



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

Facoltà di Medicina e Chirurgia

Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria

Presidente: Prof. Maurizio Procaccini

L'IMPIANTO A LAMA

**NUOVE INTERPRETAZIONI CLINICHE, BIOLOGICHE E
BIOMECCANICHE**

Relatore: Chiar.mo

Prof. Fabrizio Bambini

Tesi di Laurea di:

Riccardo Canneva

Anno Accademico 2019-2020

INDICE

INTRODUZIONE.....	1
CAPITOLO 1. CARATTERISTICHE DEL TESSUTO OSSEO	2
1.1 MACROSCOPIA E MICROSCOPIA	2
1.2 IL PROCESSO ALVEOLARE	8
1.3 GUARIGIONE DEL SITO POST-ESTRATTIVO	11
1.3.1 Guarigione della ferita	11
1.3.2 Processi intra-alveolari.....	14
1.3.3 Processi extra-alveolari.....	19
1.4 Cresta edentula residua e difetti ossei	21
CAPITOLO 2. IMPLANTOLOGIA.....	24
2.1 DEFINIZIONE.....	24
2.2 METODICHE APPLICATIVE.....	26
2.3 MATERIALI BIOCOMPATIBILI	30
2.4 OSTEOINTEGRAZIONE.....	32
2.5 BIOMECCANICA IMPLANTARE - FISIOINTEGRAZIONE	39
2.6 TIPOLOGIE MORFOLOGICHE DEGLI IMPIANTI	43
2.7 IL TRATTAMENTO DELLE SUPERFICI IMPLANTARI.....	57
2.8 CONTENZIONE IMPLANTARE	61
2.9 PLATFORM-SWITCHING.....	61
2.10 LA FINALIZZAZIONE PROTESICA.....	64
CAPITOLO 3. GLI IMPIANTI A LAMA	67
3.1 INTRODUZIONE E TIPOLOGIE.....	67
3.2 POTENZIALITA'	69
3.3 LIMITI CLINICI.....	69
3.4 BIOMECCANICA	70
3.5 SCELTA DELL'IMPIANTO.....	70
3.6 TECNICA CHIRURGICA.....	72
3.7 DECORSO POST-OPERATORIO.....	76
3.8 PROTESI.....	77
3.9 CARICO IMMEDIATO.....	78

3.10 IMPOSTAZIONI CHIRURGICHE PIU' RECENTI	78
3.11 PREDICIBILITA' DELL'EFFICACIA CLINICA	80
CAPITOLO 4. PIEZOCHIRURGIA.....	82
4.1 INTRODUZIONE	82
4.2 MECCANISMO D'AZIONE.....	83
4.3 STRUMENTARIO.....	84
4.4 EFFETTI BIOLOGICI SULL'OSSO	84
4.5 VANTAGGI.....	85
4.6 SVANTAGGI.....	86
CAPITOLO 5. NUOVO MODELLO DI LAME: REX PIEZOIMPLANT	87
5.1 DESCRIZIONE.....	87
5.2 INDICAZIONI PER L'UTILIZZO	88
5.3 CONTROINDICAZIONI.....	89
5.4 AVVERTENZE E PRECAUZIONI	90
5.5 POTENZIALI EVENTI AVVERSI.....	91
5.6 PROTOCOLLO CHIRURGICO.....	92
5.7 PREDICIBILITA' DEI RISULTATI.....	105
CAPITOLO 6. CASO CLINICO	106
6.1 OBIETTIVO.....	106
6.2 MATERIALI E METODI	106
CAPITOLO 7. CONCLUSIONI	119
BIBLIOGRAFIA	120
RINGRAZIAMENTI.....	128

INTRODUZIONE

E' ben noto come l'edentulia, nel tempo, porti ad un'inevitabile atrofia delle creste alveolari interessate. Pertanto, dopo un lungo periodo in assenza di elementi dentali, la scarsa disponibilità di tessuto osseo dei mascellari comporta severe difficoltà nell'attuare come opzione terapeutica una riabilitazione implantoprotesica.

Sin dalla fine degli anni '60 del secolo scorso, una possibile soluzione a questi casi di difficile gestione è rappresentata dagli impianti a lama, il cui nome ne suggerisce la caratteristica forma laminare. Si tratta di dispositivi dal minimo spessore in senso vestibolo-linguale/palatale ma maggior estensione mesio-distale, ideati dal professor Leonard Linkow appositamente per poter realizzare una protesi fissa anche caso di creste estremamente sottili.

Nonostante i numerosi successi osservati per molti anni, gli impianti a lama hanno visto una graduale diminuzione del loro impiego con l'avvicinarsi del nuovo millennio: ciò è presumibilmente dovuto alle criticità presentate da quel tipo di riabilitazione unitamente all'evoluzione tecnologica dell'implantologia tradizionale e della chirurgia rigenerativa.

Il soggetto di questa tesi di laurea nasce nel 2018, quando il dottor Tomaso Vercellotti presenta, insieme all'azienda Mectron, un innovativo impianto dalla particolare forma "a cuneo" e dallo spessore estremamente ridotto, che deriva concettualmente dai precedenti impianti a lama, ma prevede la strumentazione del sito esclusivamente per mezzo di dispositivi piezoelettrici: il *REX PiezoImplant*.

Grazie alle caratteristiche appena accennate, questo rivoluzionario sistema promette una chirurgia mini-invasiva ed una riabilitazione di creste severamente atrofiche ponendosi come obiettivo non solo di ottenere risultati predicibili, ma anche di rappresentare una valida alternativa alle procedure di rigenerazione ossea.

CAPITOLO 1

CARATTERISTICHE DEL TESSUTO OSSEO

1.1 MACROSCOPIA E MICROSCOPIA

L'osso è un complesso organo costituito da differenti tessuti, ovvero tessuto osseo, periostio, endostio e midollo osseo, predisposti ad agire sinergicamente al fine di espletare numerose funzioni, sia meccaniche che metaboliche; di queste le principali sono: resistere ai carichi applicati, proteggere da forze esterne gli organi più sensibili, fungere da reservoir di cellule e minerali indispensabili per mantenere la corretta omeostasi corporea.

Macroscopicamente si distinguono due tipi di architettura ossea: una corticale compatta situata perifericamente ed una spugnosa posta all'interno di essa, entrambe formate da tessuto osseo lamellare, ma distinte dal differente arrangiamento di quest'ultimo. La corticale infatti vede un'organizzazione concentrica delle lamelle a creare gli osteoni, le unità fondamentali dell'osso, il cui nucleo è attraversato da un canale vascolare centrale, il canale di Havers, da cui si diramano i canali trasversali di Volkmann, che mettono in collegamento i canali centrali tra loro e con endostio e periostio. Nell'osso compatto tali strutture sono addensate fittamente tra loro ed i piccoli spazi formati vengono riempiti da lamelle interstiziali. La porzione spugnosa invece presenta lamelle disposte in un trabecolato all'interno delle cui cavità sono contenuti il midollo osseo, i vasi sanguigni ed i nervi.

A livello microscopico, il tessuto osseo è definito come un tessuto connettivo altamente specializzato, composto da elementi organici ed inorganici che va incontro a mineralizzazione. Nella sua composizione si possono distinguere una matrice e le cellule immerse al suo interno.

-La matrice ossea costituisce il 30-35% del peso totale, ed è formata per il 10% da acqua ed il 90% da massa secca; di quest'ultima un 30% è rappresentato da componenti organiche, ed il restante 70% da componenti inorganiche. La matrice organica è a sua volta formata per il 90% da collagene di tipo I e per il 10% da sostanza fondamentale, ovvero proteine non collageniche come l'osteonectina o l'osteopontina, proteoglicani, glicoproteine, BMP (Bone Morphogenetic Protein), carboidrati e lipidi. Sintetizzata dagli osteoblasti, questa matrice è chiamata osteoide quando ancora non è mineralizzata.

La matrice inorganica è rappresentata da ioni calcio e fosfato sotto forma di idrati, ovvero a formare cristalli di idrossiapatite, riscontrabili a differenti gradi di mineralizzazione nell'osso maturo, ma anche in minor quantità da carbonato di calcio, fluoruro di calcio, fosfato di magnesio e tracce di altri elementi. Il collagene, con l'ausilio delle proteine non collageniche, organizza uno scaffold per la propagazione dei minerali di cui sopra, indispensabile per garantire resistenza e rigidità al tessuto e per il compimento della mineralizzazione; contestualmente a tale processo le cellule presenti nella matrice restano contenute in cavità scavate nel tessuto, le lacune ossee, dove si trova il corpo degli osteociti. Oltre a garantire un supporto a queste cellule, la matrice ne regola anche l'attività mediante varie molecole di adesione tra le quali si ricordano le integrine, aventi un ruolo importante sia nel coordinare gli osteoblasti nel secernere l'osteoide, sia nel guidare gli osteoclasti durante il loro processo di riassorbimento osseo, sia nella complicata mecano-trasduzione degli osteociti.

-La caratteristica popolazione cellulare dell'osso è variamente rappresentata, includendo cellule precursori osteogeniche, osteoblasti, osteoclasti, osteociti ed elementi ematopoietici del midollo osseo.^{1,2}

Cellule osteoprogenitrici

Staminali mesenchimali determinate che si trovano nel midollo osseo, nell'endostio e nel periostio. Hanno la capacità intrinseca di proliferare e differenziarsi in osteoblasti, a seguito del rilascio di fattori di crescita osteoinduttivi od osteopromotori come le BMP (Bone Morphogenic Proteins), IGF (Insulin-like Growth Factor), PDGF (Platelet Derived Growth Factor) o l'FGF (Fibroblast Growth Factor). Sono riscontrabili sia nello strato osteogenico di Ollier, ovvero lo strato più interno del periostio, che nell'endostio³.

Osteoblasti

Rappresentano il 4-6% della popolazione cellulare ossea. Localizzati sulle superfici ad attiva deposizione di matrice, sono i principali responsabili dell'ossificazione, sintetizzando i componenti della matrice organica extracellulare e controllandone la mineralizzazione. Affinché si formi tessuto osseo in una determinata sede è quindi necessario che vi migrino le cellule osteoprogenitrici determinate e le cellule mesenchimali indifferenziate: queste vedono un iniziale differenziamento in preosteoblasti, dipendente dall'espressione di geni specifici come IHH e RUNX2, quest'ultimo a sua volta deputato alla regolazione di altri geni fondamentali, DLX5 e OSX; proprio un incremento dell'espressione di OSX è responsabile della differenziazione in osteoblasti maturi, insieme alla secrezione di proteine della matrice quali osteocalcina, sialoproteine ossee I/II e collagene di tipo I^{4,5}.

-Ossificazione

Inizialmente gli osteoblasti sono responsabili della sintesi di matrice cellulare, che avviene attraverso due stadi: la deposizione e la mineralizzazione. Nel primo stadio, secernono le proteine collageniche, soprattutto di tipo I, le proteine non collageniche come osteopontina,

osteonectina, osteocalcina, le sialoproteine, i proteoglicani, le decorine e i biglicani, che vanno a comporre la matrice organica, cioè l'osteide. Durante la mineralizzazione, invece, gli osteoblasti rilasciano in un primo momento vescicole contenenti ioni calcio, che si legano ai proteoglicani e ad altri componenti della matrice organica; successivamente, liberano degli enzimi che degradano i proteoglicani, e la fosfatasi alcalina, che permette la secrezione di fosfato all'interno delle vescicole. All'interno di queste, il fosfato e il calcio formano l'idrossiapatite che entrerà a far parte della matrice extracellulare per rottura della parete vescicolare: a questo punto, alcuni osteoblasti andranno in apoptosi, altri rimarranno intrappolati nella matrice, diventando osteociti, ed altri ancora, i più esterni, entreranno a far parte delle cellule ossee di rivestimento (Bone Lining Cells) le quali ricoprono una porzione di tessuto osseo, sono allungate, e quando non è in atto un riassorbimento osseo impediscono una diretta interazione tra matrice ossea ed osteoclasti, oltre a contribuire alla differenziazione di questi ultimi grazie alla produzione di osteoprotegerina (OPG) e di RANKL)^{6,7,8}. L'attività degli osteoblasti è regolata anche in modo autocrino e paracrino dalla secrezione di fattori quali IGF-1, PDGF, bFGF, TGF- β e BMP. Possiedono, inoltre, recettori nucleari per estrogeni, androgeni, vitamina D3 e retinoidi.

-Osteociti

Cellule di forma stellata rappresentanti il 90-95% delle cellule ossee, mostrano una certa variabilità morfologica dipendente dal tipo di osso in cui si trovano, infatti sono più allungati nell'osso corticale rispetto al trabecolare, dove sono più rotondeggianti⁹. Derivati dalla differenziazione degli osteoblasti, sono situati in lacune della matrice ossea mineralizzata, dalle quali una rete di processi citoplasmatici noti come dendriti, si estendono attraverso i canalicoli in aree differenti, entrando in contatto grazie a gap-junctions non solo con altri osteociti, ma anche con osteoblasti, cellule di

rivestimento osseo e vasi sanguigni¹⁰. Questo canale di comunicazione extra ed intra-cellulare a livello della membrana è sensibile al flusso di fluidi nello spazio dei canalicoli, risultato di stimoli meccanici, pressori e di deformazione ossea; gli osteociti agiscono da meccanosensori e convertono questi stimoli in mediatori biochimici finalizzati a regolare gli eventi anabolici e catabolici dell'osso al fine di adattarsi alle forze subite¹¹. In tal modo vengono regolate l'omeostasi calcemica sanguigna ed il rimodellamento osseo, tramite segnalazione ad osteoblasti ed osteoclasti di tali stimoli meccanici per attivarne le funzioni.

-Osteoclasti

Cellule specializzate la cui funzione è il riassorbimento osseo. Originate dalla linea emopoietica dei monociti/macrofagi, si differenziano inizialmente per l'espressione del fattore trascrizionale PU-1, a cui segue l'M-CFS (Macrophage Colony-Stimulating Factor), rilasciato da cellule osteoprogenitrici ed osteoblasti, promuovendo la proliferazione insieme all'espressione di RANKL (Receptor Activator of Nuclear Factor Kappa-B Ligand) secreto da osteoblasti e osteociti: le cellule stromali che esprimono questo fattore interagiscono con i pre-osteoclasti stimolandoli ulteriormente a differenziarsi lungo la linea osteoclastica¹².

Una volta sviluppati, aderiscono alla matrice ossea al fine di dissolverne l'idrossiapatite: inizialmente sarà necessario abbassare il pH a valori intorno al 5 tramite il rilascio di protoni e ioni cloro; secernendo poi enzimi acidi e litici, come le collagenasi, ialuronidasi e catepsina K, avviano la degradazione e scomposizione delle componenti sia organiche che minerali dell'osso della cartilagine calcificata: a questo segue la formazione di un compartimento extracellulare specializzato noto come lacuna di Howship¹³.

Oltre al mantenimento dell'omeostasi scheletrica (meccanica e strutturale), gli osteoclasti sono estremamente importanti nell'omeostasi del calcio:

l'attività di riassorbimento dell'osso, principale reservoir di ioni calcio, è infatti regolata dall'ormone paratiroideo e dalla calcitonina, responsabili rispettivamente della sua stimolazione o inibizione.

-Processo di formazione ossea

Durante l'embriogenesi lo scheletro si forma attraverso il processo di ossificazione diretta o indiretta: mandibola, mascella, cranio come la clavicola andranno incontro ad un processo chiamato osteogenesi intramembranosa, mentre il condilo mandibolare, come le ossa lunghe e le vertebre verso l'osteogenesi endocondrale.

Formazione ossea intramembranosa

Le cellule osteoprogenitrici mesenchimali si condensano formando un centro di ossificazione, dove lo sviluppo e la maturazione della matrice extracellulare ricca di collagene e riccamente vascolarizzata porta ad un ulteriore differenziamento delle cellule in osteoblasti, che cominciano a produrre un pattern trabecolare di matrice ossea. Nelle superfici del centro sopra agli osteoblasti si forma un periostio fibroso, mentre inferiormente si formeranno nuovi osteoblasti, ottenendo la crescita apposizionale; una sottopopolazione di queste cellule rimane inglobata nella matrice in via di maturazione che vede la deposizione di cristalli di idrossiapatite (HA), formando una rete lacuno-canalicolare osteocitaria.

Si formano le trabecole, che vanno a costituire un intricato network definito osso spongioso, che in fine è sostituito da osso lamellare formato da osteoni.

Crescita ossea endocondrale

Questo tipo di ossificazione prevede nelle fasi iniziali un template cartilagineo, ovvero la formazione di una matrice (modello di cartilagine ialina) che mineralizza, viene riassorbita dagli osteoclasti e sostituita dall'osso successivamente depositato: si formeranno così centri di

ossificazione primari e secondari, separati dalla cartilagine di accrescimento (growth plate). Formato il centro primario la crescita si estenderà dall'asse diafisario verso entrambe le estremità dell'osso, con la morte delle cellule cartilaginee sui margini dell'ossificazione. Gli osteoblasti ricoprono le trabecole cartilaginee con osso spugnoso immaturo (woven bone), mentre, dietro il fronte di ossificazione che avanza, gli osteoclasti assorbono l'osso spugnoso ingrandendo la cavità midollare primaria, così il collare periostale si ispessisce e si estende verso le epifisi per compensare il continuo svuotamento della cavità primaria.

Osteogenesi e riassorbimento avvengono in tutte le direzioni, e gli spazi tra le trabecole vengono via via riempiti di tessuto midollare: con il rimodellamento della nuova matrice ossea gli osteoclasti formano le cavità midollari primarie, rapidamente riempite da midollo osseo emopoietico.

Il rivestimento fibroso non mineralizzato della cavità midollare è rappresentato dall'endostio: qui si formano gli osteoblasti, iniziando a produrre l'osso endostale, processo controllato per evitare la chiusura della cavità primaria e la distruzione del midollo osseo.

1.2 IL PROCESSO ALVEOLARE

Essendo definito come la porzione di osso mascellare e mandibolare che forma gli alveoli dentari, quindi come la struttura anatomica deputata a contenere gli elementi dentari, il processo alveolare dev'essere considerato come un'entità distinta dallo scheletro cranio-facciale. Il suo sviluppo avviene contemporaneamente alla formazione e all'eruzione dentale e si estende dall'osso basale. È formato da due porzioni: una prodotta da cellule indipendenti dallo sviluppo dentale, ed una derivante proprio da cellule del follicolo, ovvero l'osso alveolare proprio (bundle bone). Quest'ultimo circonda l'alveolo dentale e fa parte, insieme a gengiva, cemento radicolare e legamento parodontale, del parodonto; insieme alle pareti esterne del processo alveolare è rivestito da osso compatto, mentre l'area compressa tra

essi è formata da osso spugnoso. Costituito da osso lamellare di larghezza variabile tra 200 e 500 μm , al suo interno si inseriscono le fibre di Sharpey, fasci di fibre collagene che derivano dal legamento parodontale e che presentano un elevato turnover. L'osso alveolare presenta una porzione compatta e una spugnosa, con osso lamellare comprendente osteoni e lamelle interstiziali¹. Nell'arcata superiore, l'osso spugnoso, si trova principalmente a livello dei setti interdentali e in quantità nettamente inferiore sulle pareti ossee vestibolari e palatali; inoltre la superficie ossea vestibolare e palatale è di maggior spessore nei settori posteriori rispetto a quelli anteriori. Nell'arcata inferiore invece l'osso alveolare proprio è più spesso, in continuità con la corticale della superficie buccale e linguale dei processi alveolari; l'osso compatto della superficie buccale nei settori anteriori è molto più sottile di quello situato a livello della superficie linguale, mentre nei settori posteriori lo spessore dell'osso compatto è maggiore sulla superficie buccale.

A livello clinico, è possibile suddividere il tipo di osso in base alla densità, cioè alle differenti proporzioni tra la componente corticale e quella spugnosa presente nelle ossa mascellari.

La classificazione più famosa e tutt'oggi utilizzata è quella proposta da Misch nel 1999, la quale prevede 4 classi:

- **D1:** osso corticale di notevole spessore e densamente mineralizzato. Si trova principalmente a livello della sinfisi mentoniera e occasionalmente nella zona interforaminale. La densità è maggiore di 1250 UH.
- **D2:** corticali dense, di spessore notevole e spongiosa costituita da trabecole tozze e grossolane, piuttosto spessa e densamente mineralizzata, con spazi areolari piccoli. È maggiormente rappresentata nella zona interforaminale senza atrofia, nella zona distale mandibolare e nella premaxilla. La densità è di 1250-850 UH.

