

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

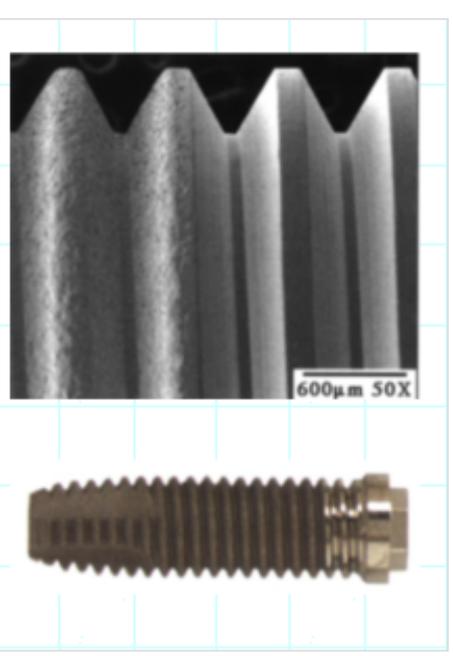
SABBIATURA

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

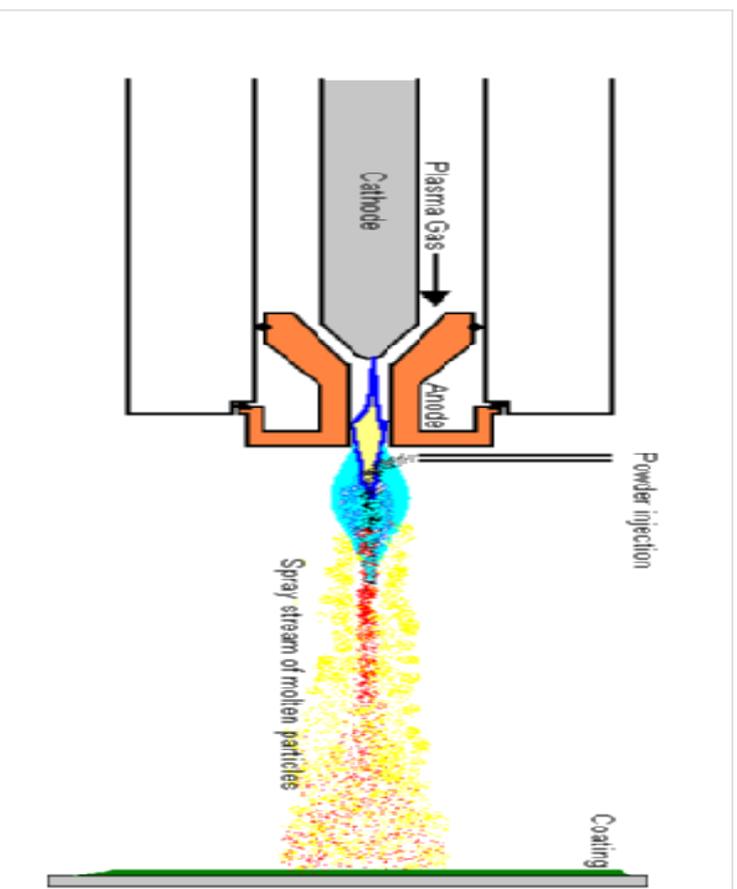
Anche la stabilità primaria risulta migliorata in impianti a superficie sabbiata, fatto, questo, che contribuisce ad accelerare la velocità di contatto con l'osso. L'aumento di resistenza alle forze interfaciali sembra essere legato all'aumento della superficie disponibile per il contatto osseo, che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

Alcuni studi in vitro hanno dimostrato che cellule osteoblastiche aderiscono a superfici sabbate con granuli di circa 100 C1 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



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 separate 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 mm 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 mm 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.

