

Struttura e proprietà meccaniche dei materiali

- 2.1 Legami chimici nei solidi
- 2.2 Solidi cristallini e solidi amorfi
- 2.3 Difetti nei solidi
 - 2.3.1 Conseguenze della presenza di difetti nei solidi
- 2.4 La misura delle proprietà meccaniche
 - 2.4.1 Prova di trazione uniassiale
 - 2.4.2 Sforzi e deformazioni
 - 2.4.3 Prova di compressione
 - 2.4.4 Modulo di Poisson
 - 2.4.5 La sollecitazione ed il modulo di taglio
- 2.5 Altri meccanismi di deformazione
 - 2.5.1 Durezza
 - 2.5.1.1 Prove di durezza per penetrazione statica
 - 2.5.1.2 Prove di durezza per penetrazione dinamica (*scratching*)
 - 2.5.2 Sollecitazione a fatica
 - 2.5.3 Viscoelasticità
 - 2.5.4 Scorrimento viscoso (*creep*)
 - 2.5.5 Rilassamento degli sforzi (*stress relaxation*)
 - 2.5.6 Isteresi

INTRODUZIONE

La progettazione di un qualsiasi dispositivo è un processo creativo basato su compromessi: ciascun materiale presenta una combinazione peculiare di caratteristiche chimiche, meccaniche, elettriche, termiche e biologiche che debbono essere coerenti con i requisiti di progettazione che ne dettano la scelta. I processi di trasformazione che il materiale subisce durante la produzione di un dispo-

sitivo, ne possono modificare profondamente le proprietà – p.es. meccaniche, superficiali, biologiche – sia in modo migliorativo che peggiorativo. La scelta del materiale è quindi una decisione strategica, che determina in gran parte non solo i costi di produzione ma soprattutto le prestazioni del prodotto in esercizio.

In particolare, la progettazione delle artroprotesi è influenzata da un alto grado di incertezze per via della variabilità nell'anatomia e nel livello di attività dei pazienti, quest'ultimo non più correlato solo all'età come ai tempi di Sir John Charnley. Questo si riflette nel numero di materiali utilizzati e nella variabilità di disegno dei dispositivi. Nelle sole protesi totali di anca sono impiegati una dozzina di materiali diversi, impiegati in oltre un centinaio impianti differenti per disegno e taglia oggi sul mercato, senza contare quelli modulari.

2.1 LEGAMI CHIMICI NEI SOLIDI

In linea di massima possiamo classificare i materiali come appartenenti a tre diverse classi: metalli, polimeri e ceramiche. L'ordine riflette la storia del loro sviluppo come biomateriali, mentre la divisione riflette le peculiari caratteristiche meccaniche di ciascun gruppo, illustrate schematicamente nella **Tabella 2.1**. Queste sono a loro volta dipendenti dalle diverse forme strutturali che possono essere assunte dalla materia in un solido, e che a loro volta dipendono dai legami degli atomi degli elementi costituenti determinata dalla interazione delle loro cariche elettriche.

La forza di attrazione tra gli atomi nei solidi e nei liquidi dipende dall'attrazione tra cariche elettriche q di segno opposto, e segue la **legge di Coulomb**:

$$F = \frac{k \cdot q_1 \cdot q_2}{d^2}$$

dove q_1 e q_2 sono le cariche rispettive e d è la loro distanza.

Tabella 2.1 Caratteristiche generali dei diversi solidi

	Rottura in trazione	Punto di snervamento	Deformazione a rottura	Tenacità	Durezza	Stabilità in-vivo
Metalli	+++	++	++	+++	++	+
Polimeri	+	+	++++	+++	+	++
Ceramiche	++	n.a.	+	++	++++	+++

Prendendo a riferimento il modello planetario dell'atomo di Bohn, asseriamo che i singoli atomi sono elettricamente neutri, ma elettroni mancanti o supplementari ne alterano la carica (gli atomi si trasformano in **ioni**) e – data le brevissime distanze interatomiche ($d = 0,1 - 0,3$ nm) – generano forze rilevanti che danno origine alla coesione dei solidi.

