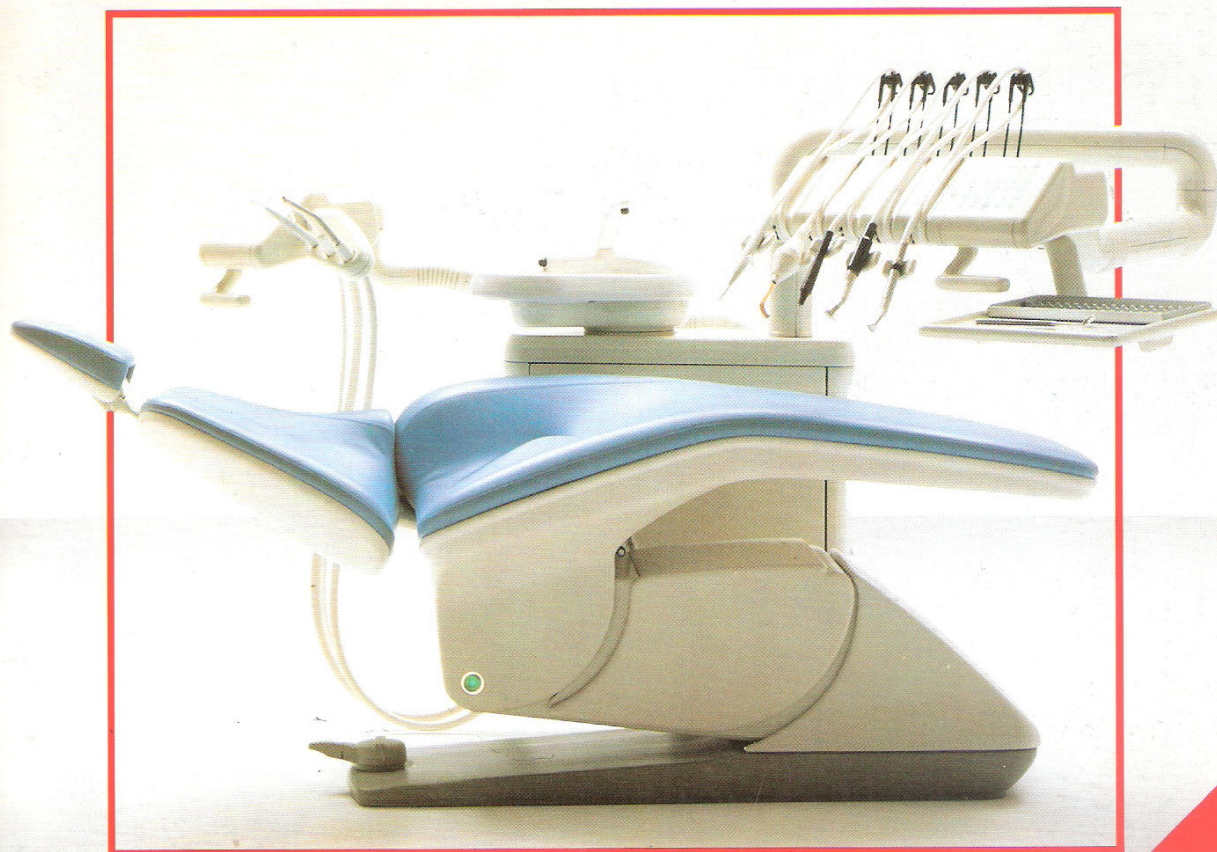


2 DENTAL CADMOS

Anno 57°
15 Febbraio 1989
Sped. in abb. post.
Gr. II/70
ISSN 0011-8524

Rivista quindicinale di odontoiatria e tecnica dentaria



MASSON 
Divisione Odontoiatria
Via Statuto 2/4 - 20121 Milano

DOSSIER
IMPLANTOLOGIA
Parte IV

D O S S I E R

IMPLANTOLOGIA

Parte IV

L'IMPLANTOLOGIA ORALE: RAPPORTO STORICO-SCIENTIFICO

PARTE I

1. L'ESORDIO DELL'IMPLANTOLOGIA MODERNA

2. IL FATTORE BIOMETALLOGRAFICO

3. IL FATTORE BIOLOGICO

PARTE II

4. INFEZIONI FOCALI

5. IL REIMPIANTO

6. GLI OSTEORIPRODUTTORI

7. OSTEORIPRODUTTO- RI BIOLOGICI

PARTE III

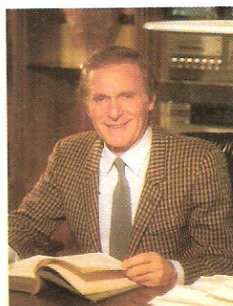
8. OSTEORIPRODUTTO- RI ALLOPLASTICI (DA IDROSSIAPATITE)

9. OSTEORIPRODUTTO- RI ALLOPLASTICI (DA FOSFATO DI CALCIO)

PARTE IV

10. CONSIDERAZIONI SULL'USO DI IDROSSIAPATITE E FOSFATO TRICALCICO

11. IMPLANTOLOGIA OGGI



G. Muratori

*Gruppo Italiano Studi
Implantari*

In tutti questi anni si è parlato molto, in implantologia, di tecniche. Nei soli ultimi 10 anni ne sono state presentate almeno una ventina, da aggiungere alle "vecchie". Nuove forme dell'impianto, nuovi materiali, nuove modalità di introduzione, ecc. Ciò può aver ingenerato l'impressione, in chi segue, sia con interesse, sia con diffidenza, l'evoluzione dell'implantologia dentaria, che questa si basi più su dati pratici che scientifici.

Ma come stanno le cose in realtà? È vero: di tecniche e di indicazioni su di un materiale piuttosto che su di un altro ce ne sono forse troppe. E ciò può provocare confusione. Fra l'acciaio inossidabile e il più raffinato degli impianti ceramici o di idrossiapatite non c'è sostanziale differenza biologica. Ne sono prova alcuni impianti di acciaio inossidabile di Formiggini (27, 28), che sono rimasti in bocca per 24-25 anni.

Certi materiali biologici ultramoderni hanno, in ultima analisi, la stessa biologicità, ad esempio, del titanio, senza però possederne le immense doti di plasticità, duttilità, praticità.

Il titanio si può tagliare, piegare, modellare. Gli altri materiali indubbiamente biologici (idrossiapatite, ceramica, plasma ecc.) non potranno subire "correzioni" senza alterarsi nella struttura e quindi nella biologicità. Ma vediamo di fare un'escurione storico-scientifica dell'implantologia, che potrà chiarire un po' le idee.

10.

CONSIDERAZIONI SULL'USO DI IDROSSIAPATITE E FOSFATO TRICALCICO

10.1. RICERCHE E RISULTATI CLINICI

Secondo studi effettuati da Jarcho e Coll. (111), almeno 3 tipi diversi di impianto (TPC poroso e riassorbibile, HA porosa e HA densa) vengono normalmente valutati dal punto di vista clinico con riferimento al loro uso nel riempimento di difetti ossei parodontali.

Molte sono state le ricerche su tutti e tre questi materiali, che hanno fornito dati particolarmente utili ed interessanti. Per esempio, si sta attualmente svolgendo uno studio per il mantenimento post-estrattivo della cresta alveolare che utilizza impianti di ceramica di HA densa inseriti sotto la gengiva. I risultati relativi a 100 impianti eseguiti su 200 pazienti, dopo un periodo da 18 a 30 mesi, sono assai incoraggianti.

Non è stato riscontrato alcun segno di rigetto o essfoliazione, e nei 6 casi in cui si era verificata una deiscenza sotto la protesi totale inferiore, un semplice abbassamento del punto di pressione, seguito dalla sutura primaria, portò ad una guarigione soddisfacente. Gli impianti si sono rivelati efficaci nel mantenere l'altezza e l'ampiezza della cresta alveolare dopo l'estrazione.

Riferisce Jarcho che esperienze cliniche sull'uomo condotte con materiali da impianto di fosfato di calcio confermano la loro completa estraneità a processi tossicologici o infiammatori. Questi risultati clinici, che indicano che i materiali da impianto di fosfato di calcio possono essere efficaci nella riparazione e nel mantenimento dell'osso alveolare umano edentulo, sono particolarmente degni di nota, in quanto i normali procedimenti danno origine ad un notevole riassorbimento verticale della

cresta aumentata, specie negli anni immediatamente seguenti l'intervento.

10.2. SITUAZIONE ATTUALE

Esiste dunque una notevole quantità di informazioni tratte da esperimenti con impianti di fosfato di calcio o idrossiapatite eseguiti su animali, mentre permangono ancora parecchi interrogativi sulla loro valida utilizzazione nell'uomo. Nel caso di blocchi di materiale da impianto poroso, permanente o biorassorbibile, i risultati degli studi su animali indicano che c'è un limite relativo allo spessore e al grado con il quale l'osso può penetrare questi materiali.