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

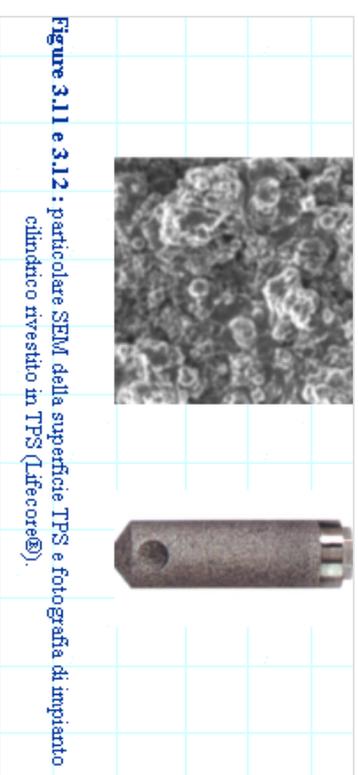
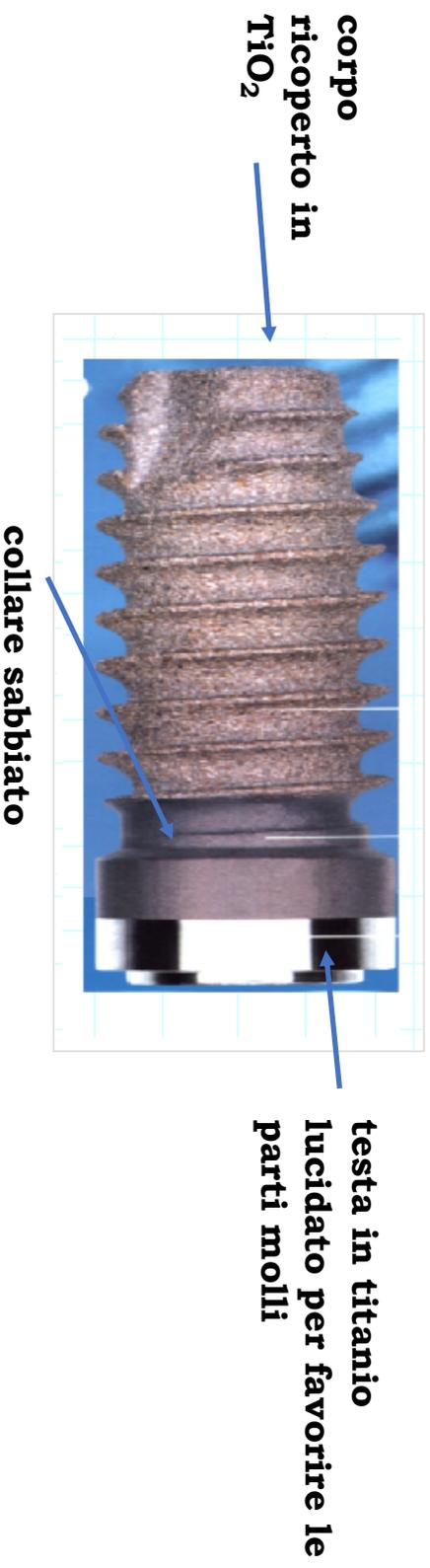


Figure 3.11 e 3.12 : particolare SEM della superficie TPS e fotografia di impianto cilindrico rivestito in TPS (Lifecore®).



OSTEOINTEGRAZIONE e BIOINTEGRAZIONE

Studi istologici eseguiti su impianti in titanio espiantati 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**"

IDROSSIAPATITE (HA)

La componente inorganica di tutti i tessuti mineralizzati dell'organismo umano. E' 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.