- I **materiali metallici** – oggetto del Capitolo 3 seguente – sono composti costituiti principalmente da elementi metallici. A temperatura ambiente hanno struttura cristallina.
- I **materiali polimerici** – le cui proprietà sono descritte nel capitolo 4 – sono costituiti da lunghe catene formate in larga parte da atomi di carbonio legati ad altri elementi, quali idrogeno, ossigeno, azoto ma anche zolfo e cloro.
- I **materiali ceramici** – trattati nel capitolo 5 – sono composti costituiti da materiali metallici e non, e a temperatura ambiente possono avere struttura cristallina o amorfa¹ (**vetri**). In alcuni materiali ceramici le due strutture possono coesistere.
- Tutti i solidi sono costituiti da atomi tenuti insieme dall'interazione fra i loro elettroni più esterni. Tali interazioni determinano i legami chimici e le loro proprietà, I **legami chimici** che caratterizzano i solidi cristallini sono:
 - il **legame ionico** o eteropolare,
 - il **legame covalente** o omopolare
 - il **legame metallico**.Tali legami sono detti anche **legami forti**.

Nei **cristalli ionici** il legame tra i diversi atomi del cristallo è dovuto alle forze elettrostatiche tra ioni di carica opposta (attrazione) e tra ioni di carica uguale (repulsione). Esempi sono i sali quali il cloruro di sodio.

Nei **cristalli covalenti** il legame è dello stesso tipo di quello presente nelle molecole biatomiche omopolari (H_2 , O_2 , ecc.). Si formano degli orbitali molecolari che legano fra loro gli atomi vicini. Esempi sono il diamante, il silicio, la grafite, ecc. Molecole covalenti sono anche le molecole dei polimeri.

Nei cristalli metallici ognuno degli atomi mette a disposizione di tutto il solido suoi elettroni di valenza che vanno a formare una nuvola elettronica mobile per l'intero cristallo. Ciò consente un'organizzazione della struttura reticolare indipendente dagli elettroni di valenza di ciascun atomo, contra-

¹ Si definisce amorfa quella struttura in cui – a differenza della struttura cristallina – le molecole o gli atomi che lo costituiscono non hanno una posizione ordinata nello spazio.

accompagna la denominazione: p.es., un acciaio AISI316 incrudito al 30% viene descritto come AISI316 30%CW.

L'incrudimento è un fenomeno reversibile: se una lega incrudita viene riscaldata a sufficienza (p.es., nel corso di una saldatura o l'applicazione di un rivestimento poroso superficiale), si verifica una ricristallizzazione. Di conseguenza, il metallo all'interno della regione ricristallizzata avrà una resistenza significativamente ridotta e una maggiore duttilità.

3.1.2 Cenni di metallurgia

Le leghe metalliche sono ottenute per fusione, realizzando ad alta temperatura soluzioni solide di metalli di adeguata purezza, che vengono poi colati ottenendo **semilavorati** (lingotti, billette, bramme) che sono successivamente trasformate per laminazione in prodotti lavorati (*wrought*): lamiere ottenute per **laminazione**, profilati o tondini per **estrusione**.

La lega fusa può anche essere colata in stampi aventi la forma approssimata del prodotto voluto. Questi prodotti sono definiti "**getti**" (*castings*) e la lega utilizzata, che deve avere opportune proprietà, è detta "**lega per getti**".

Un processo di formatura impiegato per le protesi ortopediche è la **fusione a cera persa** (*investment casting*). Questa tecnica – che è forse la più antica tecnologia di fusione – è specialmente adatta per produzione di serie poco numerose. Il processo inizia con la realizzazione del modello in materiale basso fondente (cera) dell'oggetto da realizzare, che viene successivamente ricoperto con vari strati di ceramica refrattaria, e cotto ad alta temperatura.

Una volta liberato dalla cera, lo stampo ("**conchiglia da fusione**") ha la forma del modello iniziale. Una volta effettuata il getto del metallo fuso, e raffreddato il tutto, si rompe la conchiglia e si estrae il getto così ottenuto. In pratica si realizzano degli stampi a grappolo (**Fig. 3.2**) ottenendo più pezzi per singola colata, come illustra la **Figura 3.3**.

