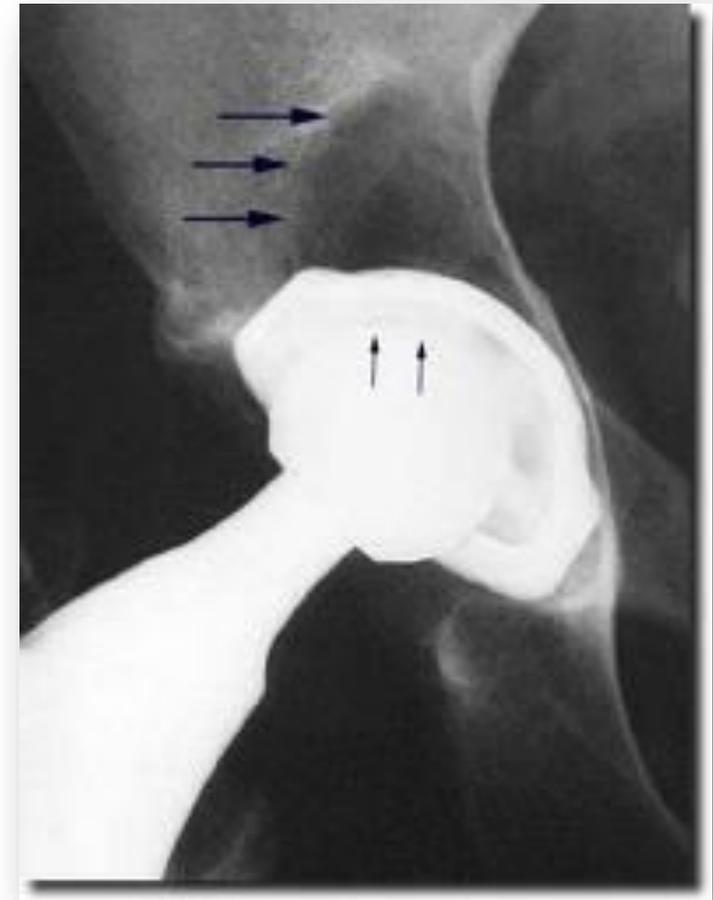
## Usura

L'attrito fra due corpi in movimento relativo produce usura di una o entrambe le superfici

Le forze di attrito dipendono sia dalla rugosità delle superfici che dalla natura chimica

### Meccanismi di usura

1. *Usura abrasiva.* Le asperità della superficie più dura rigano la superficie su cui strisciano
2. *Transfer film.* Una sottile pellicola si stacca dalla superficie più tenera e aderisce alla superficie più dura riempiendone le cavità della rugosità
3. *Formazione di detriti.* I detriti prodotti per usura abrasiva o una porzione del transfer film rimangono intrappolati come terzo corpo fra le due superfici in moto relativo. Questo crea sollecitazioni locali che accelerano l'usura.



L'usura può essere ridotta migliorando la finitura superficiale