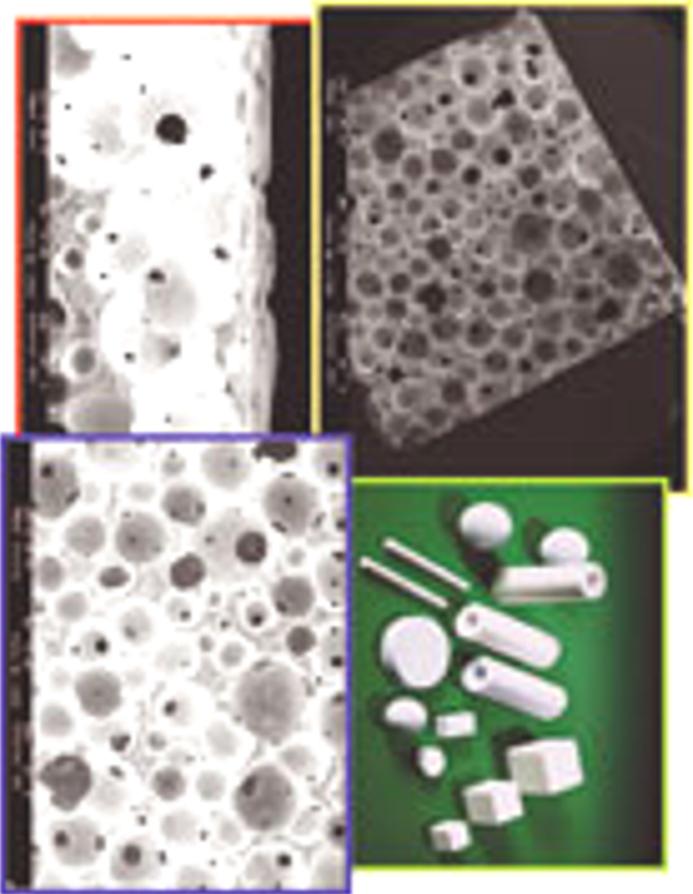
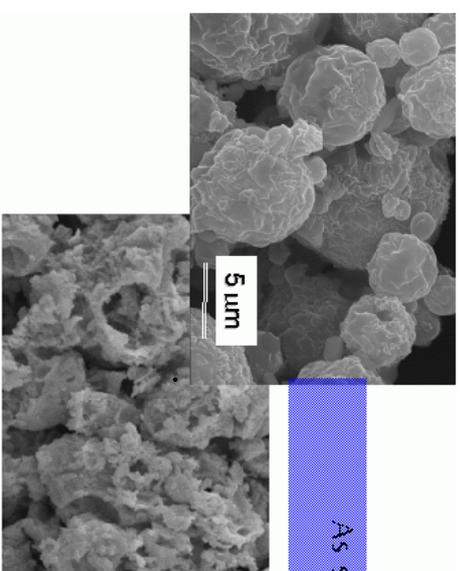


Fig. 1 Macro e micro-morfologia del biomateriale HA



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.

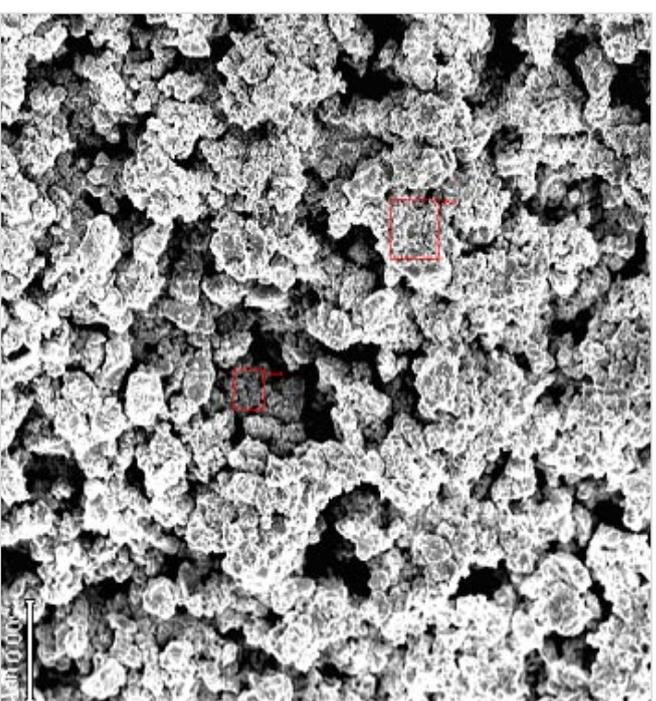
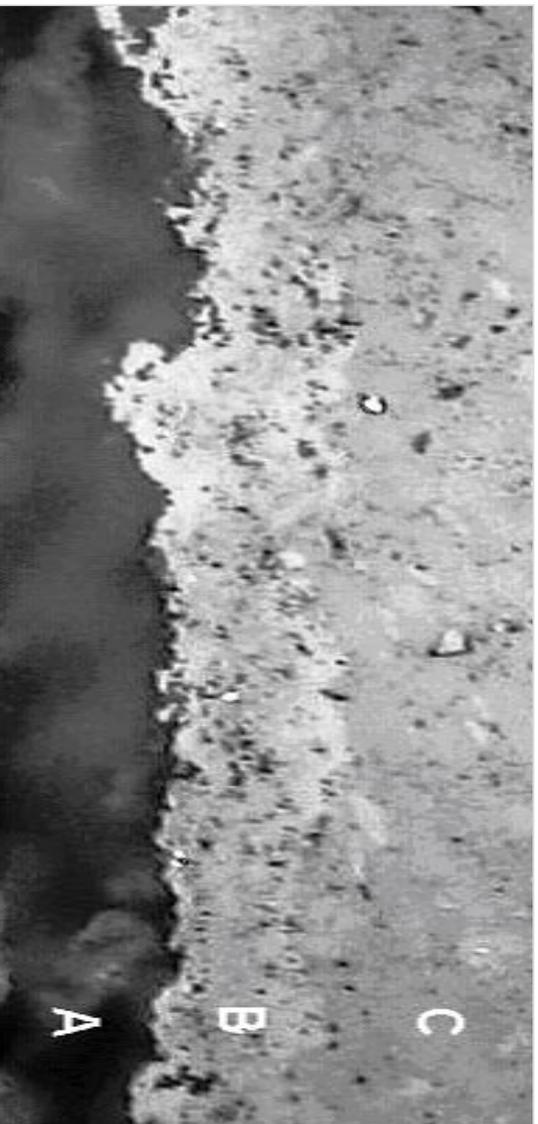
L'HA sotto forma di blocchetti sagomati viene utilizzata, invece, soprattutto in chirurgia maxillofaciale (difetti ossei da traumi, osteotomie riduttive e di stabilizzazione, ricostruzione del massiccio facciale, sostituzioni di porzioni ossee orbitali e mascellari).