Un ulteriore processo di lavorazione a caldo usato nella produzione delle protesi ortopediche è la **forgiatura** (o fucinatura) (*forging*), che porta il metallo alla forma desiderata mediante battitura con un maglio o in una pressa. In taluni casi la forgiatura viene eseguita in stampo chiuso ottenendo il prodotto nella sua forma definitiva dopo operazioni di finitura. Le fasi della produzione di uno stelo protesico per forgiatura sono illustrate in **Figura 3.4**.

La struttura del metallo dopo forgiatura risulta migliorata rispetto a quella ottenibile per fusione grazie alla riduzione delle porosità ed all'affinamento dei grani. Nelle leghe lavorabili per forgiatura le dimensioni dei grani sono rilevanti per le proprietà meccaniche dato che i bordi grano agiscono come barriere al movimento delle dislocazioni, limitando così la deformazione plastica del materiale, e quindi una granulometria fine è una caratteristica desiderabile nelle leghe metalliche per forgiatura.



Figura 3.2 Conchiglia ceramica “a grappolo” per fusione a cera persa durante la cottura. (Per gentile concessione Device Med)



Figura 3.3 Grappoli di steli per artroprotesi di anca ottenuti per fusione a cera persa. Notare su ciascun grappolo il sistema di distribuzione della colata. (Elaborata da Spotlightmetal.com).

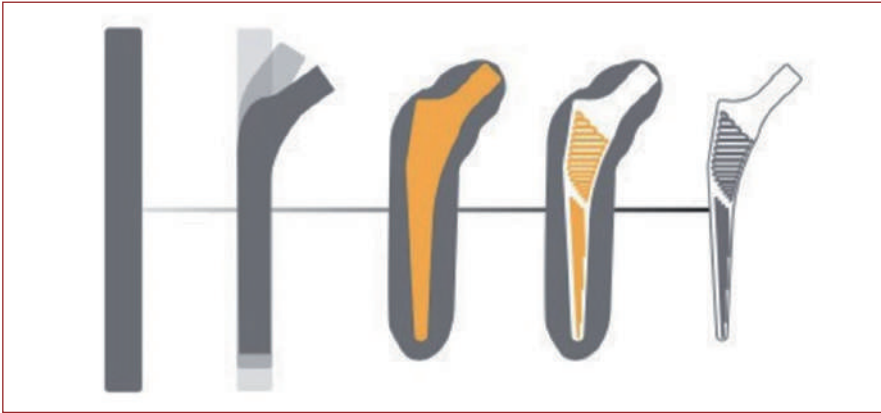


Figura 3.4 Fasi produttive di uno stelo protesico per forgiatura. (Elaborata da McTighe T, Brazil D, Bruce W, *Metallic Alloys in Total Hip Arthroplasty*).

I materiali metallici possono anche subire delle operazioni di formatura a freddo, ma questo comporta **l'incrudimento** (*work hardening*) del materiale. Se si deforma a freddo un materiale metallico, si deformano anche le celle cristalline (i grani) nella direzione preferenziale di deformazione. Questo perché vengono create nuove dislocazioni che interagiscono con quelle già esistenti, processo che man mano che procede la deformazione arriva a saturazione. Questo fenomeno è definito "incrudimento", ed è uno dei processi che si impiega per aumentare la resistenza meccanica dei metalli, come descritto in precedenza.

Conseguenza dell'incrudimento è l'incremento della sollecitazione di snervamento e di rottura, con la contemporanea riduzione della duttilità del materiale, evidenziata dalla riduzione della deformazione permanente (plastica) dopo rottura (vedi **Tab. 3.2**).

Può essere però necessario durante un processo produttivo, diminuire l'incrudimento del materiale per agevolare la lavorabilità, p.es. per tornitura o fresatura. Questo è ottenuto tramite trattamenti termici di **ricottura** (*annealing*) durante i quali vengono rilasciate le tensioni interne create dall'incrudimento. In pratica la ricottura consente di recuperare duttilità ma al prezzo di una diminuzione della resistenza a trazione ed a fatica se non si controlla opportunamente la ricrescita dei grani.

