

Protesi articolari: materiali per steli protesici

Proprietà richieste ad un biomateriale per steli protesici

- **Alta resistenza meccanica** $R_s > 450 \text{ MPa}$
- **Adeguatezza rigidezza** $E = 110-230 \text{ GPa}$
- **Elevata resistenza alla corrosione**
 - **generalizzata** $I_{\text{corr}} < 0,03 \mu\text{g}/\text{cm}^2 \cdot \text{giorno}$
 - **localizzata** in fessura, per sfregamento
- **Biocompatibilità**
 - **non tossicità** Cu, Cd
 - **non allergenicità** Ni, V (Co, Al)

Resistenza meccanica: impianti ortopedici vs osso

Le dimensioni di un impianto ortopedico sono nettamente inferiori rispetto all' osso che devono sostituire (o supportare)

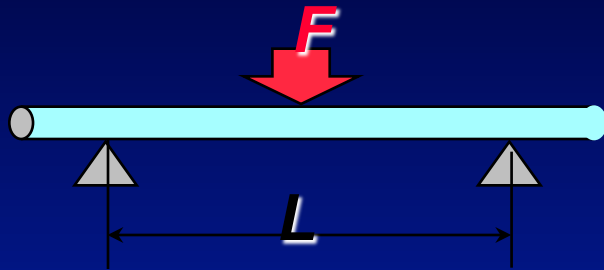
Per avere pari resistenza meccanica rispetto all' osso:

$$R_{s_{stelo}} > 5 \text{ volte } R_{osso}$$

$$R_{s_{mezzo di sintesi}} > 7 \text{ volte } R_{osso}$$

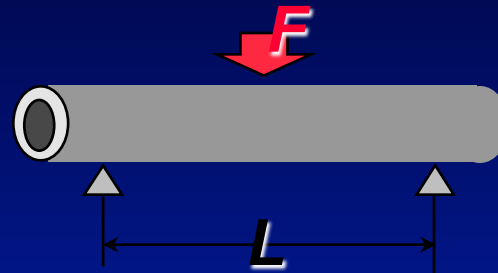
$$R_{osso} = 130 \text{ MPa} \quad R_{s_{stelo}} > 650 \text{ MPa} \quad R_{s_{mezzo di sintesi}} > 900 \text{ MPa}$$

Rigidezza di un osso e di impianti sostitutivi



$$\delta_{\max} = \frac{F \cdot L^3}{48 \cdot E_{\text{stelo}} \cdot I_{\text{stelo}}}$$

$$I_{\text{stelo}} = \frac{\pi r_{\text{stelo}}^4}{4}$$



$$\delta_{\max} = \frac{F \cdot L^3}{48 \cdot E_{\text{osso}} \cdot I_{\text{osso}}}$$

$$I_{\text{osso}} = \frac{\pi (r_{\text{osso esterno}}^4 - r_{\text{osso interno}}^4)}{4}$$

$$E_{\text{stelo}} = E_{\text{osso}} \frac{r_{\text{osso esterno}}^4 - r_{\text{osso interno}}^4}{r_{\text{stelo}}^4}$$

Rigidezza di impianti sostitutivi dell' osso vs osso

La **rigidezza** dipende sia dal **modulo di elasticità (E)** che dal **momento di inerzia (I)**, legato a forma e dimensione.

Per avere pari rigidezza rispetto all' osso:

$$E_{\text{stelo}} = 4-6 \text{ volte } E_{\text{osso}}$$

$$E_{\text{mezzo sintesi}} = 20-30 \text{ volte } E_{\text{osso}}$$

$$E_{\text{osso}} = 17-18 \text{ GPa}$$

$$E_{\text{metallo}} = 90-230 \text{ GPa}$$

Resistenza a fatica e tenacità: impianti ortopedici vs osso

L' osso è una struttura in grado di rigenerarsi e pertanto non è suscettibile a fatica e eventuali microfessurazioni possono essere riassorbite

I materiali sintetici non si rigenerano e devono pertanto avere capacità di sopportare microfessurazioni molto superiori a quella dell' osso:

$$KIC_{\text{impianto}} \gg KIC_{\text{osso}}$$

$$KIC_{\text{osso}} = 3-8 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{-1/2} \quad KIC_{\text{impianto}} > 30 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{-1/2}$$