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

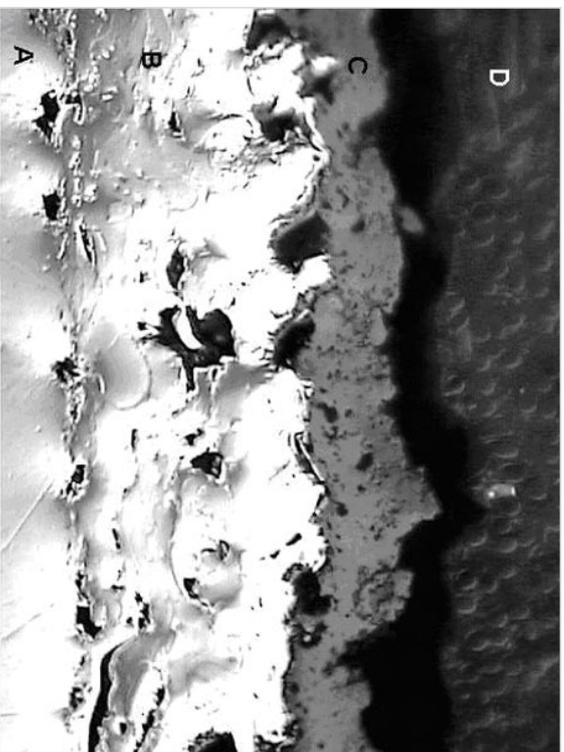
- Le ceramiche non hanno sufficiente resistenza agli urti per essere utilizzate come singoli costituenti di impianti dentali.
- Allo scopo di migliorare le scarse proprietà meccaniche delle ceramiche, mantenendone le ottime caratteristiche biologiche, si è pensato di utilizzare il titanio od una delle 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

Rivestimento Microporoso di Idrossiapatite



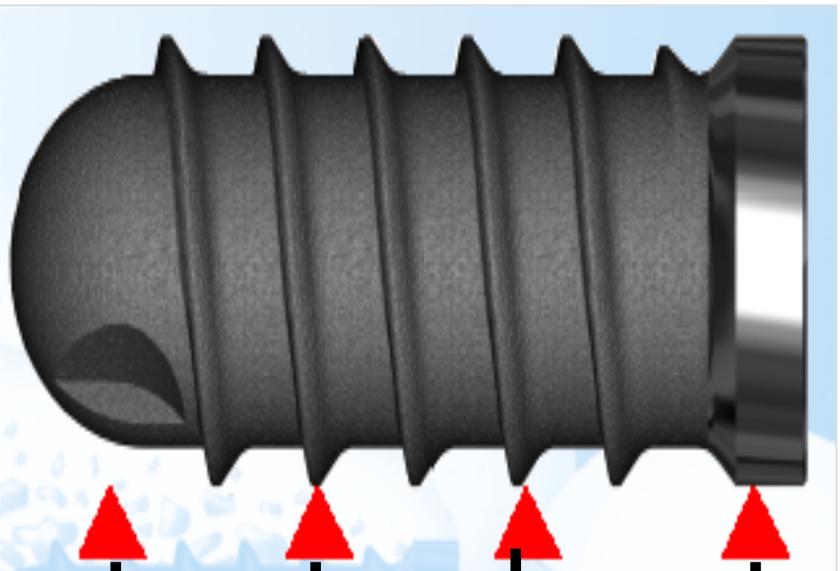
DOPPI RIVESTIMENTI

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 RUGGOSITA' 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.