3.2 ACCIAIO INOSSIDABILE

Gli acciai – come già detto in precedenza – sono della leghe contenenti ferro

rimodellamento continuo: questa condizione può provocare una riduzione della densità ossea (**osteopenia**); l'osso necessita di stimoli per mantenere la sua forma e densità.

Il rimodellamento dell'osso in risposta al carico dipende quindi dalla mecano-trasduzione, un processo attraverso il quale forze o altri segnali meccanici vengono convertiti in segnali biochimici; gli effetti specifici sulla struttura ossea dipendono dalla durata, dall'entità e dalla velocità del carico.

L'osso può essere paragonato ad una molla molto rigida tanto che quando viene deformato anche solo per un valore pari al 2% della sua lunghezza, esso si rompe. Il modulo di Young dell'osso infatti è compreso tra i 10-20 GPa. Tuttavia è possibile notare delle differenze tra l'osso compatto e trabecolare (o spongioso). Quest'ultimo, nonostante abbia il compito di trasferire e distribuire i carichi nell'osso corticale circostante, risulta meno rigido, presentando una rigidezza di circa 1/5 - 1/10 dell'osso corticale in compressione. Risulta infatti meno resistente alle sollecitazioni meccaniche e soggetto a rottura anche per sforzi inferiori ed è proprio per questo che necessita sempre di uno strato di osso compatto più robusto e resistente. La resistenza alle sollecitazioni non prevede un valore unico ma dipende molto dal tipo di carico che impatta su di esso, dal tipo di osso coinvolto ma anche dal test che si sta applicando nella prova. In generale si può considerare l'osso come un materiale con una buona resistenza a fatica e a compressione e con elevata flessibilità, garantita dalle trabecole ossee.

6.3 FRATTURE E OSTEOSINTESI

Se l'osso è sottoposto a sollecitazioni eccessive – di intensità variabile a seconda del segmento interessato e del tipo di trauma – ne avviene la frattura. I processi riparativi sono influenzati da stimoli meccanici esterni, sesso, età, stato metabolico e stile di vita.

Sebbene l'osso si in grado di procedere naturalmente alla sua riparazione in molti casi, attualmente le fratture si trattano con diversi tipi di dispositivi che impiegano di biomateriali di diversa natura. Tali dispositivi possono essere di tipo esterno – come p.es i gessi, la trazione, le stecche – o di tipo interno come chiodi endomidollari, placche, viti e fili che assicurano i capi di frattura e/o i frammenti ossei tra loro. Tra i dispositivi di tipo interno – per via della loro invasività – possiamo annoverare anche i fissatori del tipo a barre o ad anelli.

Una frattura ossea può subire una guarigione primaria o secondaria. La guarigione primaria comporta un tentativo diretto della corticale di ristabilirsi senza formazione di callo. La guarigione secondaria delle fratture comprende uno stadio intermedio di callo.

In conseguenza, distinguiamo due processi diversi nel trattamento delle fratture:

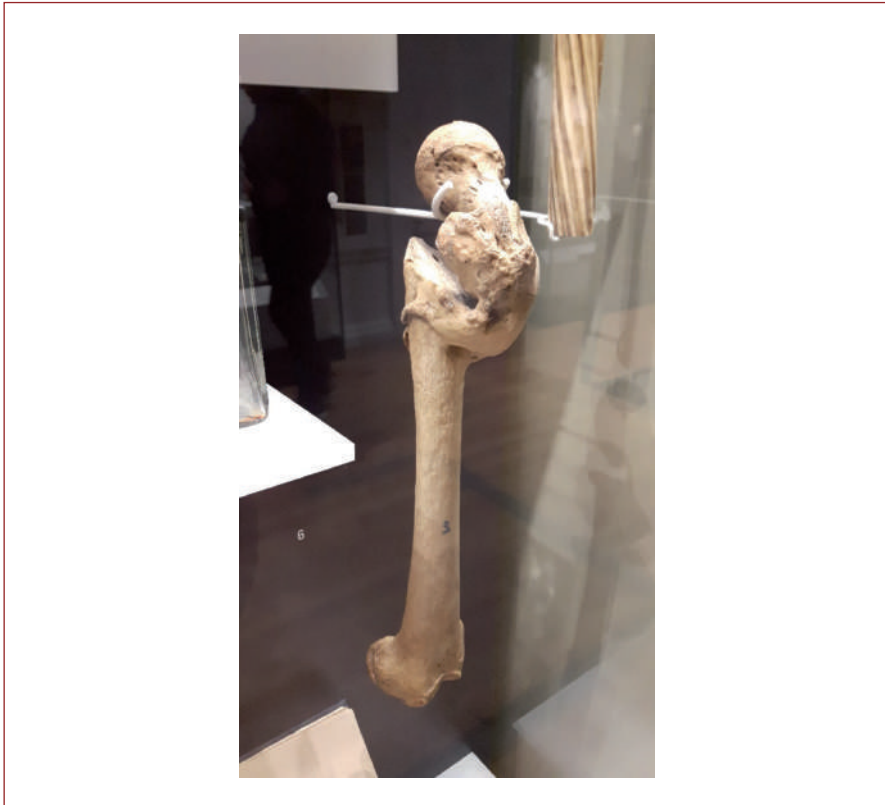


Figura 6.2 Guarigione spontanea di una frattura di femore (Surgeon's Museum, Edinburgh, Scotland – Foto dell'Autore).

- la **guarigione ossea diretta** (primaria), che avviene solo in presenza di una **stabilità assoluta** ed è un processo biologico di rimodellamento osseo. La fissazione con stabilità assoluta mira a fornire un ambiente meccanicamente neutro per la guarigione della frattura, ovvero nessun movimento nel sito di frattura. Tuttavia, questo riduce anche lo stimolo meccanico per la riparazione attraverso la formazione del callo e quindi la guarigione avviene per rimodellamento (guarigione ossea primaria).
- la **guarigione ossea indiretta** (secondaria) si verifica con la **stabilità relativa** (metodi di fissazione flessibili) ed è il modo naturale in cui le ossa si sono evolute per guarire. La fissazione con stabilità relativa mira a mantenere la riduzione e a conservare lo stimolo meccanico per la riparazione della frattura attraverso la formazione del callo.

La guarigione ossea indiretta (secondaria) può essere suddivisa in quattro fasi:

- infiammazione;
- formazione di un callo morbido;
- formazione di un callo duro;
- rimodellamento.

Il riassorbimento osseo alle estremità della frattura aumenta inizialmente lo spazio tra i capi, riducendo la deformazione nel sito di frattura. La sollecitazione ridotta favorisce la formazione di callo tra i capi di frattura, aumentando gradualmente la stabilità meccanica.

Questo avviene durante la fase di riparazione che avviene nel corso delle prime due settimane: si genera un callo morbido di osteoide, con componente cellulare prevalente di fibroblasti e condroblasti, che agisce per colmare e stabilizzare la frattura. Nelle 6-12 settimane successive, il callo evolve in osso intrecciato e lamellare. Nella fase finale del processo riparativo, l'osso trabecolare si rimodella in osso compatto e l'unione clinica si verifica dopo circa 12-16 settimane.

Il prerequisito per il successo della stabilizzazione relativa è che lo spostamento sotto carico sia elastico, cioè reversibile e non permanente. Nel corso della guarigione ossea indiretta (secondaria), i frammenti ossei si spostano l'uno rispetto all'altro quando viene applicato un carico fisiologico sulla frattura. Lo spostamento aumenta con il carico applicato e diminuisce quanto più è rigido il dispositivo di fissazione. Non esiste una definizione esatta della flessibilità ottimale: In generale, un metodo di fissazione è considerato flessibile se consente un movimento dei capi di frattura controllato sotto carico fisiologico. Pertanto, tutti i metodi di fissazione – come fissatori esterni, chiodi endomidollari o placche - fatta eccezione delle tecniche di compressione – possono essere considerati fissazioni flessibili che forniscono una stabilità relativa.

Il grado di flessibilità può variare e dipende da come il chirurgo applica il dispositivo e da come viene caricato. Sia una flessibilità eccessiva sia una ridotta possono inibire i processi riparativi della frattura.

