

**New York University College of Dentistry  
Linhart Continuing Dental Education**

**“Current Concepts in American Dentistry”**

**INTERNATIONAL ACHIEVEMENT CERTIFICATE  
in  
IMPLANTOLOGY & ORAL REHABILITATION**

**Final Report  
“Short dental implants in the rehabilitation of edentulous  
jaws:  
surgical and biological considerations”**

**Author Dr. Matteo Lazzarini, Forlì, Italy**

**Report Advisor: prof. Saverio Ravazzolo, NYU CDE Italy Program Director**

**Academic Year: 2011-2012**

## INDEX

1. INTRODUZIONE . pag 3
2. REQUISITO PER IL SUCCESSO DI IMPIANTI LUNGI E CORTI : LA STABILITA' PRIMARIA . pag 4
3. PROTOCOLLO OSTEOTOMICO PER GLI IMPIANTI CORTI IN OSSO DI SCARSA DENSITA'. pag 6
4. LA SUPERFICIE COME IMPRONTA BIOLOGICA DELL'IMPIANTO. pag 8
5. L'IDROSSIAPATITE. pag 14
6. DESIGN IMPLANTARE . pag 16
7. GESTIONE DELLA GUARIGIONE. pag 16
8. CONCLUSIONI . pag 18

## INTRODUZIONE

L'edentulismo parziale dei mascellari atrofici e' un problema comune. I denti persi possono essere sostituiti da protesi parziali rimovibili che spesso sono poco tollerate dai pazienti in quanto sono ingombranti e poco stabili, oltre al fatto che sono psicologicamente impegnative; la soluzione ideale diventa allora una protesi fissa supportata da impianti.

Sfortunatamente, i mascellari posteriori atrofici, offrono spesso un volume osseo inadeguato ad una terapia impianto-protetica classica a causa di limitazioni anatomiche come il nervo alveolare inferiore ed il seno mascellare. Un volume osseo di 10 – 12 mm di altezza viene considerato generalmente adeguato per consentire il posizionamento di impianti di lunghezza di 9-11 mm, sufficiente a garantire una prognosi a lungo termine della protesi implantare, quando tale volume non e' disponibile le alternative sono due: o si aumenta il volume stesso mediante varie tecniche di innesto in mandibola (1) ed in mascella (2) oppure si possono posizionare degli impianti corti.

Tante sono le tecniche di augmentation ma poche di esse sono state testate in studi clinici randomizzati (RCT).

Le tecniche utilizzate per l'aumento nella mandibola posteriore sono molteplici: varie tecniche rigenerative (GBR) (3-6), tecniche di distrazione osteogenetica (3,5), innesti a onlay (4) e l'uso di innesti interposizionali (7-9); anche le tecniche per il mascellare superiore sono molteplici dalla GBR al rialzo del seno mascellare (9-17).

L'uso di queste tecniche incide in maniera negativa sulla qualita' di vita del pz in quanto sono associate a importanti costi economici e biologici e ad una significativa morbidita' post-operatoria (18-27), inoltre allungano notevolmente i tempi di attesa per il completamento del piano di trattamento.

La presenza di atrofia estrema puo' senz'altro giustificare l'utilizzo di tecniche di augmentation, e considerando che si tratta spesso di chirurgia elettiva solo in casi selezionati puo' non esistere una alternativa terapeutica. Considerando i casi di atrofia verticale intermedia puo' essere interessante valutare il comportamento di impianti corti.

La definizione di impianti corti puo' essere controversa , e la tendenza e' senz'altro quella di ridurre il numero dei millimetri plausibili: alcuni autori considerano "corti" impianti che vanno dai 7 ai 10 mm (28) altri ancora considerano "corti" impianti con una porzione intraossea di 8 mm o meno(29) . Impianti con una lunghezza che vada da 5 a 8 mm sono correntemente usati e ci sono solo studi a breve termine che ne valutano l'efficacia.

Si ritiene comunemente che impianti piu corti di 8 mm non abbiano una buona prognosi a lungo termine, come afferma una review sull'argomento .

#### REQUISITO PER IL SUCCESSO DI IMPIANTI LUNGHI E CORTI : LA STABILITA' PRIMARIA

La stabilita' primaria e' considerata il requisito fondamentale per conseguire l'osteointegrazione (32-33) , essa puo' essere definita come una fissazione iniziale dell'impianto nell'osso, abbastanza forte da resistere alle forze di dislocamento che agiscono sull'impianto a carico dilazionato o immediato. Se tali forze sono in grado di indurre una mobilita' sull'impianto, anche minima, durante la guarigione puo' risultarne un disturbo nel processo di formazione ossea che porta al fallimento dell'impianto durante la fase di osteointegrazione. In poche parole e' la capacita' dell'osso di opporsi al micromovimento implantare, ovviamente, parlando di impianti corti la vera difficolta' e' riuscire a stabilizzare un impianto di pochi mm in osso talvolta di scarsa qualita'.

La stabilizzazione meccanica iniziale si realizza per mezzo di una osteotomia nelletto ricevanete, fatta in modo da ottenere una perfetta congruenza dell'impianto nel sito preparato. Questa procedura consente di avere un buon adattamento dell'impianto nell'osso, definito appunto come stabilita' primaria. Essa dipende da molteplici fattori quali la preparazione chirurgica dell'osso, la geometria dell'impianto, dall'autofilettatura, dalla forma conica o cilindrica, dalla geometria della spira, ma anche dalla struttura dell'osso.

Dopo l'inserimento dell'impianto , il tessuto osseo avvia il processo di guarigione che portera' alla sostituzione dell'osso danneggiato dal trauma chirurgico con osso di nuova formazione che contrae contatti diretti con la superficie implantare. A seguito dell'osteotomia una quota dell'osso perimplantare va in necrosi a causa dell'interruzione vascolare nei canali di Havers e di Volkmann, che vascolarizzano gli osteoni apportando nutrimento e ossigeno per diffusione agli osteociti. L'interruzione vascolare, causata dal taglio delle frese nell'osso, porta a necrosi degli osteociti e, alla

devitalizzazione dell'osso.

Maggiore e' la forza di avvitamento (torque) impressa alla fixture, e maggiore e' la ritenzione meccanica della stessa all'interno dell'osso ; quest'ultimo quindi continua a supportare meccanicamente l'impianto nella fase iniziale della guarigione finche non verra' sostituito da nuovo osso vitale che provvedera' a fornire il supporto osseo necessario alla sopravvivenza a lungo termine dell'impianto (35). Durante questo processo, l'osso iniziale viene progressivamente riassorbito per lasciar spazio al nuovo. Inevitabilmente, questo comporta una certa perdita della stabilita' primaria che perdura finche non si realizza l'osteointegrazione, con la comparsa di una nuova stabilita' legata alla neoformazione ossea, detta appunto "stabilita' secondaria" . La stabilita' secondaria, legata agli eventi biologici del processo di osteointegrazione, e' condizionata da numerosi fattori quali la densita' ossea, la risposta del paziente, la superficie e la geometria implantare e le condizioni di carico durante la guarigione. La conoscenza precisa di questi fenomeni e' di straordinaria importanza al fine di determinare i tempi e le modalita' di carico degli impianti. La micromobilita' degli impianti varia nel tempo in relazione ai cambiamenti della stabilita' primaria e secondaria.

