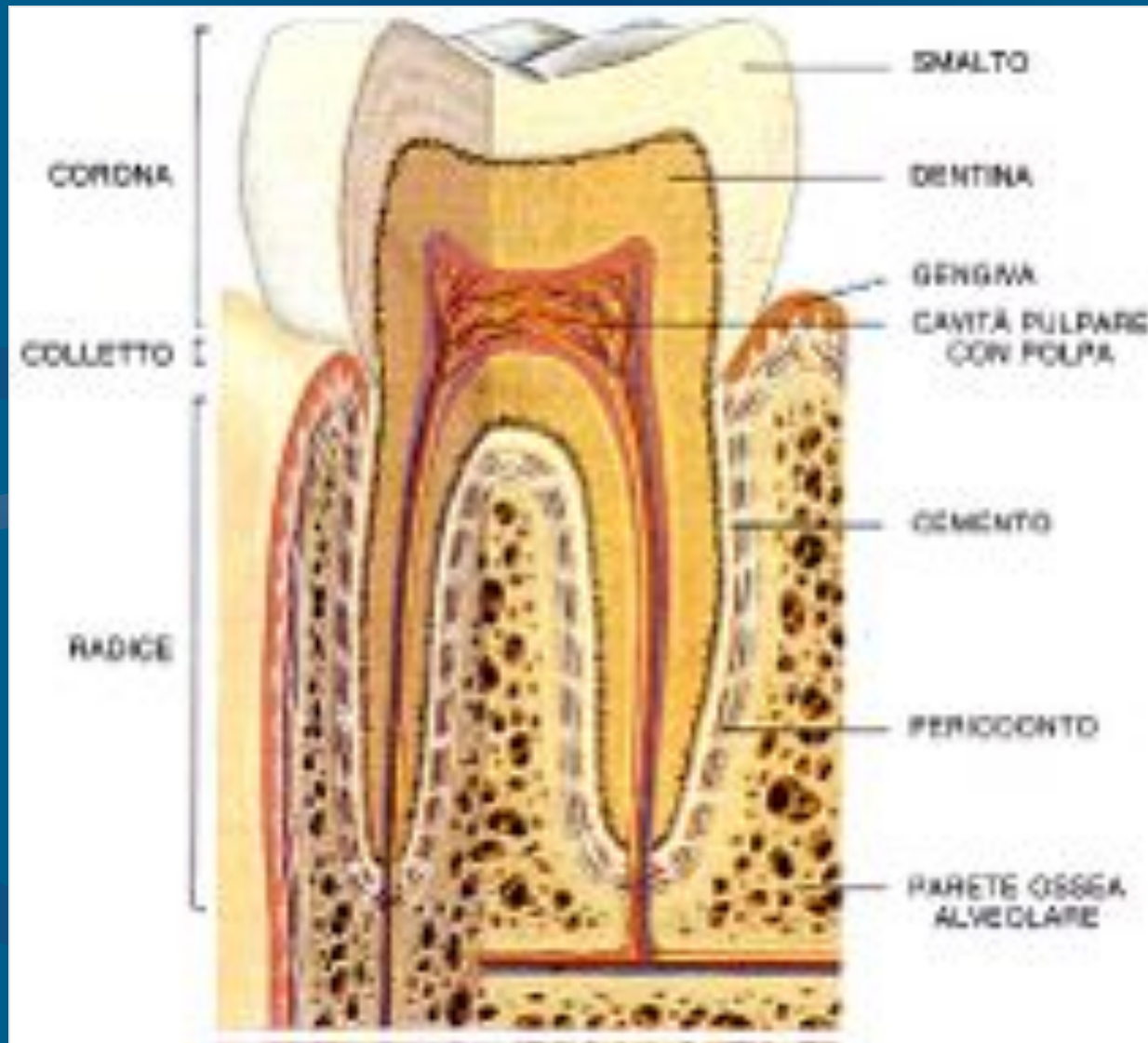


IMPIANTI DENTALI

STRUTTURA di un ELEMENTO DENTALE



La perdita di un elemento dentale può essere determinata da:

- CARIE AVANZATA
- MALATTIE DEGENERATIVE PARADONTALI
- TRAUMI



perdita della piena funzione
masticatoria

compromissione dell'aspetto
estetico

RICOSTRUZIONE TRADIZIONALE



Il principale vantaggio di un impianto dentale è la possibilità di dare fondamenta stabili per la ricostruzione della protesi, di non compromettere i denti adiacenti e di preservare l'osso mascellare.

Con i metodi tradizionali, per fissare un ponte occorre limare i denti adiacenti sani, preparandoli all'inserimento di una corona o un ponte dei quali svolgeranno la funzione portante. La sostanza dentale asportata va in tal caso irrimediabilmente perduta

METODOLOGIA INNOVATIVA

Restaurazione Protesica con Impianti

L' impianto dentale sostituisce la radice del dente andata perduta e funziona da pilastro per la corona implantare. Non è necessario asportare la sostanza sana dei denti adiacenti



Impianto dentale

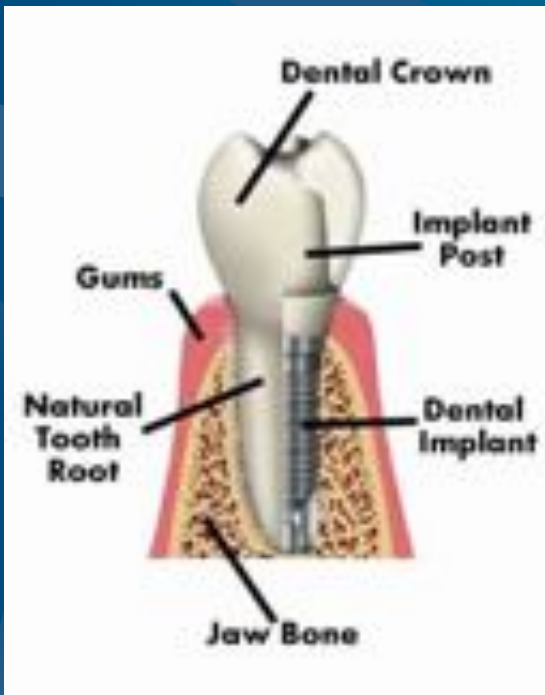
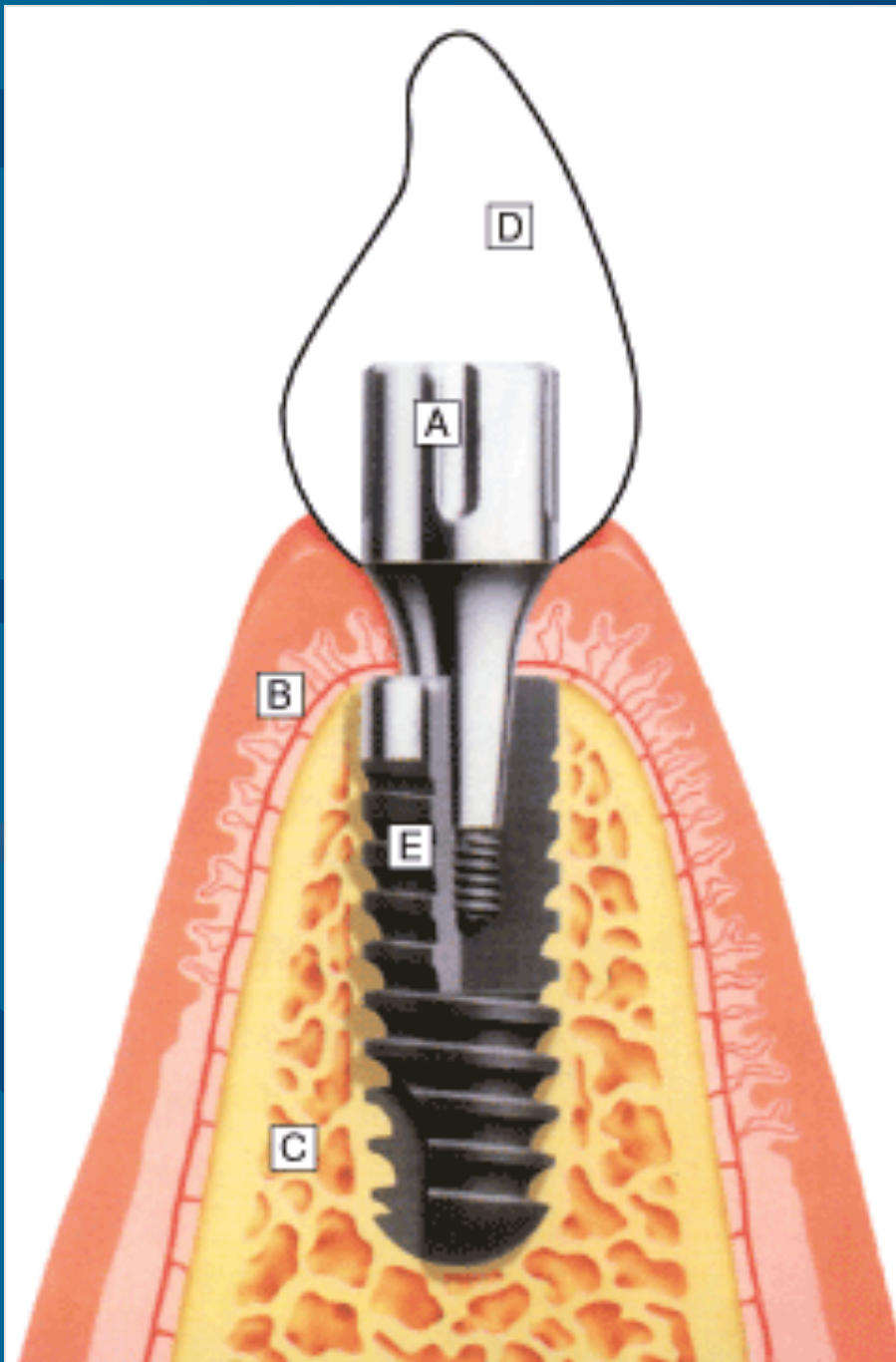
A - attacco di fissaggio

B - gengiva

C - osso mandibolare

D - nuova corona dentale

E - impianto dentale



FASI dell' INTERVENTO 1/2

L'intervento chirurgico viene effettuato ambulatorialmente in anestesia locale.



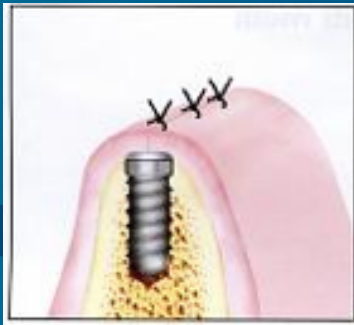
Si procede alla preparazione del sito implantare incidendo a tutto spessore i tessuti molli.



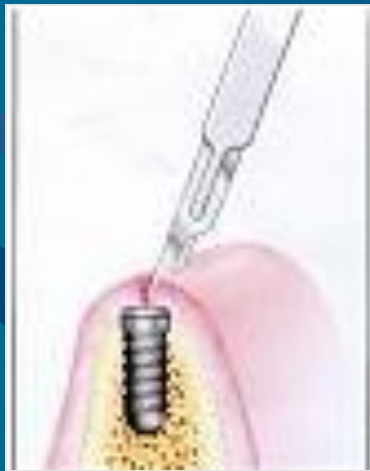
Si scollano i lembi gengivali per accedere alla cresta ossea e con una fresa si va a forare l'osso fino ad avere un sito la cui lunghezza e diametro a seconda della zona dove operiamo e delle condizioni locali.

FASI dell' INTERVENTO 2/2

Si inserisce la vite e poi si procede al riposizionamento dei lembi con la sutura

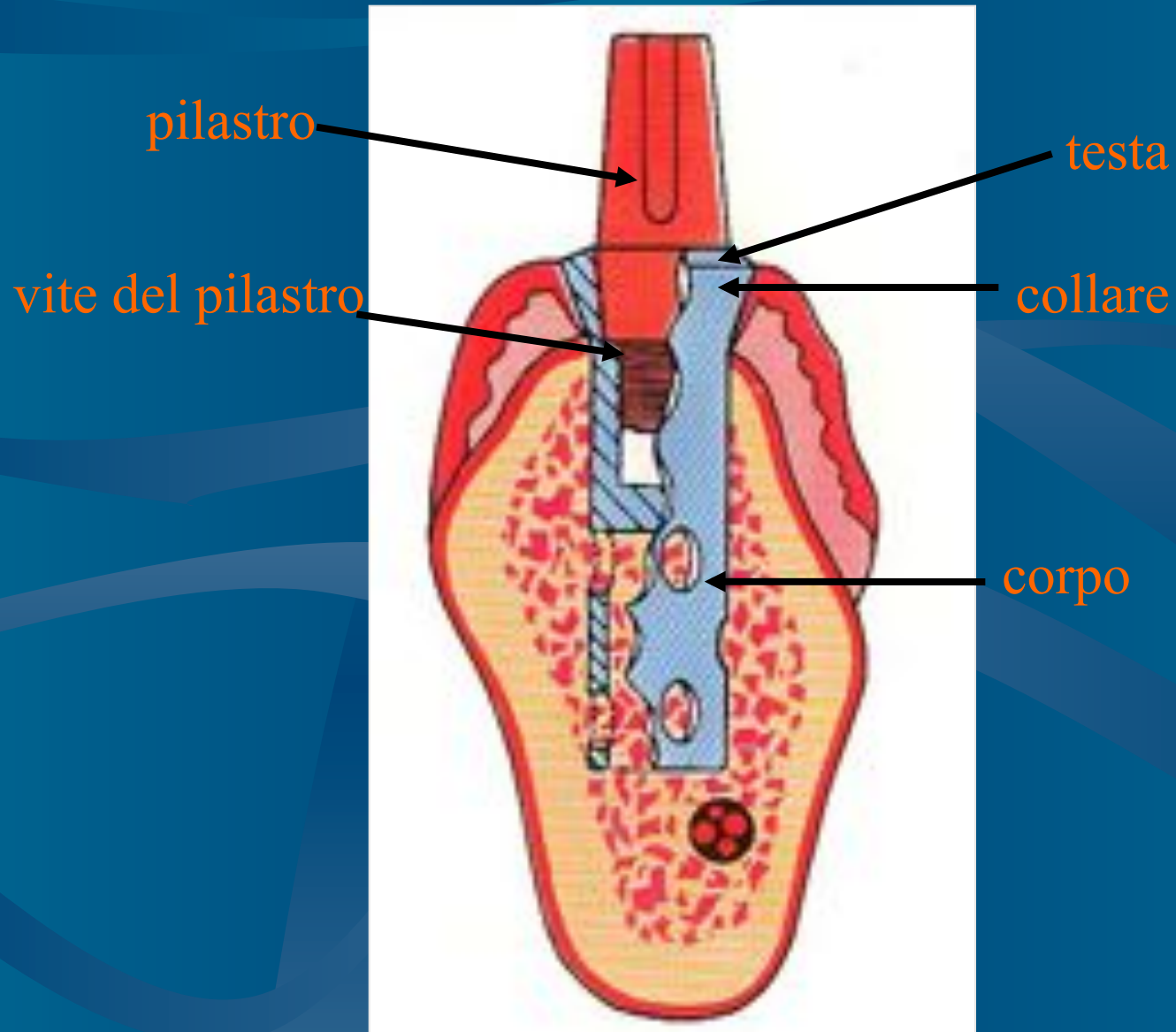


Nel postoperatorio il paziente sta assolutamente bene e può condurre la normale attività lavorativa. Dopo circa due settimane i tessuti molli sono guariti. Si attende un periodo di 4-5 mesi affinché avvenga l'integrazione dell'impianto nell'osso.



