



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1869A -

ANNO: 2016

A P P U N T I

STUDENTE: Bettale Valentina

MATERIA: Materiali per la bioingegneria, Appunti +Domande d'esame svolte - prof. Vernè

Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.

Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

**ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTIE NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.**

BIOMATERIALI

ogni sostanza o combinazione di sostanze, ≠ da un farmaco, di origine sintetica o naturale, che può essere impiegata x alcuni periodi di tempo, da sola o come parte di un sistema che tratta, rimpiazza o sostituisce qualunque tessuto, organo o funzione del corpo

un biomateriale è una sostanza non vivente utilizzata nella fabbricazione di un dispositivo medico che ha in qualche punto un'interfaccia con un tessuto vivente

3 generazioni:

1.	1940/'75	MATERIALI INERTI	caratt intrinseche
2.	'75/2000	MATERIALI BIODEGRADABILI	BIODEGRADABILI RILASCIO FARMACO
3.	2000/oggi	MATERIALI BIOMIMETICI	INTERFACCIA POSITIVA
Recattura modifiche superficiali/ funzionalizzazioni			

≡ tutti i materiali che possono essere impiantati e oltre alle loro caratt intrinseche offrono anche dei segnali biologici che spingono il corpo a dare una risposta specifica

TIPICI:

- Polimerici
- metallici
- ceramici
- vetro
- vetroceramici
- biologici

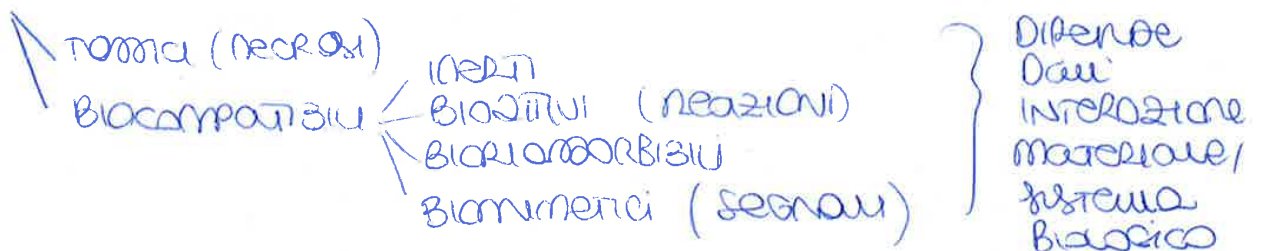
APPLICAZIONI:

- Bulk
- Powder
- compositi
- COATING

Biocompatibilità:

- assenza interazioni materiale / tessuto
 - stabilità chimica a lungo termine
 - risposta del sistema che lo ospita
 - capacità di un materiale di esprimere la propria funzione con un'adeguata risposta del sistema vivente che lo ospita
- ↓
tessuto

ovvero i materiali-bio sono:



4 categorie di bioceramici:

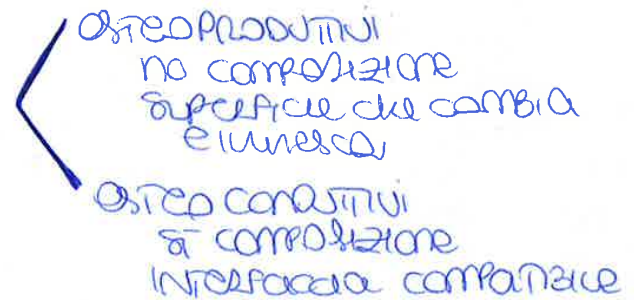


La bioattività fa sì che si formi un legame tra materiale e superficie, ce ne sono di ≠ tipi, collegati al livello di bioattività:

$$I_B = \frac{100}{t_{95bb}} = \text{indice di bioattività}$$

→ tempo necessario affinché il 50% della superficie dell'impianto sia legata con i tessuti

2 categorie x l'osteointegrazione



x valutare la biocompatibilità si utilizzano test IN VITRO
↓
IN VIVO → TEST CLINICO

VITRO

IL materiale è esposto a sangue o plasma prelevati o a soluzioni fisiologiche simulate

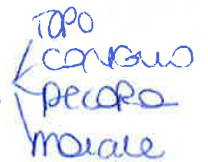
ex: SBF: simula solo la componente inorganica della soluzione fisiologica

- cultura cellulare (≠ esposizione del materiale)
TEST DI "CITOTOSSICITÀ" / SASSI MORFOLOGICI

- x contatto diretto
mezzi di cultura + fibroblasti → cultura cellule + morfologia
- x diffusione su agar
mezzo di cultura con agar → test anche x antibattericità (anche di inibizione)
- x eluizione
estratto del materiale eluito e posto su fibroblasti

VIVO

impianto del materiale in organismo animale



Δ scelta del sito di impianto
quasi x biocompatibilità, altri scelti x valutare la funzionalità

- connettivo ← osso → serie materiale con = E
- epiteliale → cartilagineo → tendini, cartilagini (funz)
- muscolare → muscolo lani
- nervoso

← DOMANDA ESAME

① MATERIALI EMATOLOGICAMENTE BIOATTIVI

a) con proprietà trombo-inibitorici (grazie all'eparina)

a.1) EPARINIZZATI (con polimeri)

presenza di eparina che contrasta l'effetto dell'ANTI-TROMBINA III che diventa capace di legarsi alla trombina inibendola
Difende come è legata l'eparina

a.1.1) RILASCIANO EPARINA IN LOCP → azione locale
esempio polimerici, si lega ionicamente a superfici cationiche

PO' essere legata direttamente alla sup

INGLOBBATA IN IDROGELI / RIVESTIMENTI POLIMERICI ALLA SUP

INGLOBBATA IN IDROGELI TERMOSENSIBILI (a T corporea coagulano)
L'INSTABILITÀ consente poi il rilascio e rilasciano

a.1.2) EPARINA LEGATA IRREVERSIBILMENTE

forme unlesime covalente grazie a gruppi funzionali (OHIDRILI) e molecole spaziatriche x non perdere mobilità, avere un buon ancoraggio e una giusta esposizione
(PU + PED + EPARINA)

a.2) EPARINO-SIMILI

non contengono eparina ma solo gruppi che ne espongono la funzionalità → GRUPPI SOLFONICI e SOLFONAMMIDICI

b) con proprietà procoagulante della fibrinogeno
legare mediatori che attivano il plasminogeno alla superficie

c) con proprietà che inibiscono l'aggregazione PLASTINICA

legare mediatori cellulari (alcuni prostaglandinici)

d) con proprietà miste

esempio: sistemi binari eparina-prostaglandine

② MATERIALI BIOARTIFICIALI

sono materiali sintetici combinati con una componente biologica (cellule viventi)

- cattura cell endo

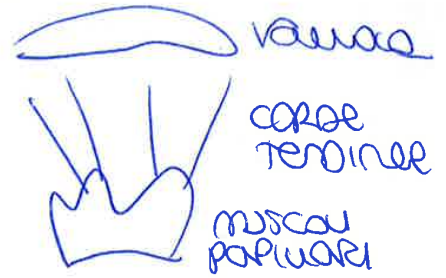
- ricoprire con collagene x far aderire cell endo

→ non ci vorrà infiammazione

} in modo SANO

RIPARAZIONE VALVOLA (no sostituzione)

Dopo infarto, insufficienza mitralica \neq Geometria e funzionalità dei tessuti = Distorsione della configurazione geometrica della cavità ventricolare che unifica la mobilità dei lembi valvolari \rightarrow forma dei anulus



\rightarrow ANULOPLASTICA

Si modifica la geometria dei anulus con \neq dispositivi completi / incompleti RIGIDI / FLESSIBILI

DOMANDA ESAME

Ti + Poliestere (+ silicone) + C TURBOSTRATICO

BMS

STENT = TUBI A RETE CILINDRICA

coronaria
periferia
tracheo-bronchiale
x impianto valvole

- Soppiana anisoplastica e bypass x prevenire la chiusura di arterie x lo sviluppo di aterosclerosi
- viene espanso in loco grazie ad un palloncino su un catetere ma la placca rimane (\rightarrow evaso) e che causa un'infiammazione da controllare
- sopra ad esso deve ricrescere l'endotelio sano

Progettazione DESIGN
scelta materiali

LAURABILI
deformabili
espandibili
emocompatibili
rivestibili

maglia di cene che durante l'espansione non modificano la lunghezza
+ punti radiopachi
+ trami che subiscono \neq sollecitazioni, non tutte un unico

- acciai inox } corrosivi
- titanio } corrosivi
- nichel x memoria forma (autoespandibili)
- rivestimento in C piradico
- bioassorbibili

ambenza rugosità
NO SPIGOLI VIVI
L'ADATTAMENTO A SPECCHIO

LAURAZIONE:

- TAGLIO LASER DA UN TUBO X AVERE LA MAGLIA LASER \rightarrow CALORE \rightarrow FUSIONE \rightarrow FORO \rightarrow RETICOLI
- DECAPASSIO
x rimuovere ossidi e residui
immersione in vapore con soluzione acida + ultrasuoni ad US
- ELETTROLICAZIONE / PULITURA ANODICA
Processo elettrolitico x corrrodere la superficie
Lo STENT è l'oggetto che viene immerso in una soluzione contenente x appaître vapore e creata in una miscela concentrata di acidi e additivi di natura organica x creare un film anodico solante x liscio
- COATING
con CARBORUM / C piradico ANTITROMBOGENICO

BMS
20% reattive

DES
10% reattive
+ costo
+ trattamento anticoagulante

Bioprostesi
Da mantenere la forma
oppure coating

DOMANDA
ESAME
↓

PROTESI VASCOLARI = SOSTITUZIONE DI UNA PARTE DI VASO ARTERIOSO x PATOLOGIE COME STENOSI E ANEURISMA

x sostituire
x fare BYPASS

↓
 AUMENTAMENTO x CEDIMENTO DELLA PARETE → TROMBO
 ↓
 EMORRAGIA
 ||
 PROTESI O TRATTO

↓
 RESTRINGIMENTO
 ↓
 ISCHEMIA
 ↓
 INFARTO
 ||
 STENT BYPASS

- DIMENSIONI INNESTI
- MEDIO/GROSSO CALIBRO > 7mm ϕ_I
 alta e diramazioni
 ↑ velocità flusso
 - TROMBI
- PICCOLO CALIBRO < 6mm ϕ_I
 + compliance
 + trombogeniche
 serve una superficie liscia a basso attrito, non trombogenica (TROMBI x SPACZI O TAGLI LOCALI) xk lo strato intimo è + spesso e il film biologico riduce il lume

servono dimensioni e proprietà meccaniche simili alle arterie x il trasferimento dell'energia pulsatile, x la compliance e simulare il comportamento meccanico e deformabile come i vasi naturali, xk un RIGIDO (SINTESI = non elastica) causa il disaccoppiamento anastomotico (DISCONTINUITA' MEC E TENSIONI RESIDUE)

- CARATTERISTICHE FONDAMENTALI DELLE PROTESI:
- FLESSIBILITA': DEVE RESISTERE SENZA OCCLUDERE (MESH STABILITA)
- PERMEABILITA': CIÒ CHE LA PERMEABILITA' DELLA PROTESI AL SANGUE TRACCIA X LE PROTESI ESISTE CHE SONO BAGNATE NEL SANGUE DEL PAZIENTE X PRECOAGULARE IL SANGUE DENTRIO LE MASSE E FAR CRESCERE TERROTO SONO

$$P_{or} = \frac{A_v}{A_v + A_p} \cdot 100$$
 RAPPORTO SPAZI VASI E VOLUME MATERIALE

↑ P_{or} = ↑ RIASSORBIZIONE = ↑ EMORRAGIA

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \cdot 100$$
 variazione diametro

• COMPLIANCE: MISURA DELL'ELASTICITA' RADIALE INFUNZIONE DELLA P.A. O V.E. SOTTOPONATA SERVE = A QUELLA FISIOLOGICA

- PERMEABILITA': VOLUME D'H₂O CHE PASSA DURANTE UN Δt ATTRAVERSO L'UNITA' DI AREA
 $P = Q/A$
 $Q = ml/min$
 $A = cm^2$

MATERIALI CARBONIOSI ← **domanda esame**

- Nato x il settore cardiovascolare.
- svariate forme
- Proprietà

← Inerzia chimica
 Biocompatibilità
 NO trombogenicità
 eccellente finitura superficiale

} **emocompatibilità**

- Soprattutto rivestimento
- Struttura del carbonio turbostratico che si ottiene in

- o Carbonio
 - o Carbonio
 - o Carbonio depositato da vapore
- } ↑ T
 } ↓ T
 } già in campo Biomedico

- Forme presenti in natura

- o **Diamante**
 Reticolo 3D covalente
 Ibrida sp^3
 Ogni C legato a 4C su vertici di tetraedro in modo covalente
 stabile

- o **Grafite**
 forma stabile
 struttura planare
 Ibrida sp^2
 Ogni C legato a 3C su vertici di Δ equi
 Piano di legami sovrapposti in ABAB (2 piani sovrapposti)
 Legami da forze σ e π VDW → Grande spandibilità e scarse p. meccaniche

- CARBONIO TURBOSTRATICO

Assomiglia alla grafite, ma presenta del diamante
 struttura amorfa/microcristallina priva di ordine a lungo raggio, ma a corto raggio si, cioè disordinata
 la sequenza della grafite di sovrapposizione è disordinata con rotazioni e spostamenti casuali degli strati, impilati senza un ordine preciso

I legami chimici tra i piani sono x' più forti di quelli della grafite xk la distanza tra essi è ridotta, e xk le lacune / difetti x mancanza di atomi nei piani) sono utilizzate x intrappolare legami covalenti tra C di strati adiacenti → c'è svuotamento ma reversibile, non spandimento

ordine finissimo, < 10 nm

Risultato: particelle di SiC submicroniche disperse casualmente in una matrice di C con struttura a scaglie (nanocomposito) che rendono possibile lo struttamento reversibile

$$\uparrow \text{SiC} = \uparrow \text{durezza} \uparrow \text{resistenza frattura / DRA}$$