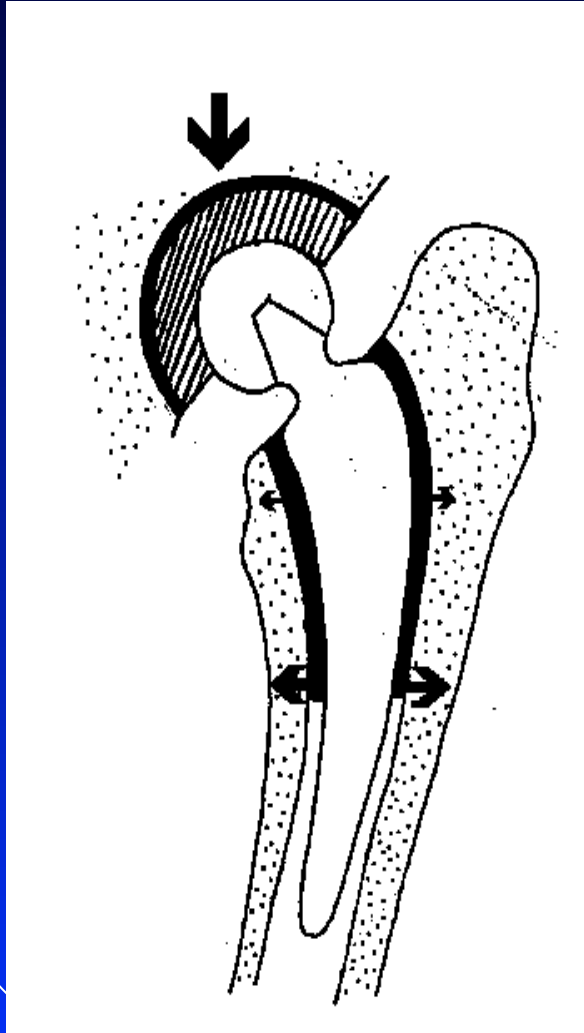
Caratteristiche meccaniche: materiali

	E GPa	R/R _s MPa	K _{Ic} MPa.m ^{-1/2}
● Osso corticale	18	R = 130	3-8
● Metallo (Ti6Al4V)	110	R _s = 780	75
● Ceramica (Al₂O₃)	380	R = 500	4
● Polimero (PMMA)	3	R = 80	1,5
(UHMWPE)	1,2	R _s = 24	5

Resistenza meccanica: classi di materiali utilizzabili

- **Oggi** solo i **materiali metallici** possiedono proprietà di **rigidezza, resistenza meccanica e tenacità** a frattura che li rendono utilizzabili come sostituti dell' osso
- In **futuro** potrebbero essere utilizzati anche **materiali compositi**

Trasferimento del carico nelle protesi non cementate



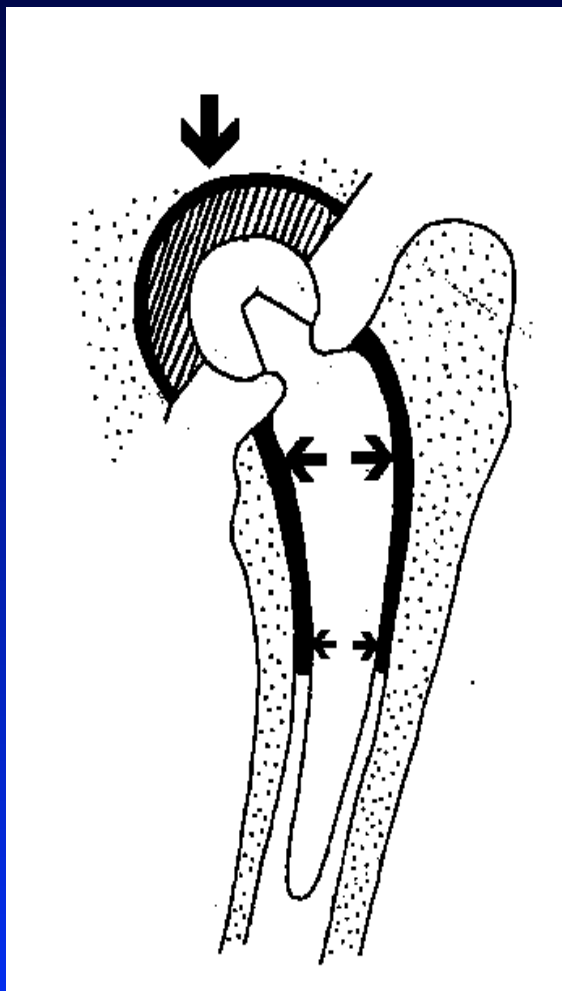
- In presenza di uno **stelo rigido**, il carico applicato (5-8 volte il peso corporeo) si trasferisce dallo stelo all'osso essenzialmente in zona **distale (stress shielding)**
- In condizioni di stress shielding, nelle protesi non cementate l'**osso** in zona prossimale, meno sollecitato rispetto alla condizione fisiologica, tende a **riassorbirsi**
- Ciò può portare a **mobilizzazione** dello stelo, con anche possibile insorgenza di fenomeni di **fatica** localizzati al terzo distale dello stelo