- **D3:** osso corticale sottile, di poco spessore; osso spongioso delicato e fragile. Si riscontra nella regione mandibolare distale e mascellare distale. La densità è di 350-850 UH.
- **D4:** corticale sottilissima o assente; osso spongioso precario con mineralizzazione ridottissima, scarsa trabecolatura e prevalenza di tessuto emopoietico o adiposo. Le sedi interessate sono le zone distali della mascella e del tuber. La densità è di 150-350 UH.

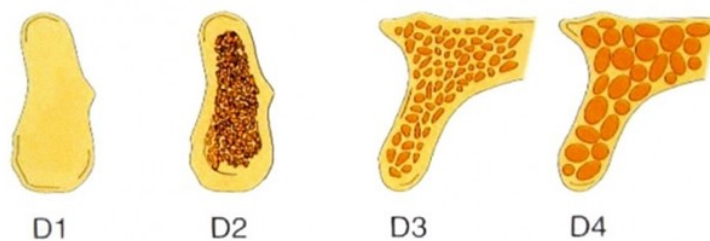


Figura 1: *Classificazione della densità ossea secondo Misch*

Da ciò si evince come la densità trabecolare sia superiore nella mandibola, differenza morfostrutturale che può essere spiegata in termini biomeccanici: infatti l'osso mandibolare presenta una maggiore rigidità, robustezza e resistenza alla torsione per fronteggiare l'elevato stress biomeccanico a cui è sottoposto².

Risulta evidente come le caratteristiche morfologiche del processo alveolare siano strettamente correlate non solo al sito di eruzione, dimensioni, forma ed inclinazione degli elementi dentari, ma anche alle varie sollecitazioni a cui essi vengano sottoposti.

Alla luce di questi fatti, è ormai appurato che l'osso alveolare vada incontro a rinnovamento e rimodellamento continui in virtù di necessità funzionali come la masticazione ed il contatto tra denti, adattandosi ai carichi meccanici applicati; o che più generalmente quasi tutti i processi fisiologici e patologici coinvolgenti gli elementi dentari possano produrre qualche effetto sull'osso alveolare.

In linea con ciò, la perdita di uno o più denti può dunque provocare una marcata contrazione della cresta alveolare sia in direzione verticale che orizzontale.

1.3 GUARIGIONE DEL SITO POST-ESTRATTIVO

I primi studi al riguardo sono quelli su modello animale di Schram, risalenti agli anni '30, ma si è dovuto attendere Amler negli anni '60 per ottenere studi più specifici sugli esseri umani; solo negli anni 2000 vengono condotti studi con tempi di osservazione più lunghi, prima su animali ad opera di Cardaropoli et al. (2003) e su umani da Trombelli et al. (2008)^{14,15,16}

1.3.1 Guarigione della ferita

Ad oggi, si può quindi affermare con sicurezza quali siano i processi biologici che fanno seguito ad un'estrazione dentaria, e trattandosi di un vero e proprio processo di guarigione di una ferita, sono anche note le numerose molecole responsabili delle varie fasi.

Esse possono essere distinte in citochine, ormoni e fattori di crescita.

-Citochine

Sintetizzate e liberate da cellule attive nell'infiammazione e da cellule del sistema immunitario sono proteine a basso peso molecolare. Alcune citochine sono responsabili della promozione della risposta infiammatoria e pertanto sono chiamate citochine proinfiammatorie, mentre altre, occupandosi di sopprimere la loro azione, vengono chiamate antinfiammatorie. Quelle che giocano un ruolo significativo nella guarigione delle ferite sono IL-1 e TNF- α .

- ***IL-1*** (Interleuchina-1): prodotta soprattutto dai macrofagi, svolge diverse funzioni tra le quali stimolare la proliferazione dei fibroblasti, aumentarne la sintesi di collagene, e, infine, attivare la produzione di collagenasi.

- ***TNF- α*** (Tumor Necrosis Factor- α): anch'essa prodotta principalmente dai macrofagi, non solo stimola la neoangiogenesi, e svolge un'azione chemiotattica sulle cellule endoteliali, ma è anche un potente attivatore del riassorbimento osseo, sia permettendo la differenziazione degli osteoclasti a partire dai loro precursori che, una volta maturi, attivandone le funzioni.

-Ormoni

Normalmente la loro attivazione è su aree più vaste ma in piccola concentrazione, a differenza delle citochine¹⁷; possono essere brevemente classificati in:

- ormoni lipidici (ormoni steroidei o prostaglandine)
- ormoni peptidici (bradichinina, responsabile dell'aumento della permeabilità vasale)
- ormoni aminici (istamina, inducente iperemia e riduzione del flusso sanguigno).

-Fattori di crescita

Queste proteine hanno capacità di regolare la replicazione, la differenziazione, l'attività e l'apoptosi anche delle popolazioni cellulari coinvolte nelle varie fasi di guarigione di una ferita, infatti ricoprono un ruolo fondamentale nella migrazione di cellule infiammatorie, nella riproduzione di fibroblasti e cellule endoteliali ed anche nella neoangiogenesi. Prodotti dalle cellule durante la fase dell'osteogenesi, sono anche presenti nel circolo sanguigno, per agire sull'omeostasi del metabolismo scheletrico. Sebbene i fattori di crescita siano numerosissimi, quelli di maggior interesse per l'ambito sono essenzialmente: TGF- β , PDGF, FGF, IGF, EGF¹⁸.

- ***TGF- β*** (Transforming Growth Factor- β): a questa famiglia appartengono sia tre diverse isoforme di TGF- β (TGF- β 1, TGF- β 2 e TGF- β 3) che altri fattori come le BMP (Bone Morphogenetic Protein), le attivine

e le inibine. Vengono rilasciati in seguito ad un danno tissutale da cellule differenti, come per esempio piastrine e macrofagi, risultando fondamentali per la riparazione dei tessuti grazie al loro potere chemiotattico nei confronti di PMN, macrofagi, linfociti e fibroblasti, oltre a stimolare l'angiogenesi, la fibrogenesi e la deposizione di matrice extracellulare.

- ***PDGF*** (Platelet-Derived Growth Factors): proteine contenute nei granuli A delle piastrine e rilasciate durante l'attivazione piastrinica, ma anche prodotte da cellule differenti come macrofagi e cellule endoteliali. Le funzioni che ricoprono sono plurime, delle quali oltre l'induzione della replicazione delle cellule ossee, una delle più importanti è la possibilità di fungere da fattore chemiotattico per fibroblasti e cellule mesenchimali.
- ***FGF*** (Fibroblast Growth Factors): polipeptidi sintetizzati da cellule endoteliali, macrofagi, fibroblasti ed altre popolazioni cellulari. Hanno un effetto mitogenico per fibroblasti e cheratinociti, e chemiotattico per i fibroblasti. Il loro ruolo è fondamentale nelle fasi di neoangiogenesi e di contrazione tissutale per la chiusura di una ferita.
- ***IGF*** (Insulin-like Growth Factors): in grado di favorire la proliferazione delle cellule della linea osteoblastica e l'espressione del collagene di tipo I, contribuiscono allo sviluppo, alla crescita e alla riparazione ossea.
- ***EGF*** (Epidermal Growth Factor): fattore prodotto da cheratinociti, macrofagi e piastrine, gioca un ruolo nella riparazione delle ferite stimolando la migrazione dei cheratinociti e contribuendo alla formazione del tessuto di granulazione.

Verificatasi quindi l'avulsione dell'elemento dentale, i processi fisiologici responsabili delle alterazioni nel sito edentulo potranno essere divisi schematicamente in due parti: processi intra-alveolari e processi extra-alveolari.

1.3.2 Processi intra-alveolari

La prima fase ad attivarsi in seguito ad un'estrazione dentaria sarà quella infiammatoria, con la formazione in un primo momento di un coagulo sanguigno e la sua successiva degradazione ad opera di cellule infiammatorie (leucociti polimorfonucleati e macrofagi)^{15,16}; per le seguenti tre settimane nell'alveolo penetrano cellule mesenchimali e nuovi vasi sanguigni, formando il tessuto di granulazione, che verrà gradualmente rimpiazzato da tessuto connettivo e, in un secondo momento, da osso immaturo a fibre intrecciate. Da ultimo, si assisterà alla fase di rimodellamento, con riassorbimento dell'osso immaturo e successiva sostituzione con osso lamellare.

1.Emostasi

E' il processo che si verifica per primo dopo l'estrazione, e può essere a sua volta distinto in tre fasi: vascolare, piastrinica e coagulativa.

Negli istanti seguenti l'avulsione ha dunque luogo la fase vascolare dell'emostasi, in cui il sangue proveniente dai vasi recisi colma la cavità residua; dopodiché il vaso leso, sia per la produzione di potenti vasocostrittori chiamati endoteline, che per riflesso neurogenico, si contrae al fine di favorire la riduzione del flusso sanguigno e quindi l'emostasi. Dopo un'ora circa si verifica invece una vasodilatazione, che permette di rilasciare nel sito in primo luogo piastrine, ma anche neutrofili, monociti e linfociti; nel frattempo l'endotelio rilascia una particolare proteina, il Fattore di von Willebrand (vWF), che legandosi al collagene della matrice extracellulare permette il legame delle piastrine tramite la glicoproteina Ib (GpIb). In tal modo ha inizio la fase dell'emostasi denominata piastrinica, poiché appunto entro qualche minuto le piastrine aderiscono al sito esposto della parete vasale, mutano la propria morfologia da discoidale a piatta, aumentando la propria superficie, e rilasciano i granuli secretori contenenti prevalentemente ADP e trombossano A2. Queste molecole hanno l'importantissimo ruolo di

fungere da chemochine, ovvero richiamare in loco le piastrine circolanti, le quali formano aggregandosi il tappo emostatico (o trombo piastrinico). Una volta attivate, rilasciano quindi delle proteine fondamentali nel processo infiammatorio, cioè i fattori di crescita e le citochine: tra i primi, quelli realmente necessari in questa fase, vi è il TGF- β , che entro 24-48 ore richiama i neutrofili e i monociti nel sito lesionato, stimola la proliferazione di fibroblasti e aumenta la produzione di matrice cellulare. I monociti, così, migrano nell'alveolo e si differenziano in macrofagi in risposta al TGF- β . I macrofagi ed i neutrofili provvedono alla fagocitosi dei batteri e del tessuto danneggiato. Una volta attivati, i macrofagi producono sia citochine, come IL-1 e TNF- α , che inducono la degranolazione dei neutrofili, coadiuvando la loro funzione antimicrobica, ma anche l'FGF e il PDGF: quest'ultimo interviene sia nella differenziazione dei monociti in macrofagi sia nella chemiotassi di cellule mesenchimali nella lesione. Si arriva quindi alla terza fase dell'emostasi, quella coagulativa, in cui il tappo piastrinico iniziale si stabilizza grazie alla secrezione da parte dell'endotelio danneggiato del fattore tissutale (TF), che si lega a particolari fosfolipidi di superficie esposti dalle piastrine: dopodiché per poter proseguire con la coagulazione deve innescarsi un meccanismo a catena coinvolgente molti fattori, ma è fondamentale che il fibrinogeno, non in grado di dar luogo ad un aggregato, venga attivato in fibrina. Per far sì che questo avvenga esistono due vie differenti ma che si attivano in contemporanea e si influenzano a vicenda, la via intrinseca e la via estrinseca: la prima è la più rapida poiché coinvolge un minor numero di fattori che vi prendono parte, è attivata dal fattore tissutale (o tromboplastina tissutale) e prevede l'attivazione dei fattori plasmatici VII, X e V; la via estrinseca, più lunga, è invece innescata dall'attivazione del fattore XII, o fattore di Hageman, e comprende oltre ai fattori della via intrinseca anche i plasmatici XI, IX VIII. Le due vie si congiungono quindi in quella che viene definita via comune: con essa, si ha l'attivazione del fattore X, che forma con il fattore V anch'esso attivato un complesso in grado

di tagliare e quindi attivare la protrombina (II) in trombina, responsabile a sua volta di attivare in simil modo il fibrinogeno (I) in fibrina. Un ulteriore intervento del fattore XII attivato permette la precipitazione della fibrina ed alla formazione del coagulo. Questa fase porta, quindi, grazie all'azione dei fattori coagulanti (13, costituiti da serina proteasi o cofattori) alla formazione di un reticolo di fibrina che permette sia di bloccare la perdita emorragica sia di stimolare la chiusura della lesione. Sebbene il coagulo sanguigno, quindi, svolga un ruolo cruciale nella fase iniziale di guarigione, sarà necessaria la sua graduale rimozione per poterlo rimpiazzare con un nuovo tessuto. Così, pochi giorni dopo l'estrazione, esso subirà inizialmente una retrazione, per poi iniziare a disgregarsi tramite il processo di fibrinolisi che viene operata dal sistema della plasmina, ovvero la forma attiva del plasminogeno, un fattore anticoagulante attivato anch'esso dalla trombina¹⁸.

2.Fase infiammatoria

Dopo circa dieci minuti dall'insulto, per una durata di 24h, si assiste alla fase d'infiammazione: conseguente alla contaminazione da parte dei batteri del sito, viene come prima cosa attivato il sistema dell'immunità innata¹⁹, comprendente tipologie cellulari come leucociti polimorfonucleati e macrofagi nonché le molecole del sistema del complemento. Quest'ultimo, grazie al processo di opsonizzazione da parte del C3b, marca i microrganismi al fine di renderli riconoscibili da parte del sistema immunitario, e per mezzo delle perforine, danneggia direttamente le cellule batteriche.

Sia i polimorfonucleati che i monociti sono richiamati nel sito della lesione dal TGF- β , responsabile in questa fase anche della proliferazione fibroblastica e dell'incremento nella sintesi di matrice cellulare. Per stimolo del PDGF i monociti si differenziano quindi in macrofagi, attuando in primo luogo la fagocitosi dei microrganismi e del tessuto danneggiato, ma liberando anche una serie di citochine, tra cui IL-1 e TNF- α responsabili della degranulazione dei neutrofili, PDGF ed FGF.

I polimorfonucleati invece, grazie ad un particolare movimento ameboide, definito diapedesi, si muovono nei vasi sanguigni fino ad attraversare la lamina basale producendo elastasi e collagenasi; a questo punto, grazie alla chemiotassi (fenomeno di richiamo da parte di fattori come PDGF, TNF- α , fibrinopeptidi e proteine batteriche), raggiungono il sito dove potranno rilasciare radicali reattivi, ovvero ipoclorito e gruppi idrossilici, in grado di eliminare i batteri.

2. Tessuto di granulazione (o fase proliferativa)

Il tessuto di granulazione inizia a comparire nell'alveolo circa 96 ore dopo l'estrazione, poiché durante la fase emostatica, i vari fattori rilasciati dai macrofagi non solo favoriscono la migrazione di fibroblasti, cellule epiteliali e cellule endoteliali all'interno della ferita, ma determinano anche un'amplificazione del processo infiammatorio: ciò permette inoltre la seguente maturazione in tessuto di granulazione, il quale invade il coagulo partendo dalla porzione centrale, ed è appunto caratterizzato dalla presenza di macrofagi, cellule simil-fibroblastiche e vasi sanguigni neoformati. Due sono infatti gli eventi caratteristici di questa fase: la neoformazione di matrice extracellulare e l'angiogenesi. Gli stimoli principali che portano all'angiogenesi sono l'ipossia e l'abbassamento del pH: il primo deriva dalla maggior necessità di ossigeno rispetto a quelle che sono le possibilità di apporto in seguito alla lesione vascolare, la seconda si ha come diretta conseguenza, infatti un metabolismo anaerobico determina una produzione di lattato, responsabile appunto di una riduzione del pH.

La condizione attrae i macrofagi, in grado di sopravvivere a tali condizioni, e ne attiva la trascrizione dell'HIF-1, responsabile del conseguente rilascio di VEGF: i periciti, stimolati da quest'ultimo fattore, danno vita distaccandosi dalle pareti vasali a nuove cellule endoteliali progenitrici, destinate a raggiungere per chemiotassi il sito in ipossia, proliferare e formarvi nuovi vasi sanguigni²⁰.

Mentre l'angiogenesi prosegue, fibroblasti, migrati su stimolo dell'FGF, secernono sia metalloproteinasi per degradare la fibrina che collagene, proteoglicani, decorina e vitronectina con il fine di sostituirla²¹. I fibroblasti iniziano la produzione di fibre collagene, che in un primo momento sono molto sottili ed intrecciate in modo irregolare ma, circa dopo 5-6 giorni dall'estrazione dentaria, aumentano di diametro e si dispongono in fasci regolari. Il tessuto connettivo neoformato in fine comincerà a rimpiazzare gradualmente il tessuto di granulazione, fino a sostituirlo completamente intorno al 20° giorno.

In questo ambiente, può dunque avvenire l'osteogenesi, poiché il tessuto osseo può formarsi solo in presenza di vasi sanguigni.

3. Osteoconduzione

Questo processo inizia circa tre settimane dopo l'avulsione dentaria, e vede la migrazione di cellule preosteoblastiche (che ricordiamo provenire sia dallo strato interno del periostio che dall'endostio, dalle cellule perivascolari e dagli spazi midollari) nel sito estrattivo, richiamatevi tramite fattori di crescita e gradienti chemiotattici. Tale meccanismo si verifica soprattutto per via del ruolo svolto dalle BMP, capaci di legare la membrana dei precursori ed attivarli²². Solitamente queste proteine si riscontrano inattivate dal legame con l'eparansolfato nella matrice ossea, ma l'insulto e quindi la lesione di quest'ultima ne permettono la liberazione e la conseguente attivazione grazie all'azione idrolitica di enzimi rilasciati dalle piastrine²³. Finalmente giunte nel sito di interesse, le cellule progenitrici si differenziano in osteoblasti e iniziano a deporre la matrice osteoide.

4.Modellamento e rimodellamento osseo

Questi sono i processi tramite i quali si avrà la vera e propria formazione ossea. Il modellamento prevede l'apposizione ossea, allo scopo di modificare la disposizione e lo spessore trabecolare, la densità e la forma ossea; il rimodellamento, invece, determina solamente un turnover cellulare, senza vere modificazioni strutturali del tessuto osseo.

E' necessario tuttavia considerare che l'osso di formazione seguente alla guarigione di una lesione, è molto diverso da quello che si otterrà alla fine del rimodellamento: difatti, con la deposizione di matrice osteoide, vi sarà la formazione iniziale di osso a fasci intrecciati (woven bone) a deposizione piuttosto rapida, fino a 60 micron al giorno, che tende essenzialmente a riempire lo spazio dell'alveolo post estrattivo, senza presentare una vera e precisa disposizione delle fibrille collagene. Questo tipo d'osso manterrà la propria funzione sino alla sesta settimana circa, fungendo da scaffold per la successiva formazione di osso lamellare, caratterizzato da una crescita apposizionale ordinata e lenta durante la fase di rimodellamento, con gli osteoblasti allineati tra loro. Nella fase del rimodellamento, le cellule principali saranno però gli osteoclasti, che gradualmente andranno a riassorbire l'osso a fibre intrecciate, in un processo che richiede molto più tempo del modellamento e potrà durare diversi mesi, in relazione a vari fattori generalmente correlati al paziente quali età, sesso, stato di salute generale, condizione ossea locale ed equilibrio ormonale.

Dal punto di vista temporale, ad un mese dall'avulsione l'alveolo è riempito da osso spongioso, mentre l'osso corticale costituito da osso spongioso ed osso lamellare si forma entro tre mesi¹⁵.

1.3.3 Processi extra-alveolari

Numerosi studi nel corso degli anni hanno comprovato come, in seguito all'estrazione dell'elemento dentale, i processi di modellamento e rimodellamento non portino ad una completo ripristino dell'osso in sede

alveolare, ma anzi come si verificano delle evidenti modifiche dimensionali, sia per quanto concerne l'altezza che lo spessore delle sue pareti.

Dal punto di vista macroscopico, è stato riportato che l'osso alveolare in siti post-estrattivi va incontro ad una percentuale di riduzione in altezza e spessore tra il 40 ed il 60% entro i primi 6 mesi.

Valutando le variazioni in altezza delle superfici ossee buccali e linguali/palatali è evidente come a 3-7 mesi dall'estrazione il riassorbimento misurato nell'area buccale (0.9-3.6mm) risulti più consistente rispetto a quello calcolato nell'area linguale/palatale (0.4-3mm). Questo fatto è principalmente dovuto alla maggior presenza nella zona buccale di osso alveolare proprio (bundle bone), strettamente correlata al dente e al legamento parodontale: un riassorbimento di questo risulta pertanto in una palese riduzione della componente verticale^{24,25,26}.