Non essendo possibile distinguere fra le due, la stabilita' effettiva puo' essere definita come stabilita' cumulativa, derivante dalla somma di quella primaria e di quella secondaria. all'inizio, subito dopo il posizionamento, la stabilita' cumulativa coincide con quella primaria, mentre dopo molti mesi, la stabilita' cumulativa sarà data sostanzialmente da quella secondaria. Durante il periodo di guarigione, tuttavia, la stabilita' primaria diminuirà, mentre la stabilizzazione secondaria si avrà solo dopo alcune settimane. Durante questa fase di guarigione la stabilita' cumulativa degli impianti puo' subire rilevanti diminuzioni fin sotto la soglia critica di micromobilita', compromettendo il successo, ed esitando nella fibrointegrazione. Da cio' si desume come sarebbe oportuno sempre perseguire la massima stabilita' primaria possibile soprattutto negli impianti corti, in modo da ipercompensare la naturale diminuzione di fissita' dell'impianto nell'osso in via di rimaneggiamento.

La stabilita' primaria e' legata al torque d'inserimento dell'impianto. Clinicamente, un torque elevato puo' essere ottenuto mediante una sottopreparazione del letto implantare, utilizzando viti coniche autofilettanti ed inserendo forzatamente gli impianti nel letto osseo.

Una procedura di inserimento forzato puo' aumentare la stabilita' primaria, ma certamente crea compressione e deformazione dell'osso perimplantare. Elevate forze di compressione, con torque d'inserimento superiori a 40-45 Ncm sono state ritenute responsabili in passato, di disturbi nella microcircolazione ossea locale, con rischio di necrosi degli osteociti e riassorbimento osseo (36-37).

Tuttavia, l'esperienza degli studi ortopedici sulla stabilizzazione delle fratture ha dimostrato che la compressione della matrice ossea nelle zone di contatto dei monconi, provocata dalle placche o dalle viti a compressione, non induce riassorbimento osseo intorno alle viti da osteosintesi, quando i monconi di frattura sono perfettamente stabili e l'osso corticale non subisce necrosi da

compressione, quando la pressione è applicata tramite fissazioni interne . Al contrario, la compressione dei frammenti migliora la stabilità della riduzione conducendo ad una guarigione senza complicanze e senza riassorbimento. Le piccole zone di deformazione plastica dell'osso dovuta alla compressione meccanica non sono eliminate dal riassorbimento superficiale ma dal rimodellamento interno. La compressione statica applicata all'osso corticale non induce un cambiamento nel tasso di rimodellamento (38), ma favorisce la stabilità rispetto alle forze laterali e di taglio. Nell'area di contatto fra i frammenti compressi non si verifica nessun movimento finché l'effetto del precarico dovuto alla compressione è maggiore delle forze esterne (39).

Per meglio chiarire quest'importante aspetto chirurgico del posizionamento degli impianti è stato condotto uno studio nella mandibola di pecora (40) collocando un gruppo di impianti con elevato torque di inserimento (110 Ncm) ed un gruppo con torque basso (20 Ncm) sull'emimandibola controlaterale. Dopo 7-14-21-28-45 giorni di guarigione sommersa gli impianti sono stati valutati mediante torque di svitamento, istologia ed RFA. I risultati hanno mostrato una riduzione del 50% nei valori di torque di svitamento rispetto al torque d'inserzione già dopo 7 giorni, e fino a 3 settimane dopo l'inserimento nel gruppo ad alto torque d'inserzione, ed un recupero a partire dalla 4a settimana. Nessuno degli impianti inseriti con un alto torque è fallito con incapsulamento fibroso. Tutti gli impianti hanno mostrato valori di ISQ simili nella seconda fase chirurgica, senza distinzione tra impianti con valori di torque di rimozione alti o bassi. In uno studio su animali, Wilke ed coll. (41-42) hanno inserito impianti nella tibia di pecora con un torque di 100 Ncm ed hanno trovato un torque di svitamento di 84-88 Ncm dopo 2 settimane, mentre dopo 3 mesi i valori di svitamento hanno raggiunto 300 Ncm.

Tali considerazioni cliniche e sperimentali portano a considerare che l'exasperazione della ricerca della stabilità primaria non ha impatto negativo sulla osteointegrazione, e quindi, essendo che la possibilità di utilizzare gli impianti corti in osso anche di scarsa qualità passa attraverso la capacità clinica di stabilizzarli, diventa necessario prendere tutti i provvedimenti per esaltare le doti di stabilità primaria dei nostri impianti.

In letteratura tale concetto biologico e clinico è chiaramente dimostrato da Cannizzaro (43) il quale arriva a sperimentare il carico immediato su impianti corti e singoli senza differenza statisticamente significativa con gli impianti a carico dilazionato. La possibilità di ottenere un livello tale di stabilità primaria dipende da :

- tecnica osteotomica
- design della fixture
- superficie implantare
- densità ossea

un atto chirurgico razionale e ponderato sulla base della densità ossea

riscontrata in fase osteotomica, consente di esaltare le caratteristiche biologiche della superficie implantare, in grado di innescare , già' dalle fasi precoci della guarigione, la cascata degli eventi che attraverso l'osteointegrazione portano al successo clinico.

## PROTOCOLLO OSTEOTOMICO PER GLI IMPIANTI CORTI IN OSSO DI SCARSA DENSITA'

La possibilita' di osteointegrare degli impianti corti dipende dalla capacita' del clinico di stabilizzare le fixture in pochi mm di osso e cio' dipende sia dalla densita' ossea che dalla tecnica osteotomica.

Soprattutto a livello del mascellare superiore posteriore puo' capitare di imbattersi in osso di scarsa qualita', e cio' rende cruciale la ottimizzazione della osteotomia in funzione della densita' ossea , la tecnica osteotomica deve percio' essere adattata in maniera reattiva e dinamica, a tali condizioni cliniche. L'utilizzo delle frese deve essere estremamente cauto nel non deformare l'osteotomia in quanto il ridotto volume osseo non consente margine di errore, per cui particolare attenzione deve essere posta nel seguire il corretto asse di inserimento senza ovalizzare l'osteotomia in modo da non compromettere il fitting fra osteotomia ed impianto, eventualmente si puo' impostare l'osteotomia con la fresa pilota senza l'utilizzo di acqua in maniera da garantirsi la migliore visuale possibile, talvolta resa scarsa dall'accesso chirurgico distale. La grande quota di midollare dell'osso D3 e soprattutto D4 fa si che biologicamente il foro iniziale preparato anche solo parzialmente senza acqua , non influisca negativamente sulla salute dell'osso, consentendo la formazione di poco calore e la rapida dissipazione di questo.

Una volta eseguito il foro di entrata e la direzione, possiamo scegliere se usare gli osteotomi o meno, fermo restando l'auspicabile SOTTOPREPARAZIONE del sito.

L'uso degli osteotomi consente di allargare il foro comprimendo l'osso piuttosto che asportandolo come succede usando una fresa, l'eventuale limite potrebbe essere il controllo della direzione e lo scarso accesso, oltre al fatto che il paziente mal sopporta i colpi inferti.

Una alternativa all'uso degli osteotomi puo' essere l'utilizzo dell'impianto stesso come un osteotomo ossia, stabilita una osteotomia iniziale di dimensione opportuna, cioe' sottopreparata si puo' ingaggiare l'impianto con le prime spire e poi con pochi colpi ben assestati si puo' affondarlo a raggiungere la lunghezza giusta. Cio' consente di ovviare all'inconveniente che l'impianto filettato possa appunto " sfilettarsi" a causa della scarsa densita' ossea.

Quando e' necessario sottopreparare diventa importante conoscere come inserire un impianto ad alta velocita'. Nel tentare di inserire un impianto di diametro 5mm in un osteotomia di 4mm, puo' succedere che l'impianto non entri nel foro, necessitando quindi l'allargamento dello stesso , almeno per i primi millimetri, e riducendo cosi' la stabilita' primaria finale.