Caratteristiche ottimali degli steli di protesi non cementate

E' opportuno progettare **steli non cementati poco rigidi**, che pertanto dovrebbero avere:

- basso momento di inerzia: **dimensioni contenute**
- basso modulo di elasticità: in **lega di titanio** (110 GPa)
- **rivestimenti** osteoconduttori solo in zona **prossimale**: per favorire presa prossimale anziché distale e minimizzare i rischi di rottura per fatica

Trasferimento del carico nelle protesi cementate

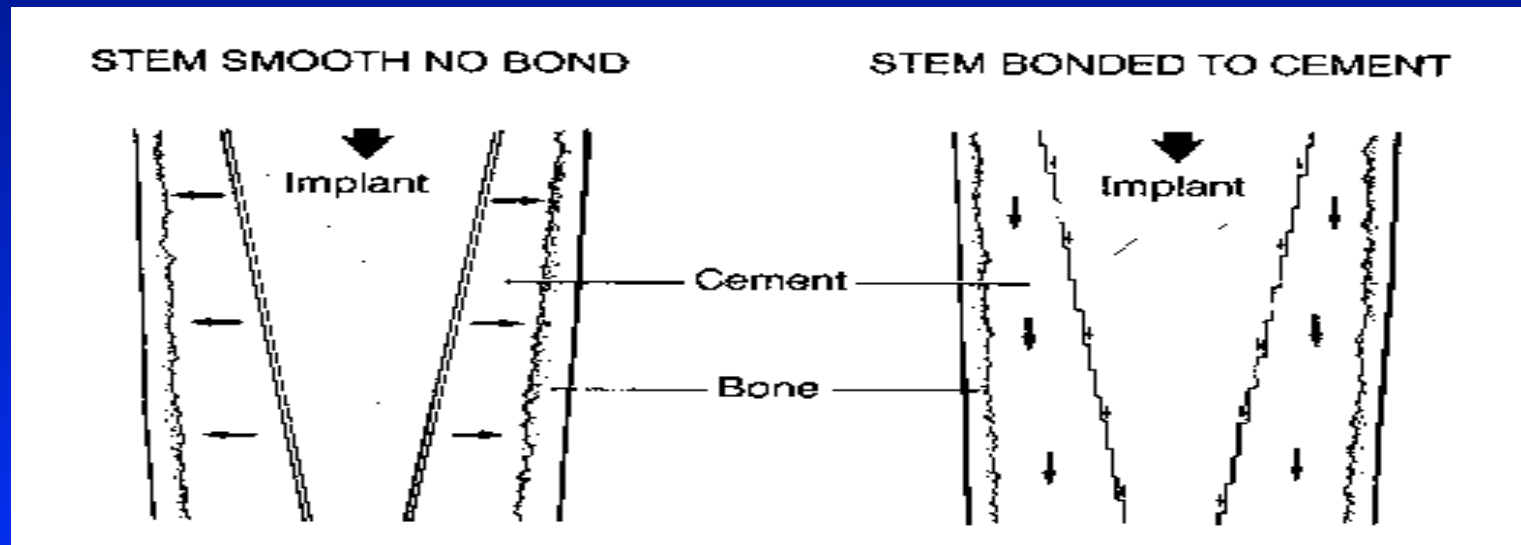


- In presenza di uno stelo **poco rigido**, il carico applicato si trasferisce dallo stelo al cemento essenzialmente in zona **prossimale**
- In tale situazione il **cemento** in zona prossimale viene **eccessivamente sollecitato** e può frammentarsi per fenomeni di **fatica**
- Ciò può determinare una progressiva **mobilitazione** dello stelo

Caratteristiche ottimali degli steli di protesi cementate

Gli steli **cementati** devono essere **rigidi**, pertanto dovrebbero avere:

- alto momento di inerzia: **dimensioni non** eccessivamente **contenute**
- alto modulo di elasticità: in **lega di cobalto** (230 GPa)
- superficie **liscia**: per favorire **subsidenza** e fare sì che la sollecitazione all' interfaccia cemento/osso sia di compressione e non di taglio



Schematizzazione di un processo di corrosione

Un processo di corrosione comporta il verificarsi contemporaneo di:

- un processo di **ossidazione**



- un processo complementare di **riduzione** legato all'**aggressività dell'ambiente**, che è in genere in presenza di ossigeno:



in assenza di ossigeno:



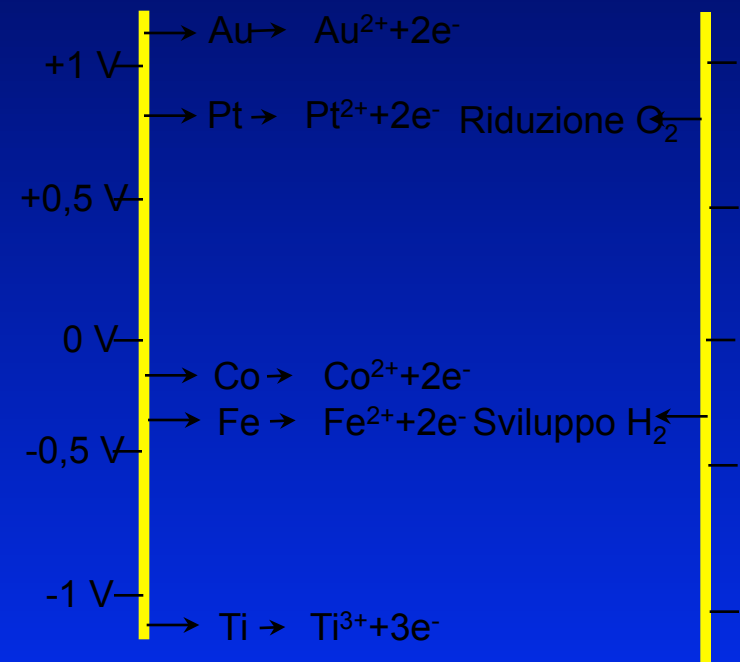
Termodinamica di un processo di corrosione

Perché un processo di corrosione possa avvenire, l'aggressività dell'ambiente (**potenziale di riduzione**) deve **superare** la resistenza del metallo a essere ossidato (**potenziale di ossidazione**).

$$E_{\text{riduzione}} > E_{\text{ossidazione}}$$

potenziale
ossidazione

potenziale
riduzione

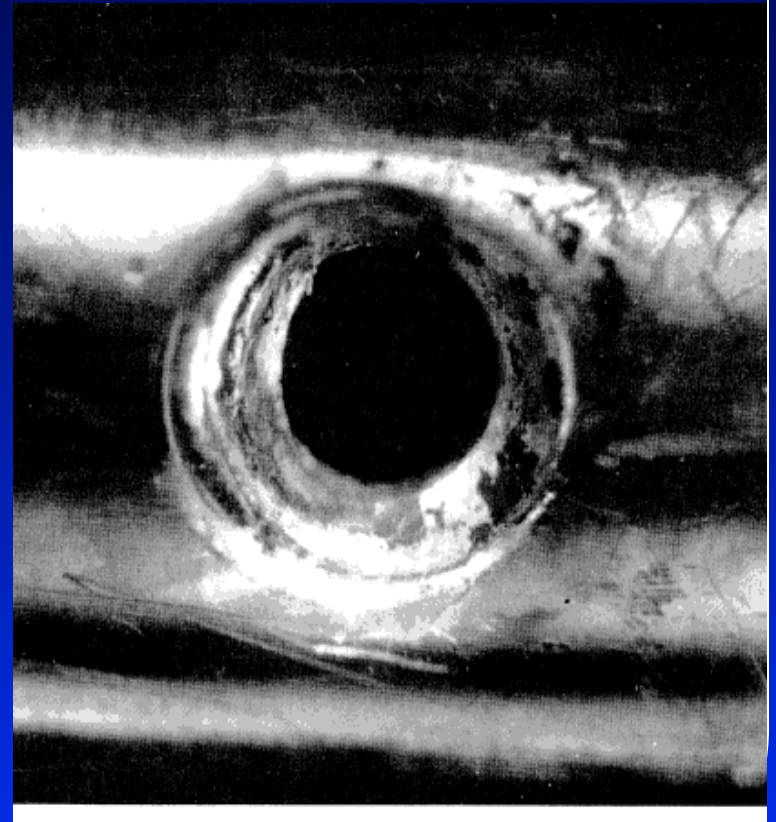


Corrodibilità dei metalli nel corpo umano

- Solo i metalli "**nobili**" (Au, Pt) **non sono corrodibili** in soluzioni neutre aerate, ma tali metalli hanno caratteristiche meccaniche insufficienti
- Tutti gli **altri metalli** (compresi Ti, Fe, Co, Ni, Cr) sono termodinamicamente **suscettibili di corrosione** in soluzione neutra aerata

Corrosione localizzata in fessura (crevice corrosion)

- Forma di corrosione che si verifica in presenza di **piccole fessure** tra due **superfici a contatto**, ad esempio nelle zone di contatto viti/piastre
- Più del **50%** dei mezzi di osteosintesi realizzati in **AISI 316L** subiscono in modo maggiore o minore **tale fenomeno**



Corrosione localizzata per sfregamento (fretting corrosion)

Forma di corrosione che si verifica quando due superfici sono soggette a **carico di compressione** con presenza di **micromovimenti** locali, ad esempio:

- tra due o più chiodi endomidollari
- nei **coni morse** delle protesi multicomponenti

Non solo l' acciaio inossidabile, ma anche il **titanio** e le sue **leghe** sono particolarmente **suscettibili** a tale fenomeno



Entità del rilascio ionico dai metalli passivi

- I metalli attivo-passivi (**acciai inossidabili**, titanio e leghe, leghe di cobalto) in condizioni di passività hanno una velocità di corrosione **apparentemente nulla**, ma **in realtà** comunque **presente** ($<0,03 \mu\text{g}/\text{dm}^2 \cdot \text{giorno}$)
- Un **mezzo di osteosintesi** (in acciaio inossidabile) può subire un rilascio ionico pari a circa **500 $\mu\text{g}/\text{anno}$**
- Un **impianto dentale** osteointegrato (in titanio) può subire un rilascio ionico pari a circa **2 $\mu\text{g}/\text{anno}$**
- Se tuttavia si innescano fenomeni di **corrosione in fessura** (tipici degli acciai inossidabili) o di **corrosione per sfregamento** (tipici delle leghe di titanio) l'entità del rilascio ionico può **umentare** più di 100 volte

Conseguenze del rilascio ionico nel corpo umano

La **corrosione** generalizzata e soprattutto localizzata e per sfregamento possono determinare:

- **trascurabili** effetti sulla **integrità meccanica** dell'impianto,
- passaggio nei **tessuti** circostanti di **ioni metallici**, con:
 - attivazione della **reazione infiammatoria** locale
 - **fenomeni allergici** in soggetti sensibili a particolari ioni metallici (in particolare al Ni) o **sensibilizzazione allergica** di soggetti non sensibili
 - **ostacolo** ai processi di **osteointegrazione**

Fenomeni allergici e sensibilizzazione allergica

- I fenomeni di **allergia** a particolari **metalli** (in particolare al **nichel**) sono in progressivo e continuo **aumento** (reazioni cutanee a bigiotteria, stanghette occhiali, casse orologi)
- Ciò è particolarmente vero per la popolazione di sesso **femminile** (30-40%)
- La **sensibilizzazione** può essere connessa alla continua **ingestione** di ioni (pentole, ecc.) o anche al **rilascio ionico** da metalli impiantati

Prove di allergia cutanea su pazienti precedentemente risultati allergici al nichel

<i>Acciaio</i>	<i>Resistenza alla corrosione (corrente di passività)</i>	<i>Ni rilasciato in sudore artificiale ($\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{settimana}$)</i>	<i>Pazienti con reazione allergica (%)</i>
<i>AISI 316L</i>	alta ($< 1 \mu\text{A}/\text{cm}^2$)	$< 0,05$	0
<i>AISI 303</i>	media ($> 1 \text{mA}/\text{cm}^2$)	$\approx 0,5$	14
<i>rivestimento di Ni</i>	bassa ($>> 1 \text{mA}/\text{cm}^2$)	> 70	96

- I risultati indicano che la reazione **allergica al nichel** è strettamente **legata all'entità del rilascio**
- I risultati sembrano indicare che un **acciaio** inossidabile austenitico **non suscettibile a corrosione localizzata (in fessura)** possa essere utilizzato **senza problemi**
- L' **insorgenza di corrosione localizzata (in fessura)**, che determina un grande aumento del rilascio ionico, è **da evitare, utilizzando acciai inossidabili non suscettibili** a tale forma di corrosione

Materiali metallici standardizzati ISO

Tipo	Sigla ISO	Composizione chimica (%)	R (MPa)	Rs (MPa)
Acciai inossidabili				
AISI 316L	5832-1 D	Fe=resto, Cr=17-19, Ni=13-15, Mo=2,25-3,5, N<0,10	690-1100	190-690
AISI 317L	5832-1 E	Fe=resto, Cr=17-19, Ni=14-16, Mo=2,35-4,2, N=0,1-0,2	800-1100	285-690
alto N	5832-9	Fe=resto, Cr=19,5-22, Ni=9-11, Mo=2-3, Mn=2-4,25, N=0,25-0,5		740-1800
	430-n.d.			