Altre reviews sistematiche, valutando trial clinici, riportano dei range di perdita di osso sia verticale (0.9 ± 1.6 to 3.6 ± 1.5 mm) che orizzontale (2.46 ± 0.4 mm - 4.56 ± 0.33 mm), dai quali viene soffermata l'attenzione sulla notevole perdita di spessore²⁷.

Ulteriori studi, invece, focalizzando l'attenzione sulla differente perdita ossea che si verifica nelle diverse zone della cresta, dimostrano un maggior riassorbimento nelle aree anteriori, riportandone una riduzione di spessore media del 34%, contro il 18% delle aree posteriori²⁸.

E' quindi evidente come il riassorbimento dell'osso alveolare sia un processo complesso, così come l'entità della perdita ossea in seguito ad un'avulsione sia dipendente da diversi fattori, coinvolgenti componenti fisiologiche, funzionali e strutturali, tra le quali menzioniamo principalmente le dimensioni originali dell'osso alveolare, ma anche l'angolazione del dente ed altre differenze anatomiche presenti nei vari siti (ma anche le fasi della chirurgia, tra cui l'elevazione del lembo). E' stato dimostrato come i piatti corticali con spessore inferiore ad 1mm perdano sostanzialmente più dimensione, sia in spessore che in altezza, rispetto a quelli di dimensioni

maggiori; difatti uno studio riporta come all'ottava settimana di guarigione, nei siti estrattivi con parete buccale inferiore ad 1 mm, il riassorbimento osseo verticale si verificasse in modo progressivo fino al 62%, mentre nel caso di spessori maggiori tale percentuale risultava di gran lunga inferiore (9%)²⁹.

Ad ulteriore conferma del fatto che le superfici ossee buccali anteriori siano oggetto di maggior riassorbimento rispetto alle zone posteriori, si è dimostrato come le loro dimensioni risultino inferiori ad 1 mm nel 90% dei casi, e di questi ben il 50% siano minori di 0.5mm³⁰.

In fine, nel caso di estrazione di elementi dentari singoli, il rimodellamento osseo risulta essere maggiormente accentuato nelle zone centrali o mesio-facciali dell'alveolo, in quanto le aree interprossimali sono ben supportate dal legamento parodontale dei denti adiacenti³¹.

1.4 Cresta edentula residua e difetti ossei

Abbiamo visto come la corretta guarigione del sito post-estrattivo sia dipendente da numerosi fattori, primo tra tutti un appropriato verificarsi degli eventi molecolari e cellulari, ma anche quale ruolo giochino le differenze anatomiche elencate poc'anzi nel determinare i tipici difetti a livello della cresta edentula. Nonostante tutte queste variabili, statisticamente i cambiamenti che si verificano nel processo alveolare seguono dei modelli predicibili e ben definiti, su base dei quali sono state sviluppate diverse classificazioni per semplificare la descrizione della cresta edentula residua.

In base al volume osseo rimanente, nel 1985 Leckholm e Zarb classificarono la cresta edentula residua in cinque gruppi, dalla quantità di osso residuo maggiore alla minore: i primi due gruppi A e B che ancora vedevano una sostanziale rappresentazione della cresta residua, seguiti dalle classi C, D, E, in cui la quantità si faceva via via più esigua.

Oltre che in base alla quantità, gli autori classificarono la cresta anche in base alla qualità ossea, ovvero in base alla differente rappresentazione al suo interno di osso spugnoso, trabecole ossee e midollo osseo.

Ad oggi, la classificazione a cui più si fa riferimento è quella di Cawood e Howell del 1988: analizzando il pattern di riassorbimento osseo dei mascellari mediante uno studio osservazionale effettuato su 300 scheletri di cranio essiccati, gli autori hanno descritto come il processo basale dei mascellari rimanga relativamente stabile nel tempo, mentre i cambiamenti più importanti si verificano sui piani orizzontale e verticale del processo alveolare. Basandosi sui propri studi, distinsero quindi sei classi valide sia per i mascellari superiori che per gli inferiori, riportate in seguito³².

Classe I: elemento dentario presente.

Classe II: cresta ossea dell'alveolo post-estrattivo immediato.

Classe III: cresta ossea dell'alveolo post-estrattivo tardivo, riossificata e arrotondata, di altezza e spessore adeguati.

Classe IV: “a lama di coltello”: cresta ossea di adeguata altezza, ma con deficit di spessore.

Classe V: cresta ossea piatta, con riassorbimento completo del processo alveolare.

Classe VI: cresta ossea depressa, con riassorbimento esteso al processo basale.

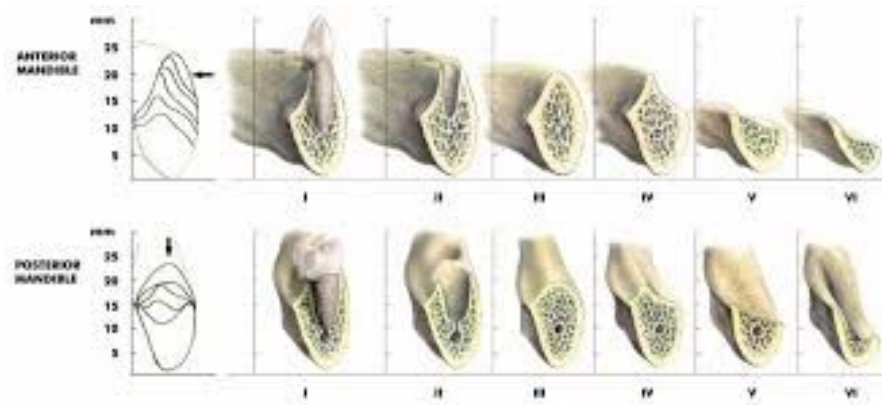


Figura 2: *Classificazione dell'edentulia mascellare secondo Cawood e Howell*

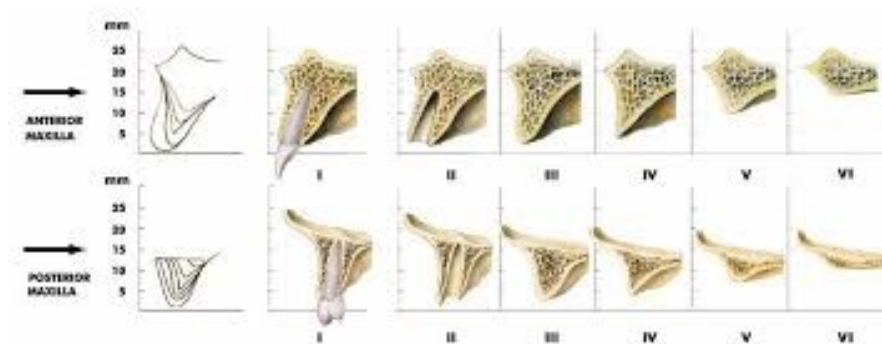


Figura 3: *Classificazione dell'edentulia mandibolare secondo Cawood e Howell*

Nel mascellare superiore il processo di riassorbimento è ad andamento prevalentemente orizzontale sia nel settore anteriore che nel posteriore. Nel mascellare inferiore il riassorbimento è prevalentemente orizzontale nella zona intraforaminaria, mentre nei settori posteriori si assiste ad un maggior riassorbimento in senso verticale.

CAPITOLO 2

IMPLANTOLOGIA

2.1 DEFINIZIONE

In medicina la sostituzione totale o parziale di un organo naturale con mezzi artificiali viene definita “reintegro protesico”. Di conseguenza, poiché un elemento dentale è a tutti gli effetti un organo dell'apparato stomatognatico, qualora si trovi ad essere mancante in arcata per i più vari motivi, una sua sostituzione con una radice artificiale è un'applicazione protesica. L'impianto dentale è pertanto una protesi radicolare intraossea che supporta un moncone protesico coronale extra-osseo, funzionale all'applicazione di una protesi coronale rimovibile o inamovibile, ovvero un dispositivo medico su misura. Il moncone o sottopotesi-coronale può poi essere in continuità strutturale con la protesi-radicolare (monofusione, a pezzo unico), oppure distaccabile da essa (ovvero due pezzi). Gli impianti, inoltre, possono trovarsi di diverse forme, ed essere inseriti in differenti sedi con varie tecniche, per poi essere connessi alle protesi con svariate tempistiche.

L'implantologia odontostomatologica è quindi definibile come l'insieme di tecniche chirurgiche volte a riabilitare funzionalmente un paziente affetto da edentulismo totale o parziale, mediante l'utilizzo di impianti dentali. Tali impianti, dispositivi metallici e non, sono inseriti chirurgicamente nell'osso mandibolare o mascellare o sopra di esso, sempre sotto la gengiva, permettere la connessione di protesi, fisse o mobili, per la restituzione della funzione masticatoria. Su quest'ultimo punto è necessario mettere maggior enfasi: l'implantologia è infatti una branca dell'odontostomatologia, e pertanto va attuata in un ben definito programma di riabilitazione della masticazione: da ciò, si arriva alla conclusione che utilizzare il termine implantopotesi sia maggiormente appropriato.

Ugualmente a qualunque protesi che venga applicata al corpo umano, anche l'impianto dentale mira a raggiungere la fisiointegrazione, cioè la tolleranza nel tempo da parte dell'organismo del presidio medico-chirurgico inseritovi, rispettandone la fisiologia. Ovviamente l'impianto può fallire, cioè perdere stabilità sino a divenire non più idoneo a sostenere validamente un elemento dentale artificiale, non tanto per la risposta del sistema immunitario (ovvero un rigetto), quanto per un'incapacità da parte della struttura ossea di sopportare le forze trasmesse dai carichi masticatori, per cause che possono essere chirurgiche, protesiche, infettive od ignote. Il successo implantologico è dunque inizialmente condizionato dal raggiungimento dell'immobilità assoluta dell'impianto sin dal momento del suo inserimento nell'osso, al fine di consentirne il processo di riparazione integrandolo nel tessuto osseo neoformato: da questo il termine "osteointegrazione". Gli impianti, numerosissimi per forma, dimensioni e materiali, sono oggi prevalentemente costruiti in titanio, metallo ben tollerato dall'organismo; negli ultimi anni sono commercializzati anche impianti in ceramica. Per il posizionamento di un impianto è naturalmente necessaria la presenza di una adeguata quantità d'osso, tenendo in considerazione le differenze qualitative e quantitative tra mascella e mandibola, oltre al preciso settore del cavo orale interessato, nonché alle variabili legate al paziente. L'operatore deve quindi scegliere il tipo d'impianto che meglio si adatta alle caratteristiche anatomiche della regione in cui ciascun paziente necessita di tale intervento.

2.2 METODICHE APPLICATIVE

Le metodiche implantologiche, in base al protocollo chirurgico-applicativo, sono sostanzialmente tre: *implantologia sommersa*, *emergente* e *iuxtaossea*.

-Implantologia Sommersa

Definita anche come implantologia “a due tempi”, “bifasica”, “a carico tardivo/differito”, o “two-piece”, è una metodica di scuola svedese, proposta da Branemark, che si avvale di impianti di forma prevalentemente cilindrica, o cilindrico-conica in titanio.

La procedura prevede incisione, scollamento della gengiva, e conseguente inserzione nell'osso, per poi essere lasciati sommersi, come dice il nome, senza poter essere utilizzati per alcuni mesi (secondo le indicazioni classiche da 4 a 6). In questo lasso di tempo si attende che avvenga la rigenerazione del tessuto osseo, in tal caso chiamata “osteointegrazione”. Trascorsi i mesi stabiliti si esegue una piccola incisione della gengiva per scoprire nuovamente gli impianti ed avvitarvi la componente emergente (moncone), che sosterrà la protesi. Quest'ultima può essere, a seconda del numero di impianti utilizzabili, sia mobile che fissa (avvitata o cementata agli impianti), composta da uno o più elementi dentari.

Questa è, per nascita e applicazione, la metodica più moderna. E' di larga diffusione per via della standardizzazione dei protocolli chirurgici e protesici, che la rendono accessibile ad un vasto numero di operatori; si basa infatti sull'applicabilità generale dell'impianto ad un'elevata percentuale di casi, esclusi quelli con osso insufficiente, salvo che vengano preventivamente sottoposti ad interventi di rigenerazione ossea guidata.

Tale metodica viene diffusamente indicata anche come “implantologia osteointegrata”, sebbene impropriamente, poichè l'osteointegrazione un fenomeno biologico successivo all'inserimento implantare e non una intrinseca caratteristica unica di tale procedura. Piuttosto si dovrebbe usare il termine più generico: “impianto osteointegrabile”.



Figura 4: modello di impianto sommerso

Implantologia Emergente

Nota anche come: “a un tempo”, “monofasica”, “monolitica”, “a carico immediato/precoce”, “one-piece”, si tratta di una metodica di scuola italiana proposta da Garbaccio - Mondani - Muratori - U. Pasqualini - S. Tramonte e americana, da Linkow.

Gli impianti in titanio sono monoliti, cioè costituiti da un unico pezzo; mediamente più sottili (tanto che alcuni vengono chiamati “aghi”) e più allungati rispetto a quelli descritti in precedenza, dato che la parte emergente nel cavo orale non è altro che il prolungamento della vite stessa. Hanno la caratteristica di poter seguire un intervento chirurgico in cui non vi è obbligo di incidere la gengiva prima dell’inserimento dell’osso, che può quindi avvenire immediatamente (tecnica flapless o a cielo coperto).

Poichè l’operatore per inserire gli impianti ricerca zone di osso duro (corticale) in profondità (stabilizzazione intrinseca o fissità primaria), ottengono stabilità immediata.

Talvolta si realizzavano strutture implantari a tripode o a palizzata mediante l’unione dei singoli impianti direttamente tra loro o per mezzo di barrette in titanio, mediante elettrosaldatura all’interno del cavo orale; tale struttura (il “tripode-cavalletto” o il “muretto”), veniva caricata immediatamente con una protesi provvisoria cementata.

La protesizzazione definitiva, anch'essa cementata, viene eseguita dopo aver atteso comunque il tempo necessario perché l'osso possa integrare le spire implantari.

E' la metodica che data più anni di applicazione, sebbene ad oggi non sia di massicci divulgazione ed utilizzo per la scarsa codificabilità, estremamente operatore dipendente, soprattutto per quanto riguarda i particolari casi di impianti elettrosaldati.



Figura 5: modello di impianto emergente

Implantologia iuxtaossea (o Sottoperiosteale)

Questo tipo di impianto, a differenza di quelli visti fino ad ora, non viene inserito nell'osso bensì tra osso e gengiva, collocato per esattezza tra l'osso ed il suo rivestimento, il periostio.

Ciascun impianto è un manufatto unico, poiché richiede di modellare una griglia di appoggio apposita, e per realizzare questo è necessario rilevare un'impronta di tutto l'osso sottostante alle gengive, motivo per il quale la preparazione di questo sito implantare richiede un discreto intervento chirurgico di scollamento dei tessuti molli.

A breve distanza di tempo un nuovo intervento permette l'inserimento della griglia nel punto stabilito, al di sotto del periostio ma sopra l'osso, con alcuni prolungamenti emergenti dalla gengiva che serviranno per l'attacco della protesi.

Questo è uno dei primi metodi sperimentati, ma oggi è facilmente sostituito dalle metodiche precedenti per la più facile applicabilità e per le maggiori percentuali di successo.

Più moderno è l'utilizzo di piccole staffe per applicazioni iuxtaossee, unite ad impianti endossei mediante elettrosaldatura intraorale, nelle regioni molari superiori e in soggetti con seni mascellari espansi e poco osso per inserire viti in profondità, al fine di evitare più invasivi interventi chirurgici di rialzo del seno.

L'ultima frontiera dell'implantologia iuxtaossea in fine, si avvale di tecniche di preconfezionamento della griglia su modello sterolitografico ricavato con radiologia tomografica; i manufatti personalizzati, realizzati in titanio, vengono inseriti in unica seduta.

In certi casi di assenza gravissima di osso, è l'unica implantologia applicabile.



Figura 6: modello di impianto sub-periosteo

2.3 MATERIALI BIOCOMPATIBILI

In passato in implantologia odontoiatrica sono state sperimentate varie fusioni metalliche tra le quali oro, cromo-cobalto-molibdeno e acciaio chirurgico; oggi invece, si utilizzano titanio, allumina (impianti ceramici) e zirconio (sperimentali), che hanno dato prova di avere un'ottima biocompatibilità.

Per *biocompatibilità* si intende la capacità di una sostanza di essere metabolizzata dagli organismi viventi senza nessun effetto dannoso sulle funzioni vitali, e materiali con questa importantissima caratteristica vengono pertanto definiti biomateriali.

Un *biomateriale* è quindi un materiale che si interfaccia con i sistemi biologici per valutare, trattare, aumentare o sostituire un qualunque tessuto, organo o funzione dell'organismo³³. Ma non bisogna commettere l'errore di considerare questo tipo di materiali come qualcosa di inerte nei confronti dell'organismo in cui viene inserito, infatti qualunque di essi provoca una risposta biologica dell'organismo ospite, ed a sua volta subisce un processo di degradazione da parte di esso. Si parla dunque di doppia interazione tra i due sistemi. L'organismo umano attiva numerosi e complessi meccanismi biologici con funzione di difesa nei confronti di eventi ritenuti dannosi, e, sebbene siano indispensabili per la sopravvivenza dello stesso, costituiscono il principale ostacolo all'applicazione di dispositivi medici. Difatti, poiché l'accettazione di un dispositivo da parte dell'organismo avviene sulla base di meccanismi di riconoscimento molecolare dei materiali che lo costituiscono, e non sulla valutazione delle funzioni che tali materiali (e il dispositivo) possono svolgere, qualsiasi evento traumatico viene percepito dall'organismo biologico come un evento da cui difendersi.

Fondamentale è per i biomateriali mantenere le proprie caratteristiche inalterate per tutto il tempo in cui ne è richiesta la funzione, il che può coincidere con l'intera vita del paziente.

Biocompatibilità degli impianti dentali

Per verificare quali possano essere i migliori biomateriali in campo implantologico, negli ultimi anni sono stati studiati in particolar modo gli osteoblasti prelevati dalla mandibola, dato il loro diretto coinvolgimento nel processo di mineralizzazione delle ossa, motivo per cui giocano un ruolo di cruciale importanza per la sopravvivenza di un impianto dentale. Le indagini in questione sono di tipo spettrofluorimetrico, su colture apposite per la determinazione di parametri come le quantità di osteocalcina e collagene tipo I, secrete dalle cellule in osteoblastiche nella matrice extracellulare. Dopo isolamento e caratterizzazione, le cellule sono poste sulla superficie di dischi del materiale da testare, quali il titanio o titanio ricoperto da un sottile strato d'idrossilapatite: successivamente viene applicato un primo anticorpo e in seguito un anticorpo marcato; a questo punto, dopo l'eccitazione ottica dei due coloranti, viene misurato il segnale di fluorescenza emesso dalle molecole nella matrice extracellulare sulla superficie dei dischi, grazie ad uno spettrofluorimetro. Come marker si utilizzano due coloranti fluorescenti, la fluoresceina isotiocianato (FITC) e la tetrametilrodamina isotiocianato (TRITC).

Questa metodica, grazie alla sua specificità, attendibilità e riproducibilità, ha contribuito a facilitare gli studi sulla biocompatibilità, poiché ha permesso di superare alcuni problemi tecnici relativi alla quantificazione dei parametri biologici coinvolti nelle relazioni cellula-biomateriale, come fosfatasi alcalina, collagene, osteocalcina, proteoglicani.

2.4 OSTEOINTEGRAZIONE

Termine coniato alla fine degli anni '60 dal professore svedese di biotecnologia applicata Per-Ingvar Branemark, usato in odontoiatria come in medicina per definire l'intima unione tra osso ed un impianto artificiale, senza l'interposizione di tessuto connettivo.

Eseguendo studi su cavie, osservò che il titanio si univa saldamente al tessuto osseo, e sebbene non fosse un dentista, trasferì tali conoscenze all'implantologia odontoiatrica.

L'intima unione di cui sopra si ottiene quando lo spazio e i movimenti relativi fra impianto ed osso non superano i 100 micron: attenendosi alle conoscenze attuali, tale risultato si ottiene solo quando l'impianto è realizzato in titanio, sebbene in teoria qualsiasi materiale che presenti una micromorfologia idonea e che sia privo di proteine potrebbe indurre ugualmente osteointegrazione. La velocità e la quantità di tale processo sono direttamente dipendenti dal tipo di superficie dell'impianto, che può presentare una geometria tale da attrarre o meno le cellule osteoblastiche: una superficie liscia sarà certo meno adatta a questo scopo, ma per far fronte a tale problema si possono applicare specifici trattamenti come mordenzatura con acidi e sabbiatura, ottenendo una micro-rugosità di superficie ideale.