Ecco che inserendo l'impianto ad alta velocità diventa invece più probabile, l'ingaggio delle prime spire nel foro e l'impianto si posiziona, così nell'osteotomia. L'alta velocità di inserimento, offre poco margine di errore nel controllo dell'affondamento dell'impianto obbligando spesso a fermare il motore non appena l'impianto stesso è appena ingaggiato e quindi, una volta assicurata la fixture all'osso possiamo scegliere se finire l'avvitamento manualmente, o appunto martellando l'impianto, scelta quest'ultima da prediligere nel mascellare superiore dove tale approccio consente, qualora sia necessaria, una certa riflessione della corticale ossea sinusale simulando un piccolo rialzo di seno.

Va da sé che tale procedura è operatore sensibile, difficilmente standardizzabile, e necessitante di una certa esperienza oltre che di intuito clinico.

Una osteotomia corretta consente di avere un impianto saldamente ancorato con un intimo contatto fra osso e superficie implantare, la elaborazione più o meno marcata della trama superficiale può accelerare, o migliorare la guarigione, stimolando diverse popolazioni cellulari a interagire. La superficie può costituire un substrato che stimoli i processi biologici, elevata stabilità primaria significa intimo contatto ed interazione biologica.

## LA SUPERFICIE COME IMPRONTA BIOLOGICA DELL'IMPIANTO

L'osso è un tessuto connettivo di supporto, composto da cellule metabolicamente attive (pre-osteoblasti, osteoblasti, osteoclasti, osteociti, elementi ematopoietici del midollo osseo), integrate in una struttura rigida. Il tessuto osseo non è un'entità statica ma una complessa unità che dinamicamente modifica le proprie caratteristiche in relazione ai vari stimoli (meccanici, bioelettrici, bioumorati) che riceve dall'ambiente circostante. Quotidianamente, l'osso viene rinnovato attraverso un equilibrio di processi di sintesi e riassorbimento, che possono portare ad un incremento o una riduzione della massa ossea secondo esigenze funzionali.

Si è calcolato che il tasso di rinnovamento del tessuto osseo è pari a circa il 10% in un anno, vale a dire che ogni 10 anni un individuo rinnova completamente il proprio apparato di supporto. All'interno di questi meccanismi fisiologici rientrano anche i processi di guarigione dei traumi (fratture o posizionamento di impianti o distrazione ossea) che prevedono la formazione di un coagulo, la sua dissoluzione e la migrazione di cellule totipotenti che, in relazione a variabili d'ambiente (es. pressione parziale di ossigeno o stimoli meccanici), si differenziano in cellule ossee, tessuto fibroso o cartilagineo, il potenziale di guarigione del tessuto osseo è influenzato da una varietà di meccanismi biochimici, biomeccanici, cellulari, ormonali, il continuo alternarsi di fenomeni di deposizione, riassorbimento e rimodellamento facilita il processo di



guarigione.

L'osteointegrazione è un concetto istologico, inizialmente definito da Branemark come la connessione diretta strutturale e funzionale tra una superficie in titanio e la componente ossea in una sorta di "anchilosi funzionale", attraverso la neoformazione ossea che avviene lungo la superficie impiantare. Nel corso degli anni le conoscenze sulla biologia dell'osteointegrazione sono cresciute grazie a numerosi studi in vitro e in vivo, sia su modello animale, che umano.

Mentre in passato si riteneva che il periodo di guarigione impiantare dovesse essere lungo e vincolato a situazioni cliniche, chirurgiche e protesiche molto rigide (guarigione rigorosamente sommersa e carico progressivo), nel corso degli anni si è assistito ad un progressivo mutamento e adattamento dei protocolli clinici.

Questo del resto era già stato ipotizzato dallo stesso Branemark, che per primo riconobbe la necessità di migliorare e raffinare le procedure adottate inizialmente, come del resto avviene per tutte le tecniche pionieristiche. Una delle maggiori evoluzioni nel trattamento impiantare, che di più hanno influito sulla sopravvivenza a breve e medio termine e' la modificazione della superficie impiantare, in maniera da rendere predicibile la integrazione della fixture. Questa evoluzione è stata frutto di una continua ricerca che ha permesso di comprendere in modo sempre più approfondito i meccanismi di guarigione ossea che si attuano subito dopo il posizionamento impiantare e si mantengono in maniera dinamica durante l'intero periodo di funzione dell'impianto. Grazie ai molti studi effettuati si è compreso ad esempio come le fasi più importanti della guarigione ossea siano antecedenti ai fenomeni di pura mineralizzazione del tessuto perimplantare. Per migliorare l'osteointegrazione impiantare sono stati suggeriti ed applicati nel tempo numerosi trattamenti volti a modificare le caratteristiche di superficie (44).

2000). È noto che trattamenti applicati alla superficie impiantare ne inducono modificazioni, sia nella composizione chimica, che nella topografia (45) e la ricerca in questo campo si è indirizzata verso l'ottenimento di superfici che consentissero un maggior contatto osso-impianto (46-47). La superficie dell'impianto rappresenta a tutti gli effetti l'anello di congiunzione tra il corpo umano e la protesi impiantare; attraverso questa interfaccia vengono scaricate le forze occlusali durante la funzione.

La superficie impiantare quindi, non solamente deve favorire la guarigione ossea, ma anche mantenerla nel tempo.

I meccanismi che entrano in gioco durante la guarigione del sito impiantare sono stati enunciati da Davies: osteoconduzione, neoformazione e rimodellamento osseo (48). L'osteoconduzione è definita come la proprietà di un materiale di fungere da impalcatura per la crescita di nuovo tessuto osseo. Nella osteoconduzione il materiale impiantato riesce a stimolare l'osteogenesi solo se inserito in diretto contatto con tessuto osseo. Si parla di risposta osteofitica quando il nuovo osso ha la tendenza a crescere lungo la superficie del materiale impiantato (osteogenesi da contatto). Molti materiali sintetici,

come ad esempio i biovetri, pur non avendo alcun potere osteoinduttivo possiedono tuttavia capacità osteofilica, probabilmente dovuta ad un'affinità tra la superficie del materiale impiantato e gli osteoblasti o preosteoblasti che andranno a deporre la matrice ossea. La neoformazione ossea invece prevede la formazione di una matrice intorno all'impianto anche in zone non direttamente collegate al tessuto osseo preesistente (osteogenesi a distanza). Questo meccanismo spiega ad esempio come impianti postestrattivi che presentano un gap residuo tra la superficie implantare e la parete ossea vestibolare guariscano anche senza necessità di un innesto osseo.

In questa catena di eventi che porta all'osteointegrazione le caratteristiche di superficie giocano un ruolo di primissimo piano all'interno del processo.

Nell'era pionieristica dell'implantologia, le prime superfici implantari erano di tipo liscio, ottenute mediante processi di tornitura (turning) del titanio che conferiscono una elevata anisotropia nella distribuzione delle irregolarità di superficie. Nei materiali metallici la tornitura determina scomparsa dei granuli cristallini con aumento della durezza di superficie, con il passare del tempo sono stati introdotti svariati processi per ottenere superfici implantari modificate. Numerosi studi istologici su modello animale hanno indagato come differenti livelli di rugosità influissero sul processo di osteointegrazione. In generale questi studi hanno evidenziato che impianti con superficie ruvida dimostravano una percentuale di contatto osso-impianto (BIC: Bone-to-Implant Contact) superiore rispetto a quella degli impianti lisci, i processi di modifica della superficie implantare possono essere classificati in due gruppi principali: processi additivi e processi sottrattivi. Tra i processi additivi, la deposizione di titanio mediante plasma spray, la deposizione di idrossiapatite e la sinterizzazione sono soltanto alcuni dei metodi di modifica della superficie. Nei processi di tipo sottrattivo, l'abrasione mediante sabbiatura e a mordenzatura con acidi forti (acido cloridrico-HCl e acido solforico-H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> sono tra i pochi acidi in grado di reagire con l'ossido di titanio) comportano una modifica dell'energia di superficie e, conseguentemente, della ruvidità implantare. Spesso la mordenzatura con acidi su una superficie in titanio viene eseguita dopo aver sottoposto il materiale a trattamenti di tipo meccanico (turning, blasting-abrasione, ecc.) che in genere modificano le caratteristiche superficiali in maniera macroscopica. Dato che una mordenzatura molto forte può ulteriormente modificare la morfologia di superficie, di solito i trattamenti con gli acidi sono effettuati in maniera abbastanza blanda, esclusivamente per appianare le irregolarità di superficie, in tal modo si ottengono superfici con piccole irregolarità ed un nuovo profilo di rugosità va a sostituire quello originario.