RIGENERAZIONE OSSEA GUIDATA

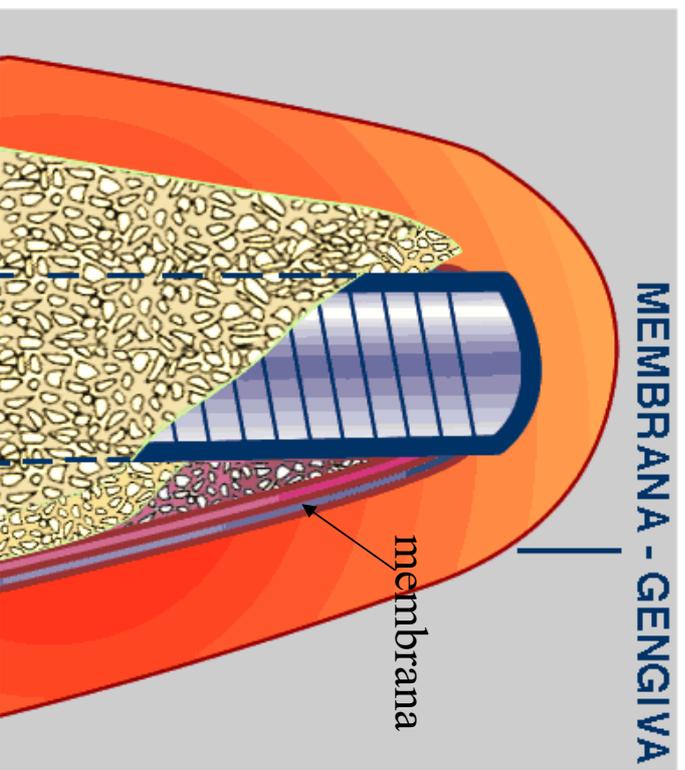
- **PROCEDIMENTO BIFASICO:**

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 triturato + 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.

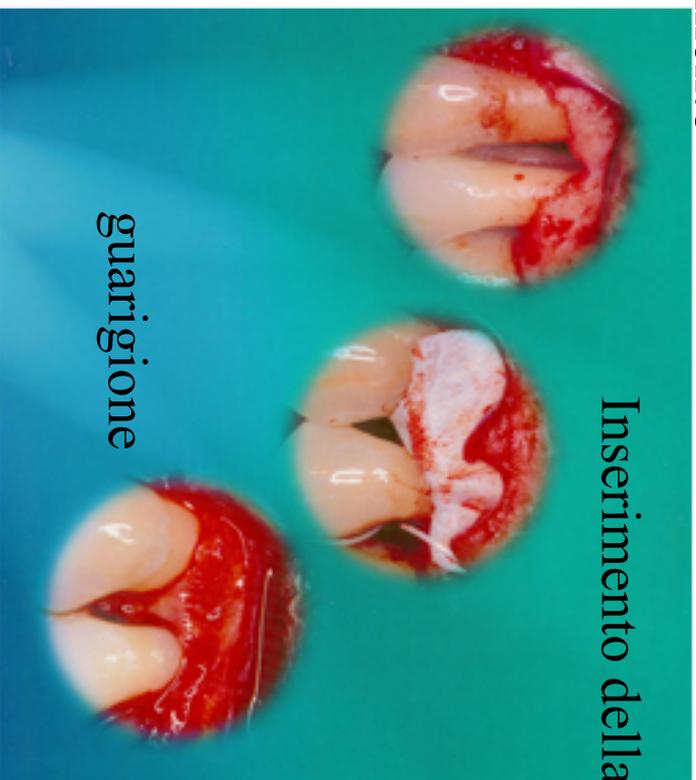
I batteri della placca producono tossine che vengono ad intaccare il sigillo (in termini scientifici si chiama epitelio giunzionale), e una volta penetrati in profondità, adagiati sul fondo di tasche gengivali esercitano tutto il loro potenziale dannoso sui tessuti circostanti.