Trascorso questo periodo di tempo, il paziente ritornerà dal dentista e si procede ad una piccola incisione sulla gengiva per esporre la testa dell' impianto sul quale verrà avvitato un moncone metallico come supporto per i vari tipi di protesi. Dal momento dell' inserimento della vite nell'osso e per sempre il paziente dovrà mantenere un regime igienico ed alimentare rigoroso. Il rispetto di piccole norme è necessario per la sopravvivenza dell'impianto

COMPONENTI DEL SISTEMA IMPLANTOLOGICO



IMPIANTI OSSEI

Per **IMPIANTO** o **CORPO IMPLANTARE** si intende quella parte della protesi dentale che viene ancorata nella mascella o nella mandibola.

Questa tecnica ricostruttiva di denti mancanti trova crescente utilizzazione nella pratica clinica, in quanto l' impianto può costituire l' elemento portante di un singolo dente, di ponti e anche di protesi complete.

Il successo clinico in implantologia dipende da numerosi fattori, strettamente interconnessi, quali:

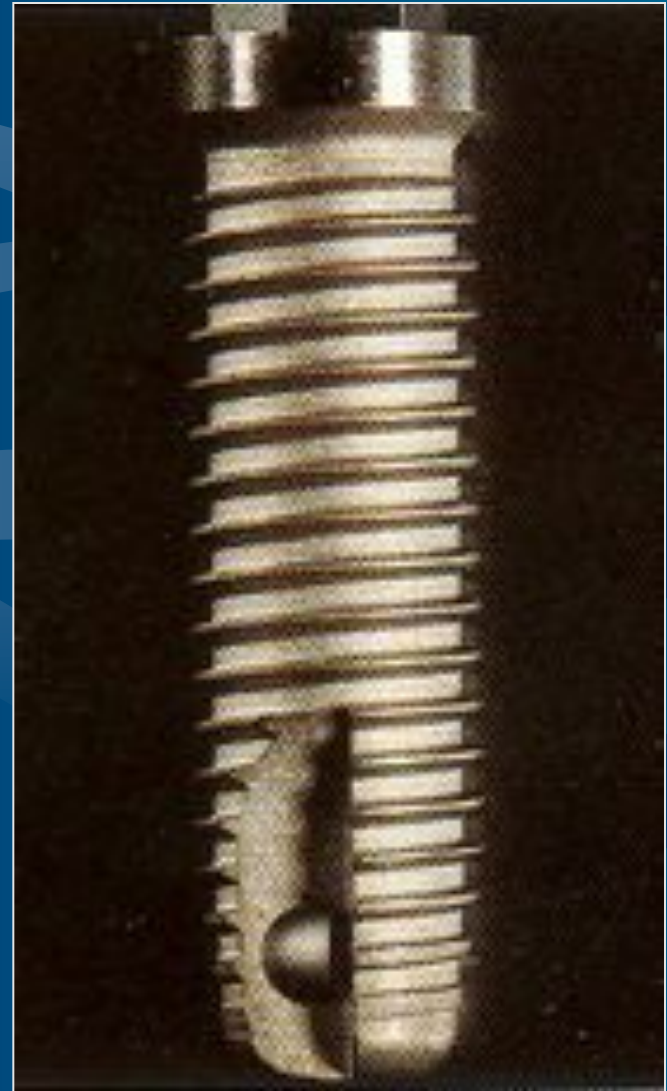
- la tipologia dell' impianto (forma, struttura della superficie)
- la natura dei materiali impiegati
- le interazioni tra impianto e tessuto osseo, legate ai fenomeni che avvengono all' interfaccia.

IMPIANTI OSSEI

IMPIANTO CILINDRICO



IMPIANTO A VITE



IMPIANTI OSSEI

IMPIANTI MONOFASICI



Sono impianti **MONOPEZZO**: la parte endossea ed il pilastro, che emerge nella cavità orale, sono confezionati in un unico pezzo.

MONOFASE significa che l' impianto ed il pilastro, proprio perché consistono in un unico pezzo, vengono inseriti in un unico intervento. Il più delle volte viene effettuato, nell' arco di 24 ore, un bloccaggio con barre preparato in laboratorio.

IMPIANTI OSSEI

IMPIANTI BIFASICI

Negli impianti BIFASICI o a DUE PEZZI si possono conciliare ottimamente la struttura del pilastro con le esigenze di una protesica individuale di ponti e corone.



Inoltre viene garantita una fase di guarigione priva di carico funzionale. Gli impianti sono isolati e, di norma, dopo un periodo di guarigione di 3 fino a 6 mesi, avviene un ancoraggio osseo diretto, la cosiddetta **OSTEOINTEGRAZIONE.**

IMPIANTI OSSEI

IMPIANTI a CORPO CAVO

Sono cavi e perforati.

VANTAGGI

- minore volume dell' impianto nella zona d' ancoraggio
- superficie d' ancoraggio dell' impianto più estesa (esterna ed interna)
- rigidità dell' impianto abbastanza vicina a quella ossea
- agevolazione del processo biologico di osteointegrazione
- diminuzione della tensione tra osso ed impianto

SVANTAGGI

Maggior rischio di infezioni perimplantari



IMPIANTI OSSEI

IMPIANTI a CORPO PIENO

Sono compatti nell'interno;
si ottiene comunque una buona
osteointegrazione.

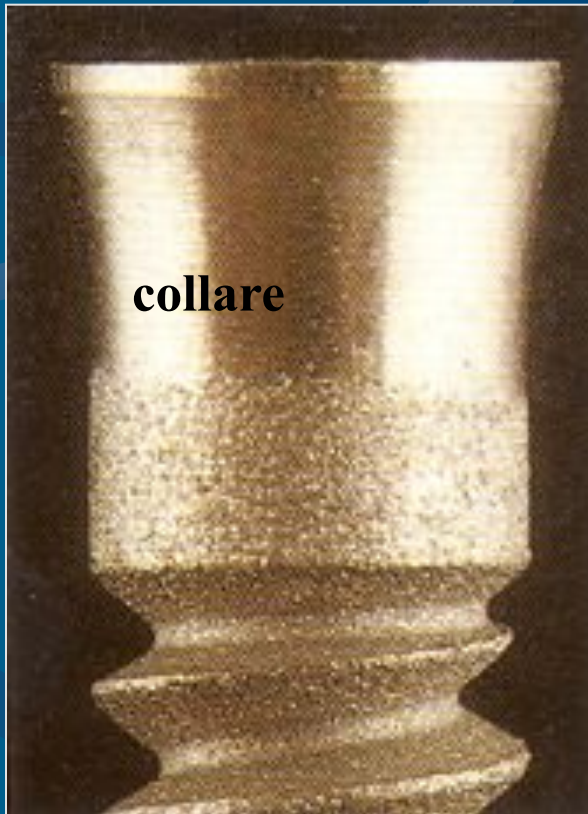
In alcuni casi, è possibile osservare
una voluta perforazione nella base.



COMPONENTI DEL SISTEMA IMPLANTOLOGICO

COLLARE

E' ben pronunciato solo negli impianti monofasici; esso costituisce la zona transgengivale posta al di sopra della cresta ossea. Per evitare il deposito di placca è necessaria una **lucidatura a specchio**.



COMPONENTI DEL SISTEMA IMPLANTOLOGICO

TESTA

La testa dell' impianto è sempre la parte coronale dell' impianto stesso attraverso la quale avviene il collegamento con il pilastro. Normalmente ha una geometria esagonale; ciò preclude i movimenti intorno ad un asse di rotazione.

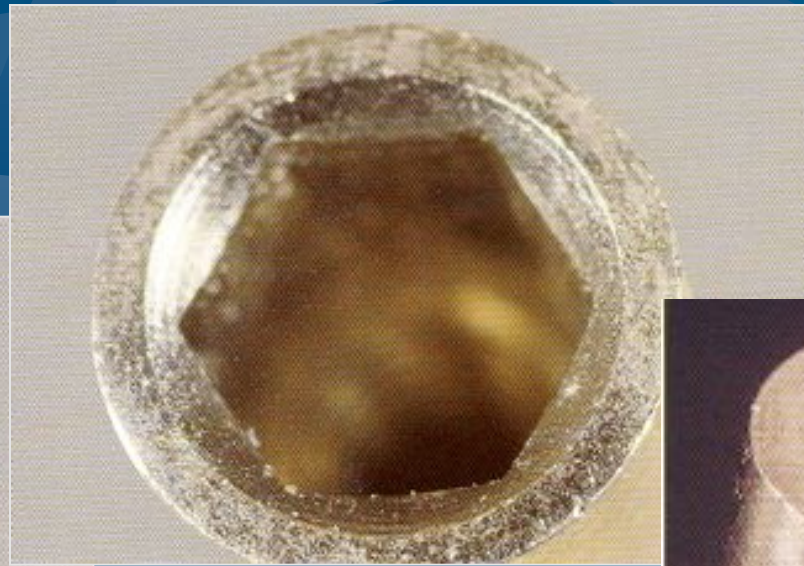


Fig. 55 Testa d'impianto con protezione antirotazione ottagonale

IMPIANTI OSSEI



Fig. 69 L'impianto a vite Screw-Vent con esagono interno

IMPIANTI OSSEI

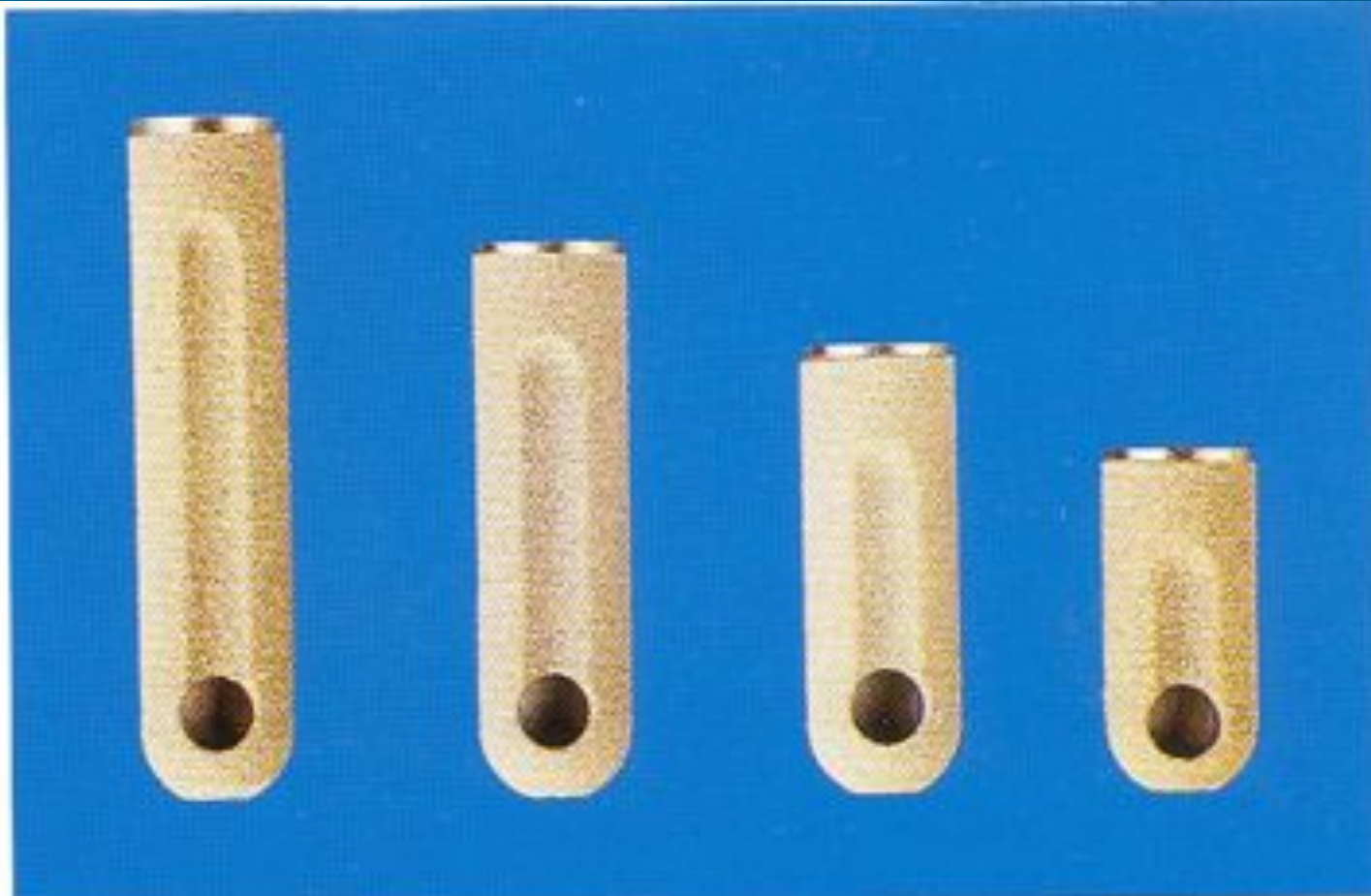


Fig. 70 L'impianto cilindrico Bio-Vent con esagono interno

IMPIANTI OSSEI



Fig. 71 L'impianto cilindrico scanalato Micro-Vent anch'esso con esagono interno

IMPIANTI OSSEI

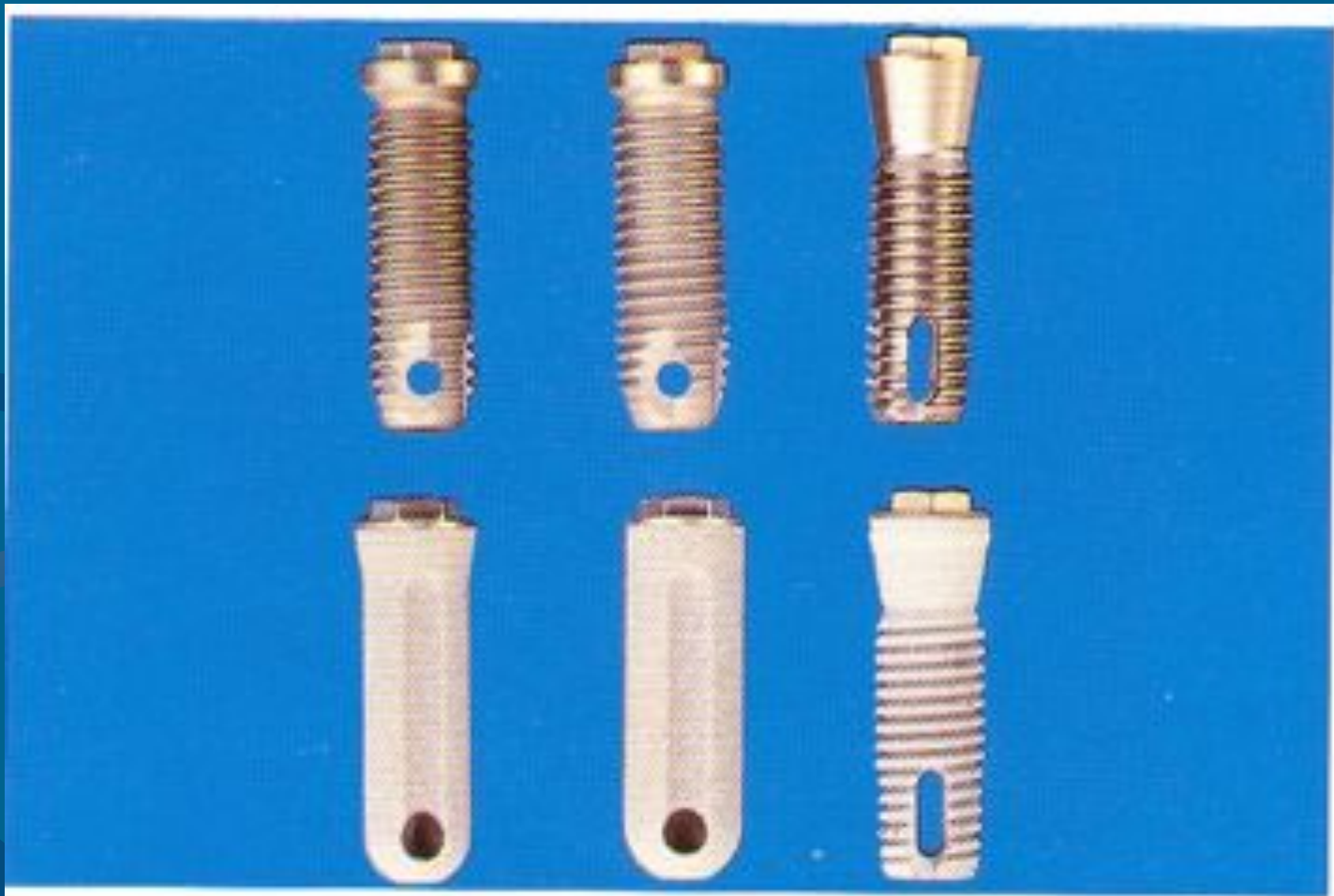


Fig. 68 L'impianto a vite Swede-Vent e l'impianto cilindrico Bio-Vent X, con i rispettivi esagoni esterni