I trattamenti meccanici possono influenzare la reattività di superficie alla mordenzatura; tutto dipende da quanto l'estensione dell'area superficiale è aumentata a seguito del trattamento meccanico e, quindi, dall'estensione della superficie impiantare esposta all'azione dell'acido. Le superfici chiamate SLA (Sand-blasted Large grit and Acid-etched) sono caratterizzate da differente topografia e differente composizione chimica e sono ottenute dalla

combinazione di un trattamento di blasting con una mordenzatura acida.

Il risultato della mordenzatura acida su superfici rese relativamente lisce mediante un precedente trattamento meccanico è, in alcuni casi, quello di produrre ampie irregolarità. È questo il caso, ad esempio, del trattamento con HCl, H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> successivo a smoothing (levigatura) con polvere di allumina, dove il risultato finale è una superficie irregolare e rugosa, e in questo caso si avrà pertanto un aumento della potenziale area di contatto tra la superficie implantare e il tessuto ospite (49-58).

Qual è il rationale di utilizzare una superficie ruvida rispetto ad una superficie liscia? Innanzitutto a parità di diametro e lunghezza implantare, la superficie totale viene aumentata con conseguente maggior ancoraggio osseo, inoltre la ruvidità aumenta a percentuale di cellule in contatto con la superficie.

Nelle prime fasi della guarigione, intorno al sito chirurgico si organizza una trama di fibrina che tende a legarsi maggiormente alla superficie implantare, quando questa è irruvida. Una superficie modificata rispetto ad una liscia garantisce una migliore adesione ed una resistenza alla trazione di fibrina. Durante la formazione del coagulo, una superficie dotata di picchi ed avvallamenti di dimensione micrometrica offre numerosi punti di attacco per l'adesione di proteine filamentose come la fibrina. Nella successiva fase di retrazione del coagulo, la matrice di fibrina ancorata alla superficie tenderà a non allontanarsi da essa, come invece avviene con le superfici lisce. La trama di fibrina creatasi, adesa alla irregolarità micrometrica offre numerosi punti di attacco per l'adesione di proteine filamentose come la fibrina. Nella successiva fase di retrazione del coagulo, la matrice di fibrina ancorata alla superficie tenderà a non allontanarsi da essa, come invece avviene con le superfici lisce. La trama di fibrina creatasi, adesa alle irregolarità della superficie ruvida, servirà da impalcatura per guidare cellule come gli osteoblasti verso l'impianto, consentendo quindi di deporre la matrice ossea iniziale in stretto contatto con la superficie. La rottura dei ponti proteici e dei primitivi abbozzi vascolari che può essere causata da micromovimenti del corpo implantare riduce e altera i fenomeni osteogenetici; in presenza di ipossia tissutale la differenziazione cellulare è convertita verso una dominanza fibroblastica (fibrointegrazione). La stabilità dell'impianto permette di bloccare la matrice organica perimplantare. Il range di micromovimenti che permette la guarigione verso l'osteointegrazione è stata analizzata in passato e sembra che nel carico immediato debba essere compresa tra 50-150 micron (59)

.La sequenza di eventi prevede:

- emorragia del sito,
- formazione del coagulo
- organizzazione della fibrina,
- neoangiogenesi
- iniziale osteogenesi (a contatto e a distanza)
- deposizione di osso immaturo
- rimodellamento in osso maturo

Dopo la formazione del reticolo di fibrina, il sito chirurgico va incontro ad una sofferenza ischemica determinata dall'interruzione della trama ossea midollare causata dalla preparazione del sito implantare. La necrosi a cui va incontro il tessuto osseo a causa della rottura della vascolarizzazione, induce meccanismi di feedback chimici che stimolano la liberazione di citochine e fattori mitogeni. Questa fase è il preludio della demolizione del coagulo da parte dei leucociti. Importante fenomeno è proprio la formazione di un gradiente di pressione parziale di ossigeno verso il centro del sito che attiva fenomeni chemotattici e di diapedesi per le cellule di tipo mesenchimale ed endoteliate (60).

Successivamente, inizia la colonizzazione della ferita da parte della componente vascolare con liberazione di fattori di crescita endoteliale (VEGF). Dalle venule postcapillari, la diapedesi dei leucociti nel coagulo è causata da fattori di adesione delle cellule infiammatorie alle cellule endoteliali (leucotrieni); la maggior parte dei fattori deriva dall'attivazione delle piastrine, dalle cellule endoteliali e dai leucociti. I prodotti di degradazione del tessuto sono essi stessi fattori di stimolo per i leucociti. La popolazione cellulare nelle 24-48 ore è dominata da neutrofili che vengono velocemente sostituiti da macrofagi (61-62) (Leibovich et al. 1975, Morra et al. 2003).

La neoangiogenesi inizia dalle venule postcapillari dove le cellule endoteliali degradano la membrana subendoteliale, migrano e proliferano formando delle propaggini vascolari cave. Il processo è ben conosciuto dal punto di vista fisiologico, anche se non ancora chiaro il ruolo che la presenza degli impianti, e soprattutto delle superfici implantari, possano avere sull'angiogenesi (63).

Nella cascata di eventi che si susseguono tutti i processi sequenziali sono correlati, ed ogni evento crea o modifica le condizioni locali favorendo l'instaurarsi della fase successiva. La neoangiogenesi gioca un ruolo basilare poiché permette di apportare attivamente nel sito in via di guarigione ossigeno e fattori nutritivi per le cellule presenti. In letteratura esistono differenze nelle modalità con cui avviene la neoangiogenesi attorno a superfici lisce e plasma-spray (64).

Le cellule mesenchimali con potenziale osteogenetico riescono a colonizzare lo spazio perimplantare e sono estremamente sensibili alle proprietà di superficie. L'osteogenesi a distanza inizia dal tessuto osseo perimplantare preesistente come nella guarigione di un sito estrattivo (andamento centripeto) con graduale riempimento dello spazio perimplantare, le cellule mesenchimali con potenziale osteogenetico riescono a colonizzare lo spazio perimplantare (65) e sono estremamente sensibili alle proprietà di superficie.

Questo tipo di osteogenesi si instaura nelle sedi dove è presente osso corticale e la preparazione del sito chirurgico determina la necrosi del tessuto corticale perimplantare (66).

Le cellule osteoclastiche derivanti dagli spazi midollari sottostanti invadono e lentamente riassorbono la corticale (67). La guarigione è simile a quella delle superfici implantari di tipo liscio nelle zone di osso corticale in cui il processo di mineralizzazione del tessuto non inizia sulla superficie impiantare, ma

procede dalle pareti osteotomiche verso la superficie impiantare (68).