Materiali metallici standardizzati ISO

Tipo	Sigla ISO	Composizione chimica (%)	R (MPa)	Rs (MPa)
Leghe di cobalto				
per getti	5832-4	Co=resto, Cr=26,5-30, Mo=4,5-7, Ni<2,5	665	450
semilavorate	5832-5	Co=resto, Cr=19-21, W=14-16, Ni=9-11	860	310
	5832-6	Co=resto, Ni=33-37, Cr=19-21, Mo=9-10,5	800-1200	300-1000
	5832-7	Co=39-42, Cr=18,5-21,5, Ni=15-18, Mo=6,5-7,5, Fe=resto	950-1450	450-1300
	5832-8	Co=resto, Ni=15-25, Cr=18-22, Mo=3-4, W=3-4, Fe=4-6	600-1580	275-1310
	5832-12	Co=resto, Cr=26-30, Mo=5-7, Ni<1	750-1172	550-827

Materiali metallici standardizzati ISO

Tipo	Sigla ISO	Composizione chimica (%)	R (MPa)	Rs (MPa)
Titanio e leghe di titanio				
titanio puro	5832-2 G1	Ti=resto, O<0,18	240	170
	5832-2 G2	Ti=resto, O<0,25	345	230
	5832-2 G3	Ti=resto, O<0,35	450	300
	5832-2 G4	Ti=resto, O<0,45	550-680	440-520
Ti6Al4V	5832-3	Ti=resto, Al=5,5-6,75, V=3,5-4,5	860	780
Ti5Al2,5Fe	5832-10	Ti=resto, Al=4,5-5,5, Fe=2,5-3	900	800
Ti7Al8Nb	5832-11	Ti=resto, Al=5,5-6,75, Nb=6,5-7,5	900	800

Metalli utilizzati nel corpo umano: acciai inossidabili

	AISI 316L ISO 5832-1	ad alto N ISO 5832-9
Caratteristiche meccaniche	basse (se non incrudito)	medie
Utilizzabilità per getti	si	no
Resistenza corrosione localizzata	scarsa	buona
Biocompatibilità	scarsa	scarsa
Osteointegrabilità	bassa	bassa
Lavorabilità (macchine utensili)	buona	media

Metalli utilizzati nel corpo umano: leghe di cobalto

per getti
semilavorate

ISO 5832-4

ISO 5832-

5/6/7/8/12

Caratteristiche meccaniche	medie	alte
Utilizzabilità per getti	si	no
Resistenza corrosione localizzata	buona	buona
Biocompatibilità	buona	scarsa
Osteointegrabilità	bassa	bassa
Lavorabilità (macchine utensili)	molto bassa	bassa

Metalli utilizzati nel corpo umano: titanio e leghe di titanio

**Titanio
Leghe**

ISO 5832-2

ISO 5832-

3/10/11

Caratteristiche meccaniche

basse/medie
alte

Utilizzabilità per getti

no (forse in futuro)
no

Resistenza corrosione localizzata

ottima
buona

Biocompatibilità

ottima
buona

Approfondimento sui materiali metallici

Acciai inossidabili

Acciai inossidabili: composizione

Elemento di lega principale:

Cr > 12% → **passivabilità** (sulla superficie dell' acciaio si forma un film a base di ossido di cromo che lo protegge dalla corrosione)

Altri elementi di lega:

Ni, Mo, Ti, N → **migliorano specifiche proprietà** (resistenza corrosione localizzata, caratteristiche meccaniche, tenacità, ecc.)

Acciai inossidabili: applicazioni

Le principali **applicazioni** sono dei settori della:

- **industria chimica**
- **industria alimentare**
- **industria farmaceutica**
- **casalinghi**
- **elettrodomestici**
- **arredamento**
- **industria biomedicale**

Acciai inossidabili: proprietà

- AUSTENITICI AISI 304
- FERRITICI AISI 430
- MARTENSITICI AISI 410

Resistenza alla
corrosione



Resistenza

meccanica

Gli acciai DUPLEX hanno resistenza alla corrosione paragonabile agli austenitici, con caratteristiche meccaniche più elevate (inferiori a martensitici)

Acciai inossidabili: composizioni chimiche

	C	Cr	Ni	Mo	R (MPa)	R
(MPa) AUSTENITICI						
● AISI 304	0.06	18	10	-	590	240
● AISI 316	0.06	17	12	2.5	620	275
● AISI 304L	0.03	18	10	-	520	195
● AISI 316L	0.03	18	10	2.5	520	220
● 17-10 PH	0,12	17	10,5	+P	985	675
FERRITICI						
● AISI 430	0.12	17	-	-	520	310
MARTENSITICI						
● AISI 410	0.15	13	-	-	1300	1000
● 17-4 PH	0,04	16,5	4,25	+Cu, Nb	1380	1225
DUPLEX						
● 22-05	0.10	22	5	2,5	800	4500

Composizione chimica degli acciai inossidabili di interesse biomedico

AISI 316L: tradizionale acciaio inossidabile austenitico

ISO 5832-1D: variante **biomedicale** del 316L (ESR, VM: alta purezza)