COMPONENTI DEL SISTEMA IMPLANTOLOGICO

PILASTRO

Il pilastro implantare è quella parte del sistema implantologico a due fasi che viene fissato sulla testa dell'impianto. Il pilastro nella cavità orale viene:

- Inglobato direttamente nel restauro
- Utilizzato come elemento di congiunzione fra impianto e restauro (corona artificiale)

COMPONENTI DEL SISTEMA IMPLANTOLOGICO

Il criterio più importante nella scelta del pilastro è la quantità di osso a disposizione, spesso insufficiente, in questi casi la sistemica può offrire :

- Pilastri preangolati con diverse angolazioni
- Pilastri di lunghezze diverse

COMPONENTI DEL SISTEMA IMPLANTOLOGICO



Fig. 59 Pilastro preangolato cementabile



Fig. 73 Pilastri complementari in versione diritta e preangolata

Tipologie di pilastro preangolato

COMPONENTI DEL SISTEMA IMPLANTOLOGICO

Il fissaggio del pilastro deve garantire:

- Sicurezza antirotazionale
- Assenza di fessure (unione ermetica contro i batteri)
- Garanzia di stabilità meccanica permanente
- Il pilastro può essere cementato sulla testa dell' impianto



Fig. 58 Pilastro dritto cementabile Calcitek

COMPONENTI DEL SISTEMA IMPLANTOLOGICO

- Il pilastro può essere avvitato sulla testa dell' impianto (pilastro monopezzo)



Fig. 73 Pilastrini complementari in versione diritta e preangolata

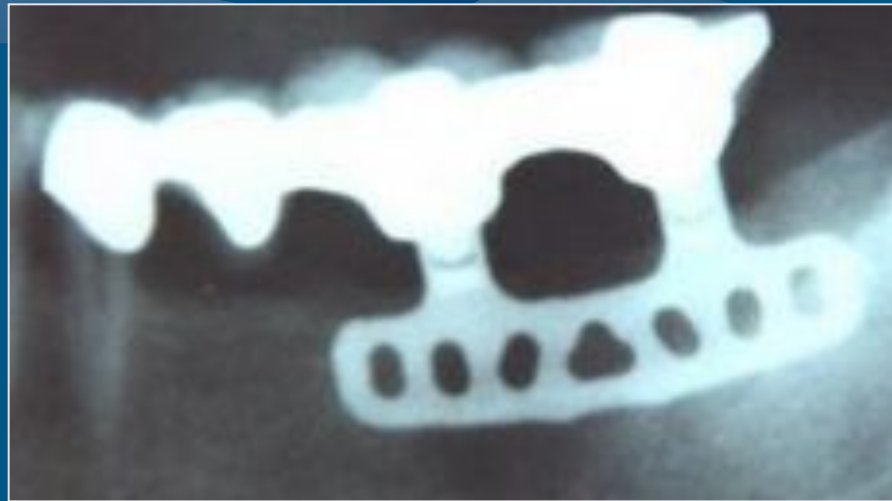


Fig. 74 Pilastrini complementari conici ...

Se la testa dell' impianto è provvista di un dispositivo antirotazionale viene impiegata una vite separata per unire pilastro ed impianto

IMPIANTI ENDOSSEI a LAMA

- Sono utilizzati quando lo spessore dell'osso è insufficiente, ma si ha una adeguata profondità. Questi impianti sono costituiti da una fixture metallica piatta, che è inserita all'interno dell'osso.



IMPIANTI SUB - PERIOSTEI

- Sono utilizzati quando la larghezza e la profondità dell'osso non sono tali da consentire l'inserimento di perni endossei
- Sono progettati per essere inseriti sulla parte superiore dell'osso, sempre sotto la gengiva.



MATERIALI IMPIEGATI

Nell'implantologia vengono impiegati esclusivamente materiali alloplastici. I materiali alloplastici sono sostanze estranee come:

- **METALLI** (titanio puro, leghe di titanio, leghe CoCr, etc.)
- **CERAMICHE** (ceramiche d'ossido d'alluminio, ceramiche di calciofosfato)
- **MATERIALI COMPOSITI** (titanio + idrossiapatite, Al_2O_3 + idrossiapatite)

MATERIALI IMPIEGATI

Qualunque sia il materiale dell' impianto esso deve soddisfare i seguenti requisiti:

- Biocompatibilità, ossia presentare molto bassa: la tossicità intrinseca, l' attività infiammatoria a lungo termine e l' immunogenicità
- Struttura superficiale che promuova l' adesione delle cellule del tessuto adiacente ed impedisca movimenti relativi all' interfaccia
- Biofunzionalità, ossia avere resistenza meccanica adatta a sopportare le sollecitazioni imposte
- Resistenza alla corrosione, per mantenere le proprietà meccaniche ed evitare dissipazione del materiale nei tessuti circostanti e nell' organismo umano
- Bioadesione: fra impianto e tessuti circostanti si devono instaurare legami elettrostatici, chimici, meccanici o loro combinazioni, i quali, dopo un appropriato periodo di guarigione, evitino l' incapsulamento fibroso dell' impianto.
- Prevenzione dell' adesione batterica e/o facilitazione della distruzione dei batteri

MATERIALI IMPIEGATI

Alcuni metalli e loro leghe con biocompatibilità, durezza, rigidità, resistenza meccanica ed alla corrosione, adeguate all'ambiente altamente corrosivo del cavo orale ed ai notevoli sforzi che si esercitano sulla sezione trasversale dei denti, trovano oggi impiego in odontoiatria tra questi il più utilizzato è il **TITANIO**.

TITANIO e LEGHE di TITANIO

Il TITANIO è altamente biocompatibile; ha elevata affinità per l'ossigeno e può formare uno strato superficiale sottile di ossido (TiO_2) estremamente compatto e resistente. L'ossidazione superficiale passiva il materiale rendendolo molto resistente alla corrosione.

Inoltre, mentre la maggior parte dei metalli migra sotto forma di ioni positivi dalla superficie di una lega in un elettrolita, il titanio forma rapidamente un idrossido, Ti(OH)_4 stabile.

Altre caratteristiche positive del titanio sono la conducibilità termica di $22 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$, vicina a quella dello smalto dei denti e molto minore di quella delle leghe auree e delle leghe cromo-cobalto, e la capacità di non provocare variazioni gustative.

TITANIO e LEGHE di TITANIO

MODULO ELASTICO	CARICO di SNERVAMENTO	CARICO di ROTTURA	ALLUNGAMENTO
117.000 MPa	400 – 500 MPa	490 – 650 MPa	20 – 30 %

TITANIO e LEGHE di TITANIO

COMPOSIZIONE

In odontoiatria si usa titanio commerciale puro che viene venduto con quattro gradi di purezza: quello di grado 1 è il più puro, quello di grado 4 il meno puro.

Le norme ASTM regolano il contenuto massimo consentito di alcuni elementi critici, per ciascun grado di purezza.

L'ossigeno è il soluto più critico nei confronti delle proprietà meccaniche, a causa della sua capacità di indurre fragilità.

La durezza è un indice sensibile del contenuto di ossigeno nel titanio: limitazioni sulla durezza massima accettabile dovrebbero essere presenti nelle specifiche del titanio.

Altri elementi che impartiscono fragilità sono azoto e carbonio ed è importante controllare l'effetto cumulativo di ossigeno, azoto e carbonio durante le operazioni di fusione.

BIOCOMPATIBILITA' del TITANIO

-La biocompatibilità del Ti come materiale da impianto è collegata alla proprietà del suo ossido di superficie che ricoprendo l'impianto ne impedisce il diretto contatto tra gli ioni metallici ed il tessuto.

-Lo strato sottile che si forma spontaneamente e rapidamente (circa 5 nm) in aria od in acqua aderisce fortemente al substrato ed è elettricamente inerte, rendendo il titanio e molte sue leghe un materiale molto resistente alla corrosione.

Il titanio può formare diversi ossidi a diversa composizione stechiometrica TiO , Ti_2O_3 , TiO_2 quest'ultima è la forma predominante.

-L'ossidazione termica e l'ossidazione elettrochimica (anodizzazione) sono le due tecniche normalmente utilizzate per aumentare lo spessore dell'ossido nativo.

BIOCOMPATIBILITA' del TITANIO

La tipologia dell'ossido di superficie in particolare la sua **porosità** ed il suo **spessore** influenzano l'assorbimento delle proteine cui segue la crescita cellulare e quindi l'osteointegrazione.

Le superfici ossidate per via elettrochimica si presentano molto più porose ciò favorisce l'assorbimento delle proteine mentre le superfici ossidate termicamente sono caratterizzate da una morfologia non porosa.

Anche lo spessore dell'ossido influisce sul processo di osteointegrazione in quanto correlato con il rilascio ionico del metallo sottostante. Come conseguenza di tale rilascio si verificano effetti negativi locali in quanto la presenza di ioni di Ti o di Al nei tessuti circostanti l'impianto interferisce con la mineralizzazione dell'osso, ed si osservano effetti sistemici quali effetti carcinogenici, metabolici ed immunologici.

-E' stata verificata una significativa diminuzione di dissoluzione ionica (corrosione) del metallo sottostante all'aumentare dello spessore dell'ossido

RUGOFILIA

- Il fenomeno per mezzo del quale specifiche cellule contattano preferibilmente superfici ruvide è stato dimostrato da Rich ed Harris e prende il nome di "RUGOPHILIA"
- Gli impianti resi ruvidi con sabbia raggiungono un più alto livello di torsione di rimozione e di contatto osso impianto rispetto alle superfici di titanio lavorate a macchina.
- La ruvidità di superficie oscillante tra 1 e 1,5 μm ha una migliore fissazione all'osso di impianti in titanio lavorati a macchina, la cui ruvidità di superficie media varia.

TOPOGRAFIA SUPERFICIALE ed OSTEOINTEGRAZIONE

Sono stati effettuati test di crescita di cellule osteoblastiche su dischi in titanio liscio, rugoso o rivestiti di un coating poroso, è stata osservata una maggiore crescita di collagene ed una maggiore capacità di mineralizzazione delle cellule sui dischi di titanio rugoso e su dischi ricoperti da coating poroso.

Per rendere più rugose e porose le superfici degli impianti vengono utilizzati metodi quali:

ETCHING CHIMICO

SABBIATURA

PLASMA SPRAY

COATING delle SUPERFICI

SABBIATURA

La **SABBIATURA** della superficie del titanio migliora le caratteristiche biomeccaniche dell'impianto.

Anche la stabilità primaria risulta migliorata in impianti a superficie sabbiata, fatto, questo, che contribuisce ad accelerare la velocità di contatto con l'osso. L'aumento di resistenza alle forze interfaciali sembra essere legato all'aumento della superficie disponibile per il contatto osseo, che è funzione del grado di rugosità superficiale.

Alcuni studi in vitro hanno dimostrato che cellule osteoblastiche aderiscono a superfici sabbiate con granuli di circa 100 μm e non su superfici di titanio liscio. Sembra, infatti, che i processi osteogenetici abbiano un inizio più precoce su superfici rugose rispetto al titanio liscio.

I materiali con i quali si realizza la sabbiatura sono il biossido di alluminio o il biossido di titanio

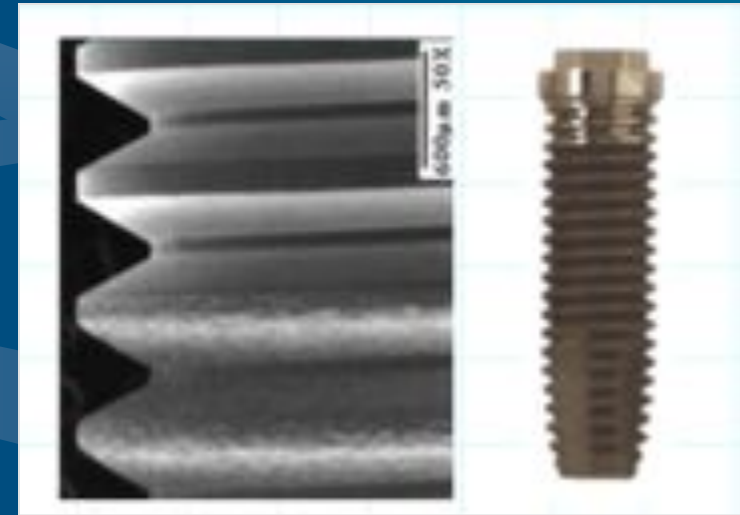
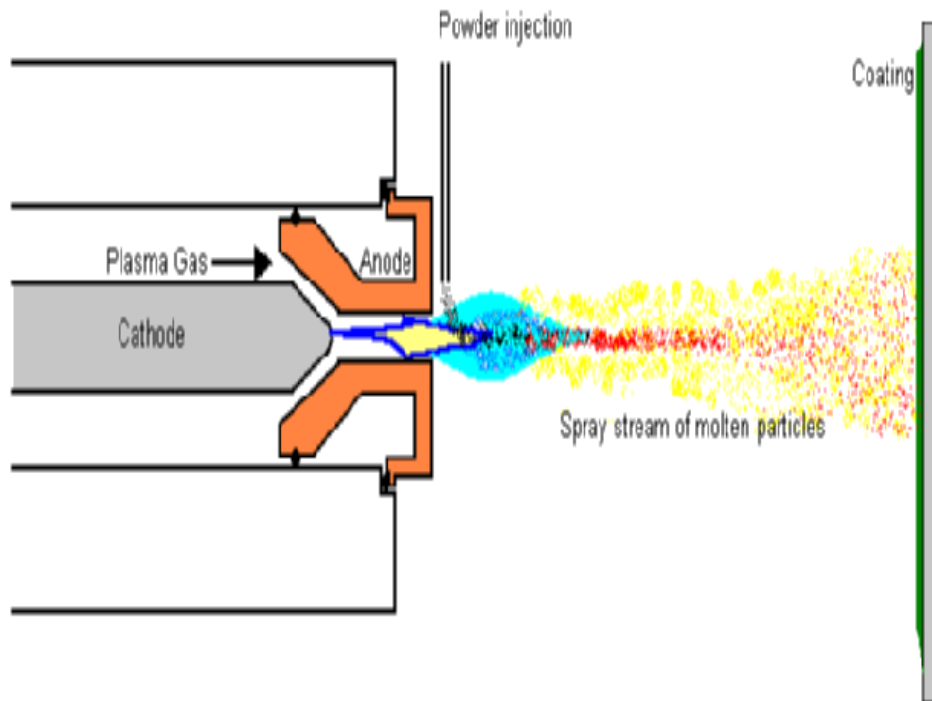




Figura 3.2 : immagine al microscopio elettronico a scansione di un impianto in titanio sabbiato.