Viceversa, nel processo di osteogenesi per contatto, l'osso si forma lungo la superficie dell'impianto. La superficie deve essere colonizzata da cellule preosteoblastiche, evento primario nella formazione della matrice ossea così come accade nei siti di rimodellamento osseo dove la superficie di riassorbimento dell'osso primitivo viene popolata da cellule osteogenetiche prima che compaia osso neoformato. È evidente la similitudine tra i processi di rimodellamento osseo e i processi integrativi delle superfici implantari ruvide. Una volta che queste cellule hanno raggiunto la superficie impiantare, inizia la formazione di matrice ossea. L'evento chiave di questa fase è la secrezione di una matrice cementante da parte delle cellule osteogenetiche.

Questo processo è stato anche chiamato *De novo bone formation*, in quanto la formazione del tessuto osseo avviene a distanza rispetto alla superficie ossea.

Nella matrice organica sono state identificate due proteine, l'osteopontina e le sialoproteine ossee, e due proteoglicani (69), che costituiscono i nuclei di mineralizzazione della matrice dove avviene la deposizione dei cristalli di fosfato di calcio. Parallelamente inizia la costituzione della trama di collagene che verrà mineralizzata.

L'osteogenesi a distanza e da contatto sono processi che avvengono in ogni sito impiantare, ma il design della superficie impiantare può modificarne la velocità.

Questo è importante soprattutto in presenza di osso di tipo III o IV dove è difficile ottenere una buona stabilità primaria (70-71).

Come è stato precedentemente descritto, l'osteogenesi modifica la stabilità impiantare, trasformandola da una stabilità di tipo meccanico ad una di tipo biologico. La velocità di apposizione della matrice ossea determina quindi la tempistica del carico protesico. Nell'obiettivo di una minore invasività per il paziente, la riduzione dei tempi di trattamento sposa pienamente questa richiesta. Poiché i processi di guarigione del tessuto perimplantare sono noti e difficilmente potranno essere migliorati, oggi la ricerca è indirizzata verso superfici implantari in grado di potenziare la risposta dell'organismo e quindi ottenere un carico protesico più precoce anche in osso di scarsa qualità. La ruvidità della superficie è uno dei fattori cardine per aumentare la risposta osteogenetica in relazione alla maggiore ritenzione di fibrina. Nei processi di modifica della superficie impiantare è possibile che vengano modificate, oltre alle caratteristiche fisiche, anche le caratteristiche chimiche dello strato più esterno dell'impianto (72).

Ad esempio, nel processo di mordenzatura acida si è vista una riduzione significativa dei residui carboniosi (esito del processo di lavorazione) che permette una migliore osteointegrazione (62). Risulta evidente come la chimica di superficie e la microgeometria impiantare, giocano un ruolo importantissimo nella risposta ossea,

La ricerca nel campo delle superfici implantari prevede differenti fasi di controllo sull'efficacia e sulla performance: una prima fase in vitro in cui viene testata la compatibilità della superficie e la risposta cellulare. Questa prima fase

di studio rimane alquanto oscura alla comunità scientifica poiché viene eseguita privatamente dalle case produttrici di impianti, che solo in casi di risultati positivi proseguono la ricerca con una serie di test clinici su modello animale. Il riscontro di risultati ottimali su modello animale porterà alla successiva fase di test di studio su modello umano ottenendo una più veritiera comprensione delle tempistiche di guarigione. L'evoluzione delle superfici ha previsto un passaggio da superfici lisce a ruvide: la letteratura è cosparsa di numerosi studi che hanno dimostrato miglioramenti nella percentuale di contatto osso impianto (% BIC) rispetto ad impianti a superficie liscia, a parità di tempo di guarigione.

L'utilizzo di impianti con superficie ruvida o trattata è ormai la scelta clinica imprescindibile per il successo a breve e medio termine, visto che a lungo termine il tipo di superficie sembra avere un significato statistico relativo, nel caso di impianti corti l'utilizzo di tali superfici è cruciale per ottenere da subito una stabilità primaria che assicuri l'integrazione ad una fixture di dimensioni ridotte

## L'IDROSSIAPATITE

L'idrossiapatite rappresenta il 70 % del peso dell'osso, in letteratura, pur non essendoci dubbi sulla biocompatibilità dell'idrossiapatite vi è una notevole discordanza di opinioni per quanto riguarda il suo uso. La sua presenza determinerebbe un notevole aumento sia del quantitativo di osso a contatto con l'impianto, sia dell'aderenza fra le due superfici; esistono però fenomeni di degradazione che riducono drasticamente l'aderenza dell'idrossiapatite al substrato che rendono quanto mai opportuna una posizione di estrema cautela nei suoi confronti non tanto sulle sue appurate doti biologiche, ma sul fatto che bisogna considerare il tipo di idrossiapatite in esame. Esiste, infatti, una rilevante variabilità di risposte fornite dall'idrossiapatite, in condizioni di prova simili che può essere attribuita ad una serie di fattori in grado di influenzare l'adesione ceramica-metallo: rugosità superficiale, grado di ossidazione, temperatura, velocità di raffreddamento; storia termica della ceramica e della lega; forma e spessore del rivestimento; grado di porosità dell'interfaccia; processo di deposizione con plasma (plasma spray) affidando così il buon esito della integrazione alla merceologia del rivestimento, e cioè in pratica alla politica commerciale del produttore in esame.

L'idrossiapatite e il fosfato tricalcico sono composti ceramici osteoconduttivi che possono essere applicati alle superfici metalliche. Particolare importanza riveste il cambiamento di fase: da beta-fosfato tricalcico ad alfa-fosfato tricalcico. È quindi necessario disporre di una tecnologia che consenta di controllare la cristallinità e la solubilità del rivestimento, considerando che una idrossiapatite totalmente insolubile, non rilasciando ioni calcio fosfato, non

avrebbe quell'azione osteoconduttiva che le è propria.

L'idrossiapatite più cristallina è riassorbita più lentamente dell'idrossiapatite meno cristallina. Una maggior porosità dell'idrossiapatite aumenta la sua velocità di riassorbimento e ne riduce la resistenza meccanica.

La forza dell'interfaccia idrossiapatite e osso è maggiore che fra titanio e osso (73-74) inoltre la guarigione è più veloce (75) : le ceramiche in generale hanno una scarsa resistenza alla tensione e non possono essere utilizzate come singoli costituenti di impianti dentali, il rivestimento degli impianti in titanio con idrossiapatite consente di migliorare le scarse proprietà meccaniche delle ceramiche utilizzando le ottime caratteristiche biologiche.

Il plasma spray è la tecnica di rivestimento maggiormente utilizzata. Il tipo di HA utilizzata per il processo di plasma-spray, il substrato sul quale essa viene ad essere deposta, la temperatura ed il grado d'automtizzazione del processo sono alcune variabili che determinano il successo nel tempo del rivestimento. Molto importanti sono le caratteristiche chimiche, cristallografiche e fisiche di questi composti ottenuti.

Infatti non tutti i rivestimenti sono uguali ed è importante studiare diversi tipi di rivestimento perché essi possono avere dei comportamenti molto diversi, una volta inseriti nei tessuti organici.

Rivestimenti costituiti da idrossiapatite scadente od ottenuti con tecniche non idonee possono andare incontro molto precocemente a riassorbimento. Durante il processo di plasmaspray l'aumento di temperatura provoca la fusione dello strato esterno delle particelle di HA, le quali, raffreddandosi possono andare incontro ad un cambiamento di fase con formazione di TCP e di fosfati di calcio amorfi.

Tale fenomeno riduce la cristallinità dell'HA e ciò sembrerebbe influire sul grado di riassorbibilità del materiale. Si ritiene che una cristallinità di maggior grado sembrerebbe determinare una minore solubilità della HA.

Le idrossiapatiti reperibili in commercio hanno un grado di cristallinità compreso tra il 5% ed il 70%. Impianti rivestiti in HA, rispetto ad impianti in titanio raggiungerebbero con maggior rapidità uno stretto legame con il tessuto osseo.