E' importante tenere a mente che nonostante clinicamente si utilizzi la constatazione manuale della stabilità dell'infundibolo radicolo-protetico, o si controlli la continuità ossea radiologicamente, l'osteointegrazione rimane un concetto squisitamente istologico, indicante precisamente un processo biologico di osteoinclusione nel connettivo ossificato.

Per poter raggiungere questo traguardo il primo requisito fondamentale è ottenere la quiete meccanica della struttura inserita, mediante seppellimento o immobilizzazione primaria: in tal modo si ricerca un'evoluzione riparativa ossea, con un'alta componente di matrice calcificata,

a discapito di una componente fibrosa che non consentirebbe la fissità funzionale al supporto coronale-protetico.

L'osteointegrazione quindi deve essere considerata anche e soprattutto dopo il carico masticatorio, quando le dinamiche occlusali eccitano l'attività osteoblastico-osteocito-osteoclastica con rimaneggiamento perimplantare continuo e evoluzione istologica della matrice che avrà componente fibrosa e/o mineralizzata in evoluzione e differenziata.

L'impianto, clinicamente osteointegrato, è infatti circondato da osso a componente diversa nei vari punti di contatto e con prevalenze calciche o fibrose a seconda del carico occlusale, dell'area di inserimento ecc.

Fasi dell'osteointegrazione

La preparazione del sito ed il seguente inserimento implantare provocano quella che da considerarsi a tutti gli effetti come una ferita dell'osso, la cui guarigione è un coordinato ed organizzato meccanismo di riparazione dell'organismo, presentante eventi la cui sequenza cronologica è la medesima di una comune ferita tissutale: avremo infatti il ben noto susseguirsi delle quattro fasi di emostasi, infiammazione, proliferazione e rimodellamento, perfettamente sovrapponibili sia per i meccanismi coinvolti che per le loro tempistiche³⁵.

Tanto meno è traumatica la procedura chirurgica e minore la lesione tissutale subita dal sito ricevente durante l'inserimento implantare quanto maggiore è la rapidità del processo tramite il quale l'osso si rinnova, depositandosi sulla superficie implantare. Questo porterà in via definitiva ad una pseudo-anchilosi, con parallela formazione di un sottile attacco mucoso e di un sigillo di tessuto molle volto a proteggere il tessuto osseo dalle sostanze nel cavo orale.

Di seguito i fenomeni più peculiari dell'osteointegrazione implantare, per una descrizione maggiormente dettagliata della guarigione ossea in genere, vedere il capitolo dedicato.

Emostasi

La ferita chirurgica attiva e rende solubili i fattori di crescita stoccati nella matrice ossea, ed il sanguinamento dei vasi porta alla polimerizzazione del fibrinogeno.

Immediatamente dopo l'inserzione la superficie implantare interagisce con le molecole d'acqua e ioni: questo può cambiare la carica di superficie, e ioni bivalenti come il calcio possono legare altri ioni con la stessa carica ma negativa. A questi fanno seguito proteine plasmatiche come albumina, globulina o fibrina, in alte concentrazioni: le prime a legarsi al sito sono le più presenti a livello ematico come l'albumina, poi rimpiazzate da quelle a minor concentrazione ma maggior affinità per il sito di legame, vitronectina e fibronectina. Proprietà specifiche come carica, dimensioni, stabilità della struttura, composizione aminoacidica e sterica possono influenzare l'assorbimento di proteine, ed ugualmente possono farlo le proprietà del substrato: la superficie del titanio, idrofilica, potrebbe infatti meglio conservare la conformazione e le funzioni proteiche, velocizzando l'osteointegrazione.

Mediante l'assorbimento di proteine, le cellule sono così in grado di legare la superficie del titanio, di conseguenza la sua copertura iniziale da parte di proteine del sangue è estremamente condizionante ad esempio la fibronectina contiene siti di legame (sequenza RDG) in grado di interagire con proteine d'adesione cellulare (integrine), e la vitronectina adesa alla superficie implantare può a sua volta legare anche le piastrine³⁶.

Ugualmente la trombina, dalla superficie metallica, grazie al recettore glicoproteico IIb/IIIa presente su quest'ultima, può farvi aderire anche i trombociti, che in tal modo vengono attivati e degranulano.

Fase infiammatoria

Comincia circa dopo 10 minuti e dura per tutto il giorno dopo la chirurgia. Inizia con la degranulazione delle piastrine, che rilasciano citochine e fattori di crescita, portando ad aumento di flusso, vasodilatazione, permeabilità, e quindi iperemia.

Nelle prime fasi il sistema immunitario innato attiva PMN per una funzione battericida in loco, rimpiazzati in breve tempo da leucociti e macrofagi, che rimuovono detriti di tessuto danneggiato e secernono ulteriori fattori di crescita.

Pulita la ferita dalla contaminazione batterica, queste cellule secernono TIMPs (tissue inhibitors of metalloproteinases), che proteggono direttamente le proteine della MEC come i proteoglicani, e indirettamente i fattori di crescita al suo interno immagazzinati.

Fase proliferativa

Con una durata che va da pochi giorni a poche settimane, questa fase è caratterizzata da nuova formazione di matrice extracellulare e da angiogenesi, il pre-requisito per l'osteogenesi, e vede la comparsa del tessuto di granulazione,

In ambiente ipossico i macrofagi stimolati dal FGF migrano nel coagulo e secernono metalloproteinasi che degradano la fibrina; i precursori endoteliali attratti da SDF-1 (stromal cell derived factor) si concentrano ed arrangiano in strutture tubulari.

Le cellule osteoprogenitrici aderiscono alla superficie implantare tramite le integrine, proteine di legame della matrice extra cellulare come la fibronectina, per mezzo del riconoscimento della sequenza RGD. Gli osteoblasti ovviamente non si attaccano direttamente al metallo, bensì allo strato proteico sulla superficie di esso: le stesse cellule precursori dell'osso sintetizzano fibronectina, necessarie per l'attacco cellulare al titanio³⁷. Anche le BMP legano i recettori di membrana dei precursori.

L'osteonectina è riscontrabile intorno alle cellule sulla superficie implantare. L'inserzione mira a far guadagnare immediatamente all'impianto la stabilità primaria. Ovvero una stabilizzazione passiva nella ferita ossea per attrito, quindi per mezzo di legami ossei primari. E' stato osservato come una maggior densità ossea renda disponibili maggiori contatti di tipo primario, aumentando di conseguenza la stabilità primaria dell'impianto.

Per definizione la stabilità primaria prevede che l'attrito che mantiene l'impianto sia maggiore delle più alte forze di carico dinamico applicate: da ciò consegue che un micromovimento, causato da picchi di carico più alti della tenuta di attrito, possa risultare critico.

Un micromovimento infatti può frantumare e lentamente ammorbidire la superficie ossea, riducendo la connessione tra osso e titanio, e risultare in fine con una perdita di stabilità primaria. Perciò è critico sovraccaricare l'impianto occlusalmente in fase precoce: in condizioni normali le prime settimane sono una fase vulnerabile, poiché la stabilità primaria può diminuire a livelli critici prima che si sia sviluppata la stabilità secondaria.

In una settimana, inizia la formazione di nuovo osso ed i contatti legami ossei primari vengono rafforzati da contatti ossei secondari di nuova formazione³⁸.

Il primo osso a formarsi dopo una ferita, da due settimane fino a quattro per ricoprire la maggior parte della superficie implantare, è osso intrecciato, con fibre orientate casualmente: solitamente cresce lungo le superfici di osso e lungo la superficie dell'impianto dentale tra le scanalature della filettatura. E' stato dimostrato come i detriti ossei creati dal trapano implantare siano importanti per la precoce formazione ossea, e siano incorporati nel trabecole immature dell'osso intrecciato (immaturo)³⁵.

La formazione di nuovo osso comincia con la deposizione di matrice collagenica da parte degli osteoblasti, poi mineralizzata dall'idrossiapatite, inizialmente in modo rapido e non in stretto contatto con il collagene (extrafibrillare).

Rimodellamento

Gli osteoclasti, protagonisti di questa fase, appaiono in situ dopo pochi giorni, per svolgere le proprie funzioni in un tempo che va dalle 6 alle 12 settimane, sebbene possano passare anche alcuni anni perché si abbia una totale sostituzione sia dell'osso intrecciato che del vecchio osso da primo contatto con uno di nuova formazione e correttamente orientato dal carico. All'inizio l'attività osteoclastica dipende dagli osteoblasti, poiché producono sia il RANKL che l'osteoprotegerina: il primo è il ligando del recettore RANK (receptor activator of nuclear factor kappa beta), che insieme al M-CSF (macrophage colony stimulating factor) attiva l'osteoclastogenesi. L'osteoprotegerina invece può però legarsi al RANKL mascherandone il sito, preservando in tal modo l'osso dalla degradazione. Il rapporto RANKL/osteoprotegerina è modulato da varie molecole che hanno come bersaglio gli osteoblasti, incluse IL-11, sclerostina, prostaglandina E2, ormone paratiroideo (PTH), proteine correlate, vitamina D ed estradiolo³⁹. Il PTH inibisce la secrezione di osteoprotegerina dagli osteoblasti incrementando così l'attivazione osteoclastica e la degradazione ossea; citochine proinfiammatorie come IL-6 o TNFalfa possono intensificare l'attivazione⁴⁰.

I precursori osteoblastici possono percepire la topografia nella lacuna di riassorbimento creando pseudopodi, ed ottenere così informazioni su quanto osso sia necessario per riempire il vuoto, a questo punto vi è un parallelo scientifico con la differente osteoconduttività delle superfici implantari micro e nano-strutturate⁴¹.

L'osso formato dopo il rimodellamento è chiamato lamellare, a causa dell'orientamento parallelo delle sue fibre collagene sotto la luce polarizzata. A differenza dell'intrecciato, orientato parallelamente alla superficie di titanio nelle scanalature delle spire (filettatura), questo lo è piuttosto alle punte della macro-filettatura, le cui trabecole di solito si attaccano alla punta della spira dell'impianto in una piccola ma estesa "pedana". Le trabecole

distribuiscono i carichi occlusali all'osso circostante e, se presenti, anche agli alveoli contigui. Il nuovo network trabecolare è orientato similmente agli archi di supporto di una chiesa gotica: in accordo alle leggi di Wolf sull'osso, una simile struttura è costruita il più leggera possibile: pertanto, tra le aree d'inserimento delle trabecole, sulla superficie implantare compaiono aree di titanio non coperte.

Il contatto osso-impianto può diminuire durante la fase di rimodellamento, ma solitamente stabilizza a circa due terzi della superficie dopo qualche tempo^{41,42}.

Sia le modalità che le tempistiche viste sino ad ora sono state sia apprezzate per mezzo di studi su animali, che poi confermate da risultati di studi su uomo volontario verificatisi in linea con i precedenti^{35,38}.

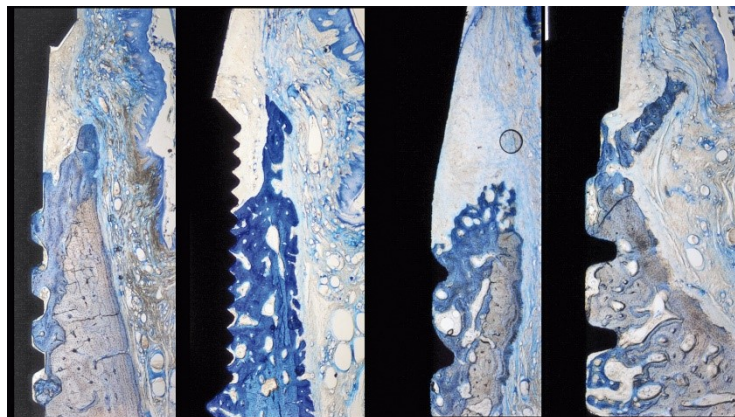


Figura 7: modelli di rimodellamento e neoformazione ossea in diversi sistemi implantari

2.5 BIOMECCANICA IMPLANTARE - FISIOINTEGRAZIONE

Il dogma secondo il quale la quiescenza meccanica costituisce il presupposto fondamentale perché si ottenga osteointegrazione attorno a qualunque tipo d'impianto inserito in un distretto osseo, sta andando incontro a una revisione critica. Infatti, il dibattito scientifico sul "carico immediato-precoce", oggi valida accanto alla canonica "quiete per seppellimento", anche la "quiete per stabilizzazione primaria intrinseca ed estrinseca".

Il tessuto osseo mascellare è sottoposto a forze masticatorio-deglutitorie di notevole intensità che si estrinsecano nel cavo orale, sottoponendo il tessuto strutturale a trasformazioni, in accordo alle leggi osteologiche storiche di Roux e di Wolf. Roux ('85): un aumento delle forze pressorie porta a formazione di un nuovo tessuto osseo, mentre una diminuzione o mancanza di tali stimoli alla formazione di tessuto osteoide. Come affermato da Wolf nell'82, ogni stimolo funzionale porta a una modificazione dell'osso, e ogni variazione d'intensità e direzione di tali forze conduce a una variazione nella forma e nella struttura ossea, per aumentarne la resistenza meccanica. Negli anni '90 Forst prova come negli osteociti esistano recettori in grado di rilevare le deformazioni (meccanostati) e innescare risposte di adattamento. In isto-ortopedia è noto come la trabecolatura ossea vada intesa come una microstruttura architettonica caratterizzata da "linee di forza", lungo le quali si trasmettono i vettori delle forze scomposte ed esercitate su sull'osso, secondo note leggi della fisica (somma vettoriale/metodo del parallelogramma). Le trabecolature infatti, sono disposte parallelamente al vettore di forza sollecitante e variano in adattamento al variare delle direzioni dei carichi vettoriali: per questo motivo l'istologia ossea è in continuo dinamismo (rimaneggiamento), sia per l'attività ormonale che per l'effetto della funzione. Trasferite tali scoperte all'odontoiatria, si vide come attorno all'impianto dentale sommerso, si assistesse alla formazione di osso a fibre intrecciate con

architettura entropica che poi si trasformava in osso ordinatamente trabecolato dopo l'apposizione del moncone e della protesi; mentre attorno ad un impianto caricato precocemente e ben stabilizzato per fissità primaria (intrinseca e/o estrinseca), si assiste fin da subito alla neogenesi di osso trabecolato che segue architetture vettoriali.

L'elemento dentario è connesso all'osso per mezzo di fibre tipiche del tessuto parodontale e dalle cellule dell'epitelio giunzionale comprendente varie strutture, organizzate "a fascio":

- Fasci gengivo-dentali* che connettono il cemento al il tessuto gengivale.

- Fasci circolari o di Kolliker* che abbracciano il dente ad anello e mantengono il tessuto gengivale strettamente adeso alla superficie dentale.

- Fasci transeptali* che collegano il colletto di denti contigui sopra le creste alveolari.

- Fasci dento-periostei* che connettono il cemento all'alveolo (*fibre di Sharpey*).

Oltre ad esercitare una funzione di difesa da agenti irritanti sia attiva che passiva, contenendo queste strutture sostanze glicoproteiche, il funzionamento di interesse è quello riguardo i carichi masticatori, che può essere paragonato ad un ammortizzatore idraulico. Sotto carico vi è interscambio di proteoglicani tra spazio ligamentoso e osseo, mentre fasci circolari coronali sigillano lo spazio dall'esterno. A tal proposito è da considerare che ricerche al microscopio elettronico a livello del corpo implantare e dei colletti ha evidenziato la presenza di una lamina anista (sostanza fondamentale o amorfa che separa elementi cellulari di un sistema di fibrille), costituita da proteoglicani in cui è possibile individuare emidesmosomi provenienti dalle cellule epiteliali. Ciò fa ipotizzare la differente natura del sigillo da quello del dente naturale, e quindi con funzionalità peculiari.

Pertanto la struttura perimplantare, deve essere considerata non limitandosi all'interfaccia osso-impianto. Ne consegue l'osservazione che

la biointegrazione dell'impianto è diversa a seconda dei distretti anatomici: il contatto osso-titanio non è identico, può presentarsi sotto varie forme lungo tutto il suo decorso, sebbene sia costante la presenza di proteoglicani.

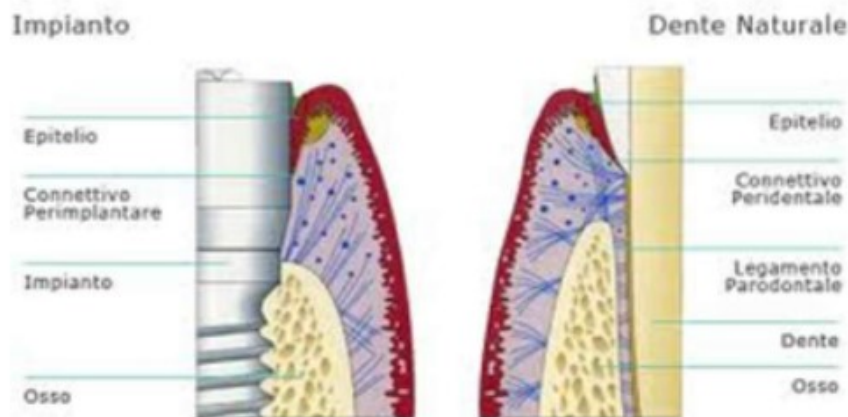


Figura 8: raffronto del parodonto perimplantare con quello naturale

Riguardo la fisio-bio integrazione implantare nell'osso, è molto importante considerare anche gli eventuali rapporti meccanici con impianti adiacenti, in occasione del carico masticatorio. Infatti la scomposizione delle forze di carico, assiali e laterali, avviene secondo vettori che si applicano sull'ipotenusa di un "triangolo strutturale".

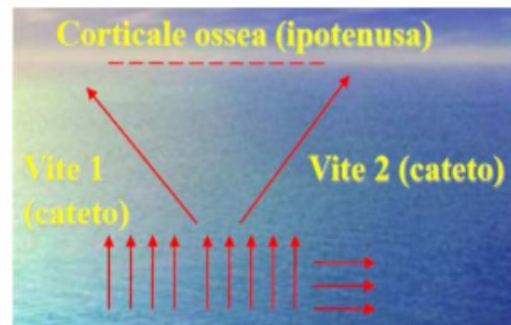


Figura 9: scomposizione delle forze

In fine va considerata la Superficie o poligono di Appoggio (S) del Sistema Implantare, poichè aumentando questa, si riduce l'intensità di stress applicato sui singoli impianti endosse.

$$\text{Stress} = \frac{\text{Carico}}{\text{Superficie (S)}}$$

Figura 10: rapporto carico/superficie

Tali considerazioni fisiche relative alla scomposizione delle forze, confermano come si possa applicare il carico immediato implantare, portando all'equilibrio le forze che si esercitano sul sistema impiantoprotesi-osso. L'armonia occlusale è la situazione per la quale la deglutizione e la masticazione avvengono in equilibrio statico e dinamico mediante i contatti occlusali (statici e dinamici), nonostante si estrinsechino notevoli forze muscolari anche in momenti di massima intercuspide, come durante la deglutizione.

Ugualmente gli impianti, come gli elementi naturali o protesizzati, sono soggetti a tali forze, che li sottopongono a stress meccanici avviando la ricerca della massima stabilità in deglutizione, spesso per mezzo di inconse procedure di adattamento che si ripercuotono sia sulle corone (naturali o protesiche), sia sulle radici (naturali o implantari), talvolta patologiche, oppure causando microspostamenti del condilo nell'ATM

❖ *Il corticalismo*

Il corticalismo o meglio *bicorticalismo*, è un concetto biomeccanico sperimentato già all'inizio dell'epoca implantare con gli Aghi di Scialom; metodica poi perfezionata dal dott. Garbaccio che realizzò una tipologia apposita di vite implantare. Il principio di "ricerca ossea" consiste nel raggiungere con la superficie implantare, transitando nell'osso spongioso, il più profondo osso compatto delle corticali mascellari e mandibolari. E' una metodica volta al raggiungimento di una stabilità primaria efficace e funzionale al carico protesico precoce, e idonea al trattamento implantare delle zone atrofiche, anche mediante l'inserimento obliquo dell'infundibolo. Nella pratica clinica vengono utilizzati generalmente mezzi implantari a vite con spire larghe autofilettanti e automaschianti.