Anche se è stato ottenuto successo negli studi su animali in applicazioni particolarmente complesse, come la sostituzione di segmenti lunghi di osso, questi esperimenti su animali sono stati condotti su specie minori, che presentano indici di crescita ossea superiori rispetto a quelli che si riscontrano nell'uomo. Ci si può pertanto chiedere se sia saggio ed opportuno aumentare le dimensioni di questi impianti porosi in blocchi per l'utilizzazione sull'uomo, specialmente in considerazione della loro mancanza di sostanziale integrità meccanica. Gli impianti di fosfato di calcio poroso che sono attualmente studiati vanno da quelli biorassorbibili a quelli che non hanno mostrato alcuna tendenza ad essere riassorbiti, anche dopo un periodo prolungato dopo l'impianto. Nei casi di materiali del primo tipo, gli studiosi che hanno esaminato questi impianti "biorassorbibili" hanno notato con grande sorpresa che il grado di biorassorbibilità non era pari a quello che ci si attende-

10.

va, con residui degli impianti che rimanevano frequentemente anche dopo prolungati periodi di tempo dall'esecuzione dell'impianto.

Anche se il perdurare di questi residui non preclude la possibile efficacia di tali materiali, dal momento che anche gli innesti di osso si comportano spesso in modo simile, una definizione più completa del comportamento di biorassorbimento apparirebbe opportuna, così come lo sviluppo di materiali con durata media controllata. Ciò è par-

ticolarmente importante perché gli impianti di fosfato di calcio poroso spesso non possono essere distinti radiograficamente dalle ossa che li circondano; e se quantità notevoli di materiale restano non riassorbite, esse possono divenire un danno biomeccanico per la ricostruzione ossea, qualora essa sia in un punto sottoposto ad una notevole dose di sollecitazioni.

I materiali da impianto di HA densa sono assai più resistenti di quelli porosi, e non presentano al-



Fig. 65 - Paziente M.S., uomo di 32 anni. La radiografia pre-operatoria mostra un difetto di 10 mm misurato dal colletto anatomico fra il 23 e il 24



Fig. 67 - Radiografia eseguita 4 anni dopo l'intervento. Misurata con una sonda, l'altezza dell'osso era aumentata di 3,5 mm

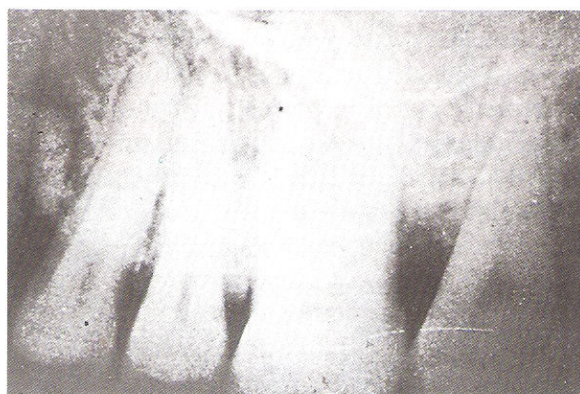


Fig. 66 - Radiografia eseguita 7 settimane dopo l'intervento; si nota bene il TPC inserito nel difetto

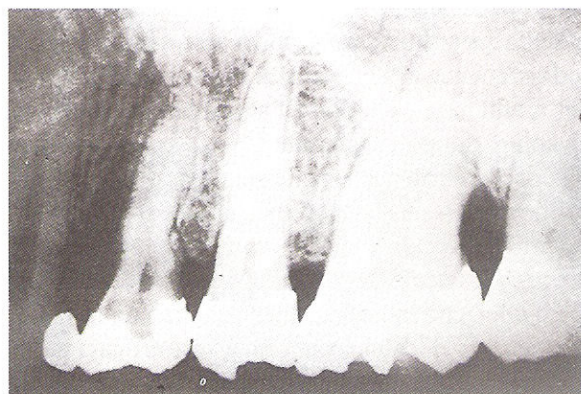


Fig. 68 - Paziente A.H., donna di 52 anni. La radiografia pre-operatoria rivela un difetto in posizione mesiale rispetto al dente 24 che, misurato con la sonda, era di 6 mm. Il difetto fu riempito di TPC

cuni dei possibili problemi relativi alla crescita dell'osso. Tuttavia, questi materiali densi sono ancora troppo deboli per essere presi in considerazione per applicazioni protesiche; essi inoltre non offrono utili indici di biorassorbibilità. Sotto forma di blocchi solidi, questi materiali sarebbero molto probabilmente inadatti per qualunque ricostruzione che dovesse affrontare un impatto di qualche entità o sforzi da piegamento o torsione. Mentre le particelle di HA densa potrebbero vero-

similmente essere usate in situazioni di grosso sforzo, i materiali biorassorbibili di TPC sembrerebbero più adatti specialmente in zone non patologiche in cui ci si attendono riassorbimento e sostituzione ossea. Più adatti quindi alle zone in cui gli sforzi sono soprattutto di carattere compressivo e in cui i procedimenti tradizionali di innesto d'osso (esempio, riassorbimento-sostituzione) hanno mostrato di essere assai inefficaci nel ricostruire o mantenere l'osso; l'esempio più significa-



Fig. 69 - La radiografia eseguita 1 anno e 3 mesi dopo l'intervento corrisponde alle misurazioni della sonda, che indicavano un aumento di 3 mm nell'altezza dell'osso



Fig. 71 - Paziente A.H., donna di 52 anni, che presentava un difetto di 12 mm (dal colletto anatomico all'apice della tasca) sulla superficie mesiale del dente 47. La radiografia pre-operatoria mostra il difetto prima dell'introduzione di TPC

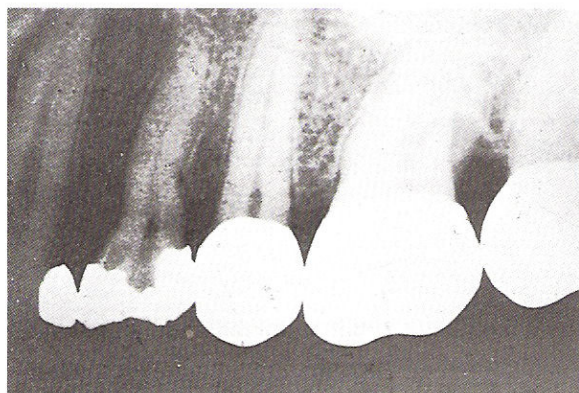


Fig. 70 - La radiografia dopo 5 anni dall'intervento corrisponde alle misurazioni con la sonda, che indicavano un aumento costante di 3 mm nell'altezza dell'osso

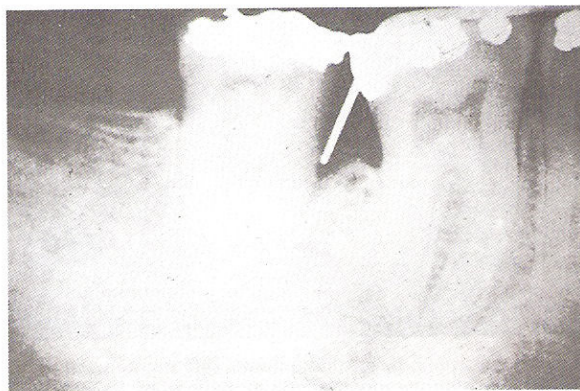


Fig. 72 - Il difetto, con la sonda in posizione, è mostrato radiograficamente a 2 anni dall'intervento. Le misurazioni con la sonda indicano un aumento nell'altezza dell'osso di 5,5 mm

10.

tivo è la cresta alveolare dell'uomo, proprio la zona in cui questi materiali vengono utilizzati e osservati. I risultati ottenuti conducono alla conclusione che i materiali da impianto composti di fosfato di calcio sono probabilmente i materiali da impianto sintetici per tessuto duro maggiormente biocompatibili fra quelli conosciuti. La limitazio-

ne principale dei materiali da impianto di fosfato di calcio sta nella loro natura ceramica, e quindi nelle loro proprietà meccaniche, che limitano molto la loro utilizzazione come elementi implantari a sostegno di protesi.