PLASMA SPRAY



Il principio di spruzzatura di polvere mediante plasma si basa sull'immissione di un flusso di gas in una camera detta torcia, in cui è innescato un arco elettrico che porta il gas alla temperatura di 10000-30000 K, nel quale sono convogliati mediante flusso gassoso polveri di determinata granulometria che fondono e dopo accelerazione vengono fatte fruire attraverso un ugello e sparate a forza sul substrato da rivestire.

Al momento dell'impatto le particelle cedono al substrato la loro energia termica e cinetica, si deformano per assumere un aspetto lenticolare e solidificano in circa 10 secondi

TITANIO PLASMA - SPRAY

Una delle tecnologie attualmente più utilizzate allo scopo di aumentare la rugosità superficiale degli impianti endossei orali consiste nel rivestimento di cilindri di titanio liscio o filettato con polveri di titanio.

Tale processo si attua mediante un bruciatore al plasma ad arco voltaico che è in grado di elevare la temperatura di un gas nobile o di N_2/H_2 nel quale vengono spruzzate polveri di idruro di titanio con granulometria di 50-100 μm che, grazie alla fusione del loro strato più superficiale, aderiscono al corpo del cilindro sul quale vengono deposte.

Il plasma si produce tra un anodo di rame ed un catodo di tungsteno raffreddati.

Si ottengono, in questo modo, rivestimenti porosi di spessori di circa 50 μm con un aumento della superficie totale disponibile per il legame fino a circa dieci volte.

Numerosi studi hanno dimostrato che la preparazione con plasma spray di titanio, non solo permette di aumentare la superficie disponibile per l'adesione ossea, ma induce l'aumento della quota di superficie implantare che entra in contatto con il tessuto mineralizzato, in comparazione con impianti in titanio liscio.

In termini clinici tali fenomeni si riflettono in un più forte ancoraggio osseo dell'impianto. Studi ultrastrutturali hanno dimostrato che una superficie di titanio plasma spray può entrare in diretto contatto con il tessuto mineralizzato.

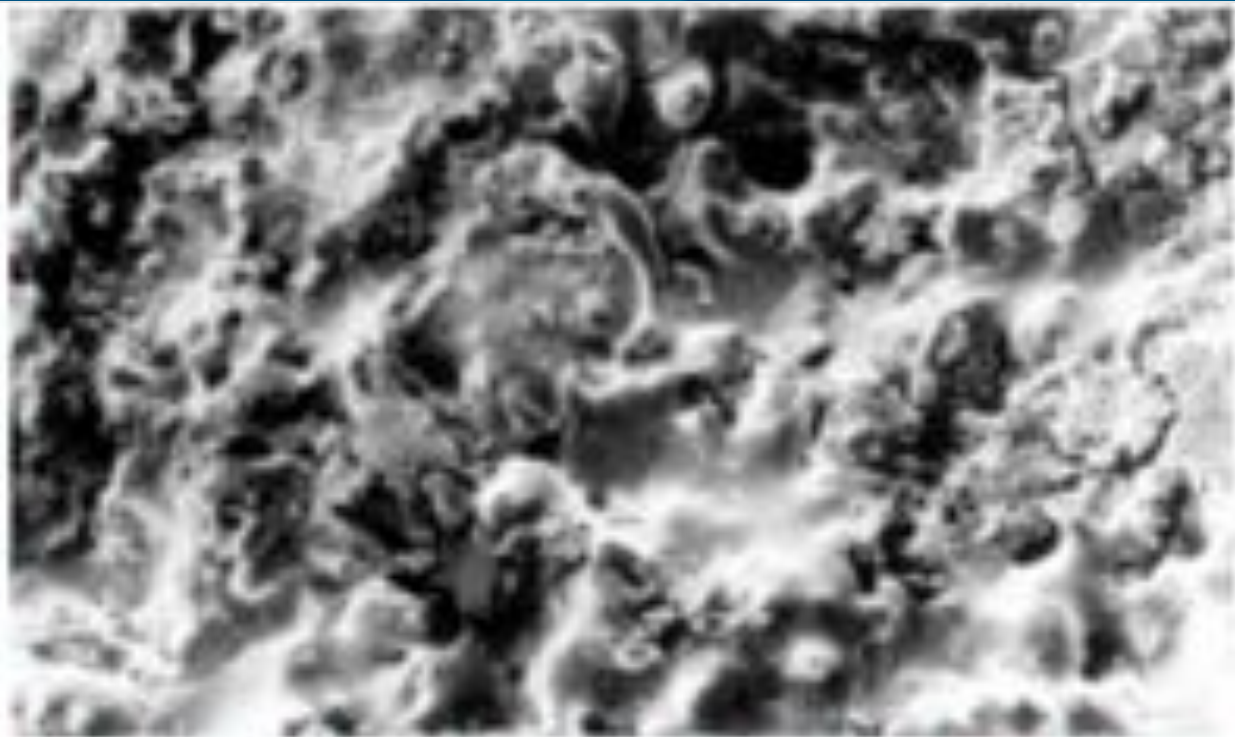


Figura 3.3 : immagine al SEM di un impianto con rivestimento in plasma spray.

IMPIANTI RIVESTITI IN TPS (Titanio Plasma Spray)

- aumentano notevolmente l'area di superficie dell'impianto

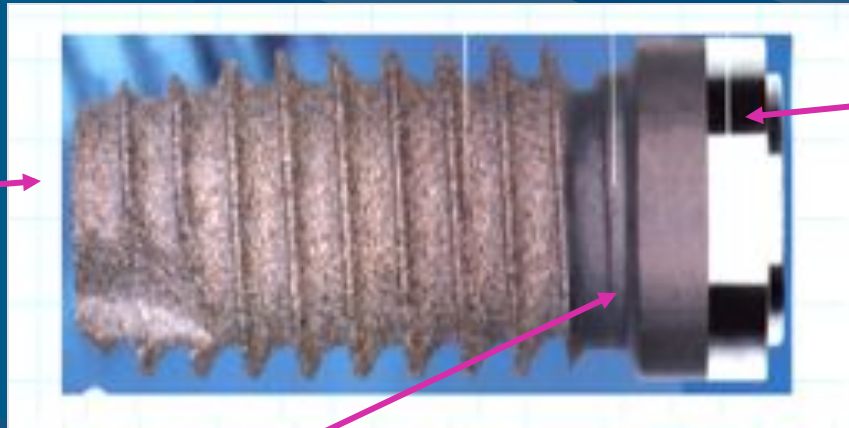
- consentono una integrazione tridimensionale con il tessuto osseo

- presentano eccezionali proprietà di resistenza alla trazione, al taglio e a fatica



Figure 3.11 e 3.12 : particolare SEM della superficie TPS e fotografia di impianto cilindrico rivestito in TPS (Lifecore®).

corpo ricoperto in TiO_2



testa in titanio lucidato per favorire le parti molli

collare sabbaiato

OSTEOINTEGRAZIONE e BIOINTEGRAZIONE

Studi istologici eseguiti su impianti in titanio espianati dall'uomo, dopo un periodo variabile di carico funzionale, e su impianti inseriti nell'animale da esperimento (coniglio, maiale) hanno evidenziato che:

- 1) nella maggior parte degli impianti esaminati l'osso contraeva uno stretto rapporto con la superficie implantare ;
- 2) la struttura dell'osso intorno agli impianti era, nella maggior parte dei casi, di tipo lamellare ;
- 3) a maggior ingrandimento, in alcune zone, era presente uno spazio otticamente vuoto, dello spessore variabile da 1 a 5 mm, mentre in altre porzioni dell'impianto il tessuto mineralizzato terminava direttamente sulla superficie del metallo ;
- 4) molti osteociti erano presenti nell'osso periimplantare, ed in alcuni casi si trovavano interposti tra l'osso mineralizzato e la superficie del metallo;
- 5) spesso i canalicoli osteocitari si dirigevano verso la interfaccia titanio-osso.

Si dice in questo caso che l'impianto è **“OSTEOINTEGRATO”**

Il legame che i materiali «bioattivi», quali i biovetri, le vetroceramiche e le ceramiche di fosfato di calcio, stabiliscono con il tessuto osseo è stato definito «biointegrazione».

- A differenza, infatti, dell'osteointegrazione, i materiali bioattivi si connettono con il tessuto osseo non solo spazialmente, ma anche strutturalmente
- Essi, cioè, stabiliscono un legame chimico con il tessuto osseo che è in grado di resistere alle forze di trazione tangenti la superficie di legame;
- Inoltre i materiali bioattivi sono in grado di raggiungere un iniziale legame osseo in tempi relativamente più brevi rispetto al titanio.

CONCETTI GENERALI sull'IDROSSIAPATITE (HA)

La componente inorganica di tutti i tessuti mineralizzati dell'organismo umano è costituita in grande prevalenza da sali di fosfato di calcio, ed in quantità minore da carbonati di calcio e solfati. In particolare l'idrossiapatite rappresenta rispettivamente il 60-70% ed il 90% del peso dell'osso e dello smalto. Nella idrossiapatite il rapporto tra Ca/P è di 1,67.

PRODUZIONE

Le ceramiche di fosfato di calcio vengono prodotte industrialmente usando polveri chimiche di base sciolte in una soluzione acquosa. Successivamente l'impasto ottenuto viene compattato ad alta pressione e poi sinterizzato ad una temperatura variabile da 1000 a 1300 gradi centigradi. La sinterizzazione consiste in un processo di riscaldamento della polvere con solidificazione della polvere stessa senza però che questa raggiunga la sua temperatura di fusione.

MORFOLOGIA

L' HA è disponibile in una forma densa ed una porosa; in quest'ultima i pori hanno un diametro variabile da 100 a 300 micron e comunicano tra loro.

Le ceramiche sono materiali resistenti alla compressione, ma, come pure lo smalto dentale, sono fragili per cui il loro impiego è limitato di notevole entità.

Tra le due forme di ceramiche, porosa e densa, quelle porose sono molto più fragili di quelle dense.

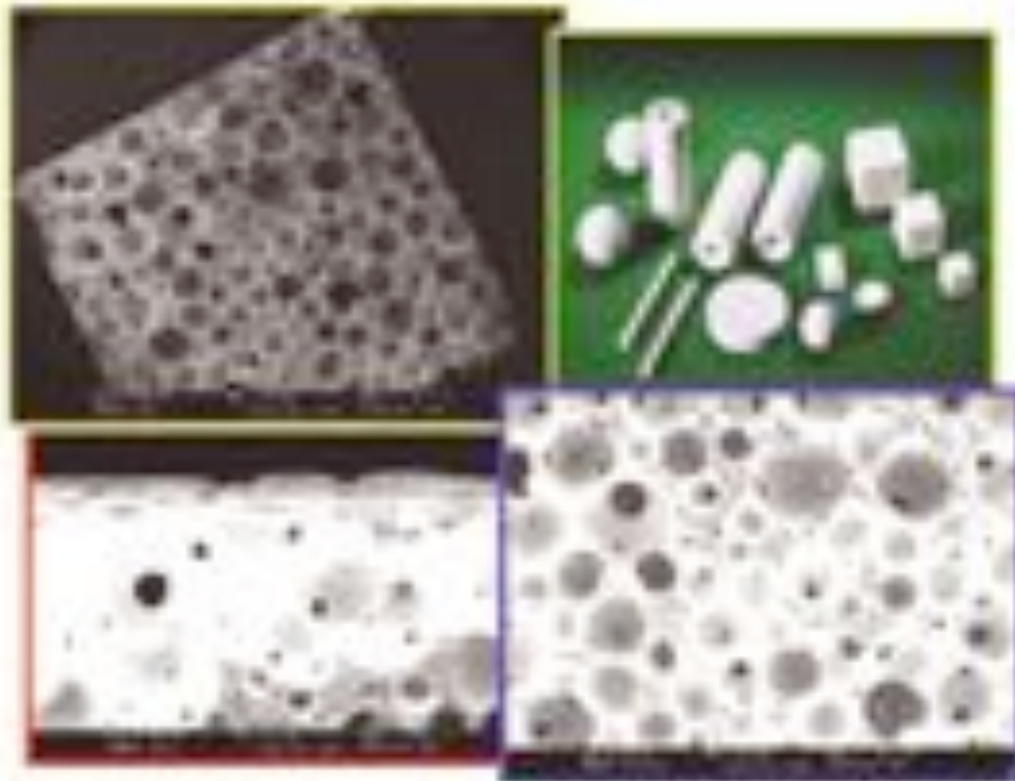
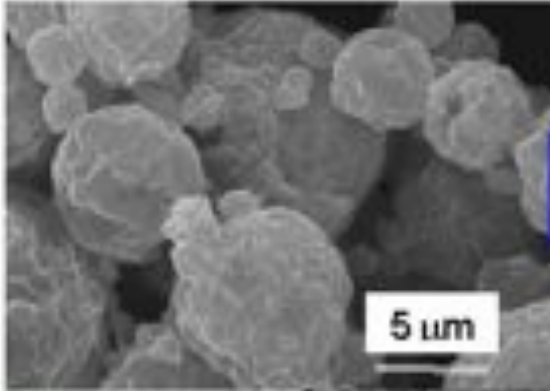
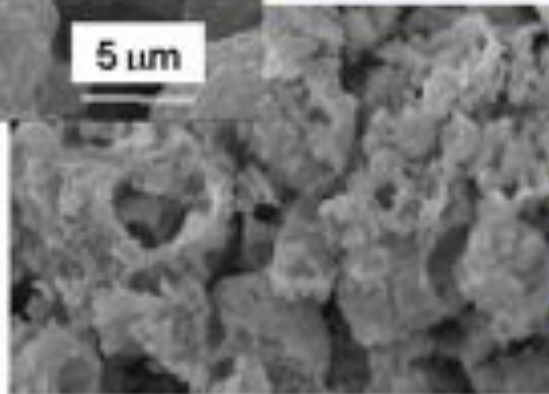


Fig. 1 Macro e micro-morfologia del biomateriale HA.



As sprayed



Calcined at 350°C (1h)

SETTORI di UTILIZZO

L'idrossiapatite è disponibile in commercio sotto diverse forme: polvere granulare o blocchetti preformati che possono assumere qualsiasi forma desiderata.

In forma granulare l'HA viene attualmente utilizzata nella pratica clinica odontoiatrica per la ricostruzione di difetti ossei parodontali, il riempimento di difetti ossei dopo cistectomia, dopo apicectomia, dopo la perdita di impianti dentali, e per l'aumento dello spessore di creste alveolari atrofiche.