I test di trazione, infatti, dimostrerebbero dei valori superiori per l'HA, rispetto al titanio. Problemi possono sorgere, nell'uso di questo tipo di impianti, per quanto riguarda il legame tra HA e titanio, ed il destino nel tempo del rivestimento stesso. In microscopia ottica, l'osso mineralizzato sembra strettamente aderente alla superficie della HA. L'interfaccia osso-impianto comprende una cosiddetta «bonding zone» costituita da una matrice proteica ricca in P e Ca (76).

Una aumentata fissazione iniziale, il maggior contatto osseo, e la maggior forza dell'interfaccia, sono tutti fattori che consigliano l'uso di impianti rivestiti in idrossiapatite nel caso di osso di scarsa qualità, a maggior ragione se devono essere posizionati impianti corti. Dev'essere posta attenzione nel ridurre la perdita crestale utilizzando impianti di forma adeguata, così che il rivestimento non venga esposto e l'aumento di ritenzione della placca non costituisca così

una preoccupazione, può senz'altro giovare aggiungere l' HA solamente nel terzo medio e apicale del corpo implantare.

L'osso D4 è quello a maggior rischio. Quindi i benefici dell'idrossiapatite sono fondamentali quando si inseriscono impianti in questo tipo di osso. Anche se vi può essere un maggior rischio relativo a contaminazioni batteriche, i benefici per la guarigione della fessura fra impianto-osso, la maggior rapidità di mineralizzazione dell'osso, e l'aumentato contatto con l'osso sono tutti fattori fondamentali a favore dell'idrossiapatite.

## DESIGN IMPLANTARE

Il design implantare degli impianti corti dovrebbe tenere conto di alcuni concetti chirurgici e protesici.

L'obiettivo è la massimizzazione della stabilità primaria anche in osso di scarsa qualità: un impianto avvitato e di forma troncoconica riesce a raggiungere torque di inserimento più ampi (77) soprattutto se vengono utilizzate tecniche di sottopreparazione, inoltre, considerando la necessità di mantenere il più possibile stabili i tessuti peri-implantari, potrebbero essere utili accorgimenti come il platform-switching (78-79) ed una connessione conica (80) anche se la letteratura non ha chiarito pienamente la validità di questi concetti.

Una menzione a parte è per impianti corti non filettati che vengono martellati nell'osteotomia, tale tecnica può senz'altro esaltare le doti di stabilizzazione degli impianti che in questo caso vengono trattati come osteotomi consentendo anche piccoli rialzi nel caso di selle edentule postero-superiori.

## GESTIONE DELLA GUARIGIONE

L'osso si rimodella in relazione alle forze che agiscono su di esso. La densità dell'osso è variabile a seconda della zona di edentulia e dal lasso di tempo trascorso dalla perdita dei denti. Clinicamente, l'operatore può correlare la resistenza dell'osso trabecolare e la presenza di un piatto corticale con quattro differenti densità di osso. La localizzazione tipica di queste diverse densità, le diverse tecniche chirurgiche correlate con ogni tipo, e i vantaggi e svantaggi di ognuno sono stati messi in relazione con ogni diversa densità. L'osso corticale di tipo D1 è quello più forte, circa 10 volte rispetto all'osso D4, ed è anche il più difficile da preparare. La corticale spessa e porosa e la trama trabecolare densa dell'osso D2 è forte il doppio rispetto all'osso D3, ed è l'ideale per il supporto implantare. La corticale sottile e porosa e la trabecolatura fine dell'osso D3 è simile alla lavorazione del legno di balsa compresso mentre la



trabecolatura fine dell'osso D4 è simile alla lavorazione del polistirolo

Si può usare la quindi laprima fresa per fare una distinzione tra le quattro densità ossee avendo così un riscontro clinico immediato ed una programmazione della sequenza osteotomica.

La densità ossea è associata ad un preciso modo di guarire e quindi ad una certa condotta clinica che tenga conto della “forza” dell'osso stesso:

- L'osso D1 guarisce con una interfaccia di osso lamellare e ha la più alta percentuale di osso a contatto con l'impianto.
- L'osso tipo D2 guarisce con osso intrecciato e lamellare, è adeguatamente mineralizzato dopo 4 mesi e all'inizio ha circa il 70% di osso a contatto con l'impianto.
- L'osso tipo D3 ha circa il 50% di osso nell'interfaccia e trae beneficio dall'uso di impianti TPS o HA rivestiti per aumentarne la stabilità iniziale e il contatto con l'osso. Di solito si aspettano 2 mesi in più (totale 6 mesi) per la guarigione per permettere che una percentuale maggiore di trabecole mineralizzino e si formino intorno all'impianto.
- L'osso D4 ha, al momento dell'inserimento, la minima quantità di trabecole. Aspettare più tempo per la guarigione dell'osso e incrementare il carico osseo gradualmente migliorerà la densità e darà una sopravvivenza dell'impianto simile a quella delle altre densità ossee.

## CONCLUSIONI

La richiesta di terapie veloci e con minore costi economici e biologici ha stimolato fortemente il mercato a proporre impianti di lunghezza ridotta.

Se pure ancora molto sia da chiarire riguardo l'impatto che la biomeccanica può avere su questo tipo di terapie, soprattutto nel lungo termine, il risultato di una intera generazione di studi a breve e medio termine sono incoraggianti.

La minore morbilità legata all'utilizzo dell'osso disponibile senza ricorrere a tecniche di aumento è di grande apprezzamento di clinici e pazienti, oltre al fatto che le riabilitazioni possono essere completate in tempi ridotti.

L'utilizzo di impianti corti in entrambe le arcate può senz'altro costituire una valida alternativa chirurgica nel trattamento delle edentulie parziali o totali, fermo restando la necessità di studi a lungo termine purtroppo non ancora disponibili

- 1 Esposito M. , Grusovino MG, Felice P.Karatzopoulos G., Worthington HV, Coulthard P Interventions for replacing missing teeth: horizontal and vertical bone augmentation techniques for dental implant treatment. Cochrane database Syst Rev 2009; CD003607
- 2 Esposito M. , Grusovin MG, Kwan S, Worthington HV, Coulthard P., Interventions for replacing missing teeth: bone bone augmentation techniques for dental implant treatment . Cochrane database Syst. Rev 2008;CD00360
- 3 Chiapasco M, Romeo E, Casentini P, Rimondini L, Alveolar distraction osteogenesis vs. vertical guided bone regeneration for the correction of vertical deficient edentulous ridges: a 1-3-year prospective study on humans. Clin Oral implants Res 2004; 15: 82-95
- 4 Chiapasco M., Zaniboni M, Rimondini L, Autogenous onlay bone grafts vs. alveolar distraction osteogenesis for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a 2-4 year prospective study on humans . Clin Oral Implants Res 2007;18:432-440
- 5 Merli M,Migani M, Esposito M, Vertical ridge augmentation with autogenous bone grafts : resorbable barriers supported by osteosynthesis plates versus titanium-reinforced barriers. A preliminary report of a blinded, randomized controlled clinical trial. Int J Oral Maxillofac implants 2007; 22:373-382.
- 6 Fontana F, Santoro F, Maiorana C, Iezzi G, Piattelli A, Simion M. Clinical and histologic evaluation of allogenic bone matrix vs autogenous bone chips associated with titanium – reinforced e – PTFE membrane for vertical ridge augmentation: a prospective pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23:1003-1012