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

Pulizia mediante raschiamento



Inserimento della membrana



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



MEMBRANE DI BARRIERA

Le membrane possono essere suddivise in

- **porose** → Possiedono pori di varia forma e/dimensione, normalmente interconnessi (microporose con diametro dei pori <10 micron)
- **Simmetriche** →

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.

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.

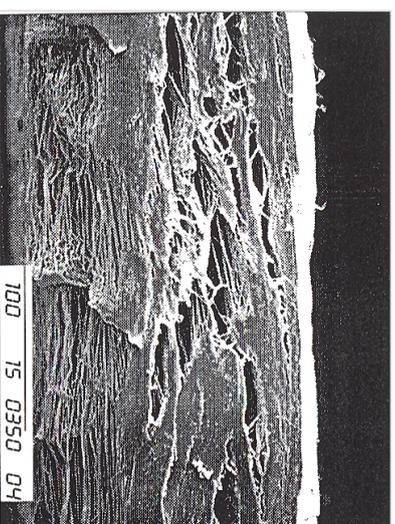
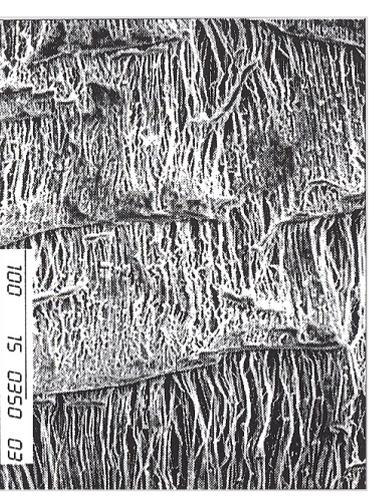
MEMBRANE non RIASSORBIBILI

GORE-TEX®

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 RIASSORBIBILI

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

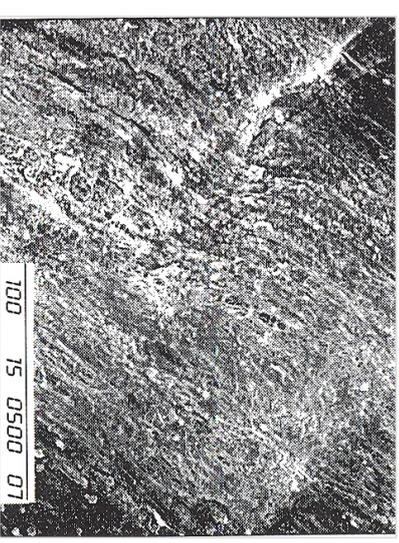
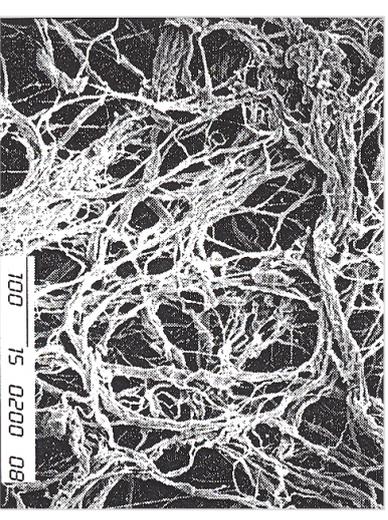
COLLAGENE

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.

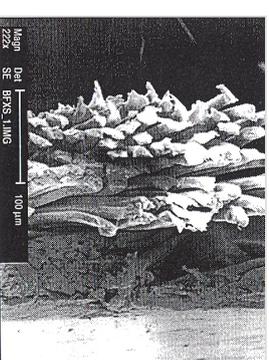
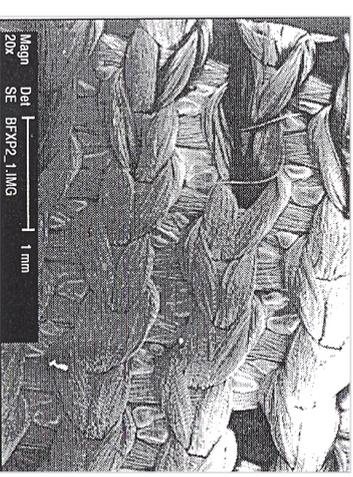
Al fine di migliorare la capacità di mantenere lo spazio per la rigenerazione questa membrana può essere utilizzata in associazione con innesti ossei.

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 neofornato 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.



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

$$E_{\Pi} = E_0 (1 - \rho)^\alpha$$
$$\alpha = 5$$