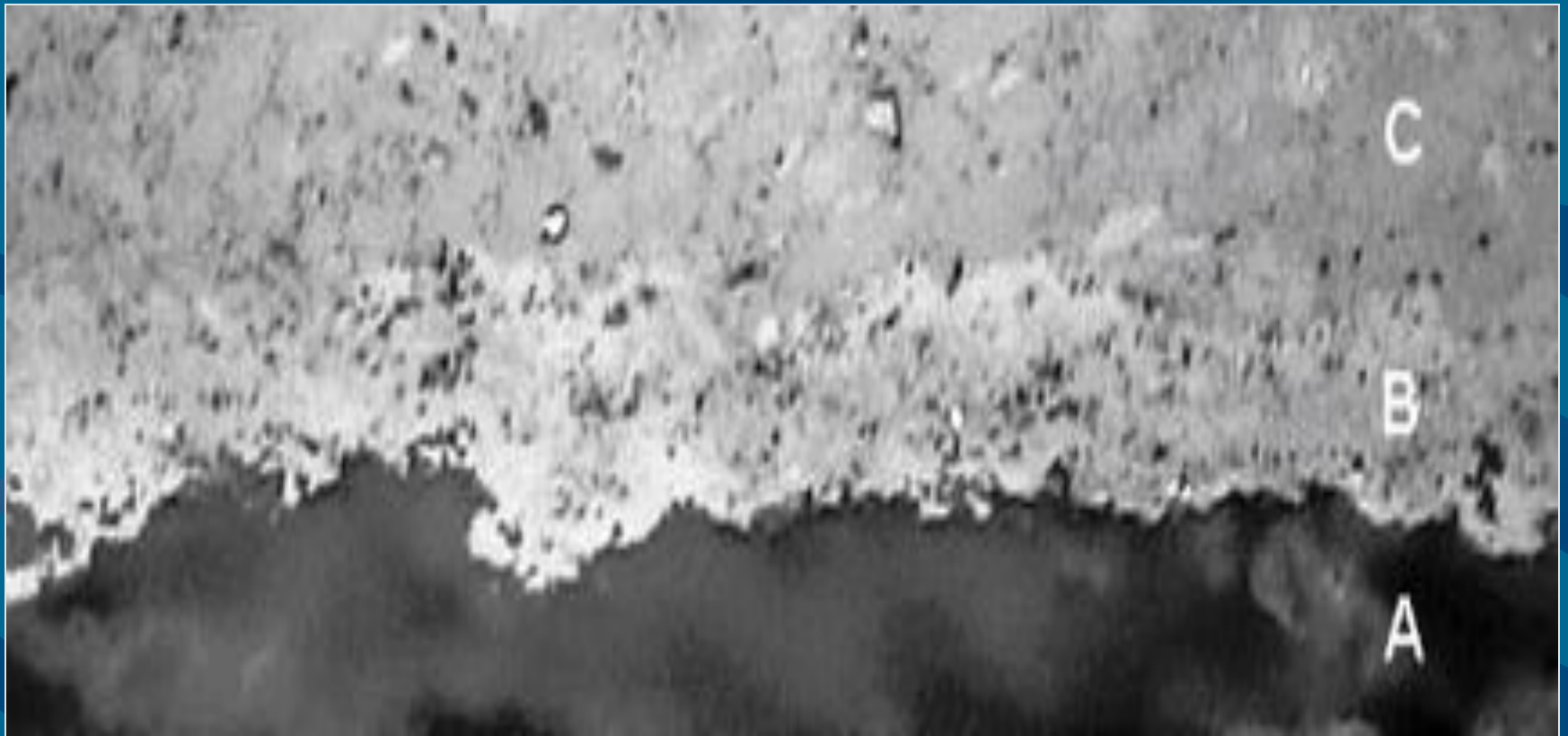
L'HA sotto forma di blocchetti sagomati viene utilizzata, invece, soprattutto in chirurgia maxillofacciale (difetti ossei da traumi, osteotomie riduttive e di stabilizzazione, ricostruzione del massiccio facciale, sostituzioni di porzioni ossee orbitali e mascellari).

Anche i blocchetti, come la polvere granulare, possono inoltre essere utilizzati in chirurgia preprotetica per aumentare lo spessore della cresta alveolare.

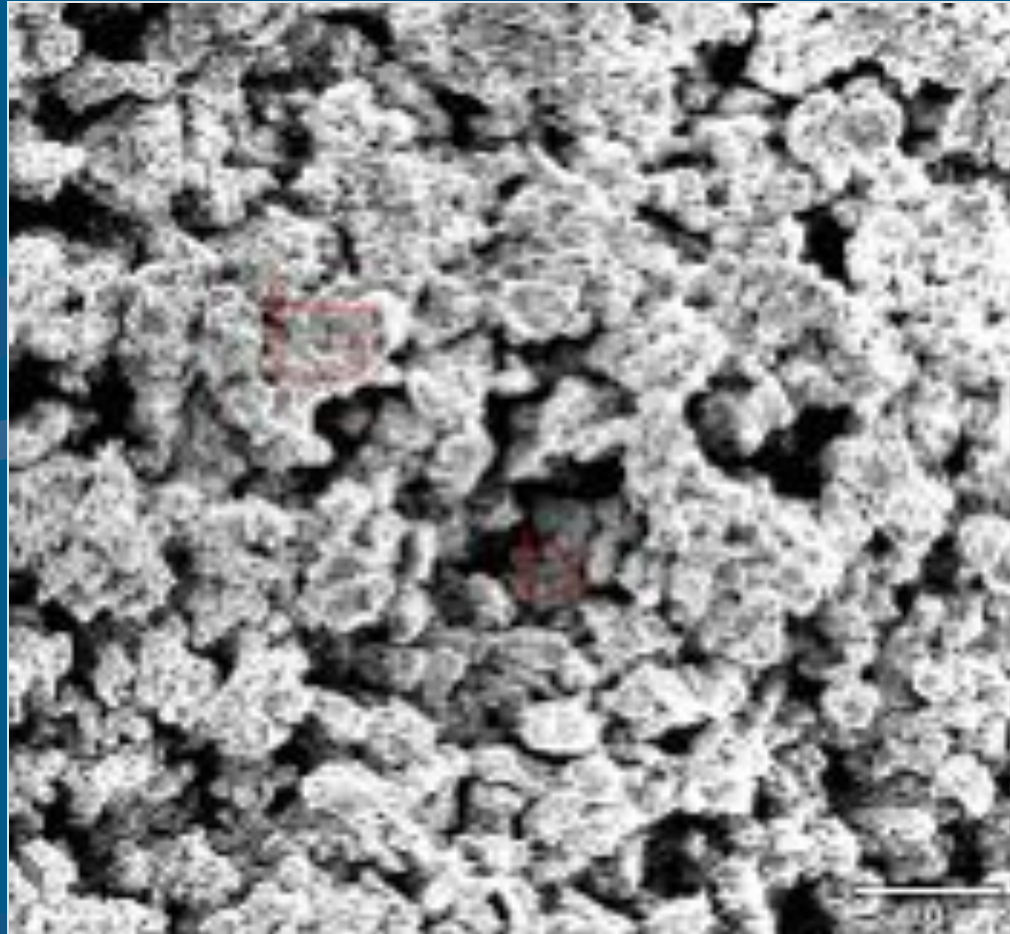
RICOPRIMENTO DI IMPIANTI ENDOOSSEI

- Le ceramiche non hanno sufficiente resistenza agli urti per essere utilizzate come singoli costituenti di impianti dentali.
- Allo scopo di migliorare le scarse proprietà meccaniche delle ceramiche, mantenendone le ottime caratteristiche biologiche, si è pensato di utilizzare il titanio od una delle sue leghe come corpo di impianti la cui superficie fosse rivestita con l'idrossiapatite.
- Il rivestimento esalta la formazione iniziale del tessuto osseo facilitando una più rapida integrazione osso-impianto tramite la formazione di fasci di collagene ed idrossiapatite.
- Per il rivestimento degli impianti si possono impiegare i biovetri e le vetroceramiche

Sezioni di un Rivestimento Microporoso di Idrossiapatite

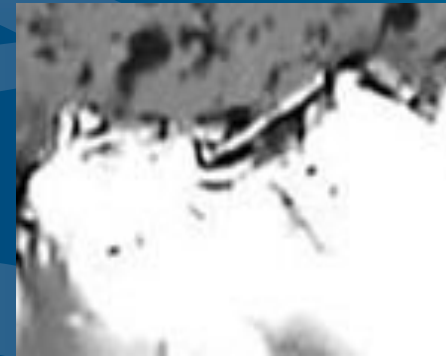
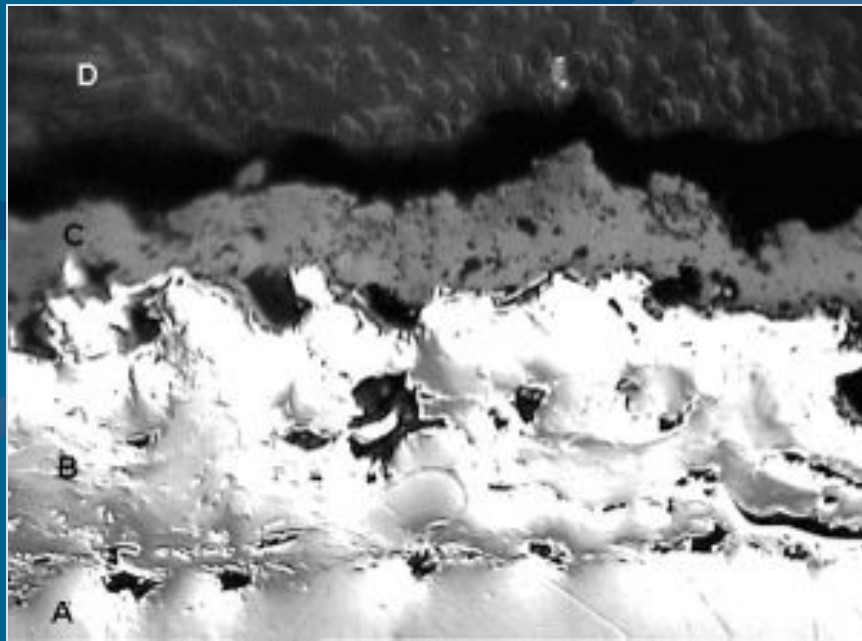


RIVESTIMENTO DI TITANIO POROSO



DOPPI RIVESTIMENTI

titanio ricoperto di idrossiapatite per unire le caratteristiche osteoconduttive dell'HA alla stabilità meccanica del titanio poroso



Sezione di un doppio rivestimento. B è il rivestimento in Titanio, C è il rivestimento in HAP, A è il substrato, D è la resina utilizzata per fissare il campione.

IMPIANTO con RUGOSITA' OTTIMALE

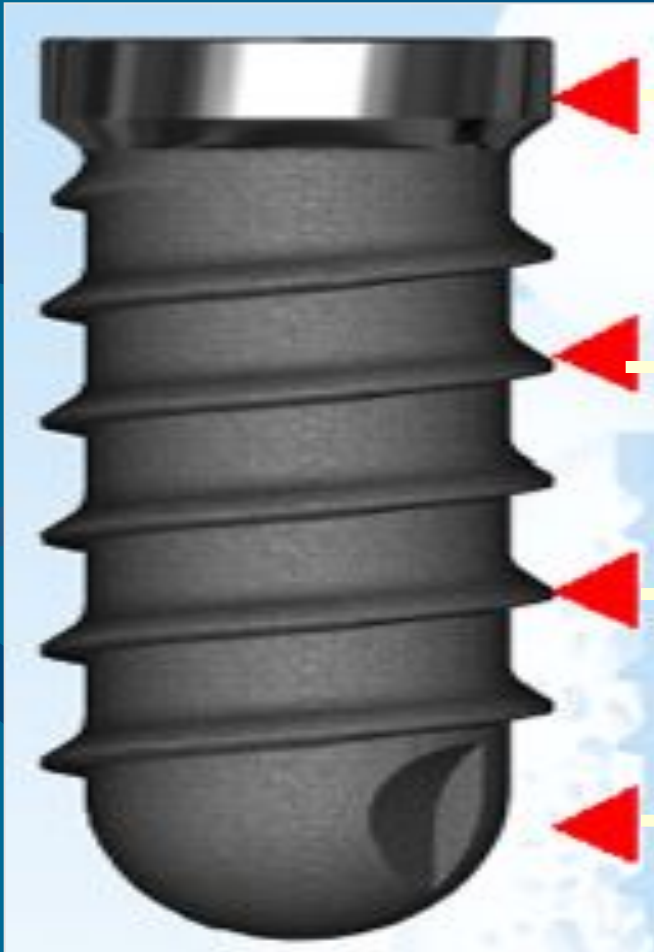
La rugosità del collo ($Ra = 0,5 \mu m$) dell'impianto,

- favorisce l'osteointegrazione corticale
- evita l'accumulo di placca e batteri
- favorisce la copertura permanente da parte dei tessuti molli in zona crestale

La superficie del corpo dell'impianto presenta una superficie ruvida con $Ra = 2,5 \mu m$ che favorisce l'azione degli osteoblasti.

L'apice è arrotondato per minimizzare il trauma osseo.

I due lobi presenti nell'apice favoriscono il ricettacolo del coagulo ed hanno un ruolo determinante nell'aumentare la stabilità secondaria.



ANALISI SUPERFICIALE

Una adeguata caratterizzazione superficiale permette di correlare il successo dell' impianto

(osteointegrazione) alle proprietà di superficie dello stesso.

L' analisi superficiale risulta fondamentale per determinare:

- La composizione chimica di superficie che differisce da quella del bulk dell' impianto per le contaminazioni che si verificano durante il processo di produzione.
- Lo spessore dello strato di ossido determinante per l' adesione delle proteine che può variare per la metodologia utilizzata per sterilizzare l' impianto.

Le metodologie più indicate per la determinazione della composizione chimica di superficie degli impianti sono:

- XPS (**X-ray Photoelectron Spectroscopy**) determinazione delle specie chimiche presenti in superficie e dello spessore dell'ossido
- AES/SAM (**Auger Electron Spectroscopy/ Scanning Auger Spectroscopy**) determinazione delle specie chimiche e e loro distribuzione in superficie ed in profondità
- RBS (**Rutherford Backscattering Spectroscopy**) determinazione dello spessore dell'ossido di superficie
- TEM (**Trasmission Electron Microscopy**) determinazione della morfologia dell'ossido superficiale
- SEM (**Scanning Electron Microscopy**) determinazione della morfologia dell'ossido superficiale

La spettroscopia di fotoemissione mediante raggi X (XPS) è utilizzata per ottenere informazioni sugli elementi e il loro legame chimico, permettendo così di indentificare i diversi composti chimici che si possono avere sulla superficie di un campione.

l' XPS può facilmente distinguere se il fluoro è in forma ionica o covalente.

per molti metalli si può avere la distinzione tra specie ossidata e specie ridotta.

E' una tecnica sensibile allo 0.1% atomico e rivela tutti gli elementi tranne H ed He.

Può essere applicata a tutti i materiali solidi, inclusi isolanti come polimeri e vetri.

Dunque, i principali vantaggi dell'utilizzo della tecnica XPS sono:

- 1. Informazioni sullo stato del legame chimico**
- 2. Analisi quantitativa degli elementi**
- 3. Profili di profondità elementali e chimici**
- 4. Possibilità di analisi non distruttive**
- 5. Possibilità di analizzare materiali conduttivi o non conduttivi**

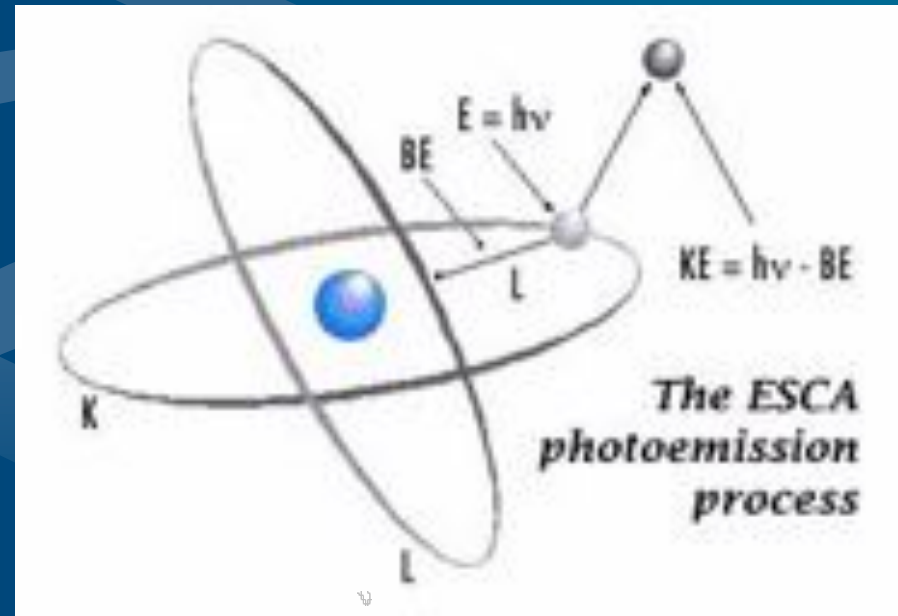
La spettroscopia di fotoemissione è basata su un semplice processo noto come effetto fotoelettrico.