E' bene comunque ricordare che il Bicorticalismo di Garbaccio, inteso come raggiungimento dell'osso corticale opposto al punto d'inserimento, è concetto squisitamente didattico e da intendere in realtà come

policorticalismo, poiché l'impianto nel suo tragitto d'inserzione impatta osso corticale anche antero-posteriore e/o latero-laterale, non unicamente basale, in particolare nell'implantologia post-estrattiva.

2.6 TIPOLOGIE MORFOLOGICHE DEGLI IMPIANTI

Sebbene in lingua anglosassone la generica denominazione di “*fixture*”, adottata per indicare qualsiasi tipologia di impianto endosseo, non ne definisca in alcun modo la forma, poiché in meccanica significa generalmente “attrezzo di fissaggio” ed in botanica “fittone, radice principale”, in odontoiatria i mezzi implantari hanno comunemente una classificazione proprio in base alla morfologia che li caratterizza⁴³. Difatti si distinguono:

- IMPIANTI ROOT –FORM
 - A VITE
 - A CILINDRO
 - MINI-IMPIANTI
 - AD AGO
 - A CESTELLO
- IMPIANTI IUXTAOSSEI
- IMPIANTI PLAT-FORM (o Blade-Form)

Ai quali viene aggiunto, per completezza storico-classificativa:

- IMPIANTO TRANS-OSSEO

Quest'ultimo trova indicazione in soggetti con severa atrofia ossea in alternativa alle chirurgie preprotesi di aumento osseo. È un impianto ortopedico-maxillofacciale progettato per la riabilitazione di una mandibola edentula atrofica o deformata per ragioni chirurgiche o traumatiche, con tecnica mutuata dall'ortopedica: perni passanti fissano la struttura metallica funzionale al supporto protesico.



Figura 11: esempio di impianto trans-osseo

Prima di vedere le differenze dei principali tipi d'impianto odontoiatrici, è bene ricordare come ciascuna tipologia morfologica possieda specifiche indicazioni e conseguenti controindicazioni d'uso: ad oggi non è disponibile un "impianto universale", ideale per ogni caso clinico possa presentarsi, piuttosto esistono numerose tipologie tra le quali se ne possono distinguere di più versatili, o che trovino maggior consenso tra i professionisti del settore.

IMPIANTI ROOT-FORM

❖ *Impianti a vite*

La vite è sicuramente il più utilizzato tra gli impianti endossei, prestandosi a risolvere le più diversificate situazioni anatomiche, sia riguardo la conformazione che la densità del tessuto osseo. Gli impianti a vite presentano forme estremamente variabili, che si adattano meglio al tessuto osseo compatto o al tessuto spugnoso, possono essere a due o tre componenti per la tecnica di inserimento sommersa (implantologia bifasica) o monolitiche per tecnica emergente (implantologia monofasica), possono essere viti da inserimento post-estrattivo come indicate per il carico immediato⁴⁴. Le più diffuse ed universalmente utilizzate sono in titanio, ma sono state prodotte anche in acciaio, allumina ceramica e, recentemente, anche in zirconia. Le proprietà del titanio con cui sono

fabbricate influisce sull'elasticità e sulla robustezza dell'impianto, con vantaggi e svantaggi variabili in dipendenza delle diverse sedi anatomiche.

Tipologie morfologiche

Le forme proposte in origine seguivano i concetti della vite da legno, con volute pronunciate in confronto al nocciolo, modello tutt'oggi utilizzato e commercializzato sebbene adeguatamente aggiornato^{45,46,47}.

Il concetto si è comunque evoluto nel corso degli anni, poiché sono state sviluppate numerose nuove morfologie di impianti a vite, differenti per passo, conicità, e procedura, ma innovative soprattutto per il trattamento di superficie, il profilo d'emergenza ed il moncone, resi più performanti nonché idonei al trattamento anche di zone estetiche^{48,49,50}.

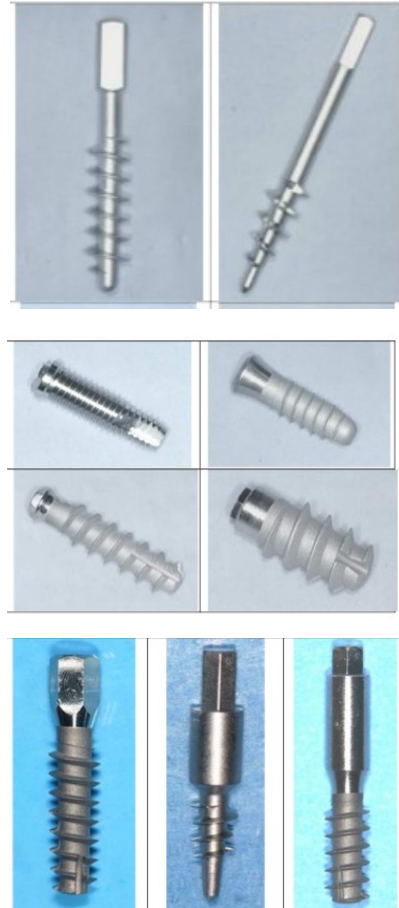


Figure 12, 13, 14: esempi di impianti a vite

Potenzialità

- Rapidità di esecuzione chirurgica
- Disponibilità di forme sommerse e non-sommerse
- Adattabilità agli alveoli post-estrattivi
- Idoneità alle procedure rigenerative
- Idoneità al carico immediato

- Dimensione mesio-distale simile a quella degli elementi dentari, che consente di evitare l'invasione dello spazio adiacente.
- Miglioramento del rapporto radice-corona rispetto a quello del dente preesistente in ragione dello sviluppo in profondità dell'impianto.
- Risultato protesico

Limiti clinici

Scrsa adattabilità alle creste sottili, soprattutto nelle versioni sommerse.

51,52

Tecnica chirurgica

1. Incisione

Effettuata di norma a centro cresta, così da garantire un adeguato spessore di gengiva aderente intorno al moncone dell'impianto. In caso di impianti sommersi, può essere effettuata anche vestibolarmente, essendo poi previsto un rientro chirurgico.

Talune scuole di pensiero propongono, per ridurre lo stress ai tessuti, di evitare l'incisione e lavorare a "cielo coperto".

2. Trattamento della cresta ossea

Il secondo passaggio prevede la scopertura della cresta ossea con lo scollaperiostio, per avere una chiara visione anatomica; qualora la cresta sia sottile o si intenda procedere con un'espansione della stessa, lo scollamento deve essere moderato al fine di non sottrarre all'osso l'adeguata irrorazione periostale.

3. Alveolo Chirurgico

a. *Foro superficiale*

Scoperta la cresta ossea, si attuano i passaggi utili a realizzare il foro chirurgico. Essendo normalmente la corticale superficiale molto consistente i diversi sistemi implantari prevedono l'utilizzo di frese adatte all'alta velocità.

b. Prima fresatura

Praticato il primo foro, si procede ad approfondirlo sino alla lunghezza prevista nello studio pre-operatorio, con una fresa sottodimensionata rispetto al diametro dell'impianto. Nell'arcata superiore, una fresa sottile liscia è particolarmente adatta allo scopo, scendendo lentamente all'interno dell'osso fino a fermarsi in modo deciso all'impatto con la corticale profonda. Nell'arcata inferiore, il decorso del nervo alveolare inferiore impone l'uso di una prima fresa, possibilmente provvista di uno stop, che si fermi al di sopra di esso, in modo da evitare la possibilità di ledere il nervo.

Si esegue quindi una radiografia per ottenere la misura precisa della profondità di lavoro.

c. Foro definitivo e maschiatura

Se il tessuto osseo è denso, a questo punto si passa ad ultimare il foro così che abbia la profondità ideale, almeno quanto l'impianto, ed il calibro corretto, ovvero superiore a quello del nocciolo implantare e, nel caso in cui il diametro delle volute sia molto più ampio, non molto inferiore a queste. Il rischio in tal caso è di impattare osso compatto non fresato con le spire dell'impianto e/o dell'eventuale maschiatore, rischiando di causare sequestri ossei da compressione. Qualora non sia prevista maschiatura, il rischio è di causare una torsione della vite, che la espone a frattura anche a distanza di tempo.

Se il tessuto osseo è invece poco denso, è talvolta indicato procedere all'inserzione della vite subito dopo il primo passaggio di fresatura, quindi in un foro di diametro minore, per non compromettere la stabilità primaria ottenibile in tal caso; l'ancoraggio in queste situazioni viene reso più efficace impiegando impianti capaci di raggiungere con le volute le corticali ossee adiacenti.

4. Inserzione dell'impianto

Scelto l'impianto della lunghezza adatta lo si avvita in sede. Nel caso di un impianto sommerso, il margine coronale deve essere posizionato circa 3 mm inferiore al bordo gengivale, così da permettere un corretto profilo emergente e la correzione di eventuali deficit di parallelismo per mezzo della componentistica del sistema. In caso di impianti emergenti, il parallelismo andrà valutato ed eventualmente corretto dopo aver raggiunto la profondità definitiva, seguendo sempre le indicazioni del sistema per ottenere la protesizzazione migliore. Avvitato a profondità prevista, è necessario eseguire una radiografia di controllo. Poiché spesso dal controllo radiografico si ottengono immagini risultanti differenti, il calcolo della proiezione rimane dipendente dall'esperienza dell'implantologo. Stabilita la posizione dell'impianto come attendibile, se è di tipo sommerso, si procede ad inserire la vite tappo; se emergente, ci si deve preoccupare di correggere meccanicamente, ma con le dovute accortezze, gli eventuali deficit di parallelismo.

5. Sutura

Conclude l'intervento chirurgico, di norma si preferiscono i punti staccati. Con impianti di tipo non-sommerso, dovranno essere addossati al moncone, mesialmente e distalmente, per garantire un buon sigillo; se invece l'impianto è sommerso, si può suturare anche sopra all'impianto, avendo però cura di ridurre al minimo il rischio che la gengiva aderente scivoli lateralmente così che l'impianto emerga in mucosa alveolare, ciò richiede infatti una successiva correzione chirurgica dei tessuti molli.

6. Conclusione dell'intervento

Appurato che non vi sia alcuna soggezione a traumi da parte di elementi dentari, tessuti molli o strutture protesiche, si può congedare il paziente, prescrivendo un'adeguata terapia antibiotica ed antidolorifica.

7. Decorso post-operatorio

Sedute periodiche di controllo consentono di vegliare sul buon andamento della terapia⁵³.

Inserimento post-estrattivo

L'impianto a vite è particolarmente adatto agli alveoli post-estrattivi, potendo ancorarsi per mezzo delle sue spire alla lamina dura alveolare e, superato il fundus apicale, raggiungere con l'estremità implantare fino anche l'osso corticale profondo extralveolare, ottenendo così mediante poli-corticalismo una fissità primaria solida, che è compatibile per il carico immediato.

Dopo un'accurata toilette chirurgica dell'alveolo, gli impianti a vite possono essere utilizzati subito dopo la rimozione di un dente o di un impianto affetto da infiammazione cronica, anche applicando immediatamente il carico all'impianto.

Carico immediato

I primi impianti a vite utilizzati erano tutti provvisti di moncone, essendo previsto sin da subito il carico immediato, che solitamente veniva attuato con una protesi provvisoria cementata alla fine della seduta chirurgica. La presentazione, negli anni sessanta, del primo impianto a vite in titanio del dott. Tramonte, delle lame di Linkow e degli aghi di Scialom, evidenziò in breve tempo come fosse necessaria una contenzione implantare subito dopo il posizionamento per sostenere le sollecitazioni funzionali. Ideati diversi metodi, la vera rivoluzione fu l'introduzione, a fine anni '70, della saldatrice endorale di Mondani, che permetteva la saldatura degli impianti tra di loro consente senza di soluzioni di continuità.

La saldatura con barra in titanio può essere utilizzata sia come contenzione definitiva che provvisoria, nonché per solidarizzare tra loro

impianti di differente morfologia, così da aumentarne la stabilità immediata e quindi la probabilità di successo^{54,55}.

Protesizzazione

Protesi inamovibile

La protesi fissa su impianti a vite emergente somiglia a quella realizzata su elementi naturali, da ciò consegue l'importanza del posizionamento corretto del moncone implantare già in sede di intervento, valutandone l'emergenza protesica e la posizione rispetto all'antagonista. Gli impianti sommersi necessitano invece di un'attenta valutazione della profondità della connessione, sia che essa sia cementata o avvitata, alla quale segue l'utilizzo della più idonea componentistica protesica.

Protesi rimovibile

Con questa tipologia di impianti è prevista anche la realizzazione di protesi rimovibili. Una modalità consiste nell'applicare ad impianti sommersi in zona mentoniera degli attacchi a sfera, ai quali si ancorano piccoli anelli in gomma contenuti nella protesi (sistema O-Rings).

Un'opzione più laboriosa è quella di realizzare una barra in lega metallica da solidarizzare agli impianti, sulla quale verrà poi vincolata una protesi rimovibile provvista di "clips" od altra modalità di ancoraggio.

❖ Impianto a cilindro

L'Impianto di forma cilindrica o cilindrico-conica, filettato a macro o micro spire, oggi è certamente quello dall'utilizzo più diffuso. Il modello derivante dalla scuola di Branemark, tipicamente cilindrico a superficie non filettata o minimamente filettata, a superficie rugosa, usato singolarmente e disgiuntamente, trova sempre più rara applicazione, limitandone l'uso alle aree molari inferiori edentule iperossificate oppure nei costrutti implantari mediante inserimenti plurimi-obliquo-inclinati, dove la funzione "pilastro" è prevalente. Negli anni le sperimentazioni cliniche

spinsero infatti a filettare via via sempre di più i cilindri, mirando ad un grip sostenuto, e brevettando modelli sia automaschianti che autofilettanti, oltre a vari trattamenti di superficie osteoinducanti.



Figure 15 e 16: esempi di impianti cilindrici

Impianti Cilindrico-Aciculari

Sia per l'evoluzione storica che per l'attualità in cui vanno riproponendosi, gli impianti aciculari cilindro-conici leggermente filettati (minimplans). e cilindri sottili lisci (aghi) meritano una menzione particolare. Il termine aciculare(o acicolare) mutuato dalla botanica e derivante dal tardo-latino “*acicūla*”, dalla forma di un ago, caratterizza questi mezzi implantari che prevedono sia le tecniche bifasiche che le monofasiche di applicazione.

A. Mini impianti

Come si evince dal nome questa tipologia di impianti prevede dimensioni molto ridotte, lega di titanio, ed una procedura d'inserzione nell'osso di tipo minimamente invasivo^{56,57,58,59}. Solitamente, nella mandibola è possibile il carico immediato di una protesi totale con sistema O-ring, la testa dell'impianto è infatti di forma sferica, con l'O-ring alloggiato nella protesi, per abbracciare la sfera e garantire la ritenzione necessaria^{60,61}. Una corretta protesizzazione prevede l'appoggio distribuito anche sulle mucose orali senza rischio di sollevamento. Può essere un'ottima alternativa per pazienti intolleranti alla protesi mobile. Oltre ai vantaggi già menzionati di

mininvasività, carico immediato, si menzionano l'esclusione di interventi di innesto, tempistiche ridotte, e un'ampia versatilità componentistica per diametri (da 1,8 a 2,4 mm), lunghezze (da 13° 18 mm) e tipologie di abutment..



Figura 17: esempi di mini-impianti

B. Impianti ad ago

Definibili come i precursori dei Mini Implants, rispetto a questi presentano una tecnica di inserimento e indicazioni cliniche molto peculiari e differenti; per via di proposte innovative nell'ultimo decennio sono stati progressivamente accantonati.

Gli impianti ad ago furono ideati e presentati agli inizi degli anni '60 dal francese Scialom, il quale progettò degli impianti costituiti da cilindri sottili di metallo, che sfruttavano le proprietà bio-meccaniche legate alla divergenza per ottenere un'aumentata affidabilità della struttura impianto-protetica^{62,63,64,65}.

Questi cilindri di titanio sono provvisti di una punta terminante ad angolo ottuso, così da penetrare in modo atraumatico nei tessuti che attraversa; punta che spesso può subire variazioni di forma, come per la rugosità di superficie. All'estremità coronale, invece, sono provvisti di due alette atte al montaggio sul mandrino da micromotore. La procedura d'inserimento di norma prevede l'utilizzo di un micromotore a bassa velocità e "torque" elevato (doppio anello verde), ma numerosi autori

hanno suggerito varianti, proponendo di far scendere gli impianti ad ago nell'osso con la sola percussione, od utilizzarla per coprire l'ultima fase del tragitto, fino a raggiungere la corticale profonda; altri ancora propongono una percussione pneumatica, utile a penetrare nel tessuto osseo particolarmente denso.

Solitamente, gli aghi utilizzati prevedono calibri di 1,2, 1,3 ed 1,5 mm, mentre la lunghezza varia da 27 a 37 mm. E' bene sottolineare come più l'ago sia lungo e sottile, maggiore sia il suo coefficiente di flessibilità.

Le potenzialità di questo genere di impianti prevedevano una tecnica atraumatica valida in pazienti anziani, idoneità al carico immediato, possibilità di trattare le creste sottili ed anche quelle con osso spugnoso di densità D3-D4, oltre alla possibilità di svolgere il ruolo di supporto ad altri impianti^{66,67,68}.

Gli evidenti limiti clinici erano dovuti invece all'invasione, soprattutto nei mono-impianti, degli spazi adiacenti ed a una gestione del tutto particolare della protesi.

Dal punto di vista biomeccanico era imprescindibile per la corretta applicazione della tecnica ottenere il bicorticalismo di tutti gli impianti ad ago inseriti, secondo i principi di Garbaccio e come per ogni altro impianto, la condizione ideale si realizza quando viene applicato un carico assiale. Tuttavia la divergenza con la quale vengono inseriti questi impianti consente di avere condizioni biomeccaniche favorevoli, e nella configurazione a tripode si realizza il massimo della distribuzione delle componenti dislocanti. Questo concetto è oggi condiviso da alcuni autori anche per gli impianti a vite sommersa.

Come accennato le zone anatomiche sono selezionate: creste distali inferiori atrofiche e provviste di tessuto spugnoso di densità D3 o D4 o crateri ossei post-estrattivi all'apice dei quali non vi è osso residuo. Gli impianti ad ago si possono infatti inserire in direzioni divergenti andando a

sfruttare il tessuto osseo adiacente all'alveolo post-estrattivo, ottenendo i requisiti di stabilità richiesti dal carico immediato⁶⁹.

La protesi su questi impianti necessita di accorgimenti particolari, in quanto la dimensione esigua degli impianti e la presenza, nei tripodi, di “forcazioni”, rappresentano fattori che, in teoria, contrasterebbero un buon livello igienico, e sebbene vi siano state evoluzioni morfologiche a tal proposito, il confronto sull'aspetto protesico va sempre fatto con le altre soluzioni impianto-protetiche attuabili nei casi di utilizzo particolari. Alcuni autori sostengono che sia sufficiente l'impiego di materiali utili alla chiusura dei sottosquadri per risolvere le eventuali forcazioni ed il problema della presenza della barra che unisce gli impianti ad ago, la quale può essere saldata a diverse altezze rispetto alle mucose.

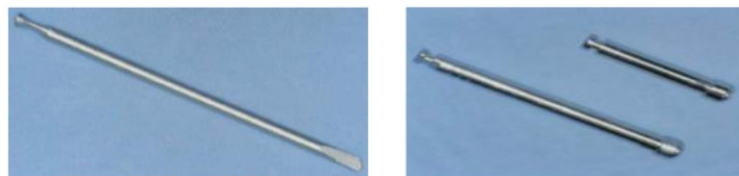


Figure 18 e 19: esempi di impianto ad ago

❖ *Impianto a cestello*

Menzionato per la valenza storica, la forma del “cestello” è di epoca pre-branemarchiana, di Grienfield, Casto, Muratori ed Al. Questo particolare modello di impianti richiedente una preparazione con frese cave, poteva essere ad una o due fasi, ed era ideato per ottenere non solo un'osteoinclusione esterna ma anche un'ossificazione interna all'impianto, così da fruttare ulteriore ritenzione. Lo stesso Linkow nei primi anni '60 presentò il Vent-Plant, una peculiare vite cava fenestrata per sfruttare tale concetto, e persino l'impianto “canonico” del primo Branemark, rigorosamente cilindrico non filettato, prevedeva dei fori passanti alla

base: una sorta di cestello-alveare “ad ospitandum” tessuto osseo. Anche in epoca recente sono stati riproposti impianti presentanti un foro passante in punta.