Sebbene alcune applicazioni di impianti di fosfato di calcio siano già utilizzate nella normale pratica

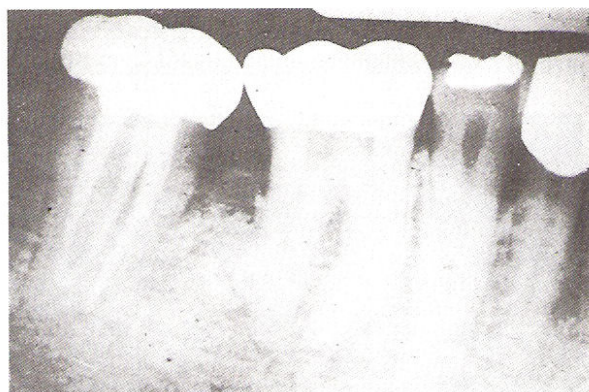


Fig. 73 - Dopo 5 anni dall'intervento, sembra che il difetto in posizione mesiale rispetto al dente 47 abbia continuato a registrare l'aumento osseo rilevato 3 anni prima. In questa radiografia sono evidenti la terapia canalare e la ricostruzione della corona

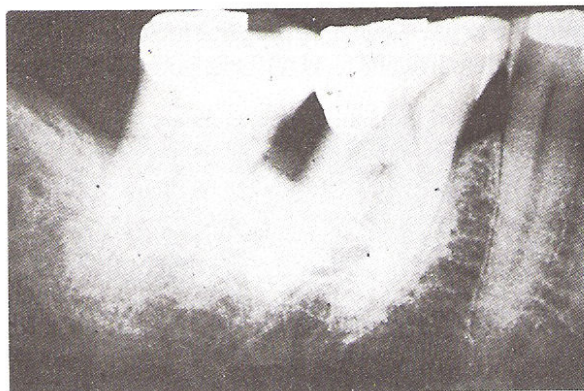


Fig. 75 - L'evidenza radiografica ottenuta 1 anno e 4 mesi dopo l'operazione conferma i risultati delle misurazioni tramite sonda, che attestavano l'aumento dell'osso di 5 mm e di 3 mm sulle superfici distali dei denti 46 e 47



Fig. 74 - Paziente E.B., donna di 62 anni, che presentava difetti marginali all'osso parodontale distalmente ai denti 46 e 47, che misuravano rispettivamente 9 e 8 mm. La radiografia fu eseguita 4 mesi prima dell'inserimento chirurgico del TPC

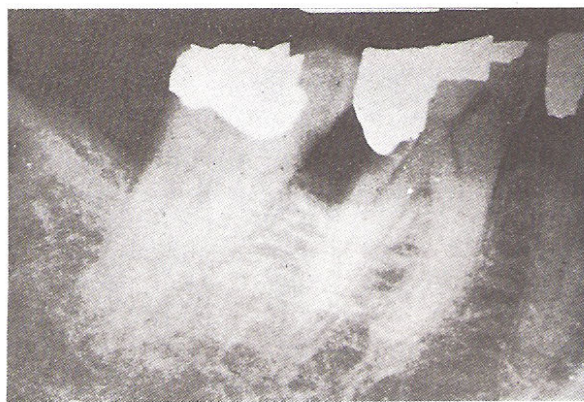


Fig. 76 - 4 anni dopo l'operazione, le misurazioni dei difetti con la sonda mostrano una aumentata altezza dell'osso alle superfici distali dei denti 46 e 47 rispettivamente di 6 e 3 mm. 4 anni e 5 mesi dopo l'inserimento del TPC, il dente 46 fu sottoposto ad una frattura lineare durante la terapia endodontica e fu estratto

clinica, sembra tuttavia ragionevole pensare che lo sfruttamento dei fosfati di calcio della seconda e terza generazione potrà produrre una serie molto maggiore di materiali protesici composti di qualità superiore. Una conferma di ciò è fornita da rapporti di recenti studi che descrivono le caratteristiche di grande adesione all'osso di impianti metal-

lici rivestiti di fosfato di calcio.

Sia a causa della capacità di divenire chimicamente legato all'osso, e quindi parte integrante del tessuto vivo, sia per il fatto di essere un composto chimico privo di effetti tossicologici, il fosfato di calcio apre nuove prospettive di sviluppo nel campo delle protesi di tessuto duro tradizionalmente

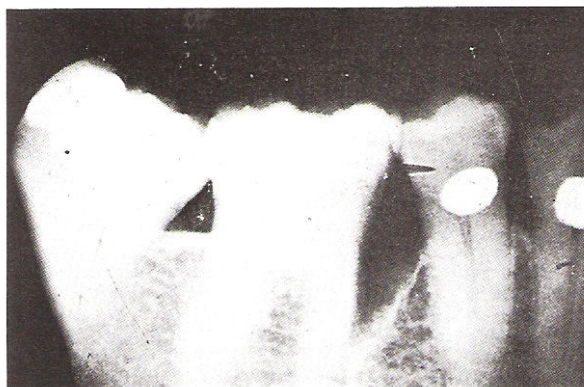


Fig. 77 - Paziente I.G., donna di 55 anni, che presentava un difetto di 11 mm sulla superficie mesiale del dente 46. La radiografia pre-operatoria mostra il difetto prima dell'inserimento di TPC



Fig. 79 - Dopo 3 anni e 3 mesi dall'intervento, le misurazioni con la sonda evidenziano un aumento in altezza dell'osso di 7,5 mm. La sostituzione del TPC con l'osso appare evidente nella radiografia

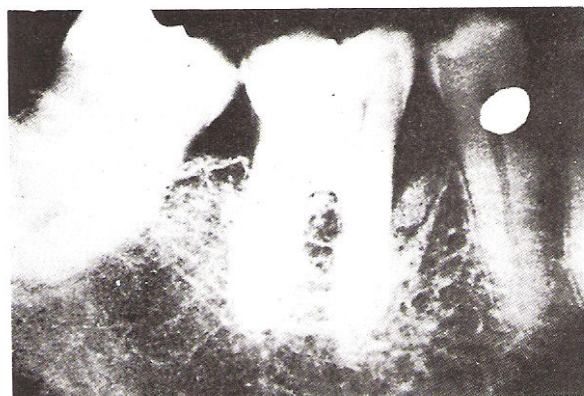


Fig. 78 - Una radiografia di 4 mesi e mezzo dopo l'intervento mostra i granuli di TPC nel difetto osseo. Le misurazioni con la sonda evidenziano un aumento di 4,5 mm nell'altezza dell'osso



Fig. 80 - Paziente B.H., donna di 43 anni, che presentava un difetto di 12 mm distalmente al dente 25 e un difetto di 6 mm mesialmente al dente 26 (difetti misurati dal colletto anatomico alla tasca). Il TPC fu inserito nei difetti adiacenti

10.

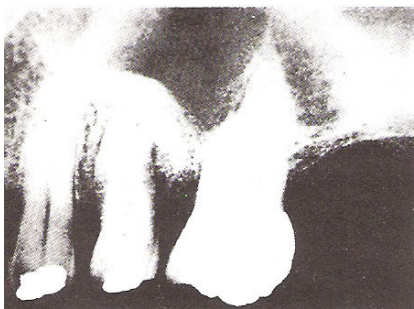


Fig. 81 - 4 mesi più tardi, i difetti furono radiografati e le misurazioni con la sonda indicavano un aumento nell'altezza dell'osso di 8 mm al dente 25 e di 3 mm al dente 26. Solo alcuni granuli di TPC sono visibili



Fig. 82 - Dopo 2 anni e mezzo dall'inserimento di TPC, la riduzione del difetto è radiograficamente evidente. Le misurazioni dal colletto anatomico all'apice della tasca mostrano che l'altezza dell'osso è aumentata di 9 mm distalmente al dente 25 e di 3 mm mesialmente al dente 26

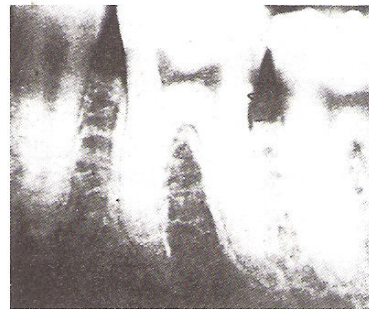


Fig. 83 - Paziente J.P.C., uomo di 30 anni, con un difetto del periodonto marginale in posizione distale ai denti 36 e 37

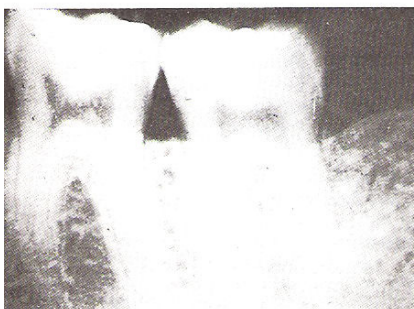


Fig. 84 - 7 mesi dopo l'inserimento di TPC, la sonda rivelò un aumento di 5 mm nell'altezza dell'osso. Radiograficamente, tutto il difetto, fino all'altezza della cresta, appare riempito di osso



Fig. 85 - L'immagine radiografica e le misurazioni con la sonda eseguite 13 mesi dopo l'intervento appaiono identiche rispetto a quelle precedenti

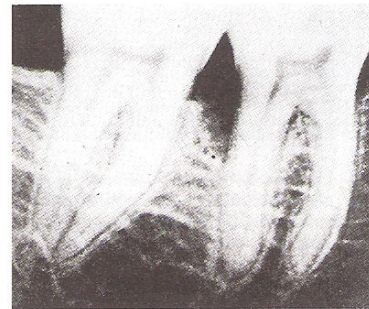


Fig. 86 - Paziente A.K., uomo di 32 anni, con un difetto al periodonto marginale di 9 mm distalmente al dente 46. Fu inserito chirurgicamente del TPC. Radiografia pre-operatoria