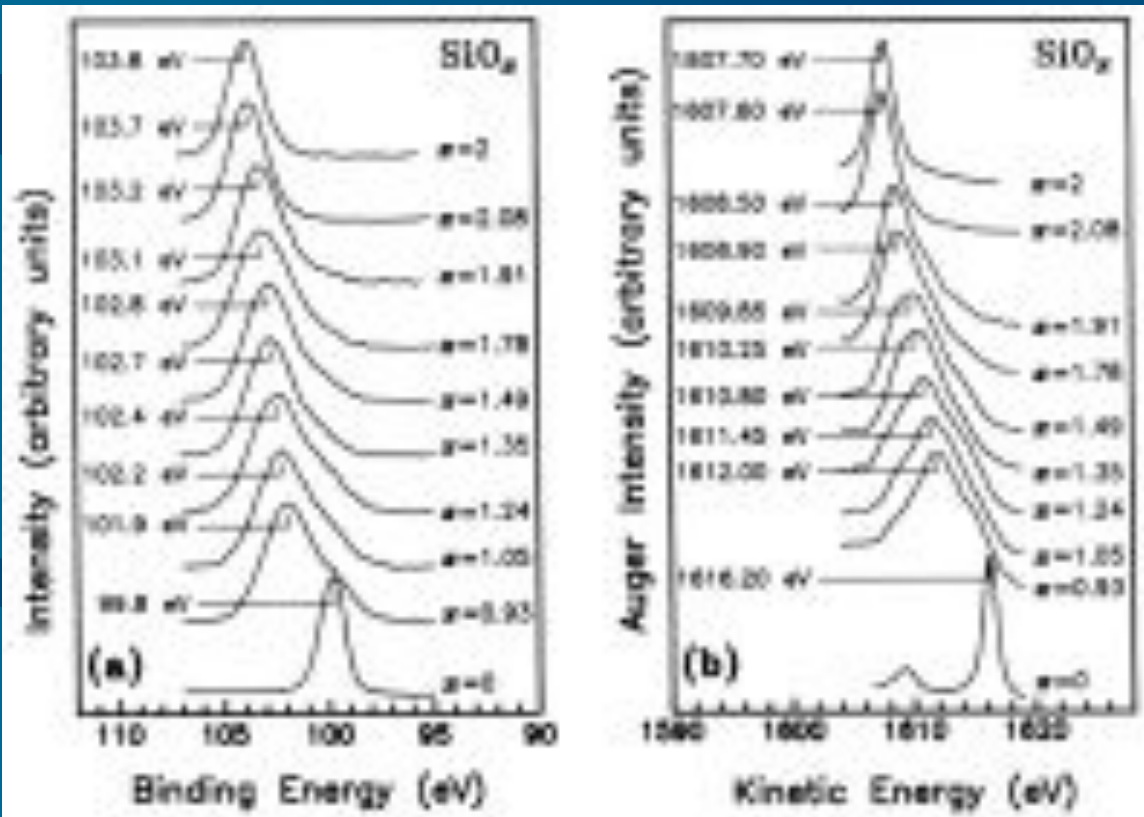
Un fotone, di energia ben definita $h\nu$, colpisce un materiale solido, penetra nella superficie e viene assorbito da un elettrone; se il fotone ha un'energia sufficientemente alta, l'elettrone eccitato emergerà dalla superficie con un'energia cinetica approssimativamente pari a: $KE = h\nu - BE$

dove BE è l'energia di legame dell'orbitale atomico da cui proviene l'elettrone, e ϕ è la funzione lavoro del solido.

L'energia cinetica del fotoelettrone è così caratteristica dell'atomo emettitore e quindi da informazioni elementali.

la posizione e la forma del picco indicherà lo stato chimico dell'atomo di superficie e piccoli spostamenti nell'energia di legame permettono di identificare il composto durante la sua formazione.





Le applicazioni tipiche dell'XPS sono:

1. Plastiche e oligomeri
2. Apparati medici e biomateriali
3. Analisi dei contaminanti su dischi magnetici, testine di lettura/scrittura

Nella figura a viene mostrato il picco 2p del Silicio misurato su campioni di SiO_x con differenti concentrazioni x di ossigeno.

La microscopia Elettronica a Scansione (SEM) è la tecnica analitica di superficie più usata.

Immagini della topografia superficiale di campioni in alta risoluzione, con eccellente profondità di campo vengono prodotte usando un fascio di elettroni (primario) altamente focalizzato e scandito sulla superficie del campione.

Gli elettroni primari (0.5 - 30 kV) interagendo con la superficie generano molti elettroni secondari di energia più bassa. L'intensità di questi elettroni secondari è ampiamente governata dalla topografia superficiale del campione.

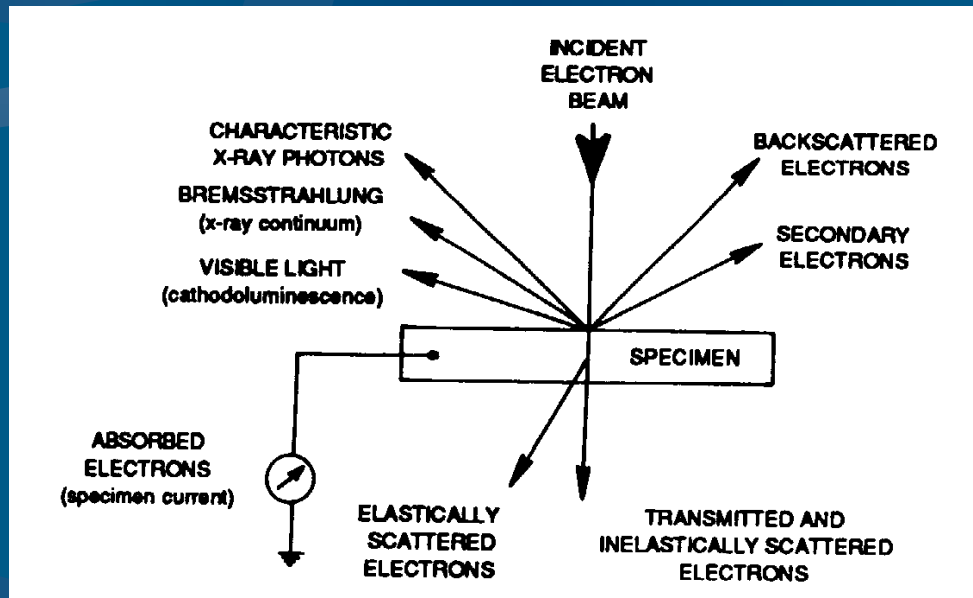
Un'immagine della superficie del campione può essere perciò ricostruita misurando l'intensità degli elettroni secondari in funzione della posizione del fascio primario nel suo movimento di scansione.

Un'alta risoluzione spaziale è possibile poiché gli elettroni primari possono essere focalizzati in un punto con dimensioni inferiori a 10 nm.

Oltre agli elettroni secondari vengono generati anche elettroni retrodiffusi (backscattered) ed anche raggi-X vengono prodotti nell'interazione fascio primario - campione.

L' intensità dei retrodiffusi può essere correlata con il numero atomico degli elementi presenti nel volume di campione che ha interagito con gli elettroni primari e quindi possono essere fornite alcune indicazioni qualitative di composizione elementale (**Microanalisi**).

L' analisi dei raggi-X caratteristici emessi dal campione danno informazioni elementali quantitative che si riferiscono però ad almeno 1micron cubo di campione.



RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA

Si intende normalmente con questo termine **la RICOSTRUZIONE di PERDITE OSSEE** con l'impiego di materiali in forma di membrane.

-Viene applicata in **implantologia** per favorire la rigenerazione del tessuto osseo attorno ad impianti in titanio inseriti poco dopo l'estrazione del dente.

-Viene applicata in **paradontologia** in presenza di perdite ossee per eliminare le tasche e promuovere la rigenerazione del sistema di sostegno del dente.

RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA

- **IL MIDOLLO OSSEO è il sito di provenienza delle cellule che hanno la funzione di formare nuovo osso. Il **nutrimento e l'ossigeno** vengono veicolati dai vasi sanguigni che passano dal midollo osseo nel coagulo sanguigno presente nella zona della perdita ossea. Il coagulo è in pratica una matrice "**OSTEOCONDUTTIVA**" in cui si **DIFFERENZIANO GLI OSTEOLASTI** ossia **le cellule formatrici di osso provenienti dal legamento paradontale.****

RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA

- Il **legamento paradontale** è costituito da elementi cellulari immersi in una matrice extracellulare densa, fibrosa ed elastica.
- Il legamento paradontale gioca un ruolo fondamentale nel meccanismo di rigenerazione tissutale, perché contiene cellule staminali che possono produrre cementoblasti, osteoblasti e fibroblasti.
- Ricopre il lato interno di ciascun alveolo e circonda le radici di ogni dente consentendo un ancoraggio tenace del dente stesso.

RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA

Qualunque sia l'eziologia della lacuna ossea le cellule riproduttrici del cemento, del legamento paradontale e dell'osso alveolare, possono aderire alla superficie radicolare, se tale superficie viene isolata dai tessuti molli (epitelio gengivale) durante il processo di guarigione.

In altri termini è necessario mantenere distanziati i tessuti a lenta velocità di accrescimento (osso) da quelli ad accrescimento veloce (epitelio e connettivo gengivale)

RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA

La separazione fra i differenti tessuti viene realizzata mediante l'inserimento di membrane microporose che costituiscono una barriera protettiva del difetto osseo

L'interposizione della membrana permette di

- Escludere l'epitelio ed il tessuto connettivo gengivale dall'area di guarigione.
- Permette alle cellule del sistema di sostegno di colonizzare la superficie radicolare.

RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA

Il materiale ideale per la realizzazione delle membrane è quello in grado di riprodurre la funzione fisiologica del **periostio** deve quindi possedere:

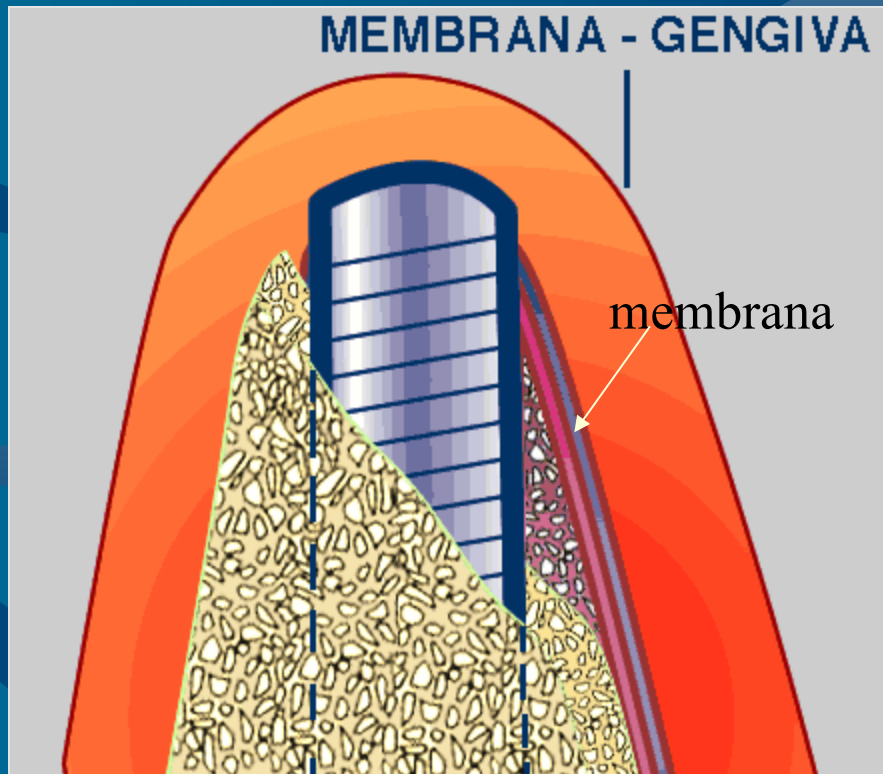
- Biocompatibilità
- Integrazione tissutale
- Maneggevolezza e resistenza allo strappo
- Morfologia superficiale e porosità tali da favorire la crescita ossea ed impedire la proliferazione dei tessuti molli.

RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA

settore implantologico

- **PROCEDIMENTO BIFASICO:** si cerca di ottenere con l'applicazione delle membrane una disponibilità ossea sufficiente per l'ancoraggio degli impianti, in un secondo tempo si procede ad incorporare l'impianto nel tessuto osseo rigenerato
- **PROCEDIMENTO MONOFASICO:** si applicano le membrane per aumentare la quantità di osso disponibile e contemporaneamente si applica l'impianto.

RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA



In questa figura si vede l'impianto che è posizionato nell'osso residuo (di colore giallo) l'osso autologo tritato + osso liofilizzato demineralizzato (rosso a puntini bianchi) che viene aggiunto per sostenere la membrana (di colore blu). Il tutto viene chiuso dalla gengiva (STRATO ROSA SOVRASTANTE), che consente la perfetta guarigione e rigenerazione ossea senza che la membrana si scopra!

PIORREA e GENGIVITE

E' quasi sempre una gengivite trascurata, causata dalla placca batterica mal rimossa, all'origine delle gravi forme di **piorrea**.

La PLACCA BATTERICA tende a depositarsi lungo il colletto dei denti: zona di passaggio tra corona e radice, protetta e "sigillata" dalla gengiva.

I batteri della placca producono tossine che vengono ad intaccare il sigillo (in termini scientifici si chiama epitelio giunzionale), e una volta penetrati in profondità, adagiati sul fondo di tasche gengivali esercitano tutto il loro potenziale dannoso sui tessuti circostanti.

L'organismo reagisce all'invasione batterica con la *host response* che diventa la vera responsabile delle alterazioni al paradonto, con la collagenasi ed altri enzimi proteolitici, che attaccano e dissolvono il collagene del legamento paradontale.

RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA



RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA

Pulizia mediante raschiamento



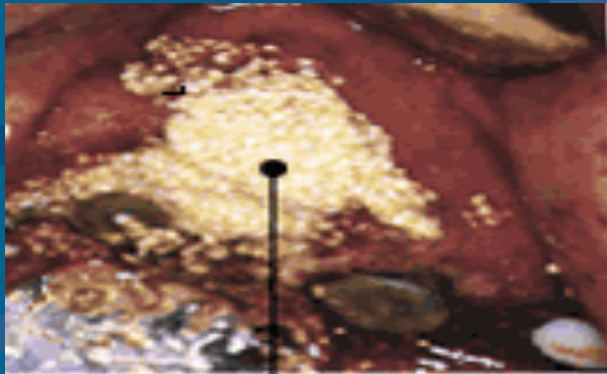
Inserimento della membrana

guarigione

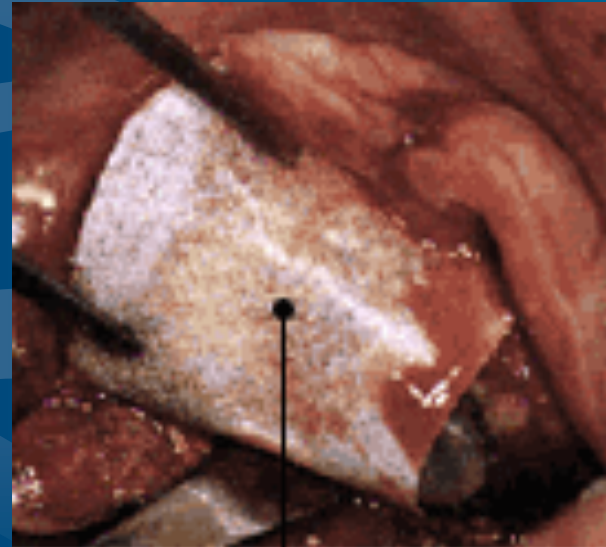


Riparazione di una lacuna ossea mediante
riempimento con idrossiapatite e inserimento
di una membrana.





granuli di
idrossiapatite



membrana

MEMBRANE DI BARRIERA

morfologia delle membrane

Le membrane possono essere suddivise in

- **Simmetriche**
 - porose** → Possiedono pori di varia forma e/dimensione, normalmente interconnessi (microporose con diametro dei pori <10 micron)
 - dense** → Sono costituite da film con vuoti intercatena dell'ordine di 5-50 Å°
- **Asimmetriche** → Sono costituite da una pellicola densa sottile (skin layer) supportata da un substrato macro o microporoso

MEMBRANE DI BARRIERA

Membrane non Riassorbibili – Membrane Riassorbibili

Le membrane si dividono in riassorbibili e non riassorbibili in base alla loro capacità di essere degradate dai tessuti ospiti mediante comuni processi flogistici di riassorbimento.

La non riassorbibilità implica inoltre la necessità di un secondo intervento chirurgico di rimozione.

MEMBRANE DI BARRIERA

Membrane non Riassorbibili – Membrane Riassorbibili

Nella Rigenerazione Ossea Guidata le membrane devono soddisfare determinati requisiti :

- la membrana deve essere biocompatibile
- l'interazione tra il materiale e il tessuto circostante non deve alterare il processo di guarigione
- la membrana deve avere proprietà occlusive per prevenire la migrazione del tessuto connettivo
- essa deve essere in grado di fornire uno spazio all'interno del quale possa avvenire la rigenerazione ossea.
- deve infine essere clinicamente maneggevole ed avere proprietà meccaniche adeguate.
- permeabilità idraulica ed a piccoli soluti.

MEMBRANE non RIASSORBIBILI

Gore-tex

Gore-TEX®

Il Gore-Tex è un prodotto del politetrafluoroetilene espanso (e-PTFE) sotto forma di una trama di noduli e fibrille con una microporosità variabile tra il 60% e l'80% in modo tale da permettere il passaggio selettivo di liquidi e non di cellule.

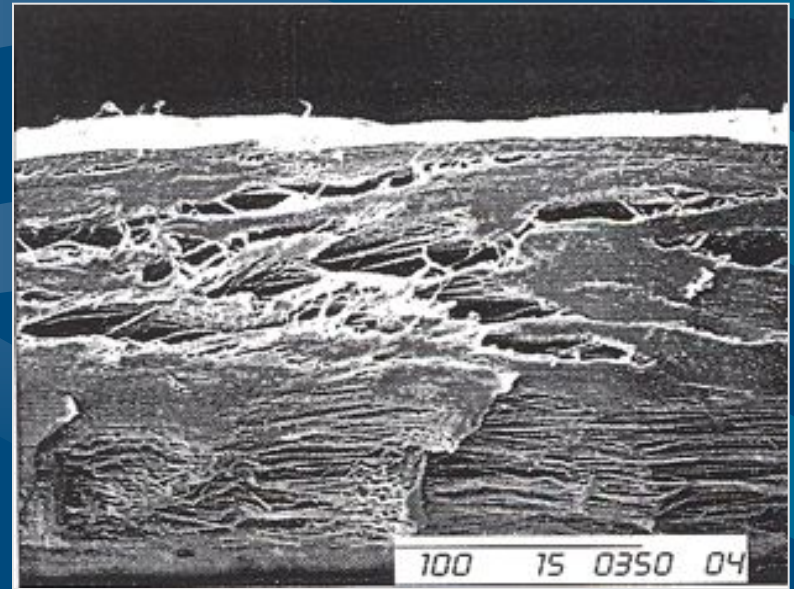
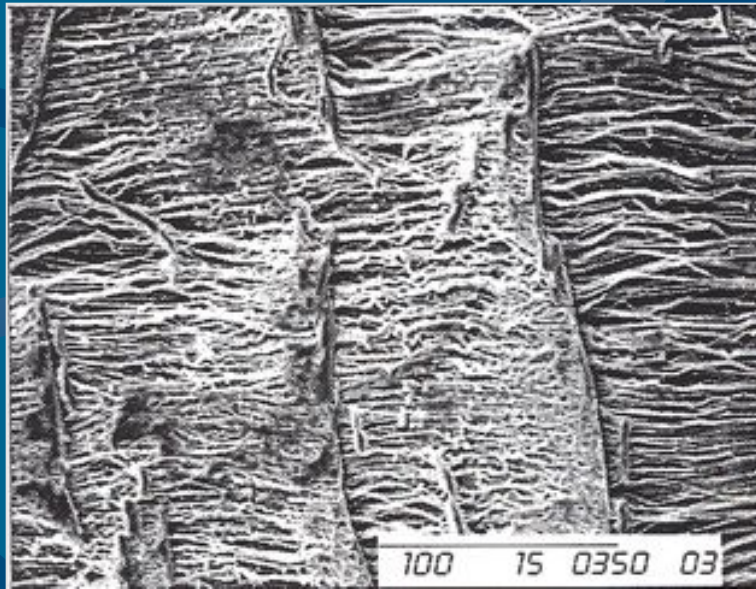
La molecola base è composta da fluoro e carbonio; la spiccata elettronegatività degli atomi di fluoro forma una barriera protettiva nei confronti della maggior parte dei composti chimici ed è responsabile dell'inerzia chimica, della stabilità e della bassa tensione superficiale del polimero.

La membrana in Gore-Tex, è generalmente costituita da due parti distinte: una parte interna, più rigida, che crea lo spazio successivamente colonizzato da cellule ossee ed una parte esterna più morbida, che si adatta bene ai margini del difetto.

MEMBRANE non RIASSORBIBILI

Gore-tex

GORE-TEX®



MEMBRANE RIASSORBIBILI

Vicryl – Collagene – Guidor- Biofix

VICRYL®

La rete Vicryl è formata dal copolimero Polyglactin 910, derivante dall'acido glicolico e dall'acido lattico in rapporto 9:1.

Le dimensioni delle fibre sono di circa 100 micron con celle di 200x500 micron.

Esiste un tipo di membrana Vicryl ricoperta da uno strato di collagene bovino [43][44] che impedisce la migrazione cellulare nella prima settimana.

Il Polyglactin 910 viene riassorbito per via idrolitica in 90 giorni .

Le membrane Vicryl hanno una scarsa capacità di mantenere lo spazio in modo autonomo, pertanto risulta utile l'associazione con materiali da innesto quale sostegno delle stesse.

MEMBRANE RIASSORBIBILI

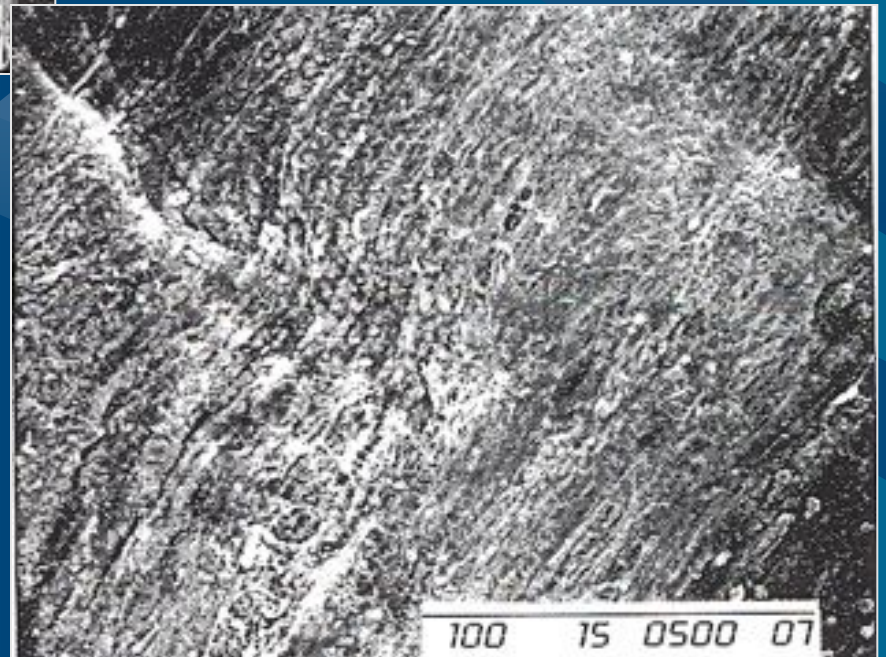
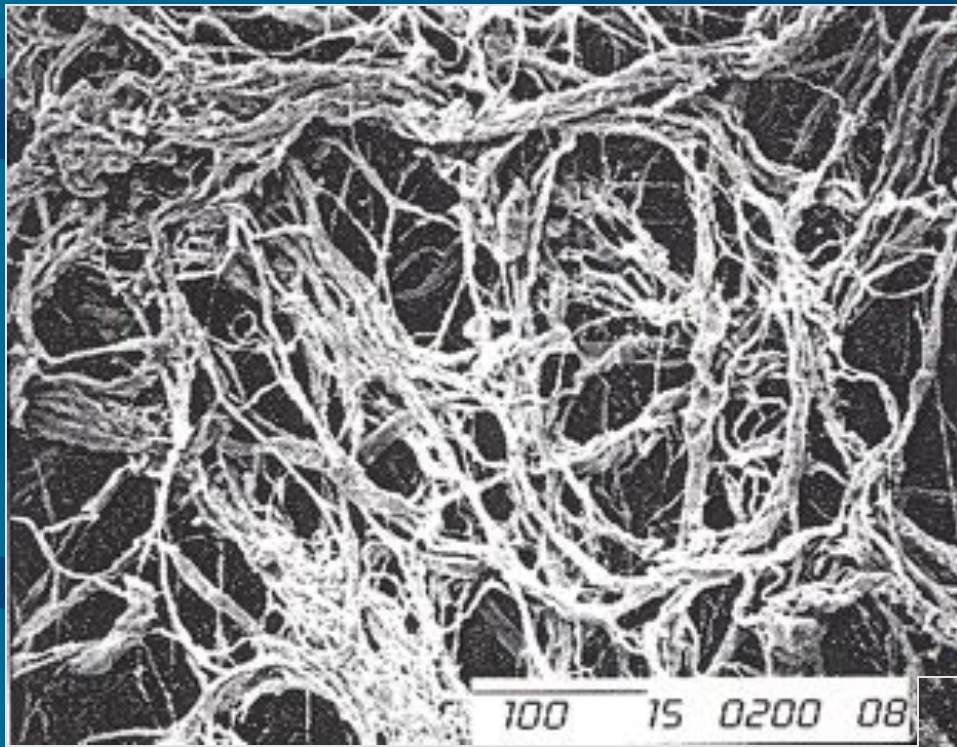
COLLAGENE

Le membrane in collagene più utilizzate sono costituite da collagene bovino purificato e liofilizzato trattato in soluzione di acido acetico. Lo spessore di queste membrane è di circa 0,5-0,7 mm.

Il collagene sembra soddisfare le caratteristiche di biocompatibilità necessarie nella GTR".

Il tempo necessario al riassorbimento del collagene dipende dalla sua struttura sterica e può variare in un tempo compreso tra le 2 e le 8 settimane, risultando dunque talora insufficiente rispetto ai tempi richiesti dalla rigenerazione del tessuto osseo.

BIO-GIDE



MEMBRANE RIASSORBIBILI

GUIDOR®

E' formata da acido polilattico plasticizzato con esteri dell'acido citrico al fine di renderla più malleabile per un miglior adattamento ai margini del difetto osseo.

E' una matrice a doppio strato con fori di dimensioni diverse: più grandi esternamente per permettere la penetrazione dei tessuti circostanti per la stabilizzazione e più piccola internamente per permettere il solo passaggio di liquidi biologici.

Al fine di migliorare la capacità di mantenere lo spazio per la rigenerazione questa membrana può essere utilizzata in associazione con innesti ossei.

L'acido polilattico viene riassorbito per idrolisi e metabolizzato nel ciclo di Krebs nel giro di 6-12 mesi.

MEMBRANE RIASSORBIBILI

BIOFIX®

E' costituita da acido poliglicolico (PGA) in forma di polimero biodegradabile;

Le reazioni tissutali al PGA sono minime.

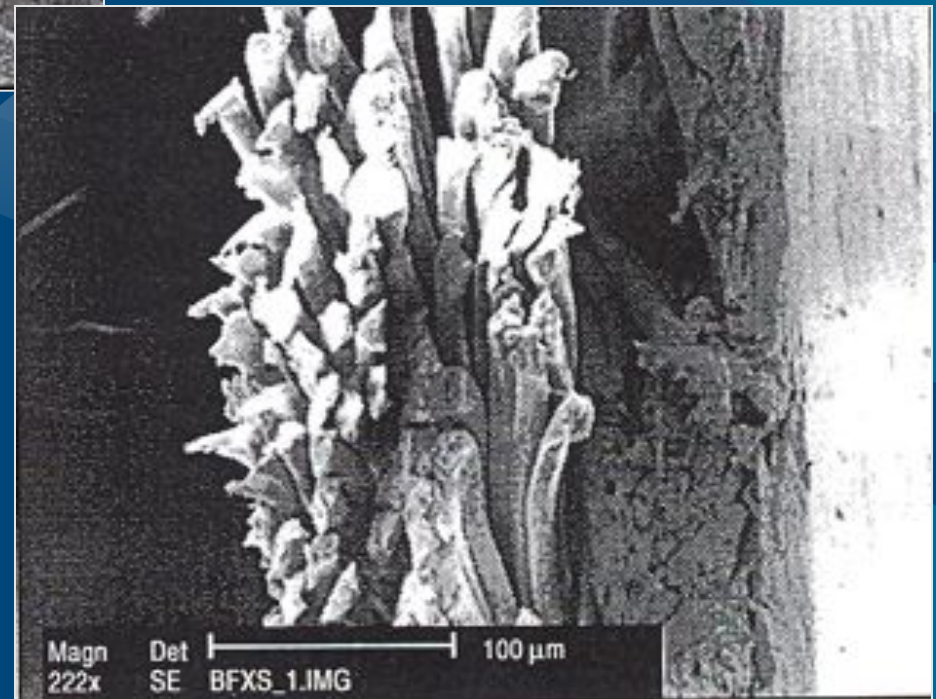
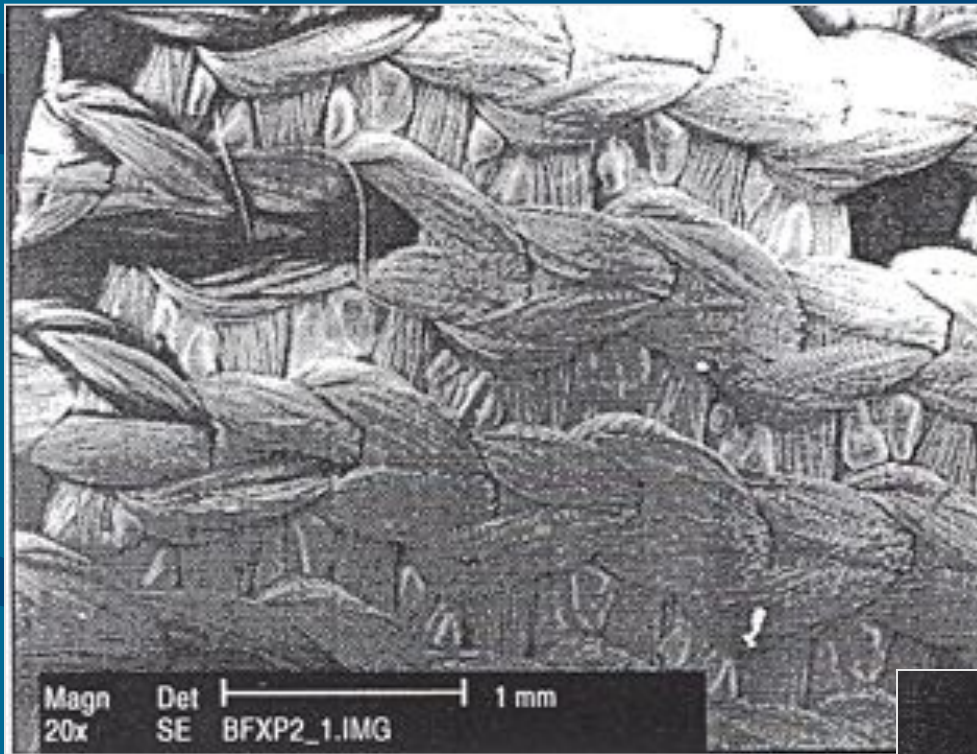
Il materiale viene riassorbito lentamente ad opera di cellule fagocitiche con assenza di risposta infiammatoria dopo la guarigione. Il polimero si trasforma, tramite idrolisi, in acido glicolico per poi entrare nel ciclo di Krebs.