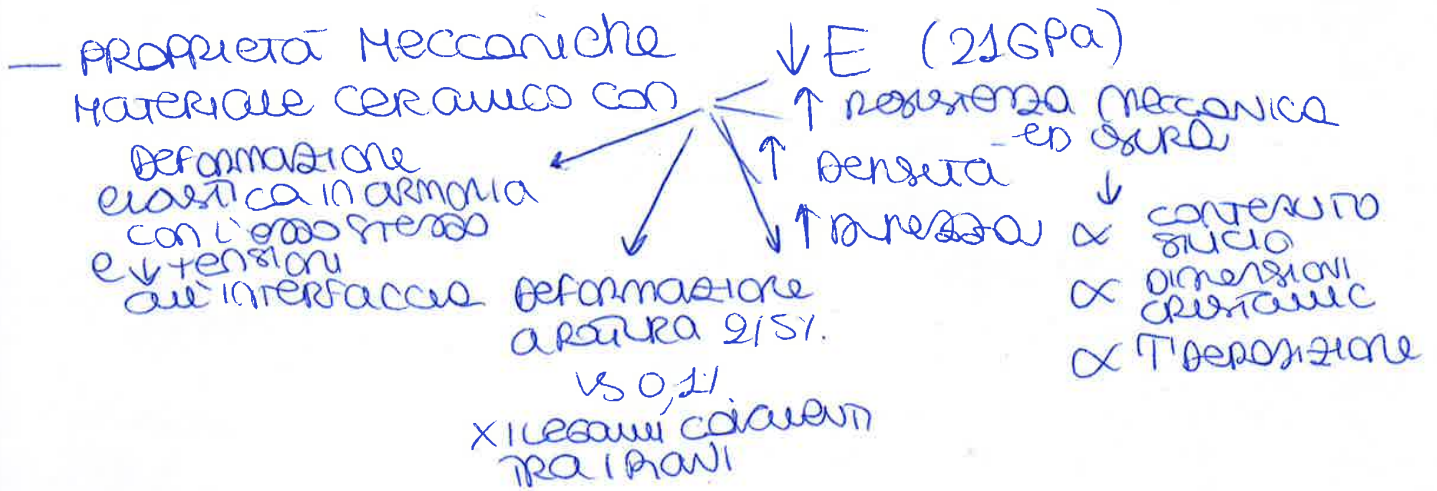
PROCEDIMENTO SU METALLI O POLIMERI

C depositato via vapore o sputtering catodico
 rivestimento molto sottile 0,1 / 1 μm \rightarrow conforma il substrato
 Barba T x rivestire materiali a basso punto di fusione
 info adesione

camera con gas inerte, T ambiente, pressione ridotta
 oggetto in camera
 2 elettrodi anodo x direzione + catodo in C pirouico
 il catodo e colpito con un fascio di ioni Ag⁺ accelerati
 generati da una scarica di e⁻ prodotta da un filamento
 elettrico. così il catodo emette microscaglie atomiche di
 C pirouico con struttura turbolenta che ricoprono
 l'oggetto da ricoprire

non variano le caratteri meccan e la morfologia del substrato
 x il rivestimento e molto sottile e ben aderente

\rightarrow vasl sanguigni
 protesi valvolari
 componenti protesici in ortopedia soggette ad usura



PROVE:

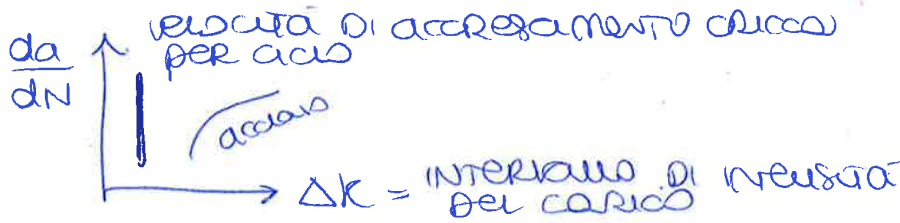
- Deformazione a rottura / tenacità / resistenza in presenza di cricche di dimensioni note x calcolare il K_{Ic} fattore di intensificazione degli sforzi

$$K_{Ic} = Q \sigma \sqrt{a} = 0,9 / 1,1 \text{ MPa} \sqrt{\text{m}} \text{ come i comuni vetri}$$

- Tenacità come Rapporto di rilascio di energia di deformazione o forza critica della fessura

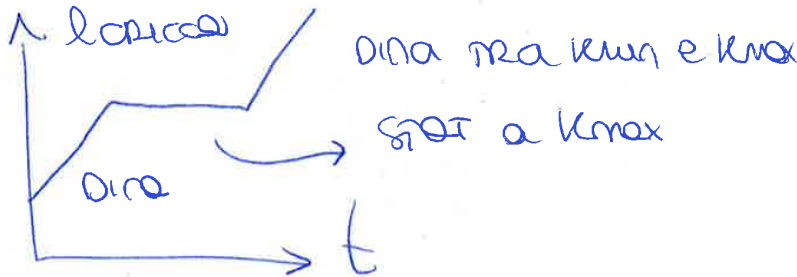
$$G_c = \frac{K_{Ic}^2}{E} \quad \left[\frac{\text{kJ}}{\text{m}^2} \right] \quad \text{forza x unita d'incremento della fessura} \quad \text{note } \uparrow G_c \text{ x } \downarrow E$$

- Sollecitazione a fatica xl ripetente senza presenza di cricche



La curva spiega che la crescita della cricca è dovuta al carico ciclico, non all'intensità di un carico costante

Dimensione cricche in condizioni statiche e dinamiche



La cricca cresce in condizioni dinamiche, poi è stabile

variazione in ambiente fisiologico umano = ^{colore rosso} ~~assorbimento~~ ^{acido}
 varia la velocità di propagazione della cricca x ambienti ≠ anche di ≠ ODG

- variazione degli stress relativi che si creano xl durante il pattinamento substrato e rivestimento si controbilanciano in modo ≠ a causa dei ≠ coefficienti di dilatazione termica

P. meccaniche: misurate su osso non vitale, non corrispondono
 Resist. fatica: c'è limite di fatica a $0,92 \cdot \sigma_R$
 $E \approx 20 \text{ GPa}$

↓
 Materiale anisotropo: ≠ architettura × ≠ funzione
 • Buona fatica
 • Buona compressione
 • Medioche trazione
 • ↑ permeabilità

} S E
S A N O

→ Trabecole disposte secondo la direzione delle linee di forza
 → Resistenza a fatica × 1 con un numero di cicli arrestato
 Le cellule dopo il tempo × riparabile (autoreparante)

Composito rinforzato da fibre:
 Rapporto l/d fibre
 frazione in volume delle fibre V_f
 $\sigma_c = \sigma_f V_f + \sigma_m (1 - V_f)$

Comportamento viscoelastico:
 latenzione × tempo × il fenomeno del rilassamento

P. elettriche: Elettroli permanenti che fanno uso ad una polarizzazione spontanea (direzione preferenziale)

Piezoelettricità: compressione = Generazione voltaggio elettrico e viceversa

MATERIALI

- ① Riempitivi ossei ↖
 × ricostruire piccole parti di osso
- Innesti autogeni (cresta iliacca)
 - Innesti allogenici (morcellizzazione in chips)
 - Biomateriali di sintesi (HAP, bioattivi, vetroceramica)

- ② Sostituzione di articolazioni = artroprotesi
 art: 2 ossa si incontrano e si mettono in relazione
- Tipi di art: sinartrosi (fibre) (cranio)
 anfiartrosi (semimobili) (vertebre) (blocco)
 diartrosi (mobili) — enartrosi
 ▶ proceudartrosi
 ▶ condilartrosi

- ⚠ Bisogna garantire
- max movimento possibile
 - NO dolore
 - Sollecitazione fisiologica
 - Osteointegrazione
 - Corretto rimodellamento osseo
 - Integrità e funzionalità osso il + a lungo possibile (15/20 anni)

Δ all'accoppiamento di materiali tra testina femorale e interno capo → scelta del medico

TEST - INGERITO

MET - MET	→	media VTRA elevata velocità di usura! male!
MET - POLIET		
CER - CER		
CER - POLIET		

NO CER-MET

stesso materiale o
stesso composto

Δ Usura ← ≠ rugosità
denudazione
frammenti ← ossa di cristallo
Usura 3° corpo
FRAGMENTI

Δ l'accoppiamento è scelto dal medico x stile vita
condizione ossea
revisione possibile

si sbriciolano e si inglobano

Δ i ceramici < DEBRIS
rische di metallo durante posizionamento

Δ i metalli < RIGANO
SBRICCIOLANO IL PE

Principale obiettivo è la stabilità all'interfaccia osso/protesi che dipende da ≠ fattori (soprattutto stelo)

- TIPO sollecitazione
- Distribuzione sollecitazione
- Rimpiombamento del tessuto osseo x aderire alla superficie
- Reazione del tessuto al corpo estraneo
- Traumi dovuti all'intervento
- mobilità osso/protesi

Fattori di fallimento:

- Materiale
- Cemento x la sua polimerizzazione
- Disintegrazione non buona e non riassorbimento
- Rimpiombamento non buono
 - ↳ Materiale
 - Trauma
 - Usura (soprattutto) e particelle
 - Particelle < posizione
geometria
- RILASIO IONI (allergia)
- Difetti strutturali = non buoni
base
lubrificazione

- Usura 3° corpo = GRATTUGIA

- accumulo di particelle in zona prossimale dello stelo
- richiamo macrofagi x eliminare particelle fib o cellule giganti polinucleate
- DEBRIS non eliminate e processo infiammatorio
- reazione osteolitica e degradazione del tessuto osseo
- ↓ stabilità all'interfaccia
- scollamento x micromovimenti

↑
- rivasco nei tessuti circostanti

Protesi x interfaccia (PRASSIO) < cementare (cemento polimerico)
non cementare (ancoraggio diretto osteointegr x tessuto osseo)

X PROMANERE OSTEOPROMANENZA SU PROTESI NON CEMENTATE
 senza formazione di cemento
 = trattamenti superficiali

← **DOMANDA CLINICA**

ROVINO SUP
 ↓ fatica

① APPORTO MAT → porosità x far crescere osteo
 PAMMISTRA
 SABBIAZIO
 attacco clinico (- rugosità)

② APPORTO MAT → porosità x far crescere osteo
 MICROSPHERE, AUMENTI
 SPUGNE

← su sup
 impianti
 o w cube

③ APPORTO MAT → idrominerali e bioattivi
 + bioattivo

SOVRAPPORTE PROMANENTE DELLO STEO
 X RICEVERE I CARICHI

② RIVESTIMENTI con 4 TECNICHE → 50/100 µm
 - Plasma spray (o spray con fiamma)

POWERI A FUSIONE O INCALORE FUSIONE
 GRAZIE A PLASMA (GAS IONIZZATO) T=10'000°C
 con flusso molto veloce (100 LMS)
 PROIETTATE SU SUBSTRATO DA
 RAFFREDDAMENTO VELOCEMENTE SONDACONS IN VARI SITI
 IL SUBSTRATO E' PRIMA TRATTATO x ↑ adesione
 LA RUGOSITÀ DIPENDE DA < TAGLIA PARTICELLE
 SU PROTESI O INTI/AGGIATORI < MORFOLOGIA SUBSTRATO
 Ti PRO O HSP

- HAP (↑ stabilità a breve termine)
- Rivestimento osteoconducente
- APS o IPS x depositi + cristallini
- Trattamenti termici x ↑ cristallinità
- ma ↓ adesione se HAP si decompone
- il RATEO veloce genera amorf (solubile) non cristallino
- poteri di penetrazione ≈ 98/50 µm
 penetrano cristalline
 da reazione con acidi e basi

- ↓ crist = ↑ riass
- ↓ crist in superficie = debbis → infammi e osteoculi
- anche ↑ rilascio ionico del metallo sottostante

- Ti PRO
- VSP x non omogenea
- si pro - sottopone Hs
- non e' PRO
- si staccano particelle

L'interfaccia deve essere forte ma non / HAP mentre nella rimozione viene - la parte MET/HAP o non / non in una vite non rivestita esportato non si vede crescita di osso

PROTESI DI GINOCCHIO

utilizzati solo alcuni materiali per osso. si interviene in caso di degenerazione cartilaginea che espone l'osso sottostante provocando dolore e perdita mobilità.

2 tipi di protesi di ginocchio:
 - TOTALE / Monocompartimentale (danno limitato)
 - Di rivestimento dopo osteotomia e legatura

componente femorale: lega CoCrMo + cemento
 inserimento: PE + PM molto sollecitato
 componente tibiale: titanio x osteointegrarsi + rifinitura superficiale
 ↑ rigidità
 ↑ res. meccanica
 ↑ res. abrasiva

↑ res. meccanica
 ↑ res. abrasiva
 ↑ forza ma povero x ammortizzare cPT

⊗ no acciaio x la forgiatura non è economica e da gesto con basso rendimento

⊗ alcuni composti Al₂O₃ x congrue

In generale

- Geometria a cornera
- Tenuti superficiali
- Poco stabilita solo x tendini
- Carichi individuali di torsione e scarrimento
- Carichi di compressione

- PMMA intrappolato
- Legamenti biomimetici
- Protesi scivolano
- Dentiti intrappolate e usura 3° corpo

Usura

met/met → metamorfosi

met/PE → usura PE + debris e rilascio ioni

≠ proprietà
 ⊗ PE senza difetti
 ⊗ rifinitura superficiale
 ↑ concentrazione stress
 non congruenza interfacciale
 ⊗ geometrie

- classica : adesione
- abrasiva : abrasione → rifinitura sup.
- 3° corpo : A+A → interposizione materiale → stress local
- fatica : ciclo idraulico
- erosione : osso è abrasivo

Corrosione

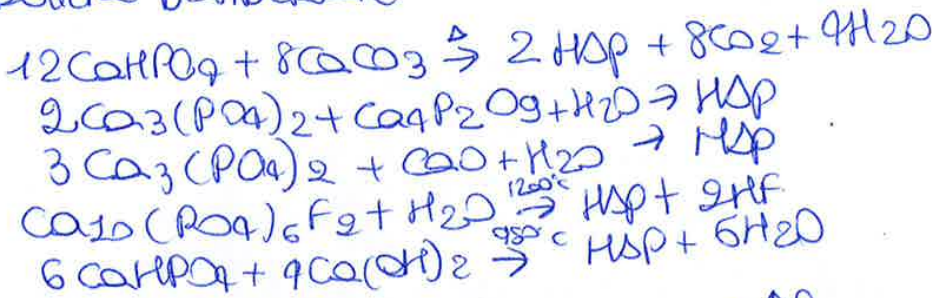
- lesioni e ca corrosione local e rilascio ioni

Prevenzione a seconda del grado del difetto

- condoplastica : rimozione frammenti e rivestita
- Artroplastica abrasiva : x formare terreno biologico
- Microstrutture : inserti di condroci autologhi
- cartilagine su biomateriale
- autograft

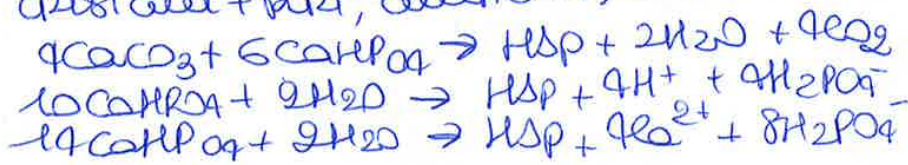
2 Reazioni con stato solido

MISCELE DI POLVERI NON SOLUBILI SONO SCALDATE E MANIPOLATE REAZIONI DI DIFFUSIONE DI PARTICELLE allo stato solido si ottengono le strutture desiderate



3 Trattamenti isotermali

soluzioni acquose in ambiente ad $\uparrow T$ x far precipitare cristalli + pori, allungati, \neq geometrici e taglie per $\neq T, pH$



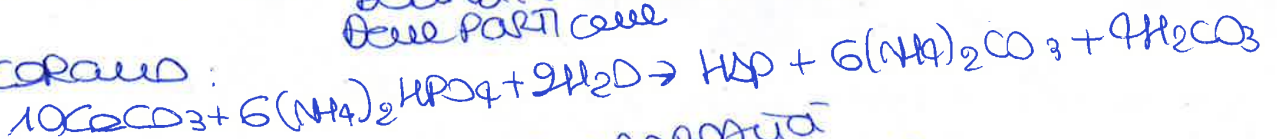
oltre le polveri si può ottenere

- HAP senza x intercalazione delle polveri
- siate senza porosi: compattazione + leganti + $\uparrow T \rightarrow$ scomposta in fosfato tricalcico
- porosi unidirezionale acqua HP: $\downarrow T, \uparrow p$ no scomposta
- porosi isotropo acqua HP: molto densi

- HAP Poroso

- sinterizzazione: polveri + parte organica che volatilizza lasciando porosità residua
- impregnazione: spugna cellulare di esatta morfologia si essicca x evaporazione solvente poi si bonding x legame spugna e poi sinterizza delle particelle

- Corano



Proprietà meccaniche: \propto microstruttura
 tecnica preparata

proprietà sup a biologics
 ma \downarrow resistenza a fatica!