ISO 5832-1E: **migliorativo** ma non sufficientemente, tipo AISI 317L

ISO 5832-9: acciaio inossidabile innovativo al **alto** tenore di **azoto**

P-558: acciaio inossidabile innovativo praticamente **privo di nichel**

(% tipiche)		C	Cr	Ni	Mo	Mn	N
AISI 316L		0,03	18	10	2-3	>2	<0.10
ISO 5832-1D	0.03	18	14	3	<2	<0.10	
ISO 5832-1E	0.03	18	15	3,5	<2	0.15	
ISO 5832-9		0.04	20	10	2,5	4	0.40
P-558		-	17	<0,1	3	10	0,50

Comportamento corrosionistico degli acciai inossidabili di interesse biomedico

	AISI 316L	ISO 5832-1D	ISO 5832-9
P558			
$T_{\text{critica}}^{\text{pitting}}$ FeCl ₃ (°C) 65	8	30	61,25
$T_{\text{critica}}^{\text{crevice}}$ FeCl ₃ (°C) 30	-	<17	31,25
$E_{\text{critico}}^{\text{crevice}}$ 0,9% NaCl 40°C (mV/SCE)* >800	+225	+330	>800
$E_{\text{critico}}^{\text{scratch}}$ fisiologica 40°C (mV/SCE)* >950	+375	+455	>950
$E_{\text{critico}}^{\text{scratch}}$ 3,5% NaCl 40°C (mV/SCE) >950	+275	+355	>950
$E_{\text{critico}}^{\text{scratch}}$ 3,5% NaCl 70°C (mV/SCE) 405	+50	+195	740
$\text{pH}_{\text{depassivazione}}$ 2M NaCl 40°C (mV/SCE) 1,6	-	1,4	1,0

* Potenziale a cui opera un acciaio inossidabile nel corpo umano: 200-350 mV/SCE

Comportamento corrosionistico degli acciai inossidabili di interesse biomedico

In tutti gli **ambienti di prova**, che simulano i **fluidi biologici**

- **AISI 316L e ISO 5832-1D: suscettibile di corrosione in fessura** (ma non di corrosione per vaiolatura), **confermando l'esperienza clinica**
- **ISO 5832-9 e P-558: non suscettibili** ad entrambe le forme di corrosione localizzata

Criteri di scelta degli acciai inossidabili a norma ISO

- L' acciaio innovativo ad alto azoto **ISO 5832-9** è l' acciaio inossidabile da considerare di **prima scelta** per applicazioni biomedicali (soprattutto se sono richieste **alte caratteristiche meccaniche**)
- Le ottime proprietà di questo acciaio lo possono rendere **indicato per steli di protesi d' anca cementate** (ottenute per stampaggio), come alternativa alle molto più costose leghe di cobalto in getto
- Dato il **costo più elevato**, tale materiale può **non** essere **competitivo** rispetto al tradizionale **ISO 5832-1D**, che è pertanto comunque **molto più usato**, soprattutto per i mezzi di osteosintesi che non richiedono elevate caratteristiche meccaniche

Confronto tra AISI 316 L e ISO 5832-1D

L' acciaio ISO 5832-1D rispetto al tradizionale AISI 316L è caratterizzato da:

- tenore di **nicel maggiore** per evitare la presenza di **ferrite- δ**
- trattamento di **rifusione** sotto scoria o sotto vuoto per **ridurre P, S, e inclusioni**
- conseguente **migliore** resistenza alla **corrosione localizzata**
- **costo superiore**

Le attuali **normative** spingono decisamente all' uso dell' acciaio **ISO 5832-1D**

Acciai inossidabili innovativi

Estremamente **interessante** per le applicazioni biomedicali è l' acciaio inossidabile innovativo a bassissimo nichel **P-558** in quanto:

- **non contiene** praticamente **nichel**, elemento che può determinare significativi **fenomeni allergici**
- è dotato di alte **caratteristiche meccaniche**, grazie alla presenza di **azoto e manganese**
- può essere considerato **non suscettibile di corrosione localizzata** nel corpo umano (resistenza paragonabile all' acciaio ISO 5832-9)

Titanio e leghe di titanio

Titanio: proprietà chimico-fisiche

Numero atomico

22

Peso atomico

47,9 **Struttura cristallina**

$T < 882,5^{\circ}\text{C}$ α (e.c.)