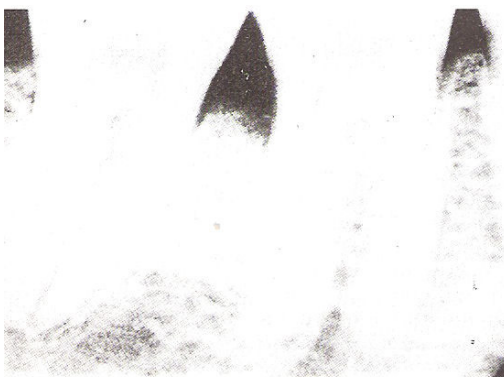


Fig. 87 - 1 anno dopo l'intervento, la misurazione con la sonda indicava un aumento di 5,5 mm nell'altezza dell'osso. La valutazione radiografica conferma le misurazioni del difetto riparato



Fig. 88 - Lo stesso paziente aveva anche un difetto di 8 mm in posizione mesiale al dente 37, nel quale fu inserito dell'osso autogeno intraorale



Fig. 89 - 1 anno dopo l'operazione, la misurazione con la sonda mostra un aumento di 5,5 mm nell'altezza dell'osso. La valutazione radiografica, mentre conferma le misurazioni con la sonda, suggerisce la persistenza di un certo affossamento e di una possibile crescita epiteliale verso il basso

dominato dalla necessità di ottenere la biocompatibilità e la fissità puramente meccanica.

Una serie di casi che sono stati trattati con il TPC sono visibili nelle radiografie da figura 65 a figura 89.

Qui di seguito sono pubblicate invece le radiografie di casi trattati dall'Autore con vari tipi di materiali osteoriproduttori (da figura 90 a figura 96 e figg. 68, 74, 79, 91).

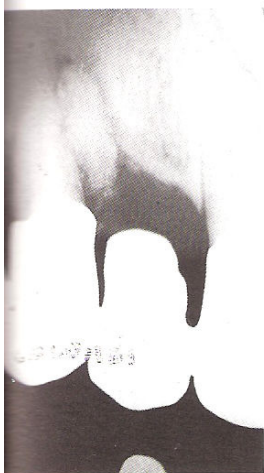


Fig. 90 - Premolare pilastro di ponte con atrofia ossea marginale riparata con fosfato tricalcico (Augmen)

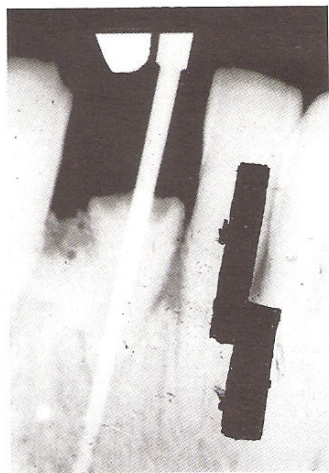


Fig. 91 - Impianto transradicolare. Atrofia marginale intorno al dente. Riparazione con idrossiapatite (Calciite)

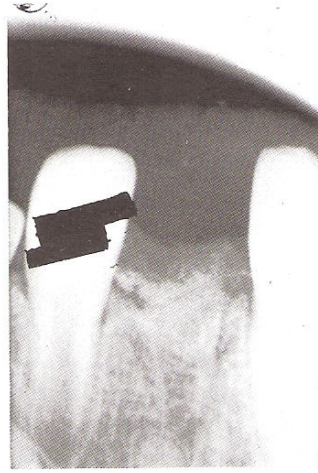


Fig. 92 - Atrofia marginale post-estrattiva. Ricostruzione dell'alveolo con fosfato tricalcico (Synthograft)



Fig. 93 - Atrofia marginale post-estrattiva. Ricostruzione dell'alveolo con idrossiapatite (Permagraft)

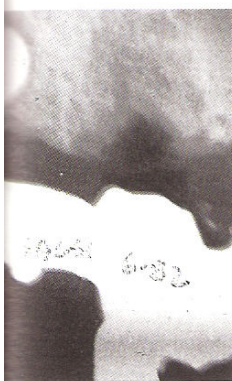


Fig. 94 - Lo stesso caso radiografato prima del trattamento

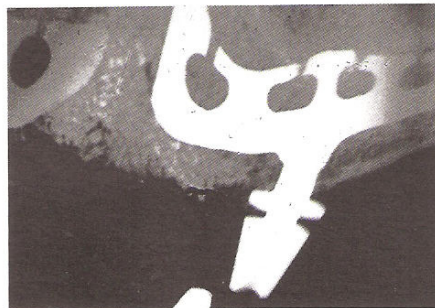


Fig. 95 - Atrofia ossea periimplantare. Trattamento con fosfato tricalcico (Synthograft)

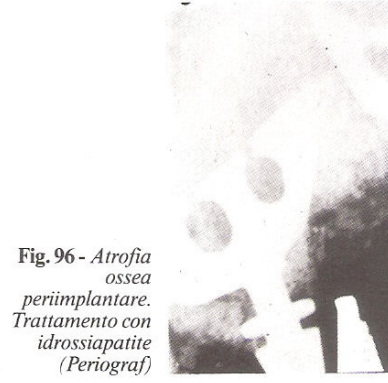


Fig. 96 - Atrofia ossea periimplantare. Trattamento con idrossiapatite (Periograf)

11.

L'IMPLANTOLOGIA OGGI

Oggi l'implantologia, facendo tesoro delle esperienze antiche e dei ritrovati e delle tecniche più recenti, ha indubbiamente raggiunto un buono standard. I metalli si sono raffinati e vi si sono aggiunti materiali ceramizzati, quelli ricoperti di idrossiapatite, quelli "plasma coated", i vitrocarbionosi (4, 5, 52, 53, 55, 110). Ma quelli che dominano ancora il campo sono il titanio per gli impianti endoossei e il vitallium per gli iuxtaossei, cioè i metalli più classici descritti nella prima parte di questa trattazione. Altre sostanze, come l'idrossiapatite o il fosfato tricalcico, vengono usate per sostituire in parte o in toto il processo alveolare, o anche, come detto sopra, per ricoprire gli impianti. E, infine, si attua l'osteointegrazione.

Ma non si pensi che questa sia una novità assoluta: l'osteointegrazione è quel risultato di un impianto che una volta si chiamava "una perfetta ossificazione" (fig. 9). E si ottiene eseguendo degli impianti "sommersi", che già si facevano almeno 12 anni fa.

Vorrei, per concludere questo lavoro, fare un po' di luce sui termini (apparentemente nuovi) di osteointegrazione e osteofibrointegrazione, allo scopo di chiarire un poco le idee specialmente ai più giovani, che non hanno potuto vivere giorno dopo giorno l'evoluzione dell'implantologia fin dai primordi della fase moderna (circa 30 anni fa), che è stata la più ricca di scoperte. Quella che ha determinato l'accettazione da parte dei più dell'implantologia come una realtà ormai acquisita.

11.1. OSTEOFIBROINTEGRAZIONE (IMPIANTI OSTEOFIBROINTEGRATI)

Fin dai primordi dell'implantologia endoossea si è sempre cercato di inserire l'elemento implantare

profondamente nell'osso e nella maniera più precisa, al fine di ottenere la migliore aderenza possibile dell'osso alveolare, ed eventualmente basilare, alla superficie dell'impianto. Si è però sempre ottenuta una buona, a volte ottima, aderenza, ma sempre con l'interposizione, fra impianto ed osso, di uno strato più o meno spesso di tessuto fibroso. Si creava così quella ritenzione osteofibrosa che da sempre è stata considerata la miglior condizione possibile per il successo di un impianto. Quello strato di tessuto fibroso fu considerato da Perron Andrès l'equivalente implantare del periodonto, tanto che egli lo chiamò "peri-impianto", e Bodine "tipico connettivo implantare". Questo strato fibroso ha sempre consentito ad un impianto di venire collegato ai denti naturali, dato che pure questi ultimi, possedendo il periodonto, non si trovano in situazione di anchilosi con l'osso alveo-

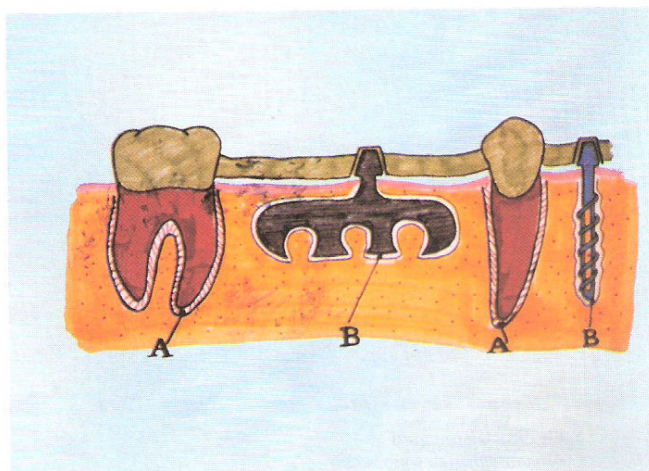


Fig. 97 - Il peri-impianto ha sempre consentito ad un impianto di venire collegato ai denti naturali, dato che anche questi non si trovano in condizione di anchilosi con l'osso alveolare (A: periodonto, B: peri-impianto)

11.

lare (fig. 97). Questo collegamento impianto-dente, come vedremo in seguito, non sarebbe indicato con gli impianti osteointegrati (fig. 98), appunto per il fatto che, in quel caso, si avrebbe l'unione fra un elemento fisso (l'impianto osteointegrato) e un elemento su base elastica (il dente).