- $\uparrow T =$
- \uparrow densità
- \uparrow dim grani
- \uparrow resistenza complessa e torsionale
- \uparrow modulo elastico 104MPa
- \downarrow tenacità x \uparrow fosfato 3 colori

\downarrow
 no sinterizzazione meccanica grandi

- rivestimenti su proteini
- piccoli sostituti ossei

Bioattività: si mette in pH acido x trauma = particelle bypass zone superficiale con formazione di uno strato idratato = bypass e prec forma su HAP uno strato di idrossi carbonato apatite

MECCANISMO DI BLOTTATURA (HENCH)

BIOVETRO IN SBF

① RAPIDO SCAMBIO IONICO (DIFFUSIONE)

- IL VETRO PERDE Na^+, K^+ CIOE' LE SPECIE LESATE IN MODO IONICO
- IL VETRO ACQUISTISCE H^+, H_3O^+ DALLA DISSOCIAZIONE DELL'ACQUA E ANCHE PRESENTA OH FORMANDO SILANOLI

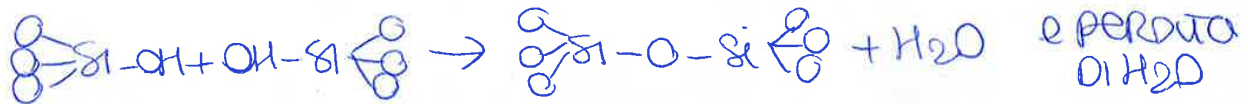


IL H^+ SI LEGA CON L'ATOMO DI O NON PONTANTE
↑ pH

② SI PERDONO SILICATI $Si(OH)_4$ NELLA SOLUZIONE (REAZIONI ALL'INTERFACCIA) E SI FORMANO SILANOLI



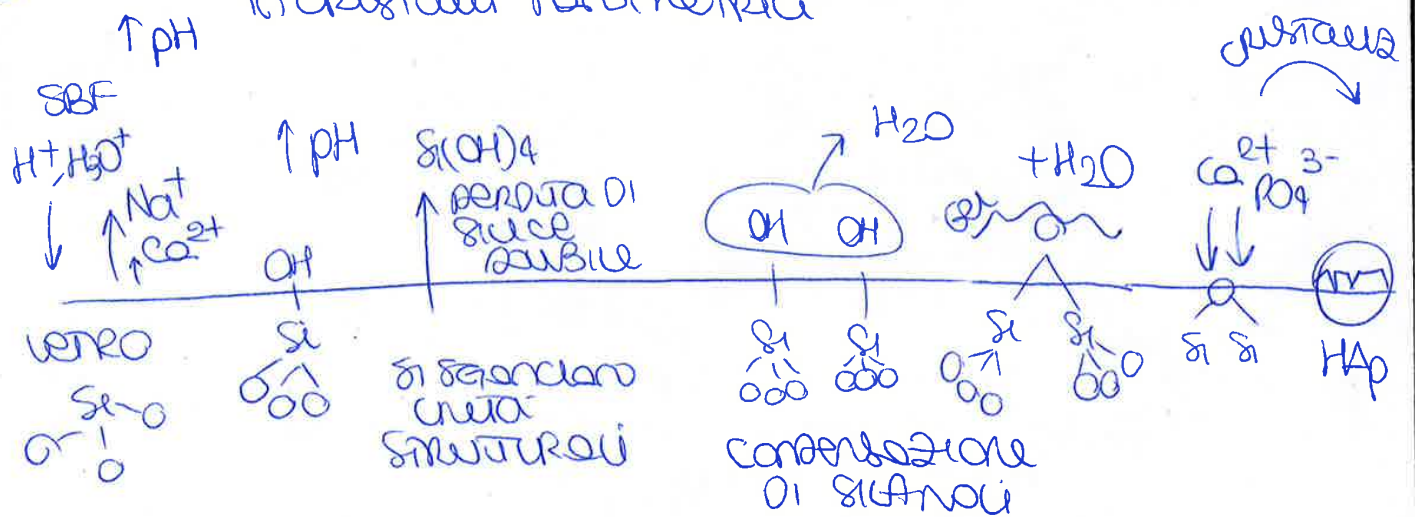
③ CONDENSAZIONE E POLIMERIZZAZIONE DEI SILANOLI



SI FORMA IL GEL DI SILICE = STRUTTURA AMORFA RICCA DI SILICE E MOLTO IDRATATA, AMARBE SPECIE CHIMICHE

④ Ca^{2+} e PO_4^{3-} MIGRANO SULLA SUPERFICIE

⑤ CRISTALLIZZAZIONE E FORMAZIONE DI APATITE IN CRISTALLI BIPOLARI



⚠ RICALCO SILICE → SI INNECA MECCANISMI DI DIFFERENZIAZIONE CELLULARE E GENERAZIONE MATELICE OMOE

⚠ GEL SILICE → AMORFO GF → SI OBTENGONO CELLULE OSTEOGENETRICI

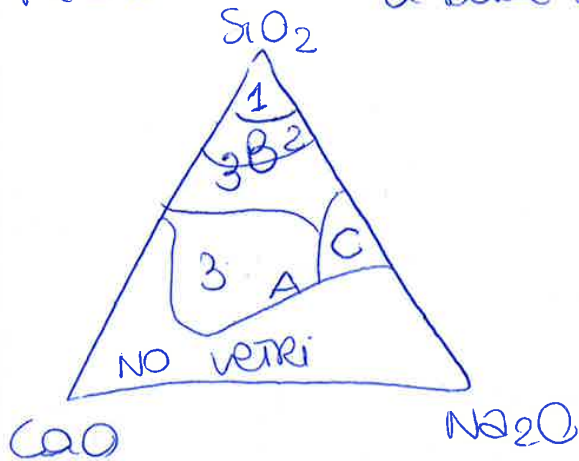
IN TUTTO: ↑ Ca , ↑ pH, ↑ Si , ↓ P AMORFO / POCHE CRISTALLINO

④ BROMER ~ CERAMIC (SiO₂, CaO, MgO, Na₂O, H₂O, P₂O₅)

contiene a parte
MECCANISMO DI HENGE
↑ P. meccaniche + ↑ stabilità

APP: RIVESTIMENTI UTX CHIRURGIA DENTALE

RESUME: 6 categorie nei vetri/ vetroceramici bioattivi a base silice



- ① ↑ SiO₂; INERTI XL A CONTATTO con SF si forma strato di idratazione superficiale (pochi ioni modificatori) (interfaccia netta) [B]
- ② vetri silicati commerciali ↓ SiO₂ (< 60%) [B] vetro non bioattivo XL sottile strato di gel di silice come protezione

- ④ vetri silicati con RASAS scambio ionico spesso gel di silice si stacca [C]
- ⑤ = ma ↑ pH, idratazione gel di si e idratazione vetro [C]

- ③ [A] vetri silicati bioattivi gel silice + HSP
 - [B] vetri silicati con cationi multivalenti Al³⁺, Fe³⁺, Ti⁴⁺ strati multi di gel silice → no HSP
- XL se si ↑ ioni, lo strato di gel di si non scatta ne' proteggere ne' mediare HSP

mpo I_B indice di bioattività (tempo con cui la superficie mineralizza)
 spessore d I_B ↑ I_B bioattiva
 resistenza ~ I_B A/w

★ MATERIALI IBRIDI
 Funzionalizzazione dei bioattivi → scaffold bioattivi x ricostruzione ossea
 Bioattivo + H₂O = esposizione OH
 ASSORBIMENTO STANO = silanizzazione, previa idratazione silano
 concentrazione OH-OH e rilascio H₂O
 esposizione NH₂ x assorbimento biomolecole con gruppi carbonilici

Mg

- stimola la formazione di nuovo osso, interagendo con le integrine dei osteoblasti responsabili di una corretta adesione e stabilità
- poco Mg influenza crescita osso e ↑ il riassorbimento
- con Mg il vento si dimostra + veloce sia x osteoclasti che proliferazione

B

- ↑ area di interfaccia osso/cor e spessore del osso neoformato

Cu+Mn

- cofattori di enzimi specifici x il metabolismo osseo e impo anche per osso osteoporotico
- il Mn attiva le integrine ed è coinvolto in sintesi di proteoglicani, metabolismo x coagulare e mantenimento della matra ossea
- Δ neurotossicità se ↑
- il rame Cu è coinvolto nel ricambio delle cellule endoteliali e nei processi di angiogenesi (osso vascolare)
- inibisce al co

Ag

- ruolo antibatterico (ma stimola crescita)
- il contatto a contatto con la proteina contaminata si infetta
- in una fiala c'è effetto tossico e unitato alle cellule dei batteri, più piccole degli osteoblasti
- viene inibito x scambio di una soluzione $Na^+ \leftrightarrow Ag^+$ scambio ionico controvento T, t, [Ag]
- la bioattività rimane $Ag^+ \rightleftharpoons H_3O^+$
- TEST: CONTATTO DIRETTO / SU AGAR / MISURA alone di INIBIZIONE
- PROPRIETÀ: angiogenesi - osteogenesi - antibatterico

☆ anche x espressione genica

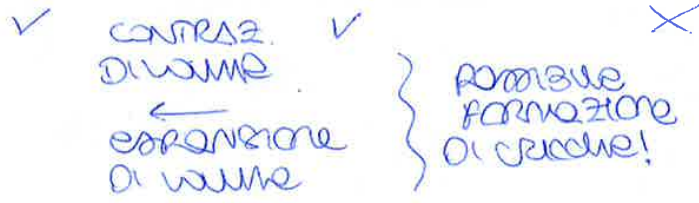
- app: PROTESI FINO A FALANGI xO' con gestivele zerruci + ANTI RIVESTITI DA BIOPOLY X AGGIUNTO
- IMPLANTI ORECCHIO MEDIO
- PLOSTICA ORTO CRANIO
- ONEL X TRACHEA
- FALCIMENTO: SCARSA ESPANSIONE POWERI DI PORTENZA
SCARSA SINTERIZZAZIONE
DIFFERENZIAMENTO PERMANENTE INTER E INTRA GRANULARI
DISTRIBUZIONE GRANI IN MODO ANOMALO
NO DISTRIBUZIONE GRANULOMETRICA BUONA
NO ABRASIONE / DISTACCO GRANI / RIVESTITI ELEVATI
SI CORRETTIVA

(b) ZIRCONIA

- Autocura e mano elastico inferiore di Al → NO PROBLEMI
- IN NATURA E CONTAMINATA DA OMMI DI ELEMENTI RADIOATTIVI CHE DEVONO ESSERE RIMOSSI GRAZIE AD UNA PURIFICAZIONE ELEVATA SOPRA X IMPLANTI A LUNGO TERMINE → (x e o)
- PROCESSIONE BENTONIT:
 - RISCALDAMENTO IN CROGIOLO CON COKE X TRASFORMARE O₂ IN CO E CO₂
 - SOFFOCAMENTO DI O₂ E PRODUZIONE DI CLORURI VOLATILI X VAPORIZZAZIONE
 - I CLORURI DI ZIRCONIO SONO FATTI FUSCARE IN FORMA SOLIDA COME CLORURI DI ZIRCONIO
 - PURIFICAZIONE CON OSSIDAZIONE E RIFUSIONE + CORRETTIONE FINALE X OTTENERE COMPLETEMENTE E SI OTTENGONO POWERI
- NO ACCOMPAGNAMENTO = Zr/Zr⁴⁺
- x cronica resist. all'abrasione, max Zr/Al
- BIOCOMPATIBILE XN STABILE E BIOMERTE < Al
- RADIOATTIVITA' → GRANI SOTTO CONTROLLO ≠ Al
- P. meccaniche > Al
- P. tribologiche < Al
- usura/corros
- CICLI DI COMPRESSIONE = Al
- NO PARTI A CONTATTO CON L'ORO, NON A INTERAGIRE
- RESISTENZA > ORO
- MANO ELASTICO > ORO } NO ZENE X TRASFERIMENTO DEI CARICHI
- POLIMORFISMO: STRUTTURA ≠ a seconda BENTONIT
monoclinica → tetragonale → cubica → fluorite

non è un materiale ultraelastico con l'oro

LE TRASFORMAZIONI OUNGONO DURANTE LA SINTERIZZAZIONE



⚠ GLI ADDITIVI STABILIZZANTI SERVONO X STABILIZZARE LA FORMA TETRAGONALE CHE NON POTREBBE ESSERE A T AMBIENTE (METASTABILE) E SONO PEGU OMMI CHE DISTRIBUISCONO IN FORMA TETRAGONALE E IN CARICO LA PERMANENZA BUTALE IN METALLA NELLA Zr CHE L'ORO

3) RINFORZAMENTO x trasformazione $t \rightarrow m$ INDOTTA DA SOLLECITAZIONE
 Si usa la Zr tetragonale come fase rinforzante in matrice di Al
 le particelle di γ -ZrP ($Zr + ossido$) sono mantenute in forma t
 anche a T ambiente (non m) così accumulano l'energia di
 frattura trasformandosi in monoclini data colando la
 propagazione della cricca.

IMP: L'Al non si destabilizza anche se la Zr adiacente è

IMP: la presenza superficiale però è < dell'Al pura!
 Questo si utilizza come ossido e Cr \times \uparrow la durezza
 e anche i cristalli allungati di alluminio o i gr
 che bloccano la cricca che è obbligata a percorrere il
 bordo di grano e perde perciò energia.

MECC DI RINFORZ < TRASFORMAZ. DI FASE
 DEFLESSIONE CRICCA Zr < 2 μ m
 Al \approx μ m
 Sr > 3 μ m

Come i composti hanno \uparrow la resistenza:

CERAMICI = FRAGILI = sensibili alla concentrazione delle
 tensioni in corrispondenza a difetti esistenti
 su una cricca le tensioni sono descritte
 dal fattore di intensificazione degli sforzi

$$K_{Ic} = \frac{K_{Ic}}{Y \sqrt{a}}$$

 resistenza
 a frattura

$$K_I = Y \sigma \sqrt{a}$$
 {
$$\begin{cases} a = \text{lunghezza cricca} \\ Y = \text{fattore geometrico} \\ \sigma = \text{tensione applicata} \end{cases}$$

se $K_I > K_{Ic}$ = valore limite x frattura
 improvvisa \rightarrow frattura veloce / rapida

FRATTURA = 2 TIPI

- veloce se $K_I > K_{Ic}$ = soglia critica sopra x la propagazione rapida
- lenta se $K_{Ic} > K_I > K_{Ic}$ = propagazione lenta della cricca

\rightarrow fenomeno di crescita della cricca durante
 il carico, T, utilizzo

• descritta con diagrammi velocità cricca V su
 K_I

elevate tensioni sull'orice della cricca

\rightarrow dovuta a < presenza di acqua o fluidi
 biologici

Come la ZrCONIA!