Figura 20: impianti a cestello tradizionali

IMPIANTO SUBPERIOSTEO O IUXTAOSSEO

Ideato da Muller nel 1931 ed ampiamente studiato e sperimentato sull'uomo specie nel ventennio 1940-1960, da numerosi professionisti tra cui lo svedese Dhal, pioniere della metodica, o Pejrone, De Rysky e Borghesio, autori nel '55 di pubblicazioni al riguardo sulla Rivista Italiana di Stomatologia (RIS).



Figure 21 e 22: esempi di impianti iuxtaossei

Gli impianti iuxtaossei hanno forma di griglie metalliche, di materiale inerte, che vengono appoggiate sulla struttura ossea dopo aver scollato la mucosa e il periostio: proposti sia nella variante parziale che totale, devono coprire la maggior superficie possibile della struttura ossea, ancorandosi maggiormente nelle zone più idonee a scaricare le forze

che agiscono su di essa. Le indicazioni per l'impiego di questi impianti possono essere individuate nelle edentulie sia parziali che totali, in casi di severa atrofia.

Procedura chirurgica

La tecnica "classica" era in due tempi: scollata la mucosa e il periostio, si procedeva a prendere l'impronta della zona di osso destinata all'impianto, quindi si suturavano provvisoriamente le mucose il tempo necessario a fondere la griglia (in cromocolbalto in passato, oggi in titanio) così che fosse perfettamente aderente all'osso; con un secondo intervento si andava a scollare nuovamente i tessuti, posizionare la griglia in situ e praticare la sutura definitiva. Qualora si fosse riscontrata scarsa autoritività della griglia in fase di progettazione, si realizzavano ritenzioni con microviti e/o fili, così da fissare la struttura all'osso. Una protesi provvisoria sia mobile che fissa poteva essere cementata anche nell'immediato post-chirurgico, avvenuta poi la guarigione dei tessuti gengivali ed acquisita la necessaria stabilità implantare, si procedeva alla finalizzazione con protesi definitive.

Oggi per mezzo di TAC cone-beam, tecnologie CAD-CAM e programmi di sviluppo appositi, la fase di progettazione è quantomai virtuale, e la griglia in titanio viene confezionata su misura senza manovre invasive, riducendo l'intervento ad un unico tempo chirurgico.

Le principali di impianti iuxtaossei sono:

-*Griglia frontale superiore*: indicata per trattamenti singoli a livello mascellare, è costituita da un impianto iuxtaosseo di tipo parziale con appoggio sulle superfici vestibolari e palatali.

-*Griglia parziale mentoniera*: per edentulie totali mandibolari, è generalmente dotata di due falsi monconi con funzioni di ancoraggio tra protesi mobili ad appoggio distale.

-*Griglia monolaterale*: utilizzata a fini stabilizzanti, prevede solchi longitudinali o trasversali incisi direttamente sulla cresta ossea a livello delle sue superfici mesiali e distali.

-*Griglia subcorticale*: riservata a casi in cui non è utilizzabile un impianto a lama endossea per via della particolare superficialità del canale mandibolare; è prefabbricata, dotata di larghe maglie e viene applicata sfruttando adeguati solchi tracciati sull'osso.

E' necessario specificare che le tecniche di gestione degli impianti iuxtaossei sono appannaggio ultraspecialistico, essendo necessaria una competenza specifica sia nella fase chirurgica che in quella tecnica. Sono infatti state descritte numerose complicanze conseguenti all'impiego di questi impianti, soprattutto infossamenti ossei con "sconfinamenti" nelle cavità anatomiche (seni mascellari e fosse nasali), e deiscenze post-operatorie anche a distanza di mesi o di anni, che se confluenti fra loro possono portare ad un quadro flogistico tale da richiedere la rimozione parziale o totale della griglia.

2.7 IL TRATTAMENTO DELLE SUPERFICI IMPLANTARI

Nel determinare l'osteointegrazione, la morfologia superficiale degli impianti riveste un ruolo davvero fondamentale poichè può favorire adesione, proliferazione, differenziazione e mineralizzazione degli osteoblasti, così come il rilascio locale di fattori di guarigione della ferita. Tutti questi processi risultano infatti notevolmente influenzati dalla rugosità (definita come "distanza tra gli elementi morfologici") e dalla composizione chimica delle superfici implantari. La caratteristica delle superfici rugose è quella di favorire un maggior Bone Implant Contact (BIC) rispetto alle superfici lisce: esso dipende dalla quantità percentuale di contatto tra la superficie totale di osso perimplantare e la fixture inserita, e maggiore sarà il contatto misurabile, maggiore sarà il BIC. Non solo una superficie all'interfaccia osso-impianto più estesa favorisce una stabilità

meccanica iniziale superiore ed una osteointegrazione più rapida ed efficace, ma la particolare tipologia di superficie implantare condiziona anche la morfologia delle cellule osteoblastiche che vi aderiscono. Numerosi studi riportano come a livello nanometrico la rugosità influisca positivamente sull'osteointegrazione aumentando l'energia di superficie e migliorando l'adsorbimento delle molecole di superficie. Vengono utilizzati numerosi parametri per valutare le superfici implantari, ricordiamo in particolare: Ra (Sa nel 3D) definito anche parametro di ampiezza, ovvero la media aritmetica delle deviazioni del profilo reale rispetto al valore medio della superficie. Valutando la rugosità utilizzando tale parametro si avranno superfici lisce con parametri inferiori a 0,5 μm , superfici leggermente ruvide con parametri compresi tra 0,5-1 μm , superfici moderatamente ruvide tra 1-2 μm e infine superfici ruvide con parametri superiori ai 2 μm .

Al fine di creare morfologie di superficie ben precise, gli impianti vengono trattati seguendo varie metodiche che mirano a modificarne la rugosità e la chimica superficiali, metodiche che di solito riguardano un'alterazione del metallo di base ed in particolare dello strato di ossido delle superfici in titanio, che può essere effettuato con tecniche di tipo additivo o di tipo sottrattivo. Da queste ultime dipenderà la particolare conformazione finale della superficie: trattamenti per addizione portano a profili convessi con picchi pronunciati, mentre trattamenti sottrattivi determinano profili concavi, presentanti cavità o pori. Nei processi additivi il titanio verrà rivestito da metalli, come nel caso del TPS (Titanium Plasma-Spray) o da altri materiali come idrossiapatite o particolari deposizioni ioniche; tra i processi sottrattivi troviamo invece l'irruvidimento ottenuto per asportazione dello strato superficiale tramite sabbiatura, mordenzatura acida, levigatura meccanica, elettrolevigatura, e anodizzazione elettrochimica.

Metodi additivi

Il TPS (Titanium Plasma-Spray) prevede l'aggiunta di particelle di titanio alla superficie implantare inserendo la fixture in un forno al plasma ad alta temperatura dove viene iniettato titanio in polvere. Il processo di addizione di idrossiapatite alla superficie implantare può avvenire secondo varie metodiche: tramite plasma-spray (precedimento analogo al TPS), la deposizione a spruzzo ed il rivestimento sol-gel. In generale va sottolineato che le metodiche additive possono presentare l'inconveniente di rilasciare nel tempo residui, a volte persino dannosi per l'organismo. Per ovviare a ciò si può ricorrere ad altre tecniche come la precipitazione biomimetica, che comporta lo sviluppo a temperatura e pH fisiologici di cristalli simili a quelli del tessuto osseo, garantendo rivestimenti maggiormente solubili a livello biologico in quanto rispecchiano il fisiologico processo di mineralizzazione.

Metodi sottrattivi

Le superfici che subiscono trattamenti di levigatura, tornitura o fresatura sono definite "machined". La levigatura prevede l'utilizzo di panni abrasivi o carta vetrata con particelle abrasive di dimensione sempre più piccola; durante questo procedimento può accadere che delle microparticelle rimangano intrappolate sulla superficie, ma verranno rimosse in seguito tramite l'uso di solventi.

La sabbiatura utilizza particelle sabbianti come allumina, biossido di titanio e idrossiapatite che vengono fatte fuoriuscire da un eiettore ad aria compressa ad alta velocità verso la superficie implantare: il contatto delle particelle provoca le irregolarità ricercate.

La mordenzatura (etching) consiste invece nella rimozione di una determinata quantità di materiale dallo strato base immergendo l'impianto in un acido a temperatura ambiente: gli acidi più utilizzati sono l'acido cloridrico, l'acido solforico, l'acido nitrico e l'acido fluoridrico. Dati i buoni risultati ottenuti dalle due precedenti metodiche si è recentemente pensato di

unirne i vantaggi in un unico trattamento ottenendo una superficie SLA (Sanblasted and Acid-etched): inizialmente viene effettuata una sabbiatura che consente di ottenere una buona rugosità di partenza, successivamente si perfeziona la conformazione topografica che contribuisce a promuovere l'adesione delle proteine alla superficie con il trattamento acido.

I trattamenti elettrochimici prevedono l'immersione dell'impianto in una soluzione elettrolitica con sostanze ioniche oppure ossidanti, collegandolo al polo positivo di un circuito elettrico.

Tecniche di modificazione biochimica

Di più recente introduzione sono questi trattamenti, che prevedono l'aggiunta sulla superficie di fattori di crescita e proteine di adesione, rendendo così la superficie bioattiva.

La decontaminazione batterica

Come già accennato, se al termine delle procedure di irruvidimento delle superfici implantari residuano particelle di vario materiale, esse possono essere concausa dello sviluppo di infezioni o reazioni da parte dell'organismo: le infezioni batteriche possono causare dapprima mucositi, ma successivamente evolvere in perimplantiti, che inficiano sulla vita dell'implantoprotesi. Per evitare che questo accada sono state perfezionate delle tecniche di decontaminazione della superficie del titanio, ripristinando la purezza del metallo al termine della lavorazione alla quale è sottoposto: la decontaminazione batterica può avvenire attraverso l'utilizzo di laser, di plasma freddo di Argon o tramite la sterilizzazione di impianti con radiazioni UV a bassa intensità.

2.8 CONTENZIONE IMPLANTARE

Ogni mezzo implantare può essere utilizzato disgiuntamente o collegato ad altri impianti inseriti nell'osso contiguo per aumentarne la fissità primaria (stabilizzazione immediata estrinseca). Ciò può essere fatto, se in titanio, con tecniche di splintaggio diretto intraorale (saldatura endorale - sincristallizzazione - elettrowelding) oppure tramite splintaggio indiretto mediante ferula, che può essere fusa o prefabbricata e avvitata, come supporto alla protesizzazione coronale (cementata o avvitata). Si realizza così un "sistema implantare biomeccanico" idoneo al carico protesico-masticatorio precoce, poiché aumenta la stabilità primaria dei singoli impianti e permette lo scarico vettoriale delle forze occlusali.



Figure 23 e 24: esempi di contenzione implantare

2.9 PLATFORM-SWITCHING

La prognosi delle riabilitazioni protesiche a supporto implantare condiziona direttamente il mantenimento osseo intorno all'impianto, il cui riassorbimento osseo crestale intorno al colletto, una volta caricato con abutment e corona, può inoltre determinare un collasso dei tessuti molli e così influenzare negativamente l'estetica. Una certa quota di riassorbimento osseo in tal caso, è considerata oggi come un tempo fisiologica nel momento in cui l'impianto viene esposto all'ambiente orale, tanto che lo stesso Albrektsson tra i suoi criteri di successo per gli impianti osteointegrati inserisce anche il rimodellamento osseo peri-

implantare. Secondo tali criteri la perdita ossea non deve essere superiore a 1 mm durante il primo anno e a 0,2 mm ogni anno seguente. Oltre alla teoria dell'ampiezza biologica, secondo cui il rimodellamento crestale è conseguenza inevitabile dell'esposizione degli impianti nel cavo orale, in letteratura sono stati proposti differenti fattori in grado di influenzare il suddetto rimodellamento, tra i quali citiamo: micro e macro-morfologia implantare a livello del collo, il trattamento di superficie del medesimo e della porzione coronale degli impianti, oltre a fattori legati alla connessione protesica. Sebbene vi sia ormai una chiara tendenza da parte della comunità scientifica a preferire la connessione avvitata, alcuni autori continuano a sostenere come la conometrica presenti vantaggi meccanici riguardo tale argomento.

Resta comunque non del tutto chiara la ragione di questo riassorbimento post-implantare, per la quale sono state elaborate varie ipotesi: una delle più accreditate è la così detta "teoria meccanica", che propone il verificarsi di uno stress appunto di tipo meccanico a seguito del carico masticatorio, che si ripercuote sull'osso crestale che intorno all'impianto. Un'altra ipotesi avanzata è invece quella della "teoria batterica", che comporta la presenza di micro-gap nella zona di collegamento tra abutment e impianto, cosa che causerebbe l'inizio di una colonizzazione batterica degli spazi tra i componenti, con l'insorgenza di processi infiammatori della mucosa e osso crestale limitrofi, costretti quindi a ritirarsi apicalmente e stabilire il livello o ampiezza biologica sull'impianto e non più sulla giunzione impianto-abutment.

Una differente risposta tissutale, e di conseguenza una assai più ridotta perdita ossea si osserva applicando il concetto di *platform switching*: esso consiste nell'utilizzare un abutment di diametro inferiore rispetto al diametro del collo dell'impianto e una connessione tipo *cono Morse* estremamente precisa, in grado di ridurre quasi totalmente il gap tra i componenti dell'impianto ed i micromovimenti, trasformando virtualmente

l'unità impianto-moncone in un pezzo unico. Si va in tal modo a creare un gradino tra la porzione più coronale dell'impianto e la parte iniziale del pilastro protesico, e poiché con il platform switching si riduce il diametro della connessione protesica, l'infiltrato infiammatorio si concentra al di sopra della piattaforma implantare e non lateralmente. L'ampiezza biologica di circa 3 mm tiene perciò conto, nel caso del platform switching, anche della quota di piattaforma implantare non coperta dall'abutment e dunque si riduce in altezza: il ridotto volume transmucoso del moncone consente così un aumento del volume dei tessuti molli peri-implantari, un efficace effetto barriera contro la penetrazione batterica e la migrazione apicale dell'epitelio del solco, che conducono ad un riassorbimento osseo. Per ottenere i benefici di questa tecnica è necessario che il moncone venga posto già al momento del posizionamento implantare.



Figura 25: *rappresentazione di platform-switching*

Al fine di spiegare scientificamente le ragioni dietro ai vantaggi del platform switching, ed in particolar modo la protezione dell'osso crestale, sono state considerate sia la teoria meccanica che quella batterica-infiammatoria: la prima, indica uno spostamento del maggiore stress dalla totalità della superficie del collo implantare tradizionale, alla zona centrale del modello platform switching, non sulla periferica. La seconda teoria invece prevede che l'infiltrato sulla giunzione abutment-impianto venga spostato in senso orizzontale verso il centro dell'impianto, allontanandosi

pertanto dall'osso crestale adiacente. I dubbi giustamente suscitati dal sistema, circa la resistenza meccanica di un abutment sottodimensionato, ovvero di diametro inferiore a quello dell'impianto, vengono oggi diradati dalla ricerca: questa dimostra infatti che il sottodimensionamento dell'abutment, dato che non si deforma per carichi inferiori ai 900 N, non ne compromette la resistenza, ed il sistema può pertanto essere considerato affidabile sia dal punto di vista meccanico che da quello biologico.

2.10 LA FINALIZZAZIONE PROTESICA

L'impianto, come protesi radicolare intraossea, nasce con lo scopo di sostenere una protesi coronale extraossea: questo “dispositivo medico individuale su misura” (normativa europea), costituita da uno o più elementi dentali, potrà poi essere: *inamovibile*, quindi cementata; *amovibile* per avvitamento/svitamento; *rimovibile*; sempre basandosi sull'effettiva possibilità di rimozione in maniera autonoma da parte del paziente.

Nella pratica clinica, indipendentemente dal tipo di impianto endosseo, la protesi prevede un sovrastruttura, replica l'elemento dentario in modo artificiale, che vada ad inserirsi sulla radice protesica tramite una mesostruttura, un sostegno, definito moncone protesico.

Abutment è un termine di lingua anglosassone mutuato dall'ingegneria, che indica appunto la struttura di sostegno interposta tra una sottostruttura ed una sovrastruttura: in implantoprotesi per avvitamento, indica il moncone protesico, definibile quindi come una protesi “sottocoronale”, un dispositivo medico a supporto di un altro dispositivo medico individuale.

Il moncone può a sua volta essere distinto in numerose tipologie, a seconda che sia avvitato o cementato, prefabbricato oppure adattato/fuso in laboratorio, che sia emergente, che sia una struttura individuale o di contenzione a più elementi, a sua volta avvitata o elettrosaldata.

Attualmente, nella pratica clinica implantoprotesica, sono anche proposti metodi tutelati da “registrazione” della denominazione: - All on Four ® - All on Six ®

Implantoprotesi “All-on-Four” e “All-on-six”

Le tecniche implantologiche così denominate, sono soluzioni implantoprotesiche da considerare per la terapia delle edentulie totali. Questa terapia, traducibile in lingua italiana come “tutto su quattro/sei”, prevede una protesi, superiore o inferiore, che si sorregge su quattro o sei impianti inseriti spazialmente secondo un progetto idoneo al bilanciamento ritentivo della protesi stessa. Con questa procedura si stabilizzano intere arcate protesiche, perlopiù in resina, per avvitamento delle stesse agli abutment a loro volta avvitati agli impianti. Le protesi superiori possono inoltre essere prive della flangia resinosa palatale, garantendo al paziente un maggior confort rispetto alla protesi mobile tradizionale. L’intervento chirurgico, può essere eseguito anche guidato da dima chirurgica.

La struttura differisce secondo le molteplici sistematiche implantari in commercio. Il materiale di elezione ad oggi è il titanio, ma sta prendendo campo anche la zirconia. Morfologicamente l’abutment viene prodotto con inclinazioni diverse per renderlo protesizzabile in adattamento all’asse di inserimento della fixture, l’accoppiamento con la quale può avvenire direttamente per avvitamento nel caso di impianti “two piece”, ma più frequentemente per l’interposizione di una vite passante di piccolo calibro, “three piece”. Tale accoppiamento crea un micro-gap oggi oggetto di approfonditi studi sia dal punto di vista meccanico che microbiologico, considerato che oltre alla perimplantite, proprio il cedimento strutturale o lo svitamento di queste microstrutture costituisca una frequente causa di insuccesso implantoprotesico.

Per ovviare a queste evenienze sono state prodotte molteplici configurazioni per l'unione di abutment e fixture: esagono interno, esagono esterno, ottagono, cono Morse.



Figura 26: modello rappresentante una riabilitazione “all on six”

CAPITOLO 3

GLI IMPIANTI A LAMA

3.1 INTRODUZIONE E TIPOLOGIE

Dall'etimo "*lamina, struttura sottile*", questo tipo di impianto vede la propria ideazione ed applicazione clinica nell'implantoprotesi odontoiatrica attribuite al Prof. Leonard Linkow: dentista americano e pioniere nel campo dell'implantologia orale, che lo presentò nel 1966 e ne permise la diffusione in tutto il mondo^{70,71,72,73}.

Approcciandosi all'implantologia odontoiatrica del nuovo millennio, che dev'essere scientificamente, qualitativamente ed eticamente sostenibile, ci si imbatte in una moltitudine di impianti endossei di varia morfologia e di protocolli applicativi differenti attualmente disponibili sul mercato. Ponendo come obiettivo principale un approccio al caso clinico di tipo personalizzato, ovvero dipendente principalmente dalle esigenze anatomico-funzionali specifiche del paziente, ecco che gli impianti a lama trovano tutt'oggi una indicazione anatomica di tipo elettivo nei casi di creste ossee particolarmente sottili, ovvero in caso di severi riassorbimenti orizzontali, ed un'indicazione di tipo funzionale nelle sedi in cui il carico trasmesso è maggiormente compatibile con la loro forma piuttosto che con quella di altri impianti^{74,75,76}. In origine, gli impianti presentati da Linkow erano lame di tipo monolitico a moncone fisso, di **1,5mm di spessore**, la cui morfologia poteva risultare molto differente a seconda delle sedi anatomiche cui era destinata; successivamente egli stesso apportò numerose modifiche sia alla forma che alla superficie implantare, realizzando anche una versione sommersa per un'applicazione in due fasi. Nei primi anni '70 l'italiano Ugo Pasqualini presentò un impianto a lama semi-emergente di tipo "polimorfo": il manufatto originale infatti poteva essere facilmente modellato dall'operatore ed adattato al sito a seconda delle conformazioni anatomiche presenti^{77,78}.