$T > 882,5^{\circ}\text{C}$ β (c.c.c.) **Densità (20°C)**

4,51 g/cm³ **Temperatura di fusione**

1668°C **Coefficiente di espansione termica**

$8,64 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ **Durezza**

120-200 HB

Titanio: produzione

- **Quarto** elemento per **abbondanza** sulla crosta terrestre
- **Alta affinità** per l'**idrogeno**, l'**azoto** e l'**ossigeno**, con formazione di soluzioni solide interstiziali fragili
- **Prodotto partendo da spugna di titanio**, ottenuta per riduzione del tetracloruro di titanio con magnesio (1938)
- Il **costo elevato** deriva dalla costosa **tecnologia di produzione**

Titanio: principali caratteristiche

Rispetto ai metalli di impiego tradizionale (acciai, ghise, rame, alluminio e anche acciai inossidabili) è un materiale **costoso** (soprattutto le **leghe**) utilizzato quanto sono richiesti:

- **peso contenuto**
- **elevata resistenza alla corrosione**
- **elevate caratteristiche meccaniche**

Titanio: settori di impiego

I principali settori di impiego industriale sono quelli:

- **aeronautico, aerospaziale e militare**
- **energetico** (palette di turbina, scambiatori di calore)
- **bioingegneria**
- **elettrochimica** (anodi)
- **articoli sportivi**

Titanio: lavorabilità a caldo

- La **realizzazione di getti** è molto **difficile** (per affinità con H, O, N, refrattari); sono necessari forni ad arco in atmosfera protettiva o a fascio elettronico sotto vuoto
- **Stampabili a caldo** ($T < 1000^{\circ}\text{C}$), durante deformazione **a freddo** sono necessarie **ricotture intermedie** (tra $600-700^{\circ}\text{C}$)
- **Saldabile** per punti, per scintillamento e ad arco in **atmosfera protettiva o addirittura sotto vuoto**

Titanio: resistenza alla corrosione

- La resistenza alla corrosione non è **dovuta** a nobiltà termodinamica, ma alla **formazione di un film di ossido** protettivo
- **Ottima** resistenza alla corrosione **in molto ambienti** (acidi fortemente ossidanti, cloro umido, ipoclorito, acqua di mare, salamoie, ecc., anche a temperature elevate)
- **Ottima** resistenza alla corrosione **a secco fino a 550°C**
- Il **titanio puro** è **più resistente** alla corrosione delle **leghe**

Titanio: lavorabilità alle macchine utensili

- Il **titanio puro** è un materiale che può essere **lavorato** alle macchine utensili **per asportazione di truciolo**, la **difficoltà** di lavorazione **aumenta** con l' aumento delle caratteristiche meccaniche
- Le leghe di titanio sono **molto difficile** da lavorare **per asportazione di truciolo**, soprattutto nel caso siano necessarie **filettature femmina**

Titanio e leghe di titanio: proprietà meccaniche

A		O ₂	R	R _s	
(MPa)		(%)	(MPa)		
(MPa)	(%)				
ISO 5832-2	Titanio	grado 1	0,15	240	170
24		grado 2	0,20	345	230
20		grado 3	0,35	450	300
18		grado 4	0,40	550	440

Leghe di cobalto

Leghe di cobalto

- Le **leghe di cobalto** (CoCrMo) sono state inizialmente sviluppate ed applicate soprattutto per il fatto di essere le leghe metalliche con **più alte caratteristiche meccaniche** allo stato di **getto**, comunque inferiori a quelle delle leghe semilavorate
- Avendo **alto modulo elastico** ($E = 230 \text{ GPa}$), permettono di ottenere componenti di elevata **rigidezza**
- Sono state conseguentemente molto utilizzate per **steli di protesi d'anca** e teste femorali
- Sono state successivamente sviluppate **leghe per deformazione plastica**, caratterizzate da **più alte caratteristiche meccaniche**, ma anche dalla presenza di **alti tenori di nichel**

Leghe di cobalto per getti

ISO 5832-4: Co-29Cr-6Mo-<2,5Ni

- buone caratteristiche meccaniche per un getto ($R_s = 450 \text{ MPa}$)
- basso tenore di nichel
- ottima resistenza alla corrosione localizzata
- non deformabile
- difficile da lavorare per asportazione di truciolo

Leghe di cobalto per deformazione plastica ad alto tenore di nichel

ISO 5832-5: Co-20Cr-15W-10Ni

ISO 5832-6: Co-20Cr-35Ni-10Mo

ISO 5832-7: Co-20Cr-15Ni-8Mo-17Fe

ISO 5832-8: Co-20Cr-20Ni-3Mo-3W-5Fe

alte caratteristiche meccaniche (fino $R_s = 1300$ MPa)

- buona resistenza alla **corrosione localizzata**
- dure e **resistenti all'usura**, soprattutto se ad alto carbonio
- molto **costose**

Leghe di cobalto per deformazione plastica a bassissimo tenore di nichel

ISO 5832-12: Co-28Cr-6Mo-Ni<1

- di ultima generazione
- medie caratteristiche meccaniche (fino $R_s = 825$ MPa)
- buona resistenza alla **corrosione localizzata**
- buona **biocompatibilità**
- molto costose