2) materiali compositi xk (ceramici con metallo)
mai privi di difetti

CONFRONTO:

tenacità $\text{compositi} > \text{Zr} > \text{Al}$
 segue K_0 $\text{compositi} > \text{Zr} \approx \text{Al}$
 segue critiche K_{Ic} $\text{compositi} > \text{Zr} > \text{Al}$

Zr + tenace
ma problemi!

compositi +
tenaci e con
segue massicce =

critiche si
propagano in Al

(matrice) ma meno
pericolose allo stress
corrosivo, ed è
tenacizzata da Zr

⚠ altro di mescolamento di Al/Zr
 mescolamento x avere una
 matrice + piccola e una distribuzione
 migliore meno larga xk con si ha
 una migliore frammentazione di
 eventuali assumerati che si formano
 invece nel mix tradizionale

↓ assumerati di Zr

sono difetti
 portano rottura
 sono + teneri e quindi
 zone a - arezza con
 problemi di usura

Met. Poweri

x omiare ai difetti da colata e dei grani:
 metallo fuso atomizzato x ottenere Poweri poi prodotto
 e sinterizzato x ottenere strutture omogenea e microstruttura
 molto fine
 ↑ tenacità e frattura

Def. Mecc. Stemma 21

Stemma 21 martensita e forgiata/lavorata a caldo
 dopo la colata

Vantaggi: struttura + omogenea
 2x resistenza a fatica
 2x σ_e
 ↑ tenacità
 ↓ dimensione grani
 buona distribuzione carburi
 orientazione dei grani longitudinale

se ottimale,
 velocità di
 deformazione
 ↑ resistenza

Def. Mecc. Stemma 2S

Co Cr
 W } ↑ lavorabilità
 Ni }

Misure Prop. Meccanica
 ↑ resistenza x invecchiamento,
 ma ↓ tenacità

usato x impianti temporanei
 come chiodi, bulloni

lega Multifase

CoCrNiMo

↑ resistenza a corrosione anche sotto stress
 lavorato a freddo o a caldo x trasformare cfc in lcc

Struttura bifasica controllata:
 pacchetto fcc lcc, in grani cfc fcc
 così impedisco il moto delle dislocazioni
 ↑ resistenza

Lavorata a freddo + difficile x pezzi "grossi" (stemi)
 lavorata a caldo meglio

anche possibile invecchiamento (grani annegati)

2x lega = CoCrMo forgiata +
 CoCrNiMo forgiata

combinare elementi
 resistenti ad usura con
 cambi di orientamento resistenti
 a fatica, tramite una
 saldatura

Rilascio vani esistente ma
 controllato e contenuto

• influenza CSRTI sull'usura
 dovuta alla presenza di C

↑ resistenza
 possibile influenzare Res. ad
 usura

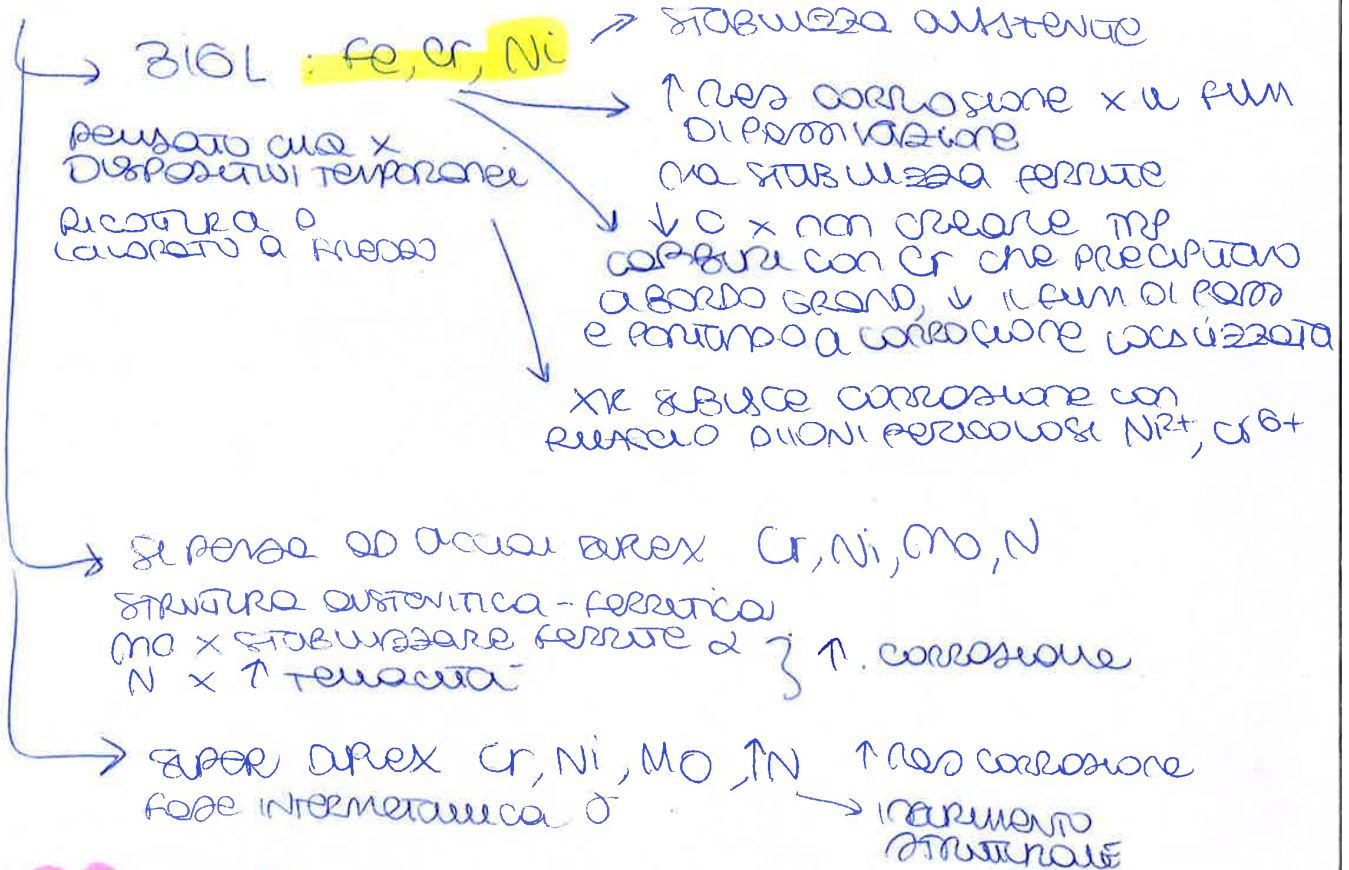
l'usura ha 2 ≠ meccanismi:
 attrito anormale meccanica (abrasione)
 attrito meccanico - chimico (ossidazione)

- USO BIOMEDICO:
acciaio < ↑ RES. corrosione } si lavora su /
↑ prop. meccaniche

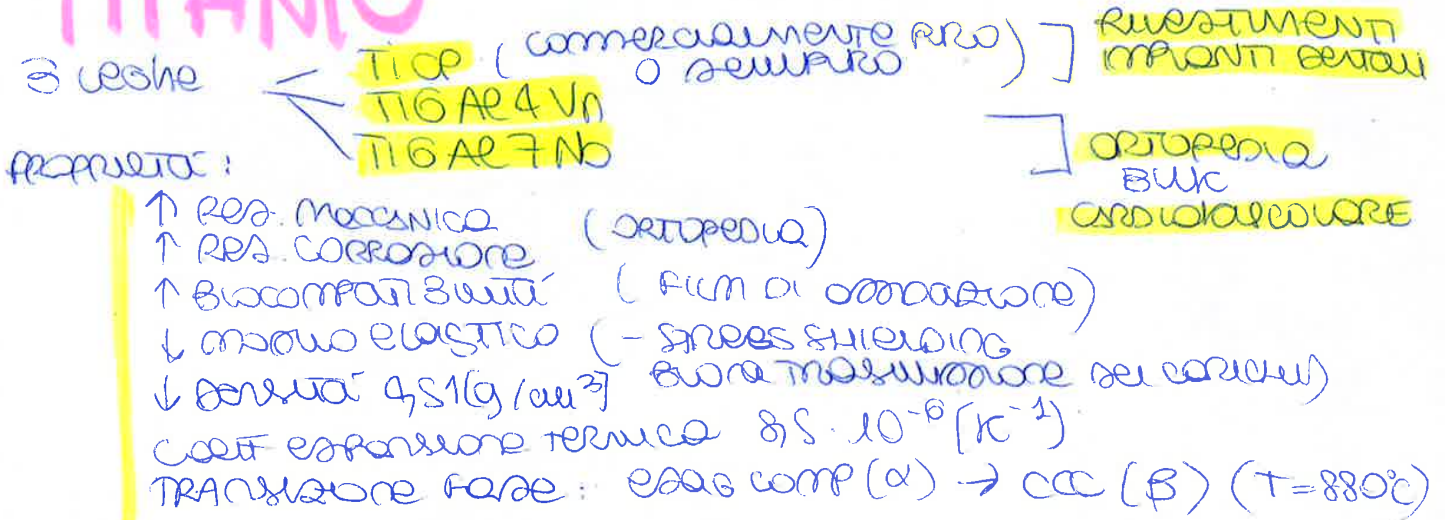
microstruttura:
leghe austenitiche CFC
senza ferriti, carburi,
dotti
TAGLIA GRANI < 100 μm
e con geometria
uniforme

- ACCIAI INOX AUSTENITICI

- 302 primo dato 18% Cr, 8% Ni
- 316 Mo, ↑ RES. corrosione x non consumare Cr nel carbonio
- 316 L, VC, =, lavorati a freddo



TITANIO



P. meccaniche $\alpha < \beta$ \leftarrow Dimensioni, natura, forma, morfologia
 Fase α
 densità interfaccia α/β

Difesa da σ

Le creste x fatica / residue critiche
 Partono da bordi di grano e da
 interfacce α/β :

microstrutture <u>globulari</u>	: GRANI $\alpha < 20\mu m$ e Tondi + fase β dispersa \downarrow interfaccia	\uparrow Resistenza a fatica \downarrow Innesco cricche \uparrow Propagazione cricche
microstrutture <u>lamellari</u>	: GRANI β lamellari ostacolo al percorso della cricca	

Per un compromesso
 apex

- **Biocompatibilità:**
 Buone x omnes di passivazione
 no ossidare no nichel
- **Corrosione:**
 Buona resistenza x omnes di passivazione
 se subisce danno al film Cr_2O_3 in presenza di O_2
 ma rilascia ioni o microparticelle adsorbite + accumulo locale
 omnes di Ti due x corrosione e x colorazione
- **Radotrasparenza**
- **assenza di sapone (protesi dentarie)**
 xk lo strato di omnes inibisce i processi d'erosione elettrolitica e l'adsorbimento di particelle
- **conduttività termica** buona non crea irritazioni termiche
- **E < acciai, resine composito** (100 vs 200 GPa)

TIGAE 7Nb

Problemi legati al Vn
 (NO TENTATO x i costi)
 di produzione

meglio emone in
 Nb crea omnes costi extra
 \uparrow res. corrosione
 = p. meccaniche
 costi 2x
 STRUTTURA bifasica di Nb 30% Zn
 E < di acciaio, varie trattamenti
 Resist a fatica \downarrow coi trattamenti superf e term
 si vede dalle curve di fatica
 \uparrow Resistenza all'assorbimento dei ruidi biologici
 anche se cambia il pH
 biocompatibilità: Δ angostata x vari problemi (meglio $< 3\mu m$)
 ma \uparrow con un certo spessore, ma meno da no

passivo
 \downarrow usura
 con \neq corrosioni
 e ambiente

Nate x migliorare il rivestimento di sfere ortopediche che fa crescere l'osso in modo disordinato

Processo:

Sfugna poromerica in Ru

↓ Arouse an ↑ T
↓ in atmosfera non ossidante

Vaporizza il metallo il c che
verifica

↓

Sfugna in carbonio vetroso

↓ RD-CVD deposizione C/F
in fase vapore

Rivestimento in tantalio
metallico x ↑ tenacità all'
anima magne del C (SO₄)

98% Ta
2% C

Reazione con sfugna ceramica
due sono introdotti i reagenti
Ta + idrossidazione di - TaCl
Correnti di H₂ x reagire
e depositare Ta su sfugna
mentre HCl esce.

applicazioni

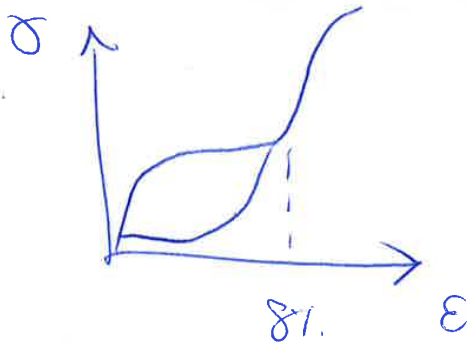
- Viti osteointegrabili
- Dischi intervertebrali
- Metal back in coppe acetabolari
- elementi tissutali
- rivestimento stelo metallico

→ Mo + PE = campo limitato di
utilizzo x causa PE

insetto solo in PE
direttamente x
compression molding

Protesi monoblocco

analisi
no giunzione base per via
Ta + ceramica



↑ unire elastico (ϵ_1)
 deformazione recuperabile
 zona di pseudoplasticità con isteresi

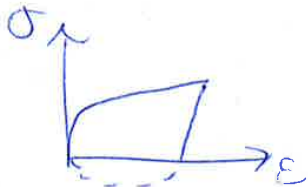
3 comportamenti:

① effetto memoria di forma

caricamento sopra unire elastico a $T < A_f < M_s$
 deformazione apparentemente plastica

Tutto il carico non si recupera tutto

si recupera scaldando a $T > T_{trasformazione}$ se si ha mobilità

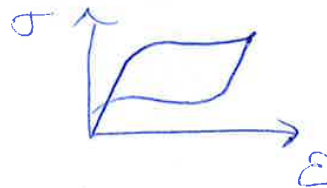


② effetto pseudoelastico

caricamento sopra unire elastico a $T > T_{trasformazione}$

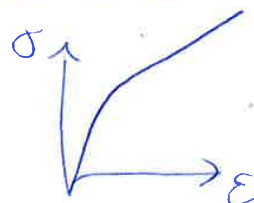
comportamento superelastico con isteresi