Il grado di riassorbimento del materiale a 4 mesi è del 99%.

Il copolimero è rimpiazzato dal tessuto neoformato che si appone direttamente sopra ed all'interno del materiale.

Questa membrana è composta da un lato lucido che deve essere messo a contatto con il connettivo sul versante esterno ed uno rugoso interno che facilita l'adesione e la crescita tissutale.

BIOFIX



Caratterizzazione meccanica degli impianti

Esistono svariati tipi di applicazione del carico a cui un impianto può essere soggetto. I principali sono:

- Compressione/ tensione
- Forza laterale
- Torsione
- Momento flettente costante

**Compression /
tension**



Figura a.

Lateral force

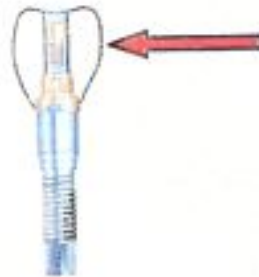


Figura b.

Torsion



Figura c.

**Constant
bending**

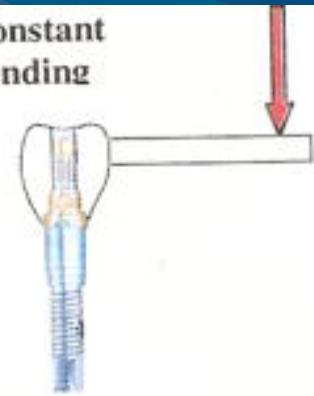


Figura d.

Impianti dentali.

Aspetti biomeccanici

I modelli solidi tridimensionali di cinque importanti impianti dentali sono stati ricreati al calcolatore mediante SolidWorks 2000 (SolidWorks Corporation) operante in ambiente WINDOWS™.

Le sezioni e le curve caratteristiche d'ogni singolo impianto, sono state ricavate dalle dimensioni reali della fixture (corpo dell' impianto) attraverso l'uso di un proiettore di profilo Zeiss. I cinque impianti ricreati virtualmente al calcolatore sono stati rappresentati in figura.

Aspetti biomeccanici



Nobel Biocare (\varnothing 4 mm e h 13 mm)



Sterioss (\varnothing 4 mm e h 12 mm)



Lifecore (\varnothing 4 mm e h 13 mm)



Frialit (\varnothing 4 mm e h 10 mm)



Bicon (\varnothing 4 mm e h 14 mm)

Aspetti biomeccanici

- Anche la mandibola, oggetto dello studio, è stata ricreata al calcolatore mediante lo stesso software impiegato per la realizzazione virtuale delle cinque fixture. Dall'intera geometria tridimensionale è stata estratta, attraverso tagli su due piani, una fetta contenente sia impianto, sia l'osso, così come mostrato in figura.

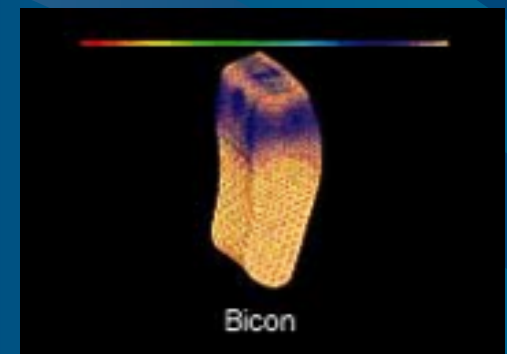
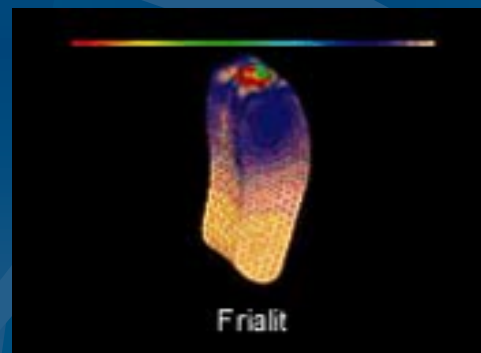
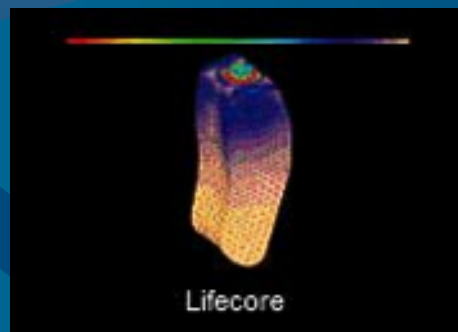
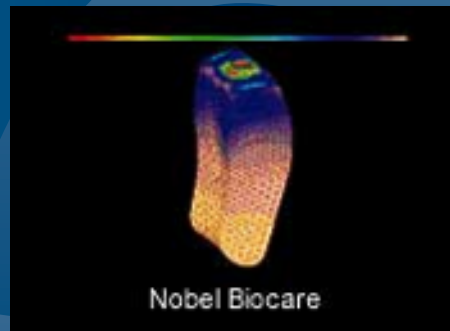
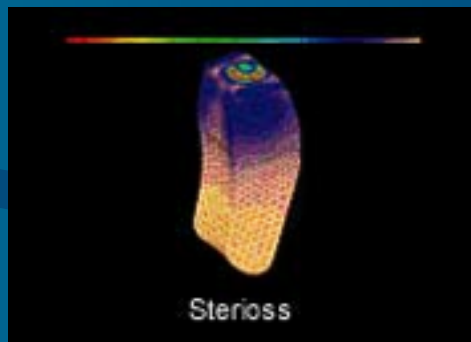


Aspetti biomeccanici

- La particolarità di tale modello è stata quella di considerare l'osso circondante di I classe, cioè osso compatto e omogeneo
- Ottenuto, per ogni configurazione il modello solido tridimensionale, mediante un secondo software, Femap 7.01 (Enterprise Software Products, Inc.) operante in ambiente WINDOWS™, si è potuto discretizzarlo in singoli elementi finiti (operazione di mesh).
- La mesh è stata ricreata impiegando i seguenti parametri: per l'osso corticale e compatto della mandibola, modulo di elasticità normale "E" pari a 15000 N/mm² (MPa) e coefficiente di Poisson "n" pari a 0.3;
- per il titanio, materiale costituenti gli impianti, modulo di elasticità normale "E" pari a 110000 N/mm² (MPa) e coefficiente di Poisson "n" pari a 0.33.

Aspetti biomeccanici

Rappresentazione tridimensionale dello stato di sforzo nella fetta ossea contenente l'impianto



Aspetti biomeccanici



Sterioss: piano YZ



Sterioss: piano XY



Nobel Biocare: piano YZ



Nobel Biocare: piano XY



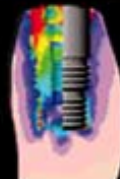
Lifecore: piano YZ



Lifecore: piano XY



Frialit: piano YZ

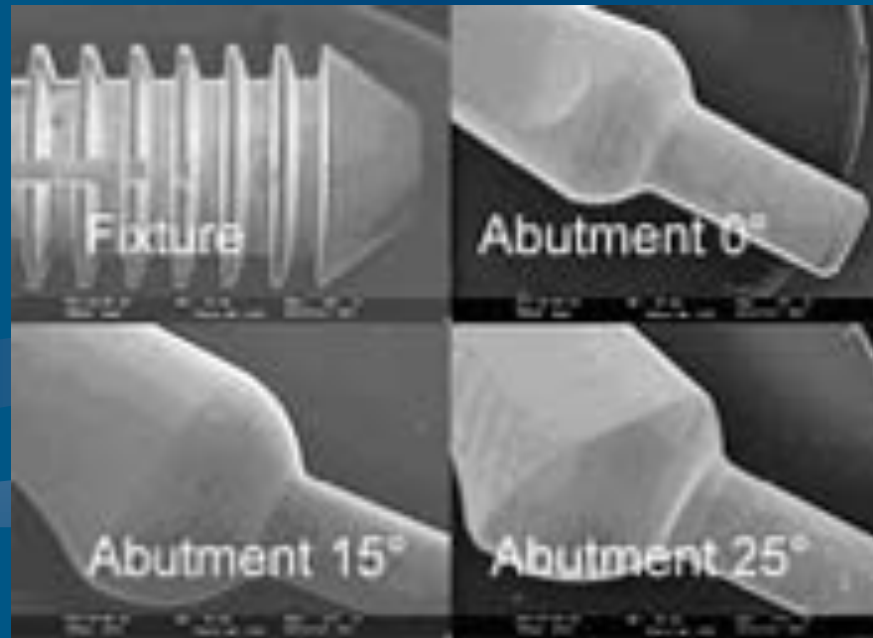


Frialit: piano XY

Rappresentazione nei piani YZ e XY dello stato di sforzo nella fetta ossea contenente l'impianto

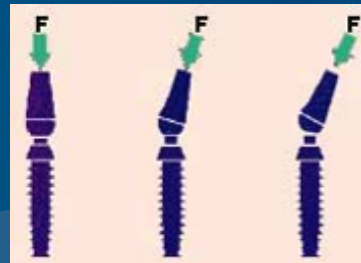
Aspetti strutturali

Il comportamento strutturale a carichi di compressione statici della sistemica BICON® è stato studiato mediante semplici test da laboratorio servendosi di una macchina per prove da trazione e/o compressione di tipo meccanico (INSTRON serie 4400). Per l'acquisizione dei dati, ossia il legame tra gli sforzi e le deformazioni, è stata impiegata un'interfaccia software sviluppata per lavorare in ambiente WINDOWS™ e gestita interamente da un sistema computerizzato. L'impianto dentale adottato, dal diametro di 5 mm ed altezza di 14 mm, in lega di titanio (Ti6Al4V) è stato rappresentato in figura 1a.



I test di compressione statici sono stati condotti usando una velocità di spostamento pari a 1 mm/min.

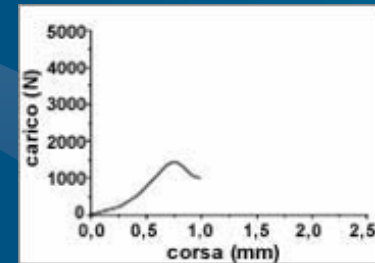
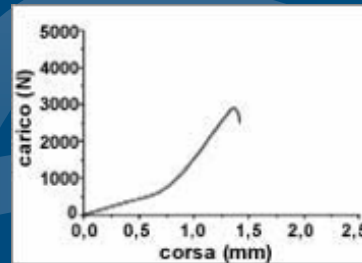
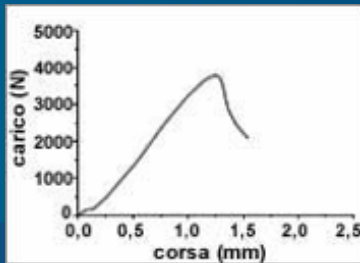
Il carico imposto dalla macchina sul manufatto è stato applicato in direzione assiale dell'abutment secondo lo schema



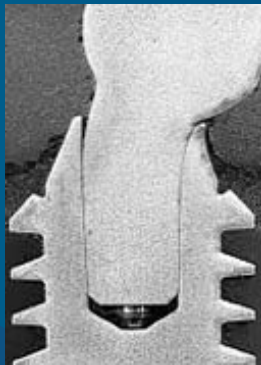
Per garantire una corretta esecuzione durante i test meccanici, l'accoppiamento abutment (pilastro)/impianto è stato fissato alla macchina, attorno all'impianto è stata colata una resina acrilica (ACRYFIX-STRUERS) avente caratteristiche meccaniche, espresse in termini di modulo d'elasticità normale "E" e coefficiente di Poisson "n", simili a quelle dell'osso corticale (Eosso corticale=15000 N/mm², nosso corticale=0.3).

La trasmissione del carico dalla macchina di trazione e/o compressione al provino è stata realizzata mediante un punzone sferico

- La conclusione della prova è stata valutata nel momento in cui avveniva il primo cedimento del carico, ossia lo scostamento dalla linearità tra lo sforzo e la deformazione, andamento peraltro molto ben visibile dai grafici rappresentati



- L'aspetto visivo del cedimento avvenuto tra l'abutment e l'impianto annegato nella resina (vedi figura 3), è stato ottenuto mediante analisi al microscopio a riflessione (LEICA modello 301 DM RME).



Un primo dato interessante emerso dai test di compressione riguarda la resistenza al carico. Com'era prevedibile l'accoppiamento abutment inclinato a 0° /impianto meglio si comporta all'applicazione del carico rispetto all'accoppiamento abutment inclinato a 15° /impianto, il quale a sua volta meglio resiste rispetto all'accoppiamento abutment inclinato a 25° /impianto. I valori medi dei carichi e le relative deviazioni standard, calcolati tenendo conto dei singoli valori massimi nei tre diversi accoppiamenti, sono stati per l'insieme abutment inclinato a 0° /impianto di $3651\text{N} \pm 124\text{N}$, per l'insieme abutment inclinato a 15° /impianto di $2493\text{N} \pm 378\text{N}$ e per l'insieme abutment inclinato a 25° /impianto di $1433\text{N} \pm 98\text{N}$.

Circa l'analisi fotografica condotta al microscopio a riflessione, l'interessante aspetto emerso è una totale assenza di cricche di rottura soprattutto in concomitanza di zone critiche come ad esempio i cambi di sezione (un esempio è il fondo del foro dell'impianto).

Un'analisi più dettagliata del legame sforzo/deformazione dimostra come i valori delle forze applicate, necessarie a deformare l'insieme impianto/abutment, siano molto alti e conseguentemente, in funzione delle piccole superfici di schiacciamento (parte apicale dell'abutment), anche le pressioni sono elevate. Considerando mediamente un carico di 1450 N (dato medio ricavato dai test condotti sull'insieme abutment inclinato a 25° /impianto) applicato ad una superficie di circa 2.5 mm^2 (superficie apicale dell'abutment), si ottiene una pressione di circa 580 N/mm^2 . In genere se s'ipotizza che sul dente agiscono pressioni comprese tra i 40 N/mm^2 e i 400 N/mm^2 , si può facilmente intuire come i carichi massimi raggiunti durante le prove per i tre insiemi garantiscono un ottimo margine di sicurezza strutturale sia all'impianto, sia all'abutment.