6.3.1 I biomateriali per osteosintesi

I biomateriali metallici per osteosintesi di uso corrente sono l'acciaio inossidabile e il titanio e le sue leghe, mentre le leghe a base di cobalto non si sono affermate nei dispositivi per osteosintesi per via della loro scarsa fabbricabilità e dei costi elevati.

Attrito e usura

- 8.1 Coefficiente di attrito e forza di attrito
- 8.2 La lubrificazione
- 8.3 Usura
- 8.4 Gli effetti dell'usura nelle artroprotesi

INTRODUZIONE

Il concetto di **attrito** è stato introdotto in meccanica da Leonardo da Vinci, che osservò come il rapporto tra la forza necessaria per spostare blocchi di pietra su di un piano e la forza peso del blocco fosse costante. Ma gli appunti che prese nel 1493 furono completamente ignorati fino al 1979, quando ci si rese conto della rilevanza dei suoi scritti.

L'**usura** è invece la perdita di materiale che si verifica quando due superfici a contatto sono in moto reciproco.

Sulla relazione tra attrito (*friction*) e usura (*wear*) c'è spesso confusione. Attrito ed usura non procedono di pari passo, come dimostra sperimentalmente l'esperienza quotidiana: esistono sistemi ad alta usura e basso attrito (p.es. sistema parmigiano/grattugia, azionato dal sistema muscolo-scheletrico del braccio) o ad alto attrito e bassa usura (p.es. pattino frenante/disco, azionato dal servofreno).

8.1 COEFFICIENTE DI ATTRITO E FORZA DI ATTRITO

Le leggi dell'attrito furono quindi enunciate nel 1700, quando fu osservato che:

- a. la forza da vincere per ottenere lo scivolamento di un oggetto su di una superficie dipende solo dalla componente della sua forza peso normale alla superficie;

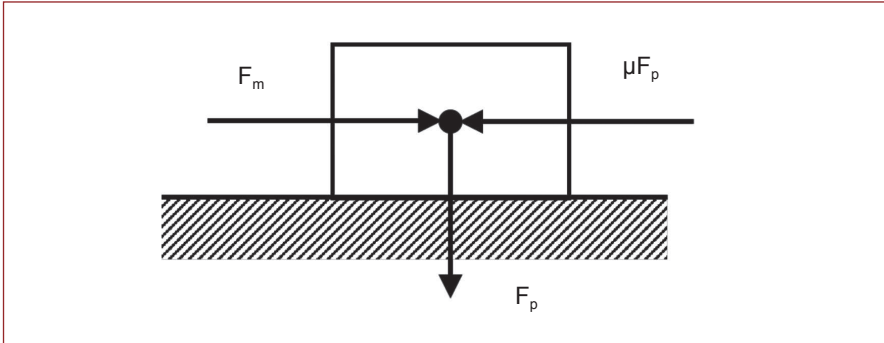


Figura 8.1 Forze a cui è sottoposto un corpo in equilibrio su di un piano. F_m : forza motrice; F_p : forza peso; μF_p : forza di attrito. La reazione vincolare del piano ($-F_p$) non è indicata.

- b. l'intensità di tale forza (**forza di attrito**) non dipende dall'area (apparente!) della superficie di contatto.

Il rapporto tra la forza motrice e la forza peso normale alla superficie è definito **coefficiente di attrito (friction coefficient)**.

In una forma compatta, tali concetti possono essere rappresentati come:

$$\mu = \frac{F_m}{F_p}$$

dove: F_m è la forza applicata (motrice), F_p è la componente normale al piano di appoggio della forza peso del corpo da muovere, e μ è il coefficiente di attrito. Si noti che, qualsiasi sia la forza peso, il coefficiente di attrito non cambia, mentre naturalmente cambia la forza da esercitare per ottenere il moto.

La forza di attrito deriva dalla **rugosità superficiale** delle superfici in contatto e dalla loro composizione chimica. La rappresentazione di una superficie con una linea retta non è altro che una rappresentazione ideale della realtà, mentre qualsiasi superficie alla scala microscopica avrà una **rugosità** più o meno pronunciata, come nelle superfici rappresentate schematicamente in **Figura 8.2**.