Tutto il carico si recupera tutto = deformazione reversibile



③ comportamento tradizionale

se la $T > M_s$ unire di transizione di fase da pseudoelastico



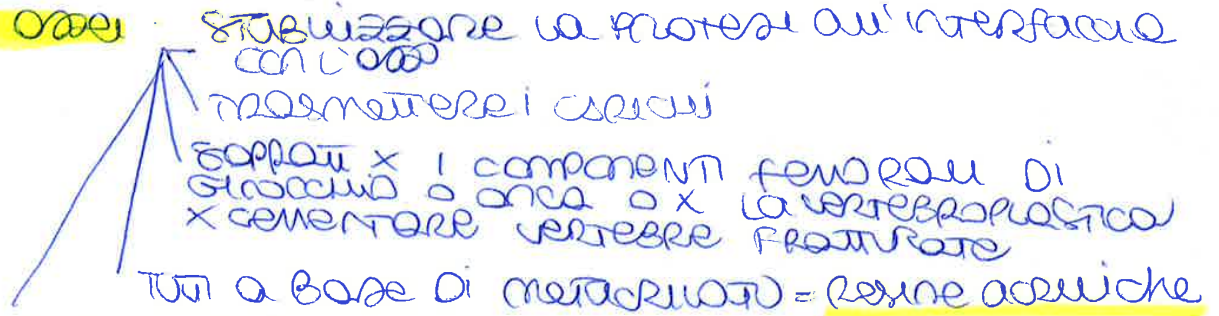
TRASFORMAZIONE $A \rightarrow M$: 2 processi

- **deformazione di BAIN**: meccanismo di diffusione si hanno dei movimenti atomici di scambio di angoli degli atomi x ottenere martensite **deformata** (\neq forma)
 - **deform. duttile di BAIN** (invariante): meccanismo di TWINNING (gemellaggio) che produce un accoppiamento. senza nuova fase, ripresentandosi su atomi rispetto con il piano
- $MPS \rightarrow MS =$ forma A
 (struttura martensitica ma con forma senza diffusione)

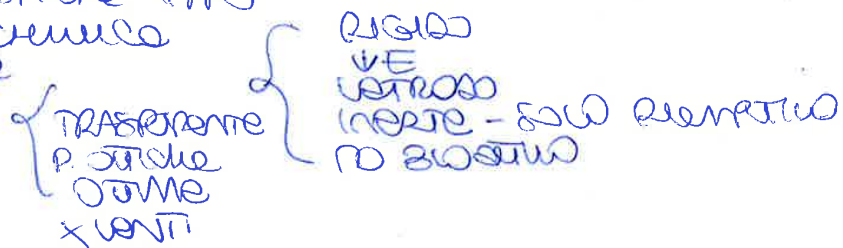
POLIMERI

PMMA

CEMENTI OREO

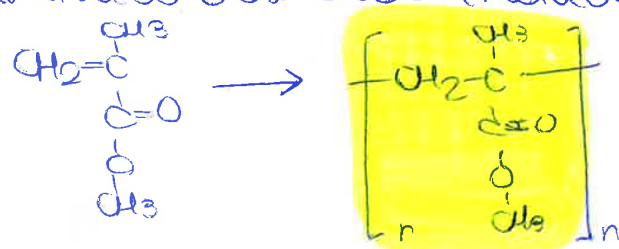


- Caratteristiche impo
- Compositi chimici
 - P. Termiche
 - P. Fisiche



PMMA

Reazione - ossidazione radicalica dell'estere metilico dell'osso metacrilico



- TIP: • **PMMA FLESSIBILE**: se formato a caldo sotto pressione
- **PMMA PREMOBILITATO**: iniezione su stampo del dente poi da riempire
- **PMMA AUTOPOLIMERIZZANTE**: mescolare 2 componenti e con polimerizza in loco

Cemento Oreo

1. Fase Solida:
 - Power di PMMA
 - Iniziatore (perossido di benzoina)
 - Agente radicalico (BaSO₄ o ZnO₂)

- (antibiotico)
2. Fase Umidia:
 - monomero MMA
 - Inibitori di polimerizzazione (spontanea) come idrochinone
 - attivatore dell'iniziatore come un'ammina terziaria
 - (cloroformo x colorante)

x la fine della reazione non controllabile

MIXING ⇒ reazione ⇒ **incompleta** (residuo di monomeri tossici)

Beve ⇒ **esterna** (↑↑ in loco)

FRATTURE

- Difetti preesistenti
- Velocità propagazione crecca
- Dimensioni critiche
- Inestazione all'impianto
- Stabilità K_{IC}
- Impo effetto De' ambiente fisiologico
 Mesio x KI FWDI Ralentano crescita
 x effetto plastificante

FATICA

- Sistema frattura
- $\sigma_{limite} = S/2S MPa$
- Valori variabili materiali x difetti interni (porosità irregolari)
- $\uparrow N = \uparrow resistenza$
- a bassi carichi il meccanismo di frattura è legato a coalescenza microcricche

Risolvere problemi

- **Riduzione porosità**: Preassorbimento fino 2 atm con trattamenti in O₂ e nitrare centrifugazione durante mescolamento
 Mes Fatica
 ↑ Resistenza
- **Rinforzamento** x 2^a Fase: cementi compositi fibre C / grafite x H₂O e bioattiva
- **Preinvest**: del metallo con PMMA prima della cementazione così migliora adesione cemento stesso

Problema = Infezioni

- Prevenzione ← ambiente sterile x impianto
 profilassi - mesio entrare

MC concentrazione ossea x inibire i batteri
 perle PMMA

- Trattamenti ← rilascio antibiotico locale
 rilascio agenti antimicrobici (come ioni metallici)
 sviluppo materiali che promuovono l'osteointegrazione

• Batteri
 film proteico di protezione
 riduce attività metabolica
 riduce efficacia del medicinale (↑ MC)
 spiega il rilascio locale

- **Protesi temporanee in PMMA con antibiotico x revisione da infezioni (si fare o no?)**
- creazione monale cemento + antibiotico

P. Meccaniche

- ↑ σ_e ↑ rigidità → ↑ ΔT_f , ↑ Res. trazione, ↑ Res. deformazione
- ↑ σ_e ↑ grado cristallinità
- ↑ σ_e ↑ PM

Taglio cristallinità: correlato con grado di termiche - posizione ed ampiezza del picco di fusione
(↑ dimensioni = ↑ T_f)

Caratterizzazione

su protesi e non su polimero

- Small Punch Test

protesi → carotaggio cilindro → taglio in dischi → deformati molto con un puntone

si valuta il grado di σ_e × la lavorazione e l'eterogeneità punto × punto

si ottiene curva T-E, ≠ per PM, ↓ σ_e ↑ PE

PROBLEMI DI USURA (usura σ_e ↑ PM)

FRATURA x creep o scorrimento che provoca def. plastiche e cambio di geometria

USURA come BURNISHING - ^{UNIFORME} _{SUPERFICIALE} (A+ABE)

USURA: ABBRAVIA - ABRASIVA 2 CORPI - ABRASIVA 3 CORPI

TEST x simulare si generano i DEBRIS

↑ metallo
↓ ceramico



ma da un mezzo lubrificante scivola e a causa di meccanismi di abrasione

DEBRIS: 0,1-2 μm → interazione ossa/protesi
informazione
osteolisi
mobilitazione di ossa

EMBEDDED = incorporate nel PE
SCRATCHING = graffi

FATICA

- TEST più on disk - cilindro che striscia su disco
genera un solco ± profondo con \neq morfologie
fibre

OUTLOOK FATTI DI PROTESI

PUNING o discontinuità superficiali + DEBRIS (amm)
senza osteolisi ma degrado protesi

CRANIOPLASTICA

INTERVENTO CHIRURGICO finalizzato alla riparazione di un difetto strutturale o morfologico del cranio

• TRAUMI • FERITE • INFEGIONI • NEOPLASIE TUMORI • MALFORMAZIONI ETC
 è una pratica molto antica

MATERIALI USATI OGGI:

- ORO AUTOLOGO
 - TITANIO
 - HAP
 - PMMA
- } scelta in base a
- CHIRURGO
 - GEOMETRIA
 - AMPIEZZA

1) ORO AUTOLOGO

- DEL PAZIENTE < COPERTELLO PRESO E RIMEZZO
 - TECNICA DI SPUNTING
 si divide la parte prelevata in 2 e si riposiziona
 - CONSERVATO NEU' OGGERE DEL PAZIENTE
- CORT
SP
CORT

• DI DONATORE

- CONSERVATO NELLA FORMA DELL'ORO

- ✓ ELONGAZIONE
- ✓ INTEGRAZIONE
- ✓ NO HAP
- ✓ NO COSTO

- X TEMPORANEO (X SPUNTING)
- X RIFORMAZIONE
- si riprende la rete conservata a casa e la geometria AD' con ordine + combaciante

2) TITANIO

- PIASTRE CRANICHE + VITI X FISSAZIONE
- RETE (FLESSIBILE E SABBOMASSIVE IN LOCO)

- ✓ COSTA BASSA
- ✓ TOLLERATO
- ✓ BASSA INFIAMMABILE

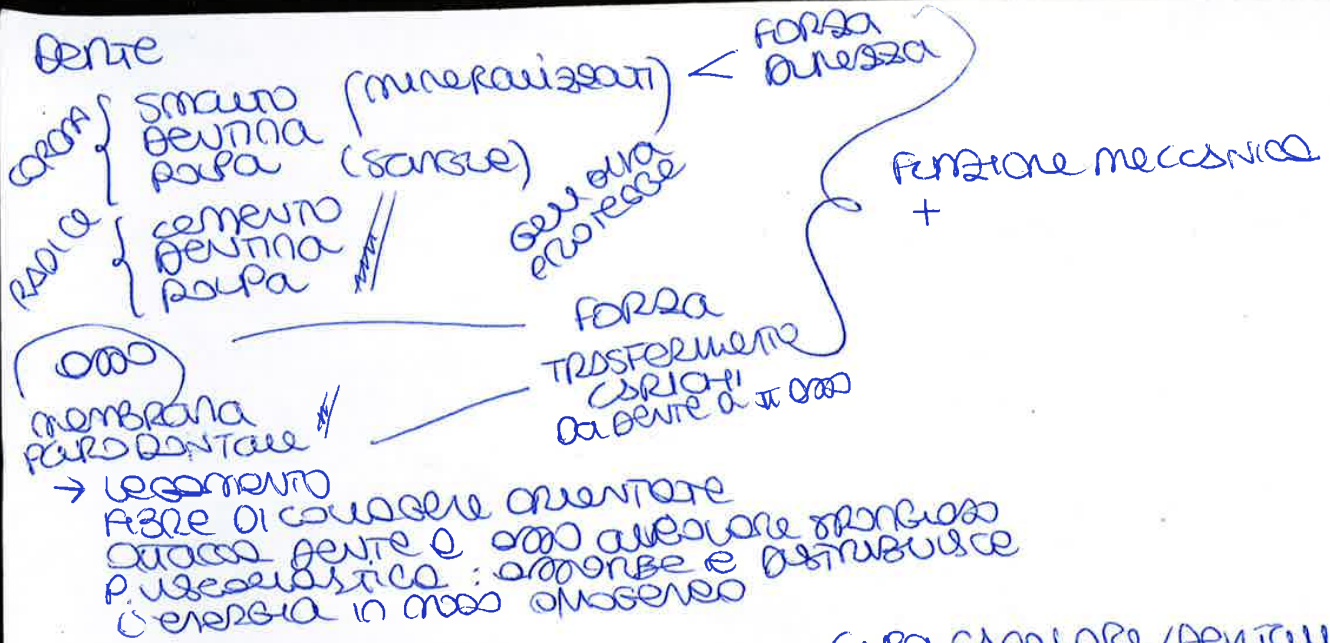
- X ESSENDO BIOMATERIALE SI HA STRESS-SHIELDING E RIGIDIZZAMENTO ORO
- X CONDUCE CALORE (NO ESPOSIZIONE AL SOLE)
- X INTERFERISCE NEL CURRICAL MOODING

3) HAP

- BASSA X BIODEGRADABILITÀ E AUTOINTEGRAZIONE XILIPOROSA,
- NON AUTOMAGNIFICABILE
- VITI X RIGENTI
- MA È UN CERAMICO FRAGILE ANCHE X LA POROSITÀ E X CIÒ SI POSSONO USARE SOLO PIASTRE LOCALI
- RIMOVEDERENSI SOSTITUI COME SOSTITUI (SERVIZIO PIASTRE)

4) PMMA

- X ALTERNATIVE ESTETI = REALIZZAZIONE DI ^{RESINA} MASCHE IN SITO IN SALA OPERATORIA, NON NECESSARIO DI SOSTITUI
- ALTI MOI PRECISI
- X ALTERNATIVE ESTETI = REALIZZAZIONE DEL PROTOTIPO "CUSTOM MADE" X IL PMMA POLIMERIZZATO IN UNO STAMPO, SI OBTIENE X CADAUNA LA FORMA



Tecniche endodontiche Cura canalare / Dentatura / trattamento endodontico

Cure profonde, trauma → batteri nella polpa → dolore e perdita vitalità → cura canalare prima di perdita del dente visto che estrarlo è scomodo

- Rimozione nervi nei canali
 - Rimozione polpa e batteri
 - Riempitivi inerti
 - Sigillatura
 - Rotazioni
 - Stabilizzatori
 - Coni seppi meccanici
 - Dente tras infrazure
- Gutta-perca (elastomero)
 Pannoni (resine epotiche)
 Co → Ca(OH)₂ (Clca)
 ZnO e eugenolo (ZnE)
- Strumenti in acciaio inox o leghe superelastiche (ad esempio NiTi)
- Fissatori endodontici in acciaio inox 316L o leghe CoCrNi

Impianti Endodontici

① a corona
 Invasivo, + complicazioni + infezioni
 dentro l'oro + corona su 1 impianto
 materiali: - Ti, zinnico, monocristallo di zaffiro, rivestimenti in C TURBOSTRATICO

② a radice (vite o cilindro)
 - iniezione di oro
 ricostruzione completa del dente
 materiali: • Zinnico (vecchio)
 • Ti 6Al 4V o Ti PURO

impianto + corona

2) SINGLE ABGE
 impianto unico con parte interna osteointegrabile e parte esterna trans-mucosale su cui mettere corona (XRAY mostra × caricare o dopo guarigione)

IMPIANTI TRANSORALI

Contravverso il lo spessore dell'osso
 Usati x il osso non può sostenere il carico dell'impianto
 Vnt + tasche o tele + manovre per protea

IMPIANTI SOTTOPERIOSTEI

x cause indicazioni cliniche non permettono nell'osso
 ma lo circondano con geometria a pelle, sotto tessuto
 molle e perioste + peritransmucosa

su mucosa

un po' di osso x a contatto

leshe **coerme** cioè - carbu in stampo compresso
 rivestimento ceramico

★ RESTAURI DENTALI OTTURAZIONI

servono materiali **compositi** come i tessuti duri dei denti:
 combinazione di polimeri, ceramici, metalli

a) **Resine composite**

b) **Cementi vetroionomerici**

c) **Amalgami dentali (AgHg)**

ormai
sostituiti

nerano e ma
 vno due
 caratteristiche
 dell'osso
 (serie HAp)

c) **leghe metalliche con Hg**

b) **matrice polimerica +**

a) **fase inorganica dispersa
 in particelle**

→ **vono reattivo** in bioattivo
 ceramico rilascia ioni x
 polimerizzare
 → fase dispersa di **ceramico**
 in rete in resina monomerica

© Amalgama di Ag

x restauri di denti non vitali

Hg + leghe metalliche (10⁴ μm)