Gli impianti che oggi vengono chiamati "osteofibrointegrati", cioè quelli che conservano il "peri-impianto", sono sempre stati eseguiti (e lo sono tuttora, perché non hanno affatto perduto la loro validità nei confronti degli impianti osteointegrati) con strumenti precisi sì, ma non tanto da non lasciare anche qualche spazio vuoto fra impianto ed osso. Gli elementi implantari stessi, per la loro foggia, non consentono una completa osteointegrazione. Per esempio, le viti hanno spesso un collo più sottile del fusto e a volte sono cave internamente (fig. 99).

Le lame, a loro volta, non soltanto vengono inserite con frese che scavano una fessura corrispon-

dente "all'incirca" al loro volume, ma esse stesse hanno un profilo triangolare e il loro corpo è perforato (fig. 100). Tutte caratteristiche, queste, che impediranno una vera e propria osteointegrazione.

Altra caratteristica degli elementi implantari osteofibrointegrati è che vengono introdotti interi nell'osso alveolare, ed il loro moncone viene lasciato sporgere dalla fibromucosa. Saranno in tal modo "costretti" a lavorare al più presto, non appena costruita la protesi (fig. 101). (Gli osteointegrati, invece, vengono inseriti nel mondo seguente: il corpo dell'impianto viene sommerso nell'osso e il moncone è inserito solo dopo alcuni mesi).

11.2. OSTEOINTEGRAZIONE (IMPIANTI OSTEOINTEGRATI)

Fino a pochi anni fa lo strato fibroso che circondava gli impianti, sia endossei sia iuxtaossei (il

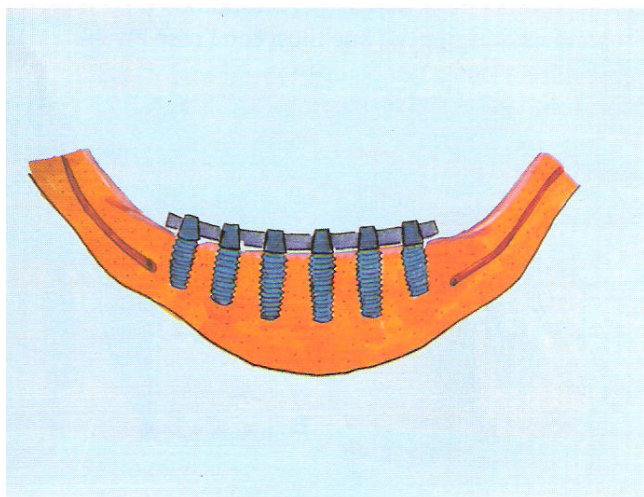


Fig. 98 - Gli impianti osteointegrati devono venire collegati soltanto fra di loro. Essendo, infatti, in uno stato di anchilosi, non sarà indicato unirli ai denti naturali che, invece, hanno un periodonto

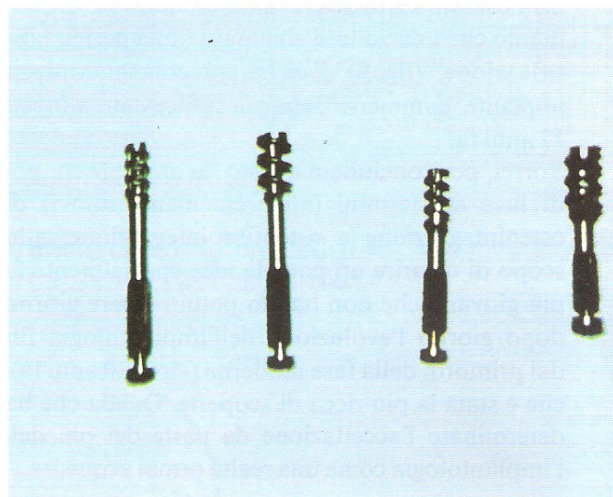


Fig. 99 - Negli impianti osteofibrointegrati rimane sempre uno spazio fra lo strumento perforante e l'osso. Gli elementi implantari stessi non consentono, per la loro forma, una osteointegrazione completa. Le viti, ad esempio, hanno spesso un collo più sottile del fusto e a volte sono internamente cave

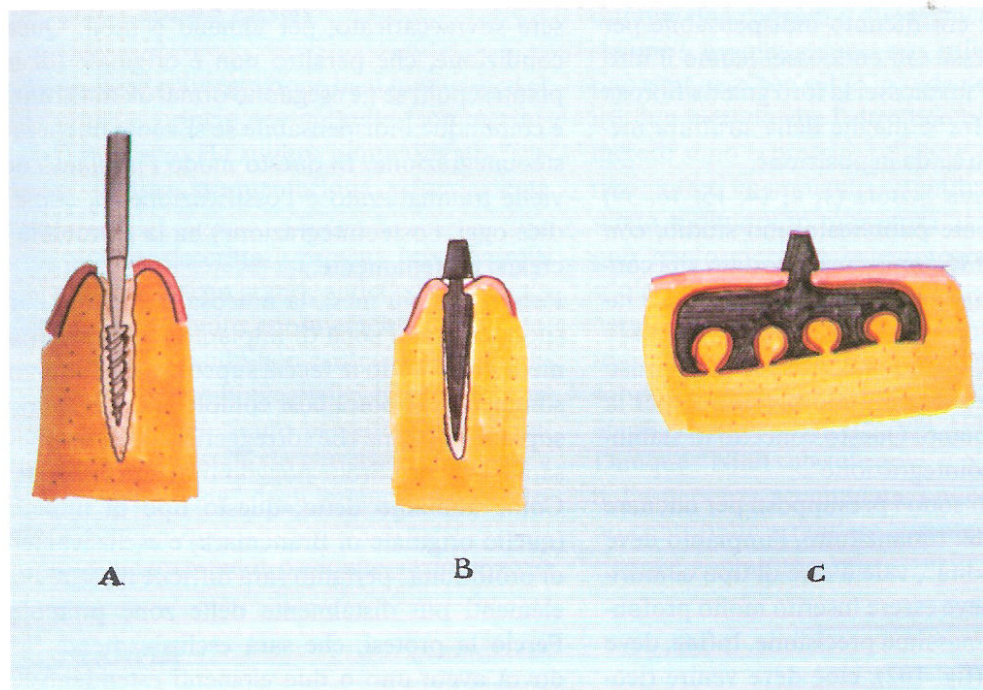


Fig. 100 - Le frese per le lame scavano una fessura che corrisponde "all'incirca" al volume delle lame (A). Le lame hanno un profilo triangolare, che lascia alcuni spazi liberi (B). Inoltre, il loro corpo è perforato (C)

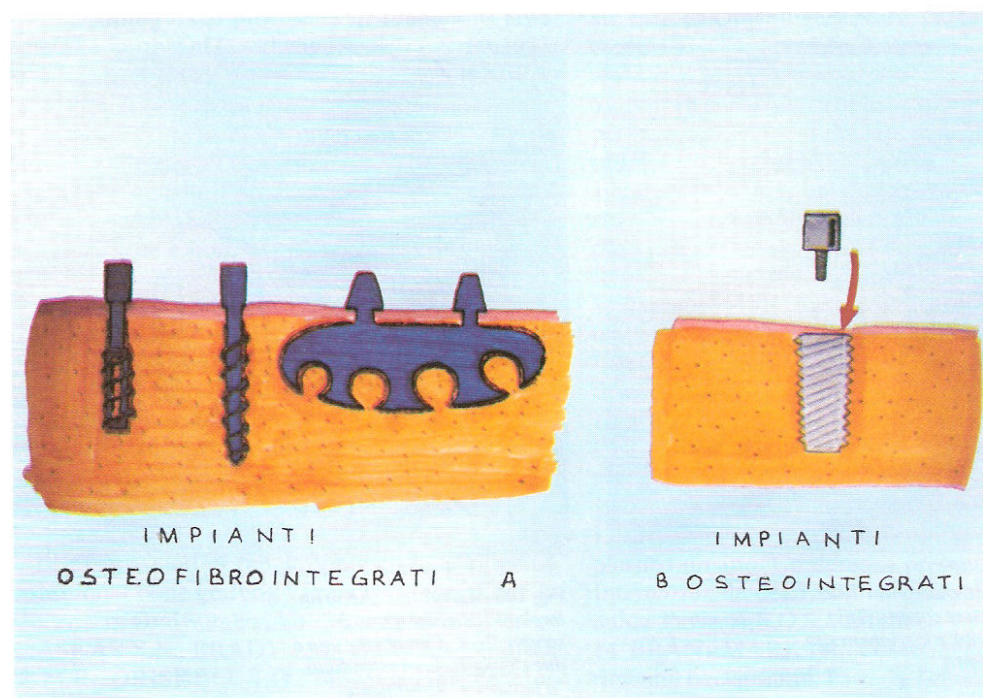


Fig. 101 - Gli impianti osteofibrointegrati sono inseriti "interi" e in un tempo solo. Il loro moncone viene lasciato fuoriuscire dalla mucosa e gli impianti vengono fatti "lavorare" non appena costruita la protesi (A). Il contrario avviene per gli impianti osteointegrati, il cui corpo è sommerso e i cui monconi vengono inseriti solo dopo alcuni mesi

11.