Il contatto tra le superfici è quindi il contatto tra le loro asperità, e l'origine dell'attrito risiede nelle deformazioni che tali asperità subiscono a causa del carico e del movimento relativo. L'attrito è – in sintesi – un meccanismo dissipativo dell'energia cinetica, che durante il moto si trasforma in calore (energia termica). Ne consegue l'aumento della temperatura delle superfici in

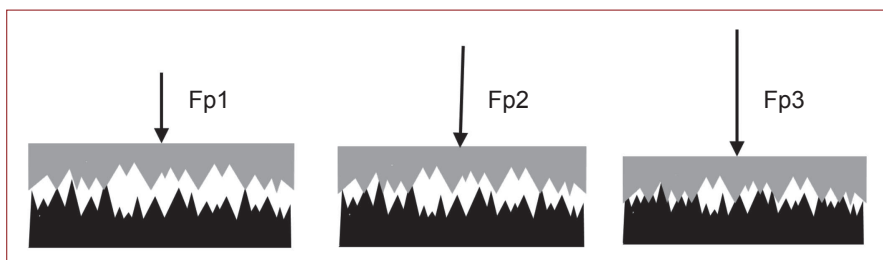


Figura 8.2 Effetto di forze crescenti ($F_{p3} > F_{p2} > F_{p1}$) sulla reale superficie di contatto.

contatto, che – a seconda della velocità relativa e della rugosità – può portare alla fusione locale del materiale e/o a stabilire un film gassoso all'interfaccia, come p.es. nel caso di un freno surriscaldato.

All'aumentare della forza applicata all'interfaccia aumentano i contatti tra le asperità superficiali. In alcuni casi si avrà la deformazione plastica dei picchi del profilo se la sollecitazione a livello locale supera il punto di snervamento (*yield stress*) del materiale, fino ad avere delle vere e proprie giunzioni per via delle elevate sollecitazioni concentrate. Durante il moto relativo, il materiale meno resistente tenderà ad usarsi.

Il coefficiente di attrito non è costante: la forza occorrente per iniziare il moto ha un valore maggiore di quella occorrente a mantenere il corpo in movimento. Avremo quindi due distinti coefficienti di attrito μ_s (**coefficiente di attrito statico**, o valore allo spunto) e μ_D (**coefficiente di attrito dinamico**) i cui valori per alcuni sistemi sono illustrate in Tabella 8.1.

Il coefficiente di attrito delle coppie articolari assume rilevanza nelle artroprotesi in quanto contribuisce a determinare le sollecitazioni di taglio all'interfaccia tra protesi e cemento o tra protesi e osso. Con riferimento p.es. all'anca, è evidente che la coppia testina-cotile fa parte di un sistema, e che le forze di attrito si trasferiscono in reazioni vincolari alle interfacce dell'impianto.

8.2 LA LUBRIFICAZIONE

La **lubrificazione** consiste nell'interposizione di sostanze adatte (lubrificanti) nello spazio tra le superfici interfacciate di due organi in moto relativo tra loro, allo scopo di ridurne la resistenza di attrito. Per ottenere questo effetto occorre:

- che la resistenza alla sollecitazione di taglio nel fluido sia tale da consentire che il moto relativo avvenga nel fluido;
- che la resistenza alla compressione del fluido sia tale che le asperità delle

Criteri di scelta dei materiali per lo stelo di artroprotesi di anca

Un materiale candidato alla costruzione degli steli protesici deve soddisfare contemporaneamente vari requisiti di tipo meccanico (rigidezza, resistenza meccanica, resistenza a fatica), chimico (resistenza alla corrosione generalizzata e localizzata) e biologico (biocompatibilità). In pratica, la scelta si limita

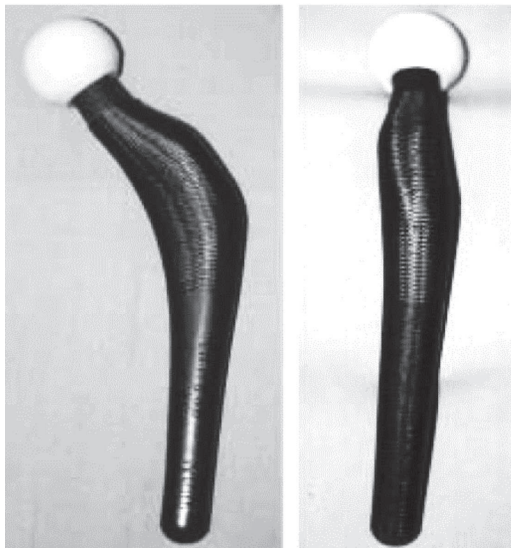


Figura A1.1 – Componente femorale di artroprotesi dell'anca in CFRP. Produzione MAN Ceramics. (Foto dell'Autore).