↓
 ussio

↓
 traccio
 prodotti x
 lavorazione al
 tornio

↓
 MISTO
 Particelle sferiche
 ottinte x atomizzazione
 della lega liquida o
 precipitazione
 acqua - Hg

leghe metalliche

composto intermetallico **Ag₃Sn + Cu, Zn**

Ag = elemento principale che fa presa con Hg
 e dona tutte proprietà meccaniche

Sn = favorisce amalgamazione

Cu = migliora carati meccaniche

Zn = aumenta l'espansione di presa
 ma reattiva da controllare

a seconda del contenuto di rame

c.1) **leghe convenzionali < 6%**

c.2) **leghe ad ↑ contenuto di Cu 12/13**

△ L'ambiguità non deve essere confuso con la salute
 xk l'acqua reagisce con lo zinco formando
 $H_2O + Zn \rightarrow ZnO + H_2$ idrogeno = gas che forma zone che
 si espandono = espansione ripetuta dopo qualche gg

P. Meccaniche

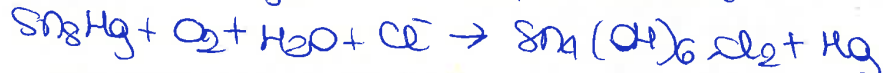
ottenere piana quantità di Hg residuo
 ↓ de Hg o ↑ porosità
 Fragile: nel compressione > nel trazione
 Problema di frattura ai margini x < scorrimento viscoso
 corruzione localizzata

Lo scorrimento viscoso avviene x diffusione
 xk $T_{attiva} = 0,9 T_f \gg T_f$ ambiente

- si muovono le dislocazioni
- lungo le dimensioni dei grani γ_1
- forze anche γ_2
- sn ai bordi di γ_1

espansione termica con coefficiente x 2 del dente

Corrosione: Distacco di γ_2 x cloruri in saliva



gocce di Hg
 al partecipa
 non reagisce
 Ag/Cu
 Ag₃Sn, Cu₃Sn

- infragimento struttura interconnessa
- Hg uscirà
- Hg + fase restata → $\gamma_1 + \gamma_2$ → mescolamento
- frattura ai margini
- espansione

favorevole
 da porosità

forze γ



- NO Hg
- no pessuram. P. meccaniche
- composti del rame non biocompatibili

evacuato Hg:

4/20 µg/giorno in vitro

minore in vivo x autotemperamento della saliva

△ viene evacuato sia durante la realizzazione che durante la sua rimozione x vaporizzazione

(a/b) matrice polimerica

Q) Resine composte 2 tipi /
 porta singolo: polimerizza x luce UV o UV
 2 parte: polimerizza grazie ad un iniziatore

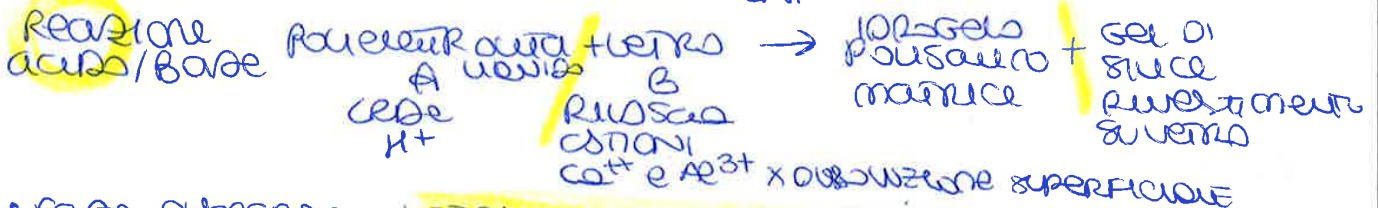
- fase dispersa:

- ceramico: silice, Al₂O₃, vetri biocompatibili (non bioattivi)
- geometria irregolare, sferica o aghetti
- elevata quantità ben dispersa x p. mecc e non eccessiva agitazione / ritiro
- regola e rende uguali di dilatare termica = dente (x scolti 01T)

(b) CEMENTI VETROIONOMERICI (GIC)

matrice polimerica + particelle vetrose reattive che partecipano alla reazione di polimerizzazione forniscano una fonte di ioni metallici di/trivalenti che formano legami trasversali
 non è una vera polimerizzazione e una reticolazione x le macromolecole a sono già e si formano legami trasversali

- matrice polimerica a base di acidi poliacrilici carbonatici
- polvere vetrosa che rilascia ioni



- fase dispersa: vetri arricchiti sui siti con \uparrow numero SiO_4 e AlO_4 unita tetraedrica che se \uparrow Al si carica O^- (\uparrow Al/Si) si bilancia con Na^+ , Ca^{2+}
- matrice: poliacrilici ottenuti x polimerizzazione/scissione di acidi acrilici + addo tartarico x migliore fluidità
- reazioni di presa:
 - reazioni acido/base
 - gli ioni rilasciati dal vetro sono responsabili della formazione di legami trasversali consentendo così la presa

• processo in 3 stadi:

1) dissoluzione / rilascio ioni con \neq cinetica

Da superficie vetro

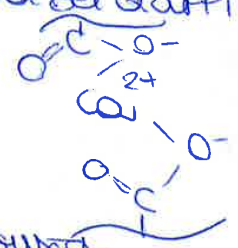
- Ca^{2+} veloce e tanto
- Al^{3+} più lento x trivalente
- F^- rilascio locale bene x protezione

2) inizio presa

Le catene polimeriche si estendono x la repulsione tra cariche negative x la dissoluzione unica dei gruppi carbonatici

Comportamento molto viscoelastico

inizio formazione legami trasv



3) fine presa

in 24h anche Al^{3+} fa legami così + stabile e rigida

struttura finale completa

gel di silice ← non forma la giusta rigida

Pretrose matrice di poliacrilati di calcio e alluminio fluorurati

- proprietà
- legame con così rigido → cambiano le proprietà legami trasv → poco flessibile e fragile
- bene rilascio ioni idrosolubili come ioni fluoruro x anticarie

EFFICACIA CORRELATA A: α Retenzione legata alla corretta tecnica di applicazione

- α
- posizione dente in bocca
 - età paziente
 - perizia operatore

Ricostruzione denti spezzati o loro attacco
 vecchi metodi di ricostruzione con corone in metallo-ceramica
 Ceramica

Si lasciano
 moncone
 o si eunne
 tutto

oro
 GUSCO
 BLANCO
 CO-CR-NI

metalli nobili
 Pt } ↑ T fusione
 Pd
 Sn
 Fe

Ricostruzione PARODONTO (membrana)

Il PARODONTO si degrada x RITIRO GENGIVA e formazione di placca calcificata fino a riassorbimento osseo e perdita dente

Si usano:

- 1) membrane x rigenerazione guidata (NON SWISSER)
- 2) membrane SWISSER
- 3) Biovetri
- 4) HAP e collaio fosfati
- 5) sistemi di ostruzione alveolare

1) GORETEX (PTFE ESPANSO) (anche x pareti secondarie)

Reti x fissare o UTI
 devono essere rimosse riapprendo la gengiva
 devono x limitare la presenza di tessuto fibroso non calcificato come la gengiva x far si che sotto si ricostruisca osso e membrana senza neanche stimolare

↳ osso
 Δ a infezioni
 Δ Tassa porosità

fa entrare i batteri
 non fa entrare i macrofagi

2) Acido polilattico e/o acido poliglicolico
 costi elevati in prodotti non tossici facilmente smaltiti non richiedono l'intervento di rimozione anche integrati con impianti dentari (TWO-STEP)

3) Usati x riempimento di lesioni ossee in granuli che vengono riassorbiti e sostituiti da tessuto osseo
 x tempo lungo → elementi pro-infiammatori antitattici e anti-funz ma almeno dopo l'impianto e inserito su osso vivo che ostacola
 zona rilevata protetta con membrana (granuli sono veicolati da elementi fibrosi come collagene)

5) Ostruzione ossea: azione ossea ostacola vite alimentata ma meno che si riforma l'osso stimolato a ricrescere in un direzione

allungamento ^{superiore} occhio → scarsa diffusione O₂ attraverso lenti
 glucone idrofozo → assunta di idrogel che assorbe H₂O
 mancanza O₂ necessario → formazione di piccole microcisti
 presenza di un tipo di cellule al posto di altre

TIA LENTI

- ≠ diametro < corneai: coprono solo cornea o sue parti: ϕ 7-12mm
- ≠ spessore d < sclerai: coprono anche sclera: ϕ 12-15mm
- ≠ geometrie <
 - potere correttivo
 - materiale usato
 - regioni euroidiche x adattarsi alla curvatura dell'occhio
 - regioni paraboliche

TECNICHE DI LAVORAZIONE

BRIGIDE

Lavorazione al tornio formatura,
 lavorazione con strumenti diamantati
 (PMMA)

Combinano le T

- Stampaggio
- Tornitura
- Membratura a caldo
- Lente già lavorata
- Tornitura
- Tornia computerizzato

di morbide

anche x rotazione o x
 iniezione (SPIN-INJECTION)
 molding

- Centrifugazione
- Componenti iniettati in stampo
 rotante x determinare la
 curvatura
- Poi polimerizzazione e
 lavorazione

- TORNITURA
- si parte da un materiale
 rigido polimerizzato (BOTTONI)
 poi lavorato al tornio su
 entrambe le direzioni/ax
 poi lavorazione e lavorazione
- STAMPAGGIO
- Produzione di stampo e
 controstampo in cui viene
 iniettato il monomero liquido
 poi polimerizza e lavorazione

CAUSE DI DEGRADO:

- depositi salini
- funghi
- inquinanti di ioni metallici
 (effetto ruggine)
- ossidazione = pe
 L'ambiente salino di
 conservazione viene a
 mancare → l'idrogel
 diventa fragile
- adsorbimento di case proteina
 contenute nelle lacrime
- lacerazione (da frabbi)
- sensibilità al PH

Gli idrogel funzionano da brusche
 e assorbono molta H₂O, bene
 x nutrienti e O₂ ma male se e
 in ambiente contaminato
 le lenti sono conservate in un
 ambiente salino ma mescolate con
 in condizioni ottimali x il materiale
 cambia

e batteri
 crescono un biofilm e proliferano in un
 tappeto con + cellule → da batteri
 contaminazione = lente persa

ALTRE CONFEZIONI

- ★ ICRS = anelli intracorneali
Penna
in strano x modifiche geometriche e curvatura cornea
- ★ ICL = lenti implantabili
lente tra iride e cornea

★ VITRECTOMIA e IMPLANTI VITREORETINICI

Corpo vitreo = massa trasparente e gelatinosa
occupa l'intero volume del globo
isolato - trasparente - da forma
- consente il nutrimento
90% H₂O + collagene // + acido ialuronico

↓
PROBLEMI:

- precipitazioni opacifica
- aggregati proteici che compromettono trasparenza
- macchie scure = GRUMMI SANGUE
- RETINOPATIA DISSOCIATA FLUTTER
- distacco retina

VITRECTOMIA = asportazione totale o parziale
con vitrectomia a 3 stadi
Rimozione x aspirazione
Sostituzione con sostanze sintetiche / OVO DI SUCONE
che ripopolano anche retina

IMPLANTI VITREORETINICI = esterni
TECNICA DI BUCKLING SPRINGE DI SUCONE
CHIEDI X BASSISSIMO ADRUSCO A SCLERA
OCCHIO RIDISTRIBUZIONE IL FLUIDO E RICOSENTIVO
ADERENZA RETINICA

★ DISTACCO RETINICA (ASSOCIATA A SOSTITUZIONE CV)

• INIEZIONE DI FLUIDI SUCONICI (POLIIMETILSILOSSANI) ^{POMS}
NELLA CAMERA POSTERIORE DELL'OCCHIO x SPINGERE IN SÙ LA RETINA

ALTRE CONFEZIONI - CORPO P. INTEROC
SOTTO CORNEA
NON SI DEVONO ACCUMULARE I FLUIDI SOTTO LA CORNEA
X LE LORO APERTURE ZELE

• INIEZIONE DI GAS (PERFLUOROPROPANO) x SPINGERE RETINA E IN
FAR FORMARE FLUIDI OGGI UNA Bolla DI GAS CHE GALLEGGIA SOPRA
I FLUIDI

★ GLAUCOMA

NON SI RIESCE A PRELEVARE L'UMORE ACQUOSO CONTENUTO NELLA PARTE
ANTERIORE OLTRE L'IRIDE. IL DRENAGGIO È UN SISTEMA TUBICINATO
CHE DRENAGGA IL LIQUIDO VIA X TUBO BLOWBYSSONARD.

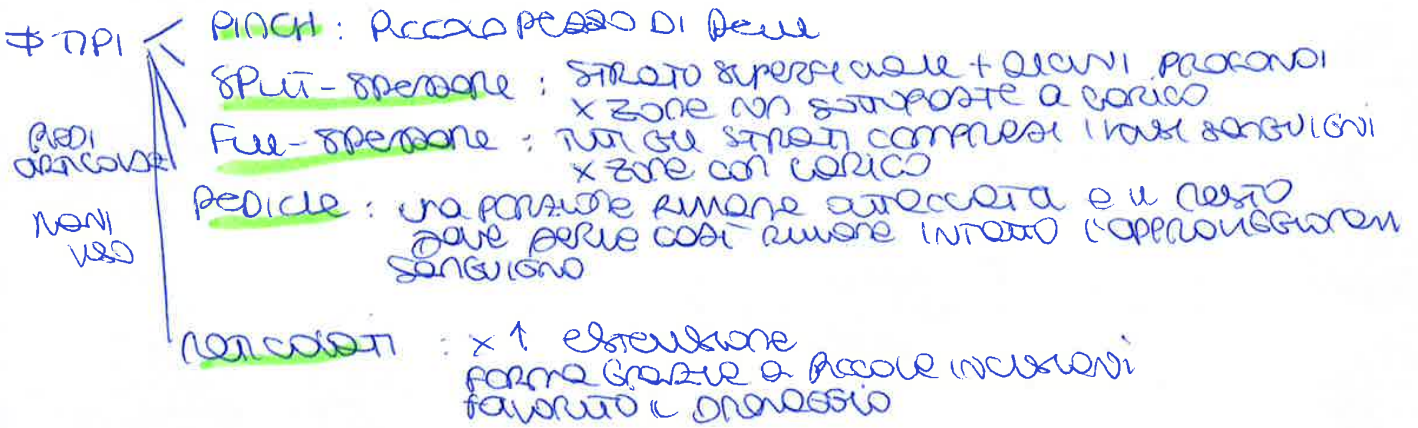
LA PRESSIONE INTRAOCULARE PRODOTTA DAL RIFLESSO UMBILICO
GENERALITO/ELIMINATO ZELE E TENERE COSTANTE. 16/14 mmHg
AUMENTI ACCUMULO E TP

- farmaci
- chirurgia → • TRABECULOTOMIA: x CREARE UN NUOVO CANALE DI
DRENAGGIO VALVOLA STACATA MA
BUSA DI HUP + PENNA + PARTE POSTO DI CONTROLLO
PROTESI ESTETICA DI PENNA ANCHE POSSIBILE VALVOLA IN PLASTICA