In periodi successivi sono state presentate numerose modifiche in termini di forma, sia emergenti che sommerse, da parte di altri autori, in modo da poter scegliere l'impianto che meglio possa adattarsi all'anatomia ossea del caso specifico^{79,80}.



Figure 27, 28, 29: differenti modelli di impianto a lama

Una particolare menzione va fatta per gli impianti del dottor Oleg Surov, il quale intorno agli anni 2000 ha proposto una forma d'impianto singolare, una sorta di "lama modificata": con un'altezza di soli 4mm, presenta infatti una superficie appiattita ma con una forma ad "L", quindi con una curvatura che conferisce una particolare stabilità all'impianto, che diventa quindi molto utile nel trattare atrofie marcate nei settori posteriori. Come per le tipologie più tradizionali di impianti a lama anche questa prevede la possibilità di modificare il corpo implantare per mezzo di una pinza "a tre becchi" così da assecondare la morfologia della cresta ossea.

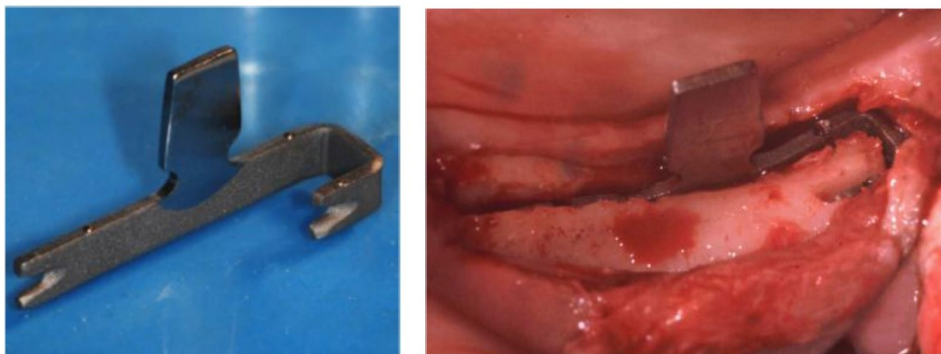


Figure 30 e 31: le particolari lame di Surov

Al giorno d'oggi il vastissimo mercato dell'implantoprotesi odontoiatrica soddisfa a pieno le esigenze di ogni conformazione ossea da trattare, sia per quanto riguarda la morfologia delle lame che le relative componentistiche protesiche ormai evolute.

Le forme sommerse presentano un calice che dopo l'osteo-inclusione dell'impianto risulta utile all'inserimento del moncone protesico.

3.2 POTENZIALITA'

- ❖ Riabilitazione di creste ossee particolarmente sottili
- ❖ Adattabilità alla maggior parte delle conformazioni anatomiche
- ❖ Minor invasività e maggior valorizzazione di tessuti evitando interventi di rigenerativa
- ❖ Adattamento alle strutture anatomiche profonde modificando l'impianto
- ❖ Risoluzione dei problemi di parallelismo in sede d'intervento con correzione meccanica
- ❖ Gestione della gengiva aderente in sede d'intervento
- ❖ Possibilità di raggiungere sedi distali della cresta ossea per conferire maggior stabilità
- ❖ Possibilità di sfruttare sedi ossee sottostanti ad elementi dentari inclinati

3.3 LIMITI CLINICI

- ❖ Invasione delle sedi ossee adiacenti per l'estensione in senso mesio-distale dell'impianto a lama, che distribuisce quindi il carico protesico su un minor numero di pilastri
- ❖ Scarsa adattabilità e quindi impiego in alveoli post-estrattivi
- ❖ Locus minoris resistentiae nel punto di connessione moncone-lama: perché sia praticabile la modifica manuale in base al parallelismo il materiale non può essere troppo spesso o resistente alle forze flettenti

- ❖ La preparazione in profondità, se non correttamente irrigata e dunque raffreddata, può comportare il fallimento implantare^{81,82}.

3.4 BIOMECCANICA

Per l'inserimento dell'impianto a lama la regola protocollare accettata è che questo abbia un rapporto radice: corona pari a 1:1 in profondità, o, in caso di profondità esigua, superiore ad 1:1 in estensione.

Pertanto, sebbene la tecnica chirurgica preveda la possibilità di modificare l'impianto al fine di adattarlo alla sede anatomica cui è destinato, rimane la imprescindibile la capacità da parte dell'operatore di valutarvi attentamente ed in modo corretto l'idoneità biomeccanica.

Il presupposto che l'operatore abbia la reale capacità di valutare correttamente l'idoneità biomeccanica dell'impianto, è apparentemente in contrasto con l'impostazione attuale dell'implantologia orale, basata su prodotti le cui caratteristiche sono standardizzate. Tuttavia, per ogni sistema implantare, la scelta della lunghezza dell'impianto, la collocazione in tessuti di diversi ed il contatto con corticale ossea, la protesi che vi verrà ancorata, la funzione più o meno fisiologica cui la sovrastruttura protesica verrà sottoposta, tutti i vari aspetti da cui dipende il successo della terapia, sono condizionati dalle scelte metodologiche dell'operatore. Qualsiasi impianto può avere scarse possibilità di successo come ottime, a seconda che sia posto in mani inesperte o meno.

3.5 SCELTA DELL'IMPIANTO

Posto come obiettivo una riabilitazione implanto-protesica ottimale per risolvere l'edentulia in una peculiare situazione anatomica, come qualunque altro impianto anche quello a lama ha la propria indicazione ideale, che si identifica in creste ossee particolarmente contratte nella dimensione vestibolo-linguale. Per conferire stabilità immediata, le lame vengono poste

tra due corticali strettamente addossate, o, per implementarla ulteriormente, posizionate in contatto anche con una terza corticale profonda.

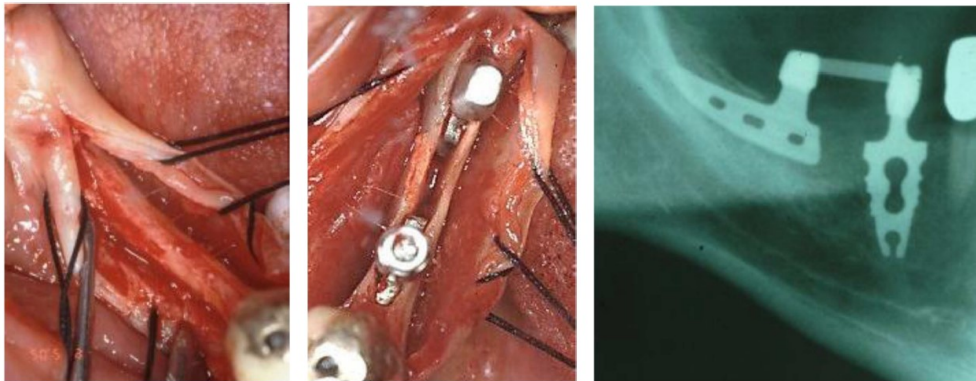


Figure 32, 33 e 34: riabilitazione per mezzo di due differenti lame

Come già detto, è richiesto che il caso clinico venga considerato da ogni aspetto, non solo chirurgico ma anche protesico, poiché altrimenti il sistema potrebbe subire degli stress occlusali indesiderati: un esempio è l'eventualità secondo la quale il moncone previsto dallo studio sia limitato dalla conformazione anatomica della cresta nel cadere correttamente al di sotto della rispettiva cuspidè di centrica. Un contatto occlusale che cada al di fuori dell'asse implantare determina di fatto, nei settori distali, una torsione tale da portare alla frattura del moncone, la quale, sebbene spesso sia imputata alla fragilità strutturale del manufatto, è in tal caso dovuta ad una pianificazione terapeutica incorretta.

Un'ipotetica soluzione al caso appena portato come esempio, sarebbe considerare una terapia di tipo rigenerativo, sebbene questo privi la scelta dell'impianto a lama del suo obiettivo di ridurre quella che è l'invasività dell'intervento; una simile terapia con un risultato ottimale permetterebbe infatti l'inserzione di un impianto dalla morfologia più "tradizionale" (vite). Nonostante questo, però, è importante ricordare che le lame possano avere un razionale anche in casi nei quali la cresta ossea permetta l'inserzione di

impianti a vite: la zona degli incisivi superiori infatti, permette che le lame possono essere inserite maggiormente a ridosso della corticale vestibolare, e con un'inclinazione più verticale tale da renderle in grado di sopportare meglio le forze sia in senso assiale che in quello vestibolare; ricordiamo infatti lo stress indotto durante i movimenti di protrusione dagli incisivi inferiori, che in questo modo verrebbe a ridursi al minimo in virtù della conformazione piatta dell'impianto^{83,84,85}.

3.6 TECNICA CHIRURGICA

A. Fase preliminare: Piano di cura e colloquio col paziente

L'impostazione del piano di trattamento segue nelle prime fasi, quelle preliminari, l'iter di un qualunque tipo di intervento chirurgico: valutati i dati anamnestici, gli auspicabili esami ematologici, l'esame obiettivo e la diagnosi radiografica, l'operatore si avvale di quanto appreso per stabilire la fattibilità del lavoro.

Fondamentale in questa fase che sia spiegato al paziente, in modi e toni adeguati, affinché capisca quali siano le opzioni terapeutiche, quale sia quella ritenuta maggiormente indicata nel suo specifico caso e perché; chiarita quindi la motivazione per la quale si sia optato per l'inserzione di impianti a lama, ed ottenuto il consenso da parte del paziente, si programma la seduta di chirurgia.

B. Procedura chirurgica

Si riconoscono in totale nove fasi chirurgiche, in ordine sequenziale:

- a. Incisione*
- b. Scollamento*
- c. Micro-osteotomie (fori seriali corticali)*
- d. Breccia*
- e. Misurazione*
- f. Modifiche all'impianto (ove necessarie)*

- g. Parallelizzazione del moncone (ove necessaria)*
- h. Posizionamento*
- i. Sutura*

Come per qualunque intervento chirurgico di una certa invasività è importante far iniziare al paziente una terapia antibiotica almeno 2h prima della seduta, al fine di avere un'adeguata copertura fin da subito, che verrà poi rinforzata e continuata per 5 giorni successivi.

L'anestesia di elezione è la locale, eseguita utilizzando anestetico con vasocostrittore (salvo indicazioni contrarie). Si pratica un'incisione a centro cresta, facendo particolare attenzione già in questa fase di rispettare la porzione di gengiva aderente che andrà ad abbracciare il sito di emergenza del moncone protesico; al fine di stabilire una posizione ideale di quest'ultimo, che dovrà cadere precisamente al di sotto del punto di scarico delle forze originanti la funzione (es. cuspid/fossa di centrica in rapporto all'antagonista) può avere un razionale avvalersi dell'aiuto di una dima chirurgica. Una volta praticata l'incisione, per mezzo di uno scollaperiostio, si procede a scollare il mucoperiostio facendo attenzione a non sottrarre troppa irrorazione all'osso sottostante, soprattutto in caso di creste particolarmente sottili: in tal caso è infatti preferibile scollare il minimo indispensabile.

La fase successiva prevede di praticare dei fori dal piccolo diametro sulla superficie della cresta con una fresa in metallo multilama (del calibro di 0.9mm) montata su turbotrapano: questi serviranno come guida per la successiva esecuzione della breccia chirurgica⁸⁶.

Con questi strumenti, sotto adeguato raffreddamento, non vi è pericolo che l'osso venga surriscaldato né lavorando in superficie né in profondità, dove generalmente si presenta maggiormente tale evenienza. Alternative alla turbina sono il manipolo contrangolo ad alta velocità (anello rosso), sempre sotto adeguato raffreddamento, o il bisturi piezo-elettrico.

In base alle dimensioni della lama che si è deciso di utilizzare in seguito allo studio del caso, bisogna calcolare le dimensioni della breccia in senso mesio-distale in modo che essa ottenga la maggior stabilità immediata possibile: a tal proposito è caldamente consigliato di eseguire una breccia ossea leggermente sottodimensionata, ideale per il tipo di inserimento particolare dell'impianto, ovvero a percussione (press-fit). Il disegno della breccia dev'essere praticato seguendo l'andamento della cresta in senso longitudinale e con un movimento lento e controllato di rotazione del polso. Mantenere sempre una distanza di sicurezza dalle strutture anatomiche profonde anche durante la prima fase di fresatura, che di conseguenza non sarà mai molto profonda.

In alternativa alla tecnica di fresatura tradizionale appena descritta, è possibile usare un apposito inserto montato su manipolo contrangolo.

Praticata la breccia ossea, è necessario calcolare attentamente la profondità a cui andrà successivamente inserito l'impianto, quindi prima della sua collocazione definitiva: fase cruciale non solo per la salvaguardia delle strutture anatomiche ma anche per la riuscita dell'intervento chirurgico, essendo ancora possibile attuare eventuali modifiche affinché si adatti correttamente all'osso compatto situato in profondità.

L'impianto a lama infatti richiede che la propria spalla venga collocata almeno 2mm più in profondità della corticale superficiale.

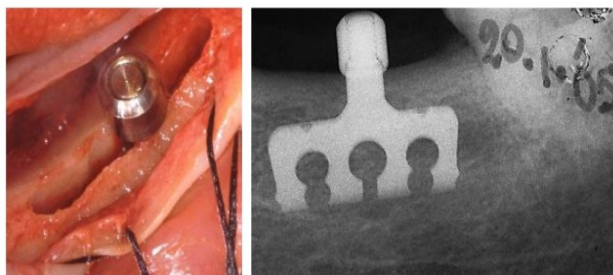


Figure 35 e 36: un differente tipo di impianto a lama

Per misurare correttamente un metodo semplice ma “empirico” è quello di eseguire una radiografia endorale a impianto parzialmente inserito nella breccia per calcolare il tragitto residuo per una collocazione definitiva. Prima di attuare le modifiche di forma che si ritengono necessarie, constatare il corretto posizionamento dell’impianto dopo aver assestato alcuni lievi colpi con il martello.

Altrimenti, un’alternativa per misurare la profondità ideale è quello di fare la radiografia dopo aver collocato uno o più impianti ad ago, o dei “Torpan”, od uno scalpello, per poi esaminarne la profondità d’immersione nel tessuto osseo.

Si ricorda che la misurazione corretta dell’area di immersione nel tessuto osseo costituisce la principale condizione da soddisfare per collocare correttamente l’impianto a lama.

Come detto in precedenza, affinché la spalla dell’impianto venga posizionata con precisione, sarà necessario sottrarre alla misura dedotta dall’analisi delle radiografie almeno 2mm: in tale circostanza è consigliabile eccedere piuttosto che peccare in difetto, infatti vi è sempre l’evenienza che la lama durante l’inserzione si blocchi ad una profondità leggermente inferiore rispetto a quella prevista.

Per avere la certezza che l’impianto segua correttamente la strada tracciata con le frese, la breccia ossea dovrà essere praticata con estrema precisione: questo fattore si rivela di particolare importanza qualora in profondità si riscontrino addensamenti ossei in grado di impedire l’agevole progressione dell’impianto per mezzo della semplice percussione. Qualora il tessuto osseo appaia particolarmente rarefatto, è invece sufficiente assestare la lama in profondità, rompendo le trabecole ossee, con l’ausilio della sola percussione. Terminata anche questa fase si passa al confronto della forma dell’impianto “vergine” con le dimensioni della breccia e praticare eventuali modifiche atte ad assecondare perfettamente l’anatomia ossea profonda.

Qualora il moncone implantare non sia in una posizione di corretto parallelismo, onde evitare immediatamente i numerosi problemi protesici che ne sarebbero conseguenti, sarà possibile adattarlo meccanicamente prima del posizionamento in sede.

La lama è inserita nella breccia chirurgica con l'ausilio di una pinza, per poi essere assestata tramite una delicata percussione da parte di un martello apposito posizionato sulla spalla dell'impianto.

La sutura viene eseguita nel pieno rispetto dell'anatomia gengivale che abbraccia il moncone emergente, in primis delle papille eventualmente presenti.

Dopo essersi sincerato dell'assoluta protezione del moncone, il quale non deve in alcun modo essere sottoposto a traumi da parte di elementi dentari, strutture protesiche o tessuti molli, l'operatore può in fine congedare il paziente prescrivendogli un'adeguata copertura antibiotica ed un'eventuale terapia di supporto analgesica ed anti-edemigena.

E' bene sottolineare come questa procedura sia attinente alle tipologie di lame descritte fino ad ora, considerabili "tradizionali" in quanto seguono, sebbene con qualche miglioria acquisita nel tempo, i dettami indicati già a suo tempo da Linkow.

Per un tipo di lame più moderno ed innovativo si rimanda ai capitoli successivi.

3.7 DECORSO POST-OPERATORIO

Il decorso post-operatorio normalmente è tranquillo, talvolta accompagnato da gonfiore e regolare sintomatologia post-operatoria, ma del tutto sovrapponibile a quello conseguente all'inserimento di impianti a vite, sebbene la tecnica di inserzione "press-fit" tipica delle lame spesso lasci erroneamente presumere che vi siano particolari sequele post-chirurgiche. La prescrizione di cinque giorni di terapia antibiotica è una misura prudentiale.

3.8 PROTESI

Affinché l'ampiezza biologica si collochi naturalmente attorno al moncone e non al di sotto di esso, la condizione ideale si può ottenere quando la base del moncone penetra la cresta ossea, chiudendone l'accesso: così vengono creati i presupposti per un profilo di emergenza dai tessuti molli idoneo alle dimensioni dell'elemento dentale protesico.

Quando viceversa il moncone è visibile sopra la cresta ossea, poiché l'impianto non è sceso alla profondità ideale, l'ampiezza biologica andrà a circondarlo e la base del moncone apparirà "seduta", con un andamento non lineare sui tessuti molli, a creare un sovracontorno.

Quindi, nel caso in cui il moncone abbia uno spessore sottile tale da causare un sovra-contorno come appena descritto, l'accettazione da parte dei tessuti molli sarà meno fisiologica nonché meno igienica, sebbene tale evenienza non infici sulla durata dell'implanto-protesi.

E' comunque preferibile un sovra-contorno del moncone, essendo questo in titanio liscio e privo di soluzioni di continuità, che un sovra-contorno protesico.

Nonostante le considerazioni appena fatte, strettamente legate allo spessore esiguo di questa tipologia di impianti, il condizionamento dei tessuti molli perimplantari ottenibile da una lama posizionata correttamente non presenta alcuna differenza apprezzabile rispetto a quello ottenibile con un impianto a vite.

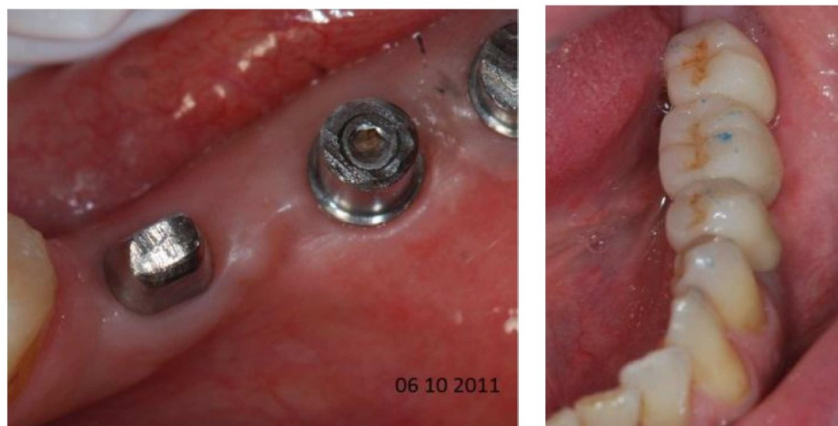


Figure 37 e 38: caso con mucosa perimplantare guarita e protesi fissa definitiva.

3.9 CARICO IMMEDIATO

Anche in questo caso è dirimente la capacità dell'operatore di saper stabilire se vi siano le condizioni tali da rendere idoneo il sito implantare: l'impianto a lama può infatti essere caricato immediatamente solo nel caso in cui non siano presenti forze applicate alla protesi appena posizionata, che siano esse derivanti dalla funzione occlusale o meno, in modo tale che non ne possano pregiudicare la stabilità e quindi la corretta osteointegrazione.

Sia l'occlusione statica che quella dinamica dovranno pertanto essere seguite meticolosamente tanto in fase di protesizzazione provvisoria quanto in quella definitiva⁸⁷.