“peri-impianto”), era ritenuto indispensabile per la tenuta degli stessi. Gli endossei hanno il loro peri-impianto, gli iuxtaossei la loro guaina fibrosa che, penetrando fra le maglie della struttura metallica, la tiene ben salda in posizione.

Brånemark e la sua Scuola (1, 2, 14, 15, 16, 39) hanno recentemente pubblicato uno studio, con un “follow-up” di 15 anni, che ha portato alla conclusione che gli impianti più stabili sono quelli intorno ai quali si forma uno strato robusto di osso puro, senza, cioè, quello strato di tessuto fibroso che è sempre stato ritenuto indispensabile per la stabilità degli impianti. Questo concetto di stabilità si chiama “osteointegrazione”.

Ma vediamo quali sono i presupposti per ottenere l’osteointegrazione. Innanzitutto, l’impianto deve essere “di profondità”, vale a dire di tipo cilindrico, o a vite. Poi, deve essere inserito molto profondamente e con la massima precisione. Infine, deve essere “sepolto” (fig. 102), cioè deve venire ricoperto dalla mucosa, e lasciato a dimora, senza es-

sere sovraccaricato, per almeno 6 mesi. Questa condizione, che peraltro non è originale (di impianti sepolti se ne eseguono ormai da molti anni), è comunque indispensabile se si vuole ottenere osteointegrazione. In questo modo l’impianto non viene traumatizzato e l’ossificazione (o, come si dice oggi, l’osteointegrazione) ha la possibilità di crearsi perfettamente.

Passati 6 o più mesi, la mucosa, nel punto corrispondente alla zona di impianto, viene asportata mettendo a nudo la faccia superiore dell’impianto sommerso. Si potrà così completarlo avvitandovi sopra il moncone che sorreggerà la protesi. Questa sarà fissa, con corone poggianti su tutti i pilastri.

Come abbiamo detto, questo tipo di impianto (quello originale di Brånemark) è esclusivamente di profondità; pertanto sarà difficile inserire degli elementi più distalmente delle zone premolari. Perciò la protesi, che sarà esclusivamente fissa, dovrà avere uno o due elementi estendenti “a bandiera” distalmente (fig. 103).

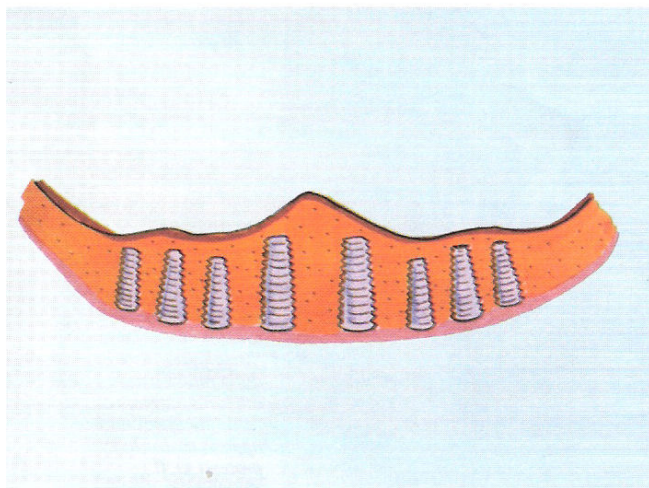


Fig. 102 - L'impianto osteointegrato deve essere “sepolto”, cioè essere coperto dalla mucosa, una volta inserito, e lasciato in situ, senza essere sovraccaricato, per almeno 6 mesi

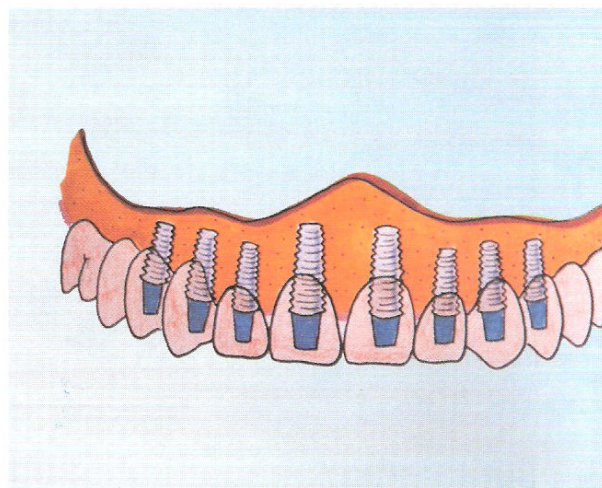


Fig. 103 - La protesi, che su un impianto osteointegrato è sempre fissa, dovrà avere uno o due elementi che si estendono “a bandiera” distalmente

11.3. CONSIDERAZIONI

Il metodo di osteointegrazione ha il merito di aver posto l'accento principalmente sulla "sommersione" dell'impianto. Ha inoltre puntualizzato l'importanza di una strumentazione estremamente precisa.

Questa tecnica, descritta e provata con controlli clinici a distanza e con grande serietà dalla Scuola svedese, ha contribuito enormemente ad aumentare (o a creare, quando non esisteva), la credibilità degli impianti. In ultima analisi, ha puntualizzato che il metodo più sicuro per affrontare un impianto endoosseo totale (lo iuxtaosseo fa storia a sé) è la "sommersione" degli impianti e la loro tenuta a dimora senza carico per alcuni mesi.

Osteofibrointegrazione e osteointegrazione sono

dunque due concetti e due tecniche in contrapposizione? Assolutamente no. Infatti un impianto può rimanere ben saldo in sede per anni, sia che si usi l'un metodo che l'altro perché, in realtà, i due metodi sono espressioni diverse di una stessa natura: infatti un impianto osteofibrointegrato, se lasciato a dimora in mancanza assoluta di traumi, può trasformarsi in osteointegrato. E così quest'ultimo può diventare osteofibrointegrato se, col tempo, dalla protesi che lo sovrasta riceve dei traumi continui superiori al limite massimo di sopportazione della sede stessa (67, 69, 78, 83, 84, 86, 88, 89, 93, 95, 100, 108, 109, 113, 114).

Dunque "Nihil sub sole novi"? No, i progressi fatti, l'esperienza accumulata, i nuovi materiali hanno contribuito a rendere la materia, oggi, pratica, sicura e, soprattutto, utile.

BIBLIOGRAFIA

1. ADELL R.: Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. Estr. da The Journal of Prosthetic Dentistry, N. 50, 1983.
2. ADELL R., LEKHOLM U., ROCKLER B., BRÄNEMARK P.I.: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Estr. da International Journal of Oral Surgery, N. 10, 1981.
3. ASHMAN A., BRUINS P.: A new immediate hard tissue replacement (HRT Polymer) for bone in the oral cavity. Estr. da The Journal of Oral Implantology N. 10, 1982.
4. BABBUSH C.: Titanium plasma sprayed screw implant system for reconstruction of the edentulous mandible. Estr. da Dental Clinic of North America, N. 30, gennaio 1986.
5. BABBUSH C., SALON J.M., ROBBINS A.M., FRANKEL H.: Prosthetic and laboratory procedures for the titanium plasma sprayed (TPS) screw implant system. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 1, 1987.
6. BELL: Correction of the atrophic alveolar ridge by interpositional bone grafting - Progress report. Estr. da The Journal of Oral Surgery, Vol. 36, settembre 1978.
7. BHASKAR S.N., BRADY J.M., GETTER L., GROWER M.R., DRISKELL T.D.: Biodegradable ceramic implants in bone. Electron and light microscopic analysis. Estr. da Oral Surgery N. 32, 1971.
8. BILLINGS: Focal Infections. New York, Appleton and Co., 1921
9. BODINE R.L. Jr.: Canine experimentation with subperiosteal prosthodontic implants. Estr. da The Journal of Implant Dentistry, N. 2, novembre 1955.
10. BODINE R.L. Jr.: Macroscopic and microscopic study of a mandible with a 12 year implant denture in place. Estr. da Newsletter of the American Academy of Implant Dentistry, gennaio 1967.
11. BOYNE P.: Impact of Duraplate as a bone grafting material in Oral and Maxillofacial Surgery. Estr. da The Compendium of Continuing Education in Dentistry, Suppl. N. 2, 1982.
12. BOYNE P., FREMMING B.D., WALSH R., JARCHO M.: Evaluation of a ceramic hydroxyapatite in femora defects. Estr. da The Journal of Dental Research, 1978.
13. BRANCHIN C.: Rilievi istologici su impianto alloplastico umano. Conferenza presentata al II Simposio Internazionale degli Impianti Alloplastici a scopo protetico. Pavia, A.E.O.S.I. Editrice.
14. BRÄNEMARK P.I.: Osseointegration and its experimental background. Estr. da The Journal of Prosthetic

11.