L'innesto serve xx fibrosi rinnovabile la parte necrotica e la parte scoperta la ricoperta da tessuti adatti altrimenti il tessuto si organizza in strutture ipertrofiche con stato di tensione, difficoltà movimento pelle, deformazioni zone

☆ innesto auto

la misura di previsione pelle da fatti non permettere come coesa o gueto rigenerazione in 2/3 settimane sopralimentazione x diffusione dei neurotrasmettitori se non ce tessuto necrotico



☆ innesto eteroinnesto

Da cadavere o da animale (banca del sangue) ma solo temporaneo (rigetto) quindi va sostituito con auto solo solo coperture x ricambi e ricambio, infezioni, esaurimento

Proprietà IMPO

- **BARRIERA** - x lacerazione
- **ADERENZA CHIMICA** - x tessuto granulare / x base
- **PERMEABILITÀ** - Permeabile all'umidità x evitare formazione di umidità con velocità flusso $5 \text{ mg} / \text{cm}^2 / \text{h}$ e x consentire la migrazione di fibroblasti
- **Dimensione o mezzo SPERDARE**
 - $S = \frac{r^2}{D \cdot t}$ Distanza / Unità
 - $S \ll 1$ TRP diffusione
 - $S \gg 1$ TRP consumo
- **per meccanica**
 - si misura la tensione normale come $\sigma_{\mu} = 0,45 \alpha (\nu_2 - \nu_1) E$
 - si genera all'interfaccia x E e x l'arricchimento di calcio
 - energia di frattura
 - resistenza a TAGLIO vs suturement
 - resistenza a strappo vs rimozione
- **velocità Biodegradazione** - velocità = con la rigenerazione $t_b/t_n \approx 1$

MATERIALI TEMPORANEI, da sostituire con autoinnesto

- COMPONENTI BASATI SU
MACROMOLECOLE BIOLOGICHE
(PROTEINE)

- COMPONENTI SINTETICI
(POLIMERI)

POLIMETILSILOSSANI - non bio
POLIAMMIDI - no bio
POLIASTERATI - non bio
forms nylon PET-PTFE

POPEPTIDI POSSOMARI
derivati da enzimi
senza prodotti tossici

- COLLAGENE
non
na scarse p. mat
serie reticolazione
molto presenti
serie incorporazione di GAG
suepammucosano

= unche
carene non
amplificate
di unta
disseminazione
loro
gruppi acidi +
gruppi amminici

1) MATERIALI
NATURALI
varianti di
- batteri - RNA
- collagene
e chondrina

ALCO materiale x autoinn
difficile conservare autoinnesti
ANTISEPTICI
trasmissione
generatori inquinamenti

1) MATERIALI
SINTETICI
a) singolo anello
b) 2x strato

2) SINGOLI
- POLIMERI SINGOLI
- 3° GRADO / BATTERI / FASCI / OFF RIMOZIONE
- DA SPUNZARE
- SENZA STERILIZAZIONE
- CELLULOSI
- fragili / poco aderenti / si sciolgono

2) MEMBRANE
- Contro la crescita batterica con porosità
- NO RESIDUI UOUI CON POROSITÀ
- BIOCOMPATIBILI

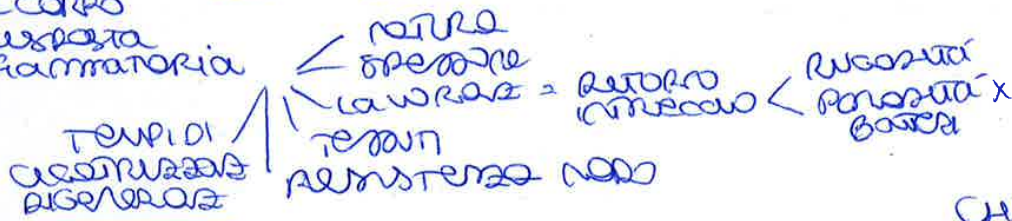
* BIOBRANE de ogni parte che rigenerano e preservano
permeabile x facilitare migrazione cellule
BENTON = Rete nylon poroso intere
esterno sotto = collagene poroso } casuale
esterna sopra = silicone con porosità controllata
x non far entrare batteri ma sintetici
e resolare permeabilità H₂O

forms nylon collagene

* INTEGRA DRT Bistato con parte sotto BIORESORBIBILE
silicone
collagene + autosoluzioni glucani } membrane fibrosi
↓ quasi metop layer creaturali sintetici
↓ applicazione graft alla parte del paciente a cellule epiteliali
(metil / griglia) elaborazione di matrice extracel

* MODERN
tecnica di origine umana percutanea x mantenere la struttura
use la parte proteica di collagene e glucosam (desantigenica)
= impalcatura

Piu - unghesse (50cm)
 Diastri # (numero)
 0,1 - 8
 Cosa accade nel corpo
 = risposta infiammatoria

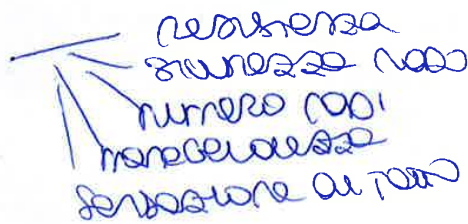


Cups metemulche

Guarnita x chiusura di particolari strutture
 nei cerchi come **accusato, tentonno, tirano**

Chiusure vascolari
 George zone
 su tenton
 calchietti
 no più

scelta
 struttura
 (intorno
 anfrum)



completo messo

Pannono - estraibile
 lavorabile

Sterilizzazione

più sia x penetrazione
 che x commercializzazione

serie x tutti i dispositivi a diretto contatto con i tessuti
 o organismo umano

Prima della sterilizzazione fare una buona camera
 fure, obiettivo disinquinamento x non si vuole vedere più
 batteri morti x usano erodotone → infezioni

La sterilità garantisce:

- non danneggiare il materiale
- garantire sp. sterili
- economica
- facile
- senza
- veloce
- breve tempo di attesa x
 utilizzo prodotto

- camera fure:
 - anticamera x cambiarsi
 - AP x camera e camera fure
 - fure Hepa
- non è richiesto il processo
 ma ogni singolo prodotto
 x le sue caratt. individuali

La serie + metodi:

- **gamma**
- **ET**
- **UV**
- **gas formale**
- **ETO**
- **autoclave**
- **sterilizzazione a freddo**

- l'imballaggio deve
 permettere la sterilizzazione
 e prevenire la ricondizionazione
 - permeabile a aria, vapore,
 - RACCOMANDA
 - impermeabile ai batteri
 - resistente
 - sicuro
 - non contaminante
 - 2x

f) Autoclave

↑ T e ↑ p

camera a pressione e riscaldati a 121°C

numerosi

l'impoverimento in gas e essere gonfiato

indicazione batterico

1 batterio per 10⁶ = 80 / 80000000

oppure aria riscaldata = stufa di secco con aria calda
(t 1/2 TI)

g) Sterilizzazione a freddo

Soluzioni percolate

non è valida

usata subito dopo

immersione poi drenaggio

residui ineliminabili

costi e suoni

~ procedure x laboratori

Sterile liquidi con filtrazione

filtrare x solo poro che lascia non microorganismi, da 0,2 μm
no calore.

Sterile materiali per inalazione

Δ di denaturazione proteina e parti - a delle batteriche
biomolecola o no compatibili col freddo

dopo filtro

prima e poi filtro in condizioni sterili → valutare dopo
sterile a montoni
metto su vetrina
efficacia della
sterile

(senza - butiracide)

DOMANDE BIOMATERIALI

A) Materiali eparinizzati / eparina simili

Materiali emocompatibili carati e tipologie come si può (risuocare l'emocompatibilità)

Un materiale emocompatibile deve poter essere messo a contatto con il sangue senza avulsare sostanze tossiche, senza causare reazioni avverse come trombosi e senza andare incontro ad alcuna alterazione.

Caratteristiche fondamentali della superficie di un materiale emocompatibile sono:

- 1) la **morfologia**: superficie liscia levigata a specchio x materiali liscia x non permettere nessuna adesione (lo stesso x materiali porositati chiusa), se il materiale è a porosità aperta si prevede una "fobbia" temporanea in tutte le immersione nella sup nel sangue
- 2) **tensione superficiale** vicina a 95 erg/cm^2 : si preferiscono materiali + basati suvero superfici + idrofile x c'è sul proposte si costruisce O₂
- 3) **carica elettrica** negativa x ridurre l'endotelio e respingere le cellule sanguigne come le piastrine che sono cariche negative ($pI = 4,8/5$) mentre sulle sup. cariche $\oplus =$ trombogenesi + trombocitica
- 4) imo la **geometria** e il design del materiale x fattori dinamiche che si possono venire a creare come moto turbolento e spazi d'angolo locali, non fisiologici

Le tipologie di materiali emocompatibili sono i seguenti:

- Materiali **ematologicamente biostili**
- Materiali **biocartificiali** - combinano materiali sintetici e una componente biologica attraverso iuventi x ridurre su di alcuni endotelio sono che interagisca positivamente il sangue ferino. Nulmano le pareti naturali del vaso e si può videro a loro volta in:

a) Materiali suanti proprietà che inibiscano la trombina (che serve a fibrinogeno) e sono materiali **eparinizzati o eparina-simili**. L'eparina infatti è una sostanza in grado di legarsi all'antitrombina III, rendendo questo enzima capace a sua volta di legarsi alla trombina x inibire l'effetto di coagulazione. a seconda di come l'eparina aderisce al materiale si possono avere che risultano eparina in situ, o che presentano l'eparina legata in modo reversibile superficie ed hanno perso un'azione + lunga nel tempo. i primi sono sistemi poveri in cui l'eparina è assunta durante la lavorazione o successivamente tramite legame conica (l'eparina è a carati polianionici) o ristretta in un idrogel termoreversibile che coagola a T corporea emalungola. i secondi presentano l'eparina legata in modo covalente al polimero (materie) tramite molecole spaziotrici come PED che la espungono e mantengono la sua attività. nei materiali eparina-simili invece sono inglobati particolari gruppi funzionali con l'eparina) cioè gruppi **solfonici e solfonamidici** che preservano la sua attività x l'enzima antitrombina III, cioè mantengono la sua funzione anche se la molecola non è presente liberamente.

b) Materiali con proprietà anticoagulanti della fibrinogeno

2) Valvole Meccaniche Tipologie / Materiali / confronto con biologiche

Le valvole cardiache che sono utilizzate x 2 patologie: stenosi e insufficienza. una valvola cardiaca dovrebbe: aprire e chiudere passivamente e velocemente, non produrre perdite di pressione cioè non variare non fisiologicamente la pressione e non consentireflussi retrogradi, non deve degradarsi, produrre emboli o generare trombosi a cui è ancorata. infine deve essere radiopaca e disponibile in molte taglie oltre che facile da impiantare.

quanto riguarda le valvole meccaniche, negli anni si sono sviluppate 3 diverse tipologie: valvola a palla / valvola a disco occluso e valvola a 2 emisferi.

a) la valvola a palla è formata da una palla in gomma con solfato di bario x renderla radiopaca in grado di muoversi dentro una gabbia metallica prima in acciaio inox e poi in stent 91, infine è presente un housing ovvero un anello di teflon o carbonio cioè un tessuto x consentire la sutura della valvola.

questa valvola presenta però numerosi problemi: dal punto di vista fluidodinamico, non consente un flusso laminare che è ostacolato dalla valvola a valle producendo turbolenze in cui, oltre ai materiali potenzialmente trombogenici, il movimento della palla produce emboli, x schiaccia i globuli rossi sulla gabbia, le dimensioni e la forma della palla inoltre non le consentono di aprire e chiudere velocemente perfino sempre a rifugi di sangue oltre ad essere ingombrante ed ad ostacolare i portacatteteri e vasi.



b) è stata sostituita dalla valvola a disco occluso, formata da 2 archetti in metallo che sostengono l'occlusore incorporato in grado di basculare x consentire il flusso, come all'housing.

si è ottenuti ottimi miglioramenti sia dal punto di vista fluidodinamico con un flusso + laminare e centralizzato e anche un miglioramento nei materiali utilizzati - il disco infatti è formato dall'erese in resina acetica (perlin ad avere un'ottima lessele in grafite rivestita da carbonio prodotto automaticamente e compatto). mentre gli archetti, prima sabbati e con elevata porosità, di struttura sabbata, sono stati realizzati in un unico pezzo (monoblocco) grazie alla tecnica della macchinazione a vela persa x realizzazione gabbie di acciaio come ti o stent (housing sempre usuali) e stent di questa valvola x- e che consente una buona retrogradi, fa rumore, non è facile da impiantare ed è costosa.



c) l'ultima valvola è formata da 2 emisferi che occludono senza necessità di supporti/archetti x sono inseriti in un housing.

con consentono un flusso centrale e un'ottima quasi perfetta. ma hanno gli stessi svantaggi delle precedenti (e stessi materiali di costruzione).



Di seguito i materiali utilizzati x le valvole meccaniche:

- **acciaio inox** (gabbia 1) (ormai sostituito 91) gabbia 1 mezzo x pezzi temporanei
- **lessele CoCr-Mb** (archetti 2) gabbia 1 usato x componenti che necessitano resistenza ad usura
- **lessele di Ti** ("") usato x componenti che necessitano buona elasticità che si forma
- **carbonio produttivo**: rivestimento essenziale x i materiali in emocompatibili x inerte e molto antitrombogenico
- **grafite** (disco)

③ **Protesi vascolari: classificazione e materiali**

Le protesi vascolari sono dispositivi medici impiantati in modo permanente x ripristinare l'efficacia di un tratto vascolare. Soltanto sono impianti arteriosi dovuti a problematiche come **aneurismi o stenosi** (allargamento arteriale x aumento parete o restringimento arteria x placche). Nel primo caso l'impianto è all'interno dell'aneurisma, nel secondo caso si effettua un **bypass** esterno.

una prima classificazione degli impianti vascolari è dovuta alla dimensione del loro **calibro**, in quanto quelli di piccolo calibro sono più soggetti a problematiche tromboemboliche. Secondo invece i materiali utilizzati le protesi vascolari si classificano in:

• **Biologiche**

- trattate chimicamente
- trattate meccanicamente
- con supporto sintetico

• **Sintetiche**

- PTFE **TEFLON**/Goretex
- PET **DACRON**
- PU (silicone)
- **Bioriparabili** (PLA-PGA)

~6mm

• Le protesi biologiche che non trattate chimicamente sono di provenienza dal paziente stesso come la vena safena o l'arteria mammaria o provenienti da un donatore umano (cave **cadaverici**) come l'agora.

Δ la vena non presenta la stessa struttura e le stesse P. meccaniche di un'arteria e in + possiede delle valve antiriflusso da eliminare.

• Le protesi biologiche che sono trattate invece chimicamente con glutaraldeide sono di provenienza da animale come carotide, arteria mammaria e pericardio bovino (trattamento sale x **antigenizzare**) e anche la vena ombelicale umana.

Per quanto riguarda gli impianti sintetici, i polimeri più utilizzati sono il **TEFLON** e il **DACRON** (polietilene tereftalato).