- 7 Bianchi A, Felice P, Lizio G, Marchetti C, alveolar distraction osteogenesis versus inlay bone grafting in posterior mandibular atrophy: a prospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008 ; 105:282-292
- 8 Felice P, marchetti C, Piattelli A, Pellegrino G, Checchi V, Worthington H, et al. Vertical Ridge augmentation of the atrophic posterior mandible with interpositional block grafts: bone from the iliac crest versus bovine anorganic bone. Results up to delivery of the final prostheses from a splitmouth , randomised controlled clinical trial. *Eur J Oral Implantology* 2008; 1:183-198
- 9 Wannfors K, Johansson B, Hallman M, Strandkvist T. A prospective randomized study of 1-and 2- stage sinus inlay bone grafts : 1.year follow-up *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:625-632
- 10 Hallman M, Sennerby L, lundgren S. Aclinical and histologic evaluation of implant integratio in the posterior maxilla after sinus floor augmentatio with autogenous bone, bovine hidroxiapatite, or a 20:80 mixture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17.635-643
- 11 Raghoobar GM, Schortinghuis J, Liem RS, Ruben JL, van der Wal JE, Vissink A. Does platelet-rich plasma promote remidelling of autologous bone grafts used for augmentation of the maxillary sinus floor ? *Clin Oral implants es* 2005;16:349-356
- 12 Szabo' G, Huys L, Coulthard P, Maiorana C, Garagiola U, Berabás J, et al. A prospective multicenter randomized clinical trial of autogenous bone versus beta-tricalcium phosphate graft alone for bilateral sinus elevation: histologic and histomorphometric evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:371-381.
- 13 Schaaf H, Streckbein P, Lendeckel S, Heidinger KS, Rehmann P, Boedeker RH, et al. Sinus lift augmentation using autogenous bone grafts and platelet-rich plasma: radiographic results. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radioi Endod* 2008;106:673-678.
- 14 Cannizzaro G, Felice R Leone M, Viola P, Esposito M. Early loading of implants in the atrophic posterior maxilla: lateral sinus lift with autogenous bone and Bio-Oss versus crestal mini-sinus lift and 8 mm implants. A randomized contrtrolled clinical trial. *Eur J Oral Implanto*2009;2:25-38.
- 15 Bettega G, Brun JP, Boutonnat J, Cracowski JL, Quesada JL, Hegelhofer H, et al. Autologous platelet concentrates for bone graft enhancement in sinus lifi procedure. *Transfusion* 2009;49:779-785.
- 16 Felice P, Scarano A, Pistilli R, Checchi L, Piattelli M, Pellegrino G, et al. A comparison of two techniques to augment maxillary sinuses using the lateral window

approach: rigid synthetic resorbable barriers versus anorganic bovine bone.  
Five-month post-loading clinical and histological results of a pilot randomized controlled clinical trial. Eur J Oral Implantol 2009;2:293-306.

17 Checchi L, Felice P, Antonini ES, Cosci F, Pellegrino G, Esposito M. Crestal sinus lift for implant rehabilitation: a randomised clinical trial comparing the Cosci and the Summers techniques. A preliminary report on complications and patient reference. Eur J Oral Implantol. 2010 Autumn;3(3):221-32.

18 Checchi L, Felice P, Antonini ES, Cosci F, Pellegrino G, Esposito M, Crestal sinus lift for implant rehabilitation: a randomised clinical trial comparing the Cosci and the Summers techniques. A preliminary report on complications and patient reference Eur J Oral Implantol 2010 autumn 3(3):221-32

19 Gomes KU, Carlini JL, Biron C, Rapoport A, Devitis RA  
Use of allogeneic bone graft in maxillary reconstruction for installation of dental implants J Oral Maxillofac Surg 2008 Nov , 66(11):2335-8

20 Timmenga NM, Raghoobar GM, Boering G, van Weissenbruch R.  
Maxillary sinus function after sinus lift for the insertion of dental implants  
J Oral Maxillofac Surg 1997 Sep , 55(9):936-9

21 Chiapasco M, Zaniboni M  
Failures in jaw reconstructive surgery with autogenous onlay bone grafts for pre-implant purposes: incidence, prevention and management of complications  
Oral Maxillofac Surg Clin North Am 2011 Feb, 23 (1) :1-15, Epub 2010 Dec 17

22 Becker ST, Warnke PH, Behrens E, Wiltfang J.  
Morbidity after iliac crest bone graft harvesting over an anterior vs posterior approach J Oral Maxillofac Surg 2011 Jan 69 (1):48-53

23 Felice P, Pellegrino G, Checchi L, Pistilli R, Esposito M,  
Vertical augmentation with interpositional blocks of anorganic bovine bone vs.  
7-mm-long implants in posterior mandibles: 1-year result of a randomized clinical trial Clin Oral Implants Res 2010 Dec 21 (12):1394-403

24 Gomes KU, Carlini JL, Biron C, Rapoport A, Devitis RA  
Use of allogeneic bone graft in maxillary reconstruction for installation of dental implants J Oral Maxillofac surg 2008 Nov; 66(11):2335-8

25 Weibull L, Widmark G, Ivanoff CJ, Borg E, Rasmusson L,  
morbidity after a chin bone harvesting - a retrospective long-term follow-up study

Clin Implant Dent Relat Res 2009 Jun 11(2):149-57

26 Joshi A.

An investigation of post-operative morbidity following chin graft surgery  
Br Dent J 2004 Feb 28, 196 (4):215-8

27 Rothstein SS, Paris DA, Zacek MP

Use of hydroxylapatite for the augmentation of deficient alveolar ridges  
J Oral Maxillofac Surg 1984 Apr 42(4): 224-30

28 das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado C J, Neto AJJ E Short implants - an analysis of longitudinal studies. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:86-93.

29 Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. Clinical Oral Implants Res 2006;17 (Suppl 2):35-51.16.

30 Cannizzaro G, Felice P, Leone M, Viola P, Esposito M. Early loading of implants in the atrophic posterior maxilla: lateral sinus lift with autogenous bone and Bio-Oss versus crestal mini-sinus lift and 8 mm implants. A randomized controlled clinical trial. Eur J Oral Implants 2009;2:25-38.

31 Felice P, Cannizzaro G, Checchi V, Pellegrino G, Censi P, Esposito M. Vertical bone augmentation versus 7-mm-long dental implants in posterior atrophic mandibles. Results of a randomised controlled clinical trial of up to 4 months after loading. Eur J Oral Implants 2009;2:7-20.

32 Branemark P.I Hansson B.O. Adell R. Breine U. Lindstrom J. Hallen O. Ohman A. osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. scand.J. Plast.Reconstr.Surg. Suppl. 1977;16: 1-132.

33 Adell R. Lekholm U. Rockler B. Branemark P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J.Oral. Surg. 1981; 10:387-416

34 Roberts W.E. Bone tissue interface. J. Dent. Educ. 1988; 52, 804-809

35 Branemark R. Ohnells L.O. Nilsson P.Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing an experimental in vivo study in the rat. Biomaterials 1997; 18: 969-978

36

Nimi A., Ozeki K., Ueda M. & Nakayama B. A comparative study of removal torque of endosseous implants in the fibula, iliac crest and scapula of cadavers: preliminary report.

Clin. Oral Implants Res. 1997; 8: 286-289.

37 O'Sullivan D., Sennerby L. & Meredith N. Measurements comparing the initial stability of rive designs of dental implants: a human cadaver study.

Clin.Implant Dent. Relat. Res. 2000; 2: 85-92.

38 Schenk R.K,

Biology of fracture repair.

Skeletal Trauma (ed. by B.D, Browner, J.B.Jup]ter, A.M. Levine and P.G.Trafton) 1992; pp. 31-76. W.B. Saunders Co.,

39 Philadelphia,Rahn B. Bone healing: histologic and physiologic concepts.

Bone in Clinical Orthopedics (ed. by G.Summer-Smith)

2002; pp. 287-326. Thieme, Stuttgart - New York,

40 Trisi P., Todisco M., Consolo U. & Travaglino D.

High vs Low implant insertion torque. A histologic and biomechanical in vivo study, Int. J. Oral Maxillofac Implants 2008; 24.