Dentistry, N. 50, 1983.

15. BRÅNEMARK P.I., HANSSON B.O., ADELL R., BREINE V., LINDSTROM J., HALLEN O., OHMAN A.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10 year period. Stoccolma, Almquist and Wiksell International, 1977.
16. BRÅNEMARK P.I., ZARB G., ALBREKTSSON T.: Osseointegration in Clinical Dentistry. Berlino, Quintessenz Verlags GmbH, 1985.
17. BRUNSKI J., HIPPI J.A., EL-WAKAD M.: Dental implant design: biomechanics and interfacial tissues. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 3, 1986.
18. CAPOZZI L., BENAGIANO A.: Complete Implants: a five years report. Estr. da Dental Abstracts, N. 4, giugno 1959.
19. CHERCHEVE R.: Les implants endosseux. Parigi, Maloine, S.A., 1962.
20. CIRIELLO G., TOLDO V.: Biological experiments on materials used in alloplastic perimaxillary implants. Estr. da International Dental Journal, marzo 1958.
21. DELITALA F.: Endoprotesi in sostituzione di parti interne del corpo umano. Bologna, Cappelli, 1956.
22. DENISSEN H.W., DE GROOT K., KAKKES P., VAN DEN HOOFF A., KLOPPER P.J.: Animal and human studies of sintered hydroxyapatite as a material for tooth root implants. Conferenza presentata al I Congresso Mondiale sui Biomateriali. Baden, marzo 1980.
23. DRISKELL T.D., HASSLER C.R., MCCOY L.R.: The significance of resorbable bioceramics in the repair of bone defects. Conferenza presentata al XXVI Congresso Annuale della English Association of Biomaterials. 1973.
24. DRISKELL T.D., HASSLER C.R., TENNERY V.J., MCCOY L.R., CLARKE W.J.: Calcium phosphate resorbable ceramics: a potential alternative to bone grafting. Estr. da The Journal of Dental Research, 1973.
25. DUQUETTE P.: An evaluation of the osteogenic potential of a porous single-phase, tricalcium phosphate ceramic. Tesi per ottenere il Master Degree presentata alla Indiana University, 1973.
26. FERRARO J.W.: Experimental evaluation of ceramic calcium phosphate as a substitute for bone grafts. Estr. da Plastic Reconstructive Surgery, N. 63, 1979.
27. FORMIGGINI M.: Impianti alloplastici endomascellari con viti metalliche cave. Estr. da Atti del Simposio sugli Impianti Alloplastici, 1955.
28. FORMIGGINI M.: Impianti alloplastici endosseivi a mezzo di infibulazione endomascellare. Lezione tenuta al Corso di Aggiornamento dell'Università di Siena. Tip. Nuova Siena, 1956.
29. GERSHKOFF A., GOLDBERG N.I.: Case histories and reports. Mandibular implant inserted on half jaw and half rib graft. Estr. da The Journal of Implant Dentistry, N. 1, maggio 1955.
30. GERSHKOFF A., GOLDBERG N.I.: Implant Dentures. Filadelfia, J.P. Lippincott Co., 1957.
31. GETTER L., BHASKAR S.N., CUTRIGHT D.E., PEREZ B., BRADY J.M., DRISKELL T.D., O'HARA M.J.: Three biodegradable calcium phosphate slurry implants in bone. Estr. da The Journal of Oral Surgery, N. 30, 1972.
32. GOLDBERG N.I., GERSHKOFF A.: Six year progress report on full denture implants. Estr. da The Journal of Implant Dentistry, N. 1, novembre 1954.
33. GOLEC T.: Clinical use of hydroxylapatite to augment the atrophic maxilla and mandible. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 4, 1984.
34. GROSS P.P., GOLD L.: Compatibility of Vitallium and Austanium in completely buried implants in dogs. Estr. da Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology, N. 10, luglio 1957.
35. HAMMER H.: Der histologische Vorgang bei der Zahnreplantation. Estr. da Deutschen Zahn, Mund, und Kieferchirurgie, 2, 1934.
36. HAMMER H.: Il reimpianto biologico dei denti. Estr. da Mondo Odontostomatologico, Vol. III, maggio-giugno 1967.
37. HAMMER H.: Replantation and implantation of teeth. Estr. da The International Dental Journal 5, 1975.
38. HAMMER H., PALAZZI S.: Indicazioni e controindicazioni degli impianti alloplastici. Conferenza presentata al I Simposio di Pavia sugli Impianti Alloplastici, 1955.
39. HANSON H.A., ALBREKTSSON T., BRANEMARK P.I.: Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. Estr. da The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 50, luglio 1983.
40. HELLER A.L., KOENIGS J.F., BRILLIANT J.D., MELFI R.C., DRISKELL T.D.: Direct pulp capping of permanent teeth in primates using a resorbable form of tricalcium phosphate ceramic. Estr. da The Journal of Endodontics, N. 11, 1975.
41. HERSCHFUS L.: Further pathologic studies of implants in dogs. Estr. da The Journal of Prosthetic Dentistry, N. 2, novembre 1955.
42. HERSCHFUS L.: Histopathologic findings on Vitallium implants in dogs. Estr. da The Journal of Prosthetic Dentistry, N. 4, maggio 1954.

11.

43. HERSCHFUS L.: Histopathologic studies of five-year implants in dogs. Estr. da The Journal of Prosthetic Dentistry, N. 4, 1957.
44. HERSCHFUS L.: Histopathology in animal Implantodontics. Estr. da The Journal of Implant Dentistry, N. 5, novembre 1958.
45. HERSCHFUS L.: Progress report on implants: histopathologic findings in dogs and a clinical report in a human. Estr. da The Journal of Implant Dentistry, N. 1, maggio 1955.
46. HERSCHFUS L.: Use of Tantalum powder with Vitallium intra-periosteal implants. Estr. da The Journal of Implant Dentistry, N. 7, giugno 1961.
47. HULBERT S.F.: Biomaterials: the case for ceramics. Conferenza presentata al Simposio Use of Ceramics in Surgical Implants. Clemson University, febbraio 1969.
48. JARCHO M., BOLEN C.H., THOMAS M.B., BOBICK J., KAY J.F., DOREMUS R.H.: Hydroxyapatite synthesis and characterization in dense polycrystalline form. Estr. da The Journal of Material Sciences, N. 11, 1976.
49. JARCHO M., SALSBURY R.L., THOMAS M.B., DOREMUS R.H.: Synthesis and fabrication of beta-tricalcium phosphate ceramics for potential prosthetic applications. Estr. da The Journal of Material Sciences, N. 14, 1979.
50. KENT J.N., FINGER I., MATUKAS V., CASTLEBERRY D.J., CRANIN N., WAITE D.E., LUND B.A.: Review of clinical experiences with Durapatite. Estr. da The Compendium of Continuing Education in Dentistry, suppl. N. 2, 1982.
51. KENT J.N., JAMES R., FINGER I., JARCHO M., TAGGART J., COOK S.: Augmentation of deficient edentulous alveolar ridges with dense polycrystalline hydroxyapatite. Conferenza presentata al I Congresso Mondiale sui Biomateriali. Baden, 1980.
52. KIRSCH A.: Plasma-sprayed titanium - IMZ implant. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 3, 1986.
53. KIRSCH A.: The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 2, 1983.
54. KOENIGS J.F., HELLER A.L., BRILLIANT J.D., MELFI R.C., DRISKELL T.D.: Induced apical closure of permanent teeth in adult primates using a resorbable form of tricalcium phosphate ceramic. Estr. da The Journal of Endodontics, N. 1, 1975.
55. LEDERMANN P.D.: Titanium-coated screw implants as alloplastic endosteal retention element in the edentulous problematic mandible. Estr. da Quintessence International, N. 12, 1981.
56. LEKHOLM U.: Osseointegrated implants in clinical practice. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 3, 1986.
57. LEVIN M.P., GETTER L., ADRIAN J., CUTRIGHT D.E.: Healing of periodontal defects with ceramic implants. Estr. da The Journal of Clinic Periodontics, N. 1, 1974.
58. LEVIN M.P., GETTER L., CUTRIGHT D.E.: A comparison of iliac marrow and biodegradable ceramic in periodontal defects. Estr. da The Journal of Biomedical Material Research, N. 9, 1975.
59. LEW I.: Study of edentulous mandibles in implant procedures. Estr. da The Journal of Implant Dentistry, N. 5, maggio 1959.
60. LINKOW L.: Bone transplants using the symphysis, the iliac crest and synthetic bone materials. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 2, 1983.
61. LINKOW K.: Theories and techniques of Oral Implantology. St. Louis, C.V. Mosby Company, 1970.
62. LOECHLER P.S.: Surgical, clinical and histopathologic notes on the human implant denture. Estr. da The Journal of Implant Dentistry, N. 1, novembre 1954.
63. LOECHER P.S., MUELLER M.W.: Successful implant dentures. Estr. da The North-West Dental Journal, N. 31, luglio 1952.
64. LUSENA M., CHINI V.: Le infezioni focali. Estr. da Rivista Medica, N. 49, 1933.
65. MORS W.A., KAMINSKY E.J.: Osteogenic replacement of Tricalcium phosphate ceramic implants, in the dog palate. Estr. da Oral Biology, N. 20, 1975.
66. MOSS M.L., ASHMAN A.: Implantation of porous polymethylmethacrylate resin for tooth and bone replacement. Estr. da The Journal of Prosthetic Dentistry, N. 37, 1977.
67. MURATORI G.: Anche il tessuto fibroso facilita la ritenzione. Estr. da Attualità Dentale, N. 17, maggio 1986.
68. MURATORI G.: Come e quando usare gli 'osteoriproduttori' (nella pratica generale e in implantologia). Estr. da JADA-RIS, N. 11, 1985.
69. MURATORI G.: Dal Modus II alla fibroritensione. Estr. da Odontostomatologia & Implantoprotesi, N. 4, 1986.
70. MURATORI G.: Esame istologico di un impianto endosseale estratto dopo 5 anni. Estratto da Rivista Italiana di Stomatologia, N. 3, marzo 1967.