Il **DACRON** è il **PET** polietilene tereftalato $C_{10}H_8O_4$ viene estruso in filamenti sottili x formare una fibra mf. È **IDROFILO** ha buone P. meccaniche ma non ottimali emocompatibilità, viene perciò rivestito con **carbossim** e utilizzato tessuto o intrecciato (e anche come velure) spesso ≠ caratteristiche di compatibilità nelle ≠ applicazioni.

Il **TEFLON** è il **PTFE** politetrafluoro etilene $(CF_2-CF_2)_n$ e viene anch'esso utilizzato tessuto o intrecciato e (come feltro) è **IDROFOBO**, possiede un basso coeff. d'attrito e autolubrificante ed ha ottima inerzia chimica. Il problema principale è lo **sfaldamento** dovuto all'ossidazione e più utilizzata la forma espansa **Goretex**.

Il **PU** sono dei copolimeri a blocchi sterili da 3 componenti perenti che conferiscono a questa categoria notevole compatibilità. Anche dal punto di vista della lavorazione e dei prodotti ottenibili l'unico vantaggio è che sono molto sensibili all'**ESC** - environmental stress cracking ovvero l'ambiente biologico produce cicche.

L'ultima frontiera sono le protesi **BIORIPARABILI**, in grado di biodegradare e riassorbire, studiate x riparare e mantenere le cellule, se ne sono in grado, ricostruiscono una nuova arteria.

- 1) Drug-coated stents = rivestimenti polimerici ad elosolubilità dove è inserito il farmaco per rilascio \times diffusione
- 2) Biodegradable coat = rivestimenti con farmaco che si degradano nel tempo in modo controllato (copolimeri biodegradabili/altro)
- 3) Stent funzionalizzati (dc) = diamante o carboni attivi a cui si lega il farmaco sfruttando le sue caratteristiche con il farmaco
- 4) Reservoir stent = stent creati con tubolare \times riempire di farmaco a diretto contatto con l'endotelio
- 5) Bio-mimetic coat = costi \times rendere lo stent simile all'ambiente in cui deve stare (2 layer = EGF + (FGF) + fattori H. anti-fibrosi)
- 6) Permanent polymer-free stent surface modification = stent ricoperto in modo consistente di endotelio sintetico (Glycopolit e UP) su cui è applicato il farmaco
- 7) μ -porous stents = tubolare, pori riempiti di polimeri
- 8) n- " " = degradabili con farmaco

↑ efficaci
 ↑ costi
 4 anni tratt. anti-coag (1 anno)

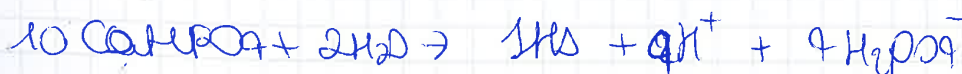
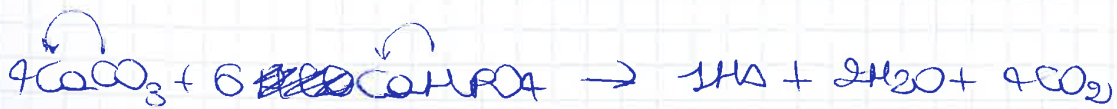
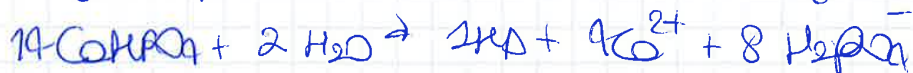
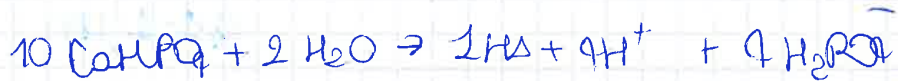
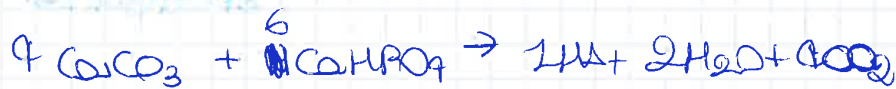
10 microstents \neq cateteri (non hanno azione anti-coagulante)

⑥ Problemi Relativi all'usura delle snodi di una protesi d'anca e come si possono risolvere

USURA

↓
DEBRIS

- ↓
- ossidazione
- PE → USURA
- MET → RILASCIO IONICO



8) BIOMATERIE (METODI IONICI)

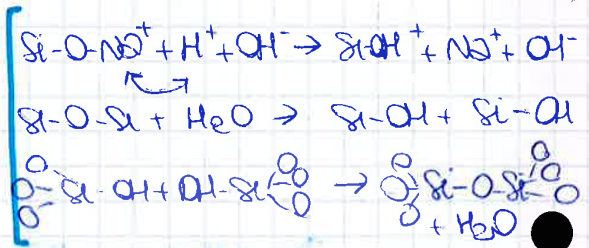
VERI BIOMATERIE: COMPOSIZIONE / MECCANISMO DI BIODEGRADAZIONE e applicazione

I VERI BIOMATERIE O BIOMATERIE HANNO COMPOSIZIONE TRICA FORMATA DA SiO_2 (silice), CaO e Na_2O (ioni modificatori) e P_2O_5 (anione 4 ioni) e LA LORO BIODEGRADAZIONE SI ESPONE IN UNA MODIFICA DELLA SUPERFICIE CHE RISPONDE AL CONTATTO CON FLUIDI BIOLOGICI e LA COMPLETA INTEGRAZIONE COL TESSUTO CALVICIATO e non. (OSTEOINTEGRAZIONE)

IL PRIMO BIOMATERIE È STATO IL **BIOGLASS**, IL SUO MECCANISMO DI BIODEGRADAZIONE È STATO ESPULSATO DA **HENCH**. LA COMPOSIZIONE DI QUESTO BIOMATERIE È SiO_2 (45%), CaO (24%), Na_2O (24%), P_2O_5 (6%) CON PERCENTUALI IN PESO.

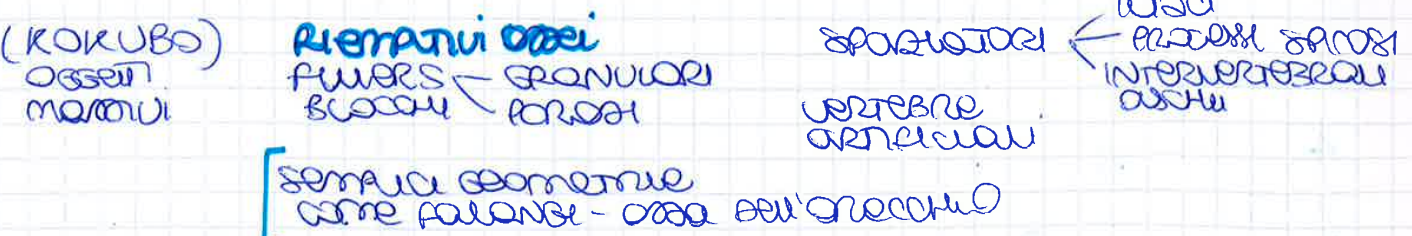
IL MECCANISMO DI BIODEGRADAZIONE PROPOSTO CONSISTE DI 7 FASI:

- 1) IL VETRO A CONTATTO CON SBF (IN VITRO) O COL FLUIDO BIOLOGICO (IN VIVO) HA INIZIALMENTE UN RAPIDO SCAMBIO IONICO DOVUTO ALLA **DIFFUSIONE**: PERCHÉ IONI Na^+ e Ca^{2+} SCAMBIANO CON IONI H^+ , H_3O^+ DELLA SOLUZIONE, CHE PERDURANO IL SUO PH
- 2) A QUESTO PUNTO SI HA LA PERDITA DI SILICE SOLUBILE NELLA FORMA $Si(OH)_4$ A CAUSA DELLA ROTURA DEL LEGAME $Si-O-Si$ ALL'INTERFACCIA SI HA LA FORMAZIONE DI **SILANOLI** $Si-OH$.
- 3) QUESTI SILANOLI **CONDENSANO** TRA LORO CON LA PERDITA DI ACQUA ANDO CRISTALLIZANDO UNO STRATO DI **GEL DI SILICE** = STRUTTURA AMORFA RICCA DI SILICE E MOLTO IDRATATA
- 4) QUESTO STRATO ASSORBE SPECIE CHIMICHE QUALI Ca^{2+} e PO_4^{3-} DAL FLUIDO CIRCOSTANTE FORMANDO UNO STRATO AMORFO DI CALCIO FOSFATO
- 5) QUESTO STRATO INFINE **CRISTALLIZZA** FORMANDO L'IDROXAPATITE (HA) O IDROSSO CARBONATO APTITE (HA)
- 6) A QUESTO PUNTO SULLA STRATO DI HA SI ASSORBONO PROTEINE e cellule
- 7) azione dei macrofagi
- 8) osteoclasti sono le cellule strutturali
- 9) si differenziano in **OSTEOBLASTI** che non solo generano e cristallizza nuova matrice ossea



IN VITRO VOLE XX' HAPO SI FORMA APO SOLO 483

QUESTO BIOMATERIE È UTILIZZATO COME **PANNEAU** ALL'INTERFACCIA TRA CORONA DEL DENTE e TESSUTI ESTERNI MAI DOPO IL RITIRO DELLA GENGIVA.



Riparativi ossei / Ricostruzione osso nel dentale / Ricostruzione parodontale

▲ Resine 6 categorie

10) PROTESI D'ANCA: TIPOLOGIE E MATERIALI

PROTESI GIUOCOCHIO →

una protesi d'anca deve consentire usuali gradi di libertà, resistere all'usura, alla corrosione ed alla fatica meccanica derivante dagli innumerevoli cicli di carico su e sotto posta, deve essere biocompatibile ed ancorare il corretto movimento. Oggi, alla complessità, non si ricorre però un unico materiale. Xc non sarebbe ass. veritativa ma sono usate le classi di materiali componenti protesi: stelo femorale - testina femorale - coppa acetabolare - (metal back + inserto) - TA di accoppiamenti -

I materiali utilizzati sono per lo più

Metalli

acciaio inox 316L: stelo - testina
 Legh. Co: stelo - testina
 Legh. Ti ^{per il collo}: stelo - ~~testina~~ [fem] - rivestimenti porosi [inserto metal back]
 [TiSi] - rivestimenti ceramici

Ceramiche bianche

Carbonio: xx fase diversa xx - rivestimenti
 Allumina: testina - coppa (inserto)
 Composito Al₂O₃/Zr: testina - coppa (inserto)

Ceramica biosimili

Hap - fosfato calcio: mat. di riempimento - rivestimenti
 Bioattivi: rivestimenti

Polymeri

PMMA: cemento osseo
 UHMWPE: inserto [plastica - farena]

metal back
inserto: m, c, p
testina: m, c
stelo: m

Esistono ≠ TA di protesi:

- in base al **funzionamento** della protesi si dividono in:
 - cementate o non cementate se è presente un materiale di riempimento o se sono a diretto contatto con il tessuto (+ tempo x stabilizzata primaria)
 - su stelo: cementazione CoCr e acciaio, no Ti
 - il metal back: si cementa o no
 - protesi ibrida

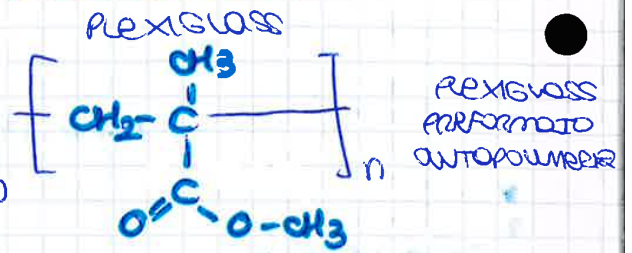
fem: m
inserto: p
TiSi: m

(cemento in) PMMA

- in base al tipo / al numero di componenti / elementi protesizzati
 - artroprotesi = totale
 - endoprotesi = si sostituisce solo la parte femorale che andrà a articolarsi con la cotile del paziente. data x pazienti anziani x natura collo femorale x pazienti giovani xx sono + attivi → usura
- in base alla testina
 - chirurgia = tradizionale
 - biloculare = endoprotesi (no coppa acetabolare) la testina femorale è incassata in una coppa che a sua volta si muove creando un 2° movimento (testina fatta di 2 parti)
- protesi di rivestimento: non è presente lo stelo femorale ma solo una coppa articolata sul femore e la coppa acetabolare in metallo, ceramica abata x pazienti giovani x non sacrificare osso

12) **PMMA**: Usi / Principali campi di applicazione e caratteristiche

Il polimetilmetacrilato è una **resina acrilica** con formula di struttura che si ottiene x addizione radicalica dell'estere metilico dell'acido metacrilico. È idrofobo a catena lineare, vetroso a T ambiente, trasparente, inerte, e rigido, ha un basso modulo elastico e non è biattivo.



È utilizzato x lenti intraoculari e x lenti a contatto, x dispositivi ortopedici come cementi ossei o protesi temporanee o nell'ambito della cranioplastica (ed anche come materiale dentistico)

a) come **cemento osseo** è fondamentale x stabilizzare la protesi riempendo i vuoti tra l'impianto e l'osso x trasmettere i carichi. In questo caso si utilizza il **PMMA autopolimerizzante** dove 2 componenti sono miscelati a mano ed introdotti in loco durante la presa. I componenti sono x la fase solida: particelle di PMMA prepolimerizzato, l'iniziatore ovvero il perossido di benzouile, l'additivo radicalico, mentre x la fase liquida: monomero usabile (MA), inibitori di polimerizzazione e solventi che decompongono il perossido come un'ammina terziaria (e anche cloroforina). con espansione ossea (blue)
Metacrilato si unisce alla resina di polimerizzazione radicalica, spesso incompleta ed estrofusa, con fine non controllabile. Durante la presa sono importanti 3 parametri: t_s, t_p, T_{max}
 $E = 2,5 \text{ GPa} / \geq \text{FRABUE} / \text{TEBE} \uparrow \text{V} \text{ succedea} / \text{umidità fatica } \sigma = 5/25 \text{ MPa}$
x Risorse: • Precurazione us o centrifug • 2 fasi = composti • Preinvestimento
utilizzate anche **sferre** caricate di antibiotico x infezioni post-impianto.
oppure lenti **protesi** temporanee/preformate e imbutite di anti x revisione da infezione

b) x **lenti a contatto rigide** GAS IMPERMEABILI all'O₂ (secondo fase) ma sulla superficie **biocompatibile** p. otiche (velocità di crescita) x **lenti intraoculari rigide** che necessitano dell'intervento di rimozione del cristallino residuo. Problema di fissazione del monomero che portano a reazione infiammatoria.
- **anemici** intraoculare
- **BUSO** x impianti oculari + **GUSO** esterno estetico

c) **CRANIOPLASTICA**
PMMA **premodellato** = modellamento preoperatorio sulla base di uno stampo del difetto da colmare tramite tecnica **masking** x difetti estetici (x Acciaio difetti la Resina Po' essere preparata anche in sala operatoria). Mentre quest'ultima presenta molti difetti (è sterile x i cementi) la protesi custom made (ottenuta grazie ad uno stampo x stereolitografia) ha il vantaggio di non presentare zone, meglio x le prestazioni meccaniche, incastrarsi adeguatamente nel difetto facendo ottenere un ottimo risultato estetico ed ha l'indubbia **Diinterferenza**.

d) ?