41Wilke H.J., Claes L. & Teinemann S.G. The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone.

Advance in Biomaterials (ed. by G.Heimke, U.Soltesz and A.J.C.Lee) 1990; pp. 309-314. Elsevier Science Publishers, Amsterdam.

42 Baker et al?

43 Cannizzaro G Leone M Esposito M Viola P Torchio C

Immediate versus early loading of 7-mm-long flapless-placed single implants: a split-mouth randomised controlled clinical trial.

Eur J Oral Implantol. 2008 Winter;1(4):277-92.

44 Sykaras N., Iacopino A.M., Marker V.A., Triplett R.G., Woody R.D.

Implant materias, desiEgns, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review.

Lnt. J.Oral Maxillefac. Impl. 2000; 15(5): 675-690.

45 Larsson C., Thomsen P., Aronsson B.O., Rodahl M., Lausmaa J., Kasemo B., Ericson L.E.

Bone response to surface-modified titanium implants: studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses.

Biomaterials 1996;17(6): 605-616.

46 Cochran D.L., Schenk R.K., Lussi A., Higginbottom F.L., Buser D.

Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and

acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible.

J. Biomed. Mater. Res. 1998; 40(1): 1-11.

47 Bigerelle M., Anselme K., Noel B., Ruderman I., Hardouin P., Iost A.

Improvement in the morphology of ti-based surfaces: a new process to increase in vitro human osteoblast

response. Biomaterials 2002; 23(7): 1.563-1.577.

48 Davies J.E.

Understanding peri-implant endosseous healing.

J. Dent. Educ. 2003; 67(8): 932-949.

49 Buser D., Schenk R.K., Steinemann S., Fiorellini J.P., Fox C.H., Stich H.  
Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature

J. Biomed, Mater. Res. 1991;25(7): 889-902.

50 Wong M., Eulenberger J., Schenk R. and Hunziker E.

Effect of surface tipology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone.

J. Biomed Mater. Res, 1995; 29(12): 1.567-1.575,

51 Wennerberg A., Albrektsson T., Johansson C. and Andersson B,

Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography

Biomaterials 1996a; 17. 15-22,

52 Francois P., Vaudaux P., Taborelli M., Tonetti M., Lew D.P. and Descouts R  
Influence of surface treatments developed for oral implants on the physical and biological properties of titanium.

Clin. Oral Impl Res. 1997; 8(3): 217-225.

53 Wennerberg A., Ektessabi A., Albrektsson T., Johansson C., Andersson B.

A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone,

Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 1997; 12(4): 486-494.

54 Lazzara R.J.

Bone response to dual acid-etched and machined titanium implant surfaces.

Davies J.E. ed., Bone Engineering. Toronto: Ero. Squared Incorporated.

2000; 381-390.

55 Goffredsen K., Berglundh T., Lindhe J.

Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits.



- Clin. Impl. Dent. Relat. Res. 2000; 2(3): 120-128.
- 56 Ivanoff C.J., Hallgren C., Widmark G., Sennerby L., Wennerberg A.  
Histologic evaluation of the bone integration of -1702 blasted and turned titanium microimplants in humans.  
Clin. Oral Impl. Res. 2001; 12(2): 128-134.
- 57 Klokkevold RR., Johnson R, Dadgostari S., Caputo A., Davies J.E., Nishimura R.D.  
Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit.  
Clin. Oral Impl. Res. 2001;12(4): 350-357.
- 58 Trisi P., Lazzara R., Rebaudi A., Rao W., Testori T., Porter S.S.  
Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla.  
J. Periodontol. 2003; 74(7): 945-956,
- 59 Szmukler-Moncler S., Salama H., Reingewirtz Y., Dubruille J.H.  
Timing of Iodine and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature,  
J. Biomed. Mater. Res. 1998; 43(2): 192-203.
- 60 Abidia A.  
Endothelial cell responses to hypoxic stress.  
Clin. Exp. Pharmacol. Physiol. 2000; 27(8): 630 (Letter to Editor).
- 61 Leibovich S.J., Ross R.  
The role of the macrophage in wound repair. A study with hydrocortisone and antimacrophage serum.  
Am. J. Pathol. 1975; 78(1): 71-100.
- 62 Morra M, Cassinelli C, Bruzzone G, Carpi A., Di Santi G., Giardino R., Fini M.  
Surface chemistry effects of topographic modification of titanium dental implant surfaces.  
Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 2003; 18(1): 40-45.
- 63 Berglundh T., Abrahamsson I., Lang N.P., Lindhe J.  
De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants.  
Clin. Oral Impl. Res. 2003; 14(3): 251-262.
- 64 Matsuo M., Nakamura T., Kishi Y., Takahashi K.  
Microvascular changes after placement of titanium implants: scanning electron

microscopy observations of machined and titanium plasma-sprayed implants in dogs.

J. Periodontol. 1999; 70(11): 1.330-1.338.

65 Schwartz Z., Boyan B.D.

Underlying mechanisms at the bone-biomaterial interface.

J. Cell. Biochem. 1994;

56(3): 340-347.

66 Roberts W.E.

Bone tissue interface. J. Dent. Educ. 1988;

52(12): 804-809,

67 Brunski J.B.

Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface.

Clin. Mater. 1992; 10(3): 153-201.

68 Clokie C.M., Warshawsky H.

Morphologic and radioauto-graphic studies of bone formation in relation to titanium implants using the rat tibia as a model.

Int. J. Oral

69 Hosseini M.M, Sodek J., Franke R-R, Davies J.E.

The structure and composition of the bone-implant interface.

Bone Engineering. Davies J.E. (ed.). em squared inc. Toronto 2000, pp. 295-304.29.

70 Davies J.E., Hosseini M.M.

Histodynamics of endosseous wound healing.

En: Davies J.E. ed. Bone Engineering.

Toronto: Davies J.E. ed.; 2000. p, i-14.

71 Lazzara R.J., Testori T., Trisi R, Porter S.S., Weinstein R.L.

A human histologic analysis of OSSEOTITE and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces.

Int. J. Period. Rest. Dent. 1999; 19(2): 117-129.

72 Sul Y.T,

The significance of the surface properties of oxidized titanium to the bone response: special emphasis on potential biochemical bonding of oxidized titanium implant.

Biomaterials 2003; 24(22): 3.893-3.907.

73 Cook SD, Kay JF, Thomas KA et al.

Interface mechanics and histology of titanium and HA coated titanium for dental

implant applications.

Int J Oral Maxillofac Impl 2(1):15-22, 1987.

74 Thomas KA, Kay JE Cook SD et al

The effect of surface macrotexture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials,  
J Biomet Mater Res 21L:1395-1414, 1987.

75 Block MS, Kent JN, Kay JF: Evaluation of hydroxylapatite coated titanium dental implants in dogs,  
J Oral MaxiUofac Surg 45:601-607, 1987.

76 de Bruijn JD, Klein CPAT, de Groot, van Blitterswijk CA

The ultra structure of the bone-hydroxiyapatite interface in vitro.  
J Biomedd mater Res 1992;26: 1365-1382

77 Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sünbuloğlu E, Kutay O.

[Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone.](#)

J Oral Rehabil. 2010 Dec;37(12):900-7

78 Serrano-Sánchez P, Calvo-Guirado JL, Manzanera-Pastor E, Lorrio-Castro C, Bretones-López P, Pérez-Llanes JA.

[The influence of platform switching in dental implants. A literature review.](#)

Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011 May 1;16(3)

79 Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH.

[Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis.](#)

J Periodontol. 2010 Oct;81(10):1350-66.

80 Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L.

Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study.

Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Mar-Apr;25(2):394-400.