Tabella A1.1 Selezione di caratteristiche meccaniche dell'osso corticale e di vari biomateriali.

Materiale	Modulo elastico (GPa)	Sollecitazione a rottura (MPa)
Osso Corticale	18	130
Lega Ti6Al4V	110	780 (*)
Ceramica ZTA delta	350	1300
PMMA	3	80
UHMWPE	1,2	24 (*)

(*): Sollecitazione di snervamento.

solo ad alcune leghe metalliche, dato che i polimeri non hanno sufficiente resistenza a rottura e le ceramiche hanno bassa tenacità. La sperimentazione di materiali **compositi a matrice polimerica** (rinforzati con fibre di carbonio, **CFRP: Carbon Fiber Reinforced Polymer**) non ha dato i risultati attesi.

Si considerino preliminarmente le proprietà delle varie classi di materiali e dell'osso corticale riportate in **Tabella A1.1**.

Nella progettazione di un mezzo di osteosintesi o di una protesi d'anca, occorre tenere conto della rigidità complessiva del sistema formato dall'impianto, dall'osso periprotetico ed all'eventuale mantello di cemento. Pertanto, la scelta del materiale dello stelo assume grande rilevanza.

Come detto in precedenza, **la rigidità (stiffness)** di un solido dipenderà sia dalle proprietà intrinseche del materiale, in particolare dal suo modulo di elasticità, ma soprattutto dalla forma che gli verrà data.

L'ideale quando si inserisce uno stelo protesico nel canale diafisario sarebbe avere uno stelo con la stessa rigidità dell'osso, per evitare che si generino tensioni all'interfaccia osso-impianto dovute alla differenza di deformazione una volta che il sistema è caricato. Per approssimare questa situazione, tenuto conto che la sezione di un mezzo di osteosintesi o uno stelo di protesi d'anca è molto minore di quella della diafisi femorale, un tale dispositivo dovrà essere costruito con un materiale avente modulo elastico molto superiore a quello dell'osso corticale (17-18 GPa). Questo concetto è discusso in dettaglio del box al termine di questa appendice

Occorre tenere presente che il valore del modulo di elasticità varia significativamente fra metallo e metallo, anche in funzione dello stato metallurgico dipendente dalle lavorazioni subite; comunque, le leghe di titanio ($E=110$ GPa) hanno un valore del modulo significativamente inferiore a quello delle leghe di cobalto ($E=230$ GPa) e degli acciai inossidabili ($E=200$ GPa).

Tabella A1.2 Modulo elastico di alcune leghe metalliche usate in ortopedia.

Classe di leghe	Tipo	Modulo di Young [GPa]
Acciai Inossidabili	AISI 304L	185 - 195
	AISI 316L	200
	AISI 410	216
Leghe Cobalto	CoCrMo fusa	210
	CoCrMo HIP	330
Leghe Titanio	ISO 5832-3	100 -110
	ISO 5832-10	110 - 116
	TMZF	76

Tenuto conto del sistema composito osso-impianto, è preferibile che uno stelo non cementato abbia bassa rigidità, e quindi realizzato con dimensioni contenute e con un metallo con modulo di elasticità relativamente basso, come le leghe di titanio, mentre uno stelo cementato dovrebbe essere abbastanza rigido per compensare la scarsa rigidità del mantello di cemento, che ha un modulo elastico molto basso. In questo caso le dimensioni dello stelo - cementato – potranno essere incrementate rispetto a quelle degli steli non cementati, e per la sua costruzione potranno essere utilizzate sia leghe di cobalto sia acciai inossidabili.