11.

71. MURATORI G.: Evoluzione delle conoscenze sulle infezioni focali. Estr. da *La Clinica*, Fasc. V, 1964.
72. MURATORI G.: Fascino del trapianto dentario. Estr. da *Odontostomatologia & Implantoprotesi*, settembre 1975.
73. MURATORI G.: Foci dentari e impianti alloplastici. Estr. da *Dental Cadmos*, N. 11, 1982.
74. MURATORI G.: Gli 'osteoriproduttori', riassorbibili e non, in implantologia. Estr. da *Odontostomatologia & Implantoprotesi*, N. 6, 1983.
75. MURATORI G.: I denti in officina. Estr. da *Il Girasole*, novembre-dicembre 1981.
76. MURATORI G.: Il 'morsetto' di Muratori per il reimpianto dentario. Estr. da *Odontostomatologia & Implantoprotesi*, N. 2, 1980.
77. MURATORI G.: Il reimpianto come mezzo di conservazione ad oltranza. Estr. da *La Quintessenza*, Vol. IX, novembre 1978.
78. MURATORI G.: Il 'succhiello', elemento bivalente. Estr. da *Rivista Italiana di Stomatologia*, marzo 1987.
79. MURATORI G.: Il Synthograft. Estr. da *Junior Dental*, N. 3, 1982.
80. MURATORI G.: Infezioni focali ed implantologia. Estr. da *Minerva Stomatologica*, N. 7, luglio 1967.
81. MURATORI G.: In tema di conservazione ad oltranza: i denti in officina. Estr. da *Dental Cadmos*, N. 6, giugno 1978.
82. MURATORI G.: Istologia, riassorbimento osteomucoso e rigenerazione ossea in implantologia endoossea. Estr. da *Annali di Stomatologia*, N. 5, maggio 1968.
83. MURATORI G.: I succhielli per impianti totali con protesi fissa. Estr. da *Odontostomatologia & Implantoprotesi*, N. 10, 1986.
84. MURATORI G.: L'ancoraggio universale nell'osteointegrazione e nell'osteofibrointegrazione. Estr. da *Lo Specchietto*, giugno 1987.
85. MURATORI G.: L'attacco epiteliale in implantologia (tolleranza biologica dei materiali). Estr. da *Dental Cadmos*, N. 6, 1984.
86. MURATORI G.: L'elemento osteofibroso modificato. Estr. da *Dental Cadmos*, N. 3, 1978.
87. MURATORI G.: L'impianto endoosseo a sovrastuttura rimovibile e fissa. Dall'intervento alla protesi. Bologna, SAM, 1969.
88. MURATORI G.: L'impianto osteofibroso. Estr. da *Dental Cadmos*, N. 11, 1985.
89. MURATORI G.: L'impianto osteofibroso e Aggiornamenti implantologici 1974-1975. Bologna, Cantelli, 1976.
90. MURATORI G.: *L'Implantologia Orale Multitipo*. Bologna, Cantelli, 1972.
91. MURATORI G.: L'uso clinico del fosfato tricalcico ceramizzato (T.P.C.). Estr. da *Dental Cadmos*, N. 11, 1983.
92. MURATORI G.: L'utilità in conservativa del reimpianto dentario. Estr. da *Rivista Europea di Implantologia*, aprile-giugno 1979.
93. MURATORI G.: Prevention of osseous atrophy and fibrous retention: two concepts in Implantology. Estr. da *The Journal of Oral Implantology*, 1976.
94. MURATORI G.: Replants and Implants: personal methods and histological results. Estr. da *The Journal of Oral Implantology*, 1981.
95. MURATORI G.: The importance of fibrous retention in Implantology. Estr. da *The Journal of Oral Implantology*, N. 2, 1987.
96. NEWMAN C., VAN HUYSEN G.: Tissue reaction to Vitallium implantation. Estr. da *The Journal of Prosthetic Dentistry*, N. 4, novembre 1954.
97. NICHOLS F.C.: Semi-buried denture implants: review of literature and experimental study. Estr. da *The Journal of Oral Surgery*, N. 12, luglio 1953.
98. NIZNICK G.A.: The Core-Vent implant system. The evolution of an osseointegrated implant. Estr. da *Implantologist*, N. 3, 1983-84.
99. PALAZZI S.: *Trattato di Odontologia*, Milano, Hoepli, 1950.
100. PAREL S.: Tissue-integrated prostheses. Estr. da *The Journal of Oral Implantology*, N. 3, 1983.
101. PASQUALINI U.: Reperti anatomo-patologici e deduzioni clinico-chirurgiche da 91 impianti alloplastici in 28 animali da esperimento. Estr. da *Rivista Italiana di Stomatologia*, N. 18, 1963.
102. PERRON ANDRES C.: Biopsia de un implante intraosseo. Sistema Formiggini. Estr. da *Prothesis Dental*, 1959.
103. PERRON ANDRES C.: Fijacion y retencion de los implantes intraoseos del sistema Formiggini. Estr. da *Anales espanoles de Odontostomatologia*, Vol. XX, N. 10, ottobre 1961.
104. PETERSON L.J., PENNEL B.M., MCKINNEY R.V., KLAWITTER J.J., WEINSTEIN A.M.: Clinical radiographical and histological evaluation of porous rooted polymethylmethacrylate dental implants. Estr. da *The Journal of Dental Research*, N. 58, 1979.
105. ROBERTS S.C., BRILLIANT J.D.: Tricalcium phosphate as an adjunct to apical closure in pulpless permanent teeth. Estr. da *The Journal of Endodontics*,

N. 1, 1975.

106. RUSH B.: Medical inquiries and observations. 1809.

107. SELYE H.: La sindrome di adattamento. Milano, I.S.M. Belfanti, 1955.

108. SKALAK R.: Biomechanical consideration in osseointegrated prosthesis. Estr. da The Journal of Prosthetic Dentistry, N. 49, 1983.

109. SKALAK R.: Osseointegration biomechanics. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 3, 1986.

110. SUTTER F., SCHROEDER A., STRAUMANN F.: ITI hollow cylinder system principles and methodology. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 2, 1983.

111. THOMAS M.B., DOREMUS R.H., JARCHO M.: Dense hydroxyapatite: fatigue and fracture strength after various treatments. Estr. da The Journal of Material Sciences, N. 15, 1980.

112. TRAININ B.: Implant materials and the gingival trough. Estr. da Dental Practitioner and Dental Record, N. 8, settembre 1957.

113. VISCIDO A.M.: Submerged functional predictive endosteal blade implants. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 2, 1974.

114. WEISS C.: Tissue integration of dental endosseous implants: description and comparative analysis of the fibro-osseous integration and osseous integration systems. Estr. da The Journal of Oral Implantology, N. 2, 1986.

115. ZEPPONI F.: Reperto istologico di un impianto endosseale. Estr. da Rivista Italiana di Stomatologia, gennaio 1955.

116. ZEROSI C., BARATTIERI: Complete lower subperiosteal implant denture inserted in a dog: histopathologic findings. Estr. da Dental Abstracts, N. 2, novembre 1957.