3.10 IMPOSTAZIONI CHIRURGICHE PIU' RECENTI

Nel corso degli anni alcuni autori hanno proposto delle varianti personali alla tecnica d'inserzione originale degli impianti a lama presentata da Linkow: infatti, nonostante questa sia ancora accettata universalmente come valida, nonché supportata da evidenti risultati a grande distanza di tempo, tali professionisti hanno descritto delle modalità volte a migliorare il trattamento dei delicati settori distali inferiori, che possono presentarsi come zone particolarmente insidiose per l'inserimento di qualsiasi tipo di impianto.

-Lama bicorticale distale

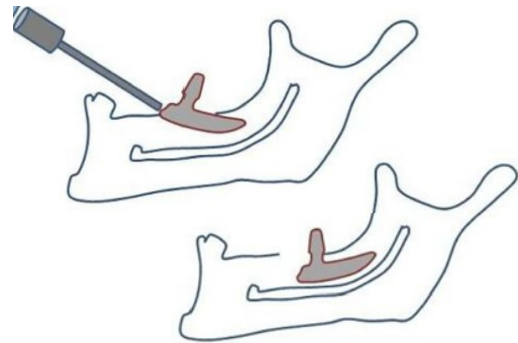
Questa tecnica, pubblicata e presentata dal suo ideatore a fine anni 90, utilizza una modalità peculiare di attuazione della breccia ossea, la quale viene in questo caso tracciata mediante l'ausilio di speciali "allarga-canali" montati su contrangolo, inseriti fino a livello della linea miloioidea al fine di raggiungere la corticale ossea profonda. La lama verrà quindi, una volta riprodotta su di essa la misura precisa della profondità di lavoro, inserita a percussione fratturando progressivamente i setti ossei presenti tra i fori, sino a raggiungere la profondità prevista. Questa metodica permette di ottenere un'elevatissima stabilità immediatamente dopo l'inserzione dell'impianto, che sarà quindi in grado di sostenere importanti carichi di lavoro anche nelle

condizioni più sfavorevoli, come ad esempio un rapporto corono-radicolare sfavorevole^{88,89}.

-Estensione distale endossea (E.D.E.)

Presentata nel 2001 dopo 8 anni di esperienza clinica, questa tecnica consiste nel tracciare la breccia ossea in posizione più mesiale rispetto a quella che sarà la sede definitiva di collocazione della lama: viene quindi imposto all'impianto, dall'apposita morfologia, un movimento di tipo rotazionale in concomitanza ad una progressione in senso distale fino a che il moncone raggiunga l'estremità distale della breccia⁹⁰.

Figura 39: inserimento lama con estensione distale endossea



Questo permette di collocare quasi tutta la lama comodamente al di sotto di tessuti molli e tessuto osseo lasciati perfettamente intatti.

Questa variante può essere considerata una tecnica valida per la realizzazione di pilastri posteriori per la realizzazione di una protesi fissa completa inferiore⁹¹.

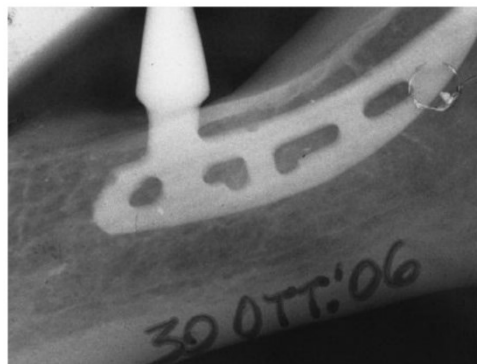


Figura 40: rx di lama inserita con tecnica E.D.E.

3.11 PREDICIBILITA' DELL'EFFICACIA CLINICA

Le pubblicazioni attestanti la possibilità di questi particolari impianti endossei di durare fisiologicamente e funzionalmente nel tempo sono numerose, come lo sono le conferme istologiche della loro osteo-inclusione senza interposizione di tessuto connettivo tra osso e impianto. Mantenendo scrupolosamente le visite di controllo anche una volta terminata la protesizzazione, quindi tenendo semestralmente sotto controllo sia l'igiene orale del paziente che l'equilibrio oclusale instauratosi, il rendimento delle lame può essere tranquillamente paragonato a quello degli impianti di più largo utilizzo⁹².

-Insuccessi

Data l'esiguità dello spessore, l'impianto a lama può essere utilizzato sia in creste ampie che in creste sottili. Proprio la versatilità dell'impianto a lama ha convinto erroneamente molti colleghi che si trattasse quindi di un impianto universale, da poter inserire in qualsiasi cresta ossea, senza discriminazioni.

In base all'analisi degli insuccessi conseguenti all'inserzione di questo tipo di impianto, si è infatti concluso che le cause siano da imputare ad un utilizzo delle lame con tecnica impropria, alla poca attenzione per il protocollo chirurgico-protesico (fondamentali i 2mm di profondità al di sotto della cresta ossea ed il posizionamento bicorticale dove soggetto a carico assiale), alla scelta di siti ossei non idonei, nonché ad un'applicazione indiscriminata a casi limite, che ovviamente presentano già di per se stessi un'elevata percentuale di insuccessi clinici.

-Successi

Per ottenere ottimi risultati sia per quanto riguarda il punto di vista funzionale nonché quello estetico, che siano stabili e quindi affidabili nel tempo, è assolutamente necessario selezionare correttamente i casi clinici, seguire

perfettamente i dettami del protocollo chirurgico, e gestire con la dovuta perizia sia il decorso post-operatorio che la successiva protesizzazione.

E' interessante come in epoca recente (2014) la FDA, ente governativo statunitense a protezione e promozione della salute pubblica, riaffermi la validità clinica degli impianti a lama, ricollocandoli in classe di rischio assicurativo pari a tutti gli altri⁹³.

CAPITOLO 4

PIEZOCHIRURGIA

4.1 INTRODUZIONE

Dal termine greco (leggasi “piezein”), letteralmente "premere con forza", oggi con piezoelettricità si indica ciò che è derivato dalla scoperta nel 1880 da parte di Jacques e Pierre Curie, i quali osservarono come fosse possibile la produzione di elettricità in seguito all'applicazione di pressione su differenti cristalli o ceramiche.

Da ciò si ha l'effetto piezoelettrico, ovvero la deformazione dei cristalli al passaggio della corrente elettrica, provocando vibrazioni ultrasoniche ad una specifica frequenza ed ampiezza: amplificando e trasferendo su una punta vibrante tali oscillazioni, sarà possibile, applicando la giusta pressione sui tessuti, effettuare un taglio esclusivo sul tessuto mineralizzato, per effetto di cavitazione^{95,96}.

L'impiego di questa tecnica in odontoiatria, cominciato intorno alla metà degli anni '50, è stato inizialmente limitato alle manovre di detartrasi ed alla rimozione di otturazioni endocanalari o di strumenti fratturati all'interno^{97,98}. Negli anni '70 ed '80 gli studi riguardo la chirurgia osteoplastica basata sugli ultrasuoni dimostrarono come rimuovesse efficacemente, in modo sicuro e preciso il tessuto duro con scarsa interferenza intraoperatoria da emorragia; tuttavia, non favorirono l'utilizzo clinico della chirurgia piezoelettrica a causa di diversi limiti tecnologici come una notevole difficoltà a controllare l'energia termica prodotta dall'inserito, un certo ingombro e scarsa maneggevolezza dello strumentario nonché la mancata possibilità di progettare inserti adeguati alle diverse esigenze cliniche.

E' nel 2000 che il dottor Tomaso Vercellotti con l'azienda Mectron Medical Technology sviluppa uno strumento ad ultrasuoni clinicamente efficace per il taglio osseo, chiamandolo “Piezo-surgery ®”. La mininvasività di questo strumento, in termini di rispetto delle strutture anatomiche con cui viene in

contatto e di minor danno tissutale, ne ha determinato una vasta diffusione non solo in campo odontostomatologico , ma anche più strettamente medico, riscuotendo notevole successo in neurochirurgia, otorinolaringoiatria, ortopedia, e chirurgia estetica⁹⁹.

4.2 MECCANISMO D'AZIONE

La tecnologia piezoelettrica ha alla propria base la modulazione della frequenza ultrasonica, che ne permette non solo l'applicazione in ambito terapeutico ma anche diagnostico.

Questa oscillazione viene creata forzando il passaggio di corrente elettrica da un generatore su anelli piezo-ceramici, che si adattano allo stimolo con la propria deformazione: da ciò si accumula un movimento in grado di creare una vibrazione nel trasduttore, che a sua volta induce l'uscita di ultrasuoni. Così, le onde vengono trasmesse all'inserto, ovvero la punta del manipolo, provocandone un movimento che permette il taglio del tessuto mediante microscopica frantumazione¹⁰⁰. Tali microvibrazioni sono caratterizzate da una frequenza da 24 a 36 kHz, consentendo un movimento dell'inserto che a sua volta potrà variare dai 60 ai 200 micron in senso orizzontale e dai 20 ai 60 micron in quello verticale¹⁰¹.

Bisogna però tener conto che parte di queste vibrazioni saranno convertite in energia termica, ragion per cui è fondamentale che una soluzione refrigerante attraversi il manipolo per abbassarne la temperatura, ed al contempo generare un fenomeno di cavitazione. Questo fenomeno è spiegato dal microboiling: caratteristica dei liquidi che, in qualsiasi interfaccia con un solido, vibrano ad una frequenza intermedia corrispondente alla rottura della propria coesione molecolare ed alla conseguente comparsa di zone di depressione; queste zone si colmano di vapore, formando bolle che, grazie alla propria implosione, facilitano la progressione dell'inserto.

4.3 STRUMENTARIO

Il dispositivo consta di un manipolo e di un interruttore a pedale connessi ad un'unità principale, la quale agisce da fonte di energia, oltre a comprendere una piattaforma con pannello di controllo (tastiera analogica e display, oggi digitali) nonché supporti per il manipolo e per i fluidi di irrigazione. Oltre agli inserti, il dispositivo è completato dalla chiave dinamometrica per la loro corretta inserzione nel manipolo e dalla valvola peristaltica per l'irrigazione continua.

Disponibili vari modelli di potenza differente, ciascuna unità offre inoltre la possibilità di selezionarne diversi livelli, utili nelle specifiche casistiche cliniche, ad esempio: una modalità “bassa” che può venir utilizzata per la chirurgia ortodontica e la pulizia endocanalare, una “alta” per la pulizia e la levigatura della superficie radicolare ed una “potenziata” nella chirurgia ossea per eseguire osteotomia e osteoplastica.

Il progresso tecnologico in tale ambito ha portato alla produzione non solo di manipoli più pratici e maneggevoli, ma anche alla disponibilità di inserti con forme specifiche per potersi adattare alle più peculiari esigenze cliniche: a prescindere dalla casa produttrice e dall'utilizzo consigliato, infatti, potremo distinguere gli inserti in aggressivi, diamantati o scollatori.

Gli ultimi presentano terminali non taglienti, perciò vengono utilizzati su piani di clivaggio tra tessuto molle e superficie ossea, al fine di non ledere i tessuti, mentre i primi due tipi di inserto sono adoperati per osteotomia ed osteoplastica, sebbene presentino precisione di taglio ed aggressività differenti che ne condizionano l'utilizzo in determinate casistiche.

4.4 EFFETTI BIOLOGICI SULL'OSSO

Considerato quanto in ambito chirurgico siano importanti gli effetti della strumentazione meccanica sulla struttura ossea, in termini di vitalità cellulare, sono stati svolti studi riguardo la temperatura raggiunta con questo tipo di tecnologia e la conseguente qualità di guarigione del sito: è infatti noto

come il raggiungimento, anche per brevi lassi di tempo, di temperature relativamente elevate sia pericoloso per i citotipi coinvolti, causando necrosi tissutale.

In base a tali studi, che pongono l'attenzione sugli effetti della chirurgia piezoelettrica sull'osso, in particolare nei confronti della componente organica e quindi cellulare, non solo questa tecnica risulta essere clinicamente efficace, ma anche la stessa risposta tissutale è indicata come più favorevole rispetto a quella ottenuta con la chirurgia ossea convenzionale. Infatti all'osservazione istologica e istomorfometrica della guarigione delle ferite postoperatorie e la formazione dell'osso in modelli animali sperimentali ha indicato come queste avvengano più rapidamente, con minor rischio di complicanze e con una qualità del tessuto migliore una volta raggiunta la restitutio ad integrum. Queste tesi sono supportate da studi datati che raffrontano il taglio osseo ottenuto da un inserto ultrasonico standard e quello ottenuto con una fresa rotante od uno scalpello chirurgico: il primo, come l'ultimo, non brunisce l'osso ma lo taglia semplicemente, spiegando come a guarigione ottenuta in seguito sia risultata migliore¹⁰². Anche studi più recenti, su inserti piezoelettrici a frequenza modulata impiegati per eseguire ostectomia e osteoplastica, hanno confermato come il tasso di rigenerazione ossea conseguente all'utilizzo fosse più favorevole se confrontato con quello ottenuto con frese standard in metallo duro o diamantate¹⁰³.

4.5 VANTAGGI

-Taglio selettivo e minimamente invasivo del tessuto mineralizzato: la forza necessaria a tal fine è infatti molto inferiore rispetto a quella della strumentazione tradizionale, grazie al raggiungimento di una frequenza di vibrazione ottimale ad interessare solo il tessuto osseo.

-Minimo sanguinamento intraoperatorio grazie all'ottimo controllo del dispositivo chirurgico, garantendo visibilità diretta durante la procedura di osteotomia.

- Minimo rischio per i tessuti molli orali adiacenti¹⁰⁴.
- Riduzione dello stress traumatico e termico permettendo una più rapida guarigione postoperatoria della ferita chirurgica.
- Diminuzione del dolore postintervento direttamente conseguente alle condizioni sopraelencate.
- Nessun rischio di enfisema¹⁰⁵.

4.6 SVANTAGGI

- Aumento del tempo operativo rispetto alla strumentazione tradizionale, in base alla densità ossea.
- In caso di lungo tempo di funzionamento ed aumento della pressione di lavoro, le vibrazioni del dispositivo possono trasformare l'energia vibrazionale in calore, ribadendo il ruolo fondamentale dell'irrigazione.
- Costo dell'attrezzatura maggiore rispetto alla tradizionale.
- Richiesta di un personale qualificato per l'utilizzo¹⁰¹.

CAPITOLO 5

NUOVO MODELLO DI LAME: REX PIEZOIMPLANT

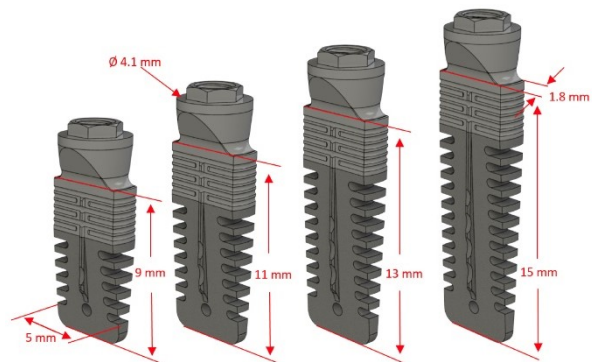
Tecnologia minimamente invasiva per semplificare il trattamento delle creste sottili, costituita dall'inserzione di un rivoluzionario modello implantare per mezzo di una preparazione del sito chirurgico esclusivamente di tipo piezoelettrico (UISP – Ultrasonic Implant Site Preparation).

5.1 DESCRIZIONE

Il Piezoimplant System consiste in impianti dentali endossei da inserire con tecnica piezoelettrica, disponibili in differenti dimensioni per accomodare le numerose differenze anatomiche riscontrabili in ciascun paziente.

Gli impianti endossei REX TL a lama presentano struttura a cuneo, con spessore bucco-linguale disponibile in due varianti, 1.8mm e 2.9mm a livello coronale, uno spessore a livello apicale di 0.6mm, un'escursione mesio-distale di 5mm e quattro lunghezze corono-apicali: 9, 11, 13 o 15mm.

Figura 41: dimensioni REX TL 2.8



Il corpo implantare è realizzato in lega di titanio Ti6Al4V ELI, con una porzione endossea più coronale macchinata ed una più apicale trattata con tecnologia RBM (Resorbable Blast Media): superficie sottoposta a mezzi abrasivi riassorbibili, ovvero sabbiatura con idrossiapatite e passivazione acida, al fine di indurre una sub-micro-topografia, una microrugosità tale da promuovere l'osteointegrazione.

Sempre a tal proposito, la superficie implantare che prenderà contatto con il tessuto osseo presenta all'osservazione una morfologia molto peculiare comprendente differenti tipi di macro e micro-scanalature, sia in senso orizzontale che verticale atte non solo a migliorare l'integrazione, ma anche la stabilizzazione del dispositivo.

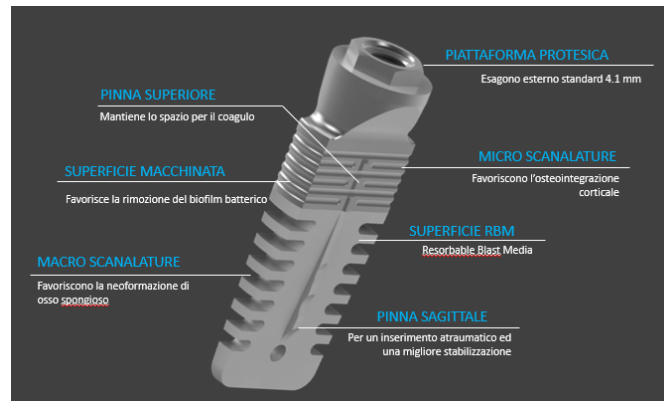


Figura 42: caratteristiche di superficie del REX 1.8 TL

La serie REX TL 1.8 comprende una piattaforma implantare con esagono esterno da 4.1mm di diametro, mentre la serie REX TL 2.9 un esagono interno dal diametro di 3.5mm, posti all'estremità di un collo implantare alto 2.6mm.

Questi innovativi impianti vengono forniti pre-assemblati a un transfer da impronta che può anche fungere da abutment dritto, mediante una vite di fissaggio per facilitare l'inserimento.

5.2 INDICAZIONI PER L'UTILIZZO

Il sistema è destinato alle applicazioni implantari per riabilitazioni orali di pazienti edentuli totali e parziali sia a livello mascellare che mandibolare, per mezzo di protesi che possono consistere di corone singole, protesi a più elementi, od intere arcate.

I componenti protesici sono connessi agli impianti dai corrispettivi monconi. Il Piezoimplant System è destinato al carico ritardato.

5.3 CONTROINDICAZIONI

- Pazienti che presentino qualunque condizione medica tale da rendere la chirurgia sconsigliabile o possa essere altrimenti considerata una controindicazione dall'operatore. Simili condizioni possono includere e non essere limitate a: cardiopatia, diabete, cirrosi, positività all'HIV, pubertà, gravidanza o allattamento, radioterapia, chemioterapia, terapia immunosoppressoria, terapia parafunzionale e disordini psichiatrici.
- Disturbi del metabolismo osseo
- Disordini della coagulazione
- Inadeguata capacità di guarigione delle ferite
- Crescita incompleta di mascella o mandibola
- Abuso di droghe o alcol
- Xerostomia
- Sistema immunitario indebolito
- Disordini endocrini incontrollabili
- Utilizzo di steroidi
- Allergia al titanio
- Insufficiente quantità di volume osseo (altezza ed ampiezza) del sito implantare
- Malattia parodontale non trattata (perdita di elementi dentali)
- Grave digrignamento o serramento non trattati
- Infezioni del sito operativo o dei siti adiacenti (tasche, cisti, granulomi) incluse sinusiti maggiori
- Poca igiene orale e bassa compliance (paziente non collaborante o non motivato).

Controindicazioni relative

Si dovrebbe prestare attenzione in caso di:

- Utilizzo a lungo termine di farmaci oppioidi o bifosfonati

- Osso precedentemente irradiato
- Diabete mellito
- Farmaci anticoagulanti
- Diatesi emorragica
- Condizioni anatomiche dell'osso sfavorevoli
- Disordini dell'articolazione temporo-mandibolare
- Utilizzo di tabacco, incluso fumo moderato o pesante
- Relazione sbilanciata tra dentatura superiore ed inferiore

5.4 AVVERTENZE E PRECAUZIONI

I REX Piezoimplants sono raccomandati per il trattamento di osso crestale residuo di almeno 9-16mm di altezza e 3.5mm larghezza per gli impianti della serie REX TL 1.8, mentre un massimo di 5mm di ampiezza per i REX TL 2.9. E' necessaria la distanza di un 1mm tra gli impianti REX TL ed altri impianti od elementi dentali prossimali ove presenti.

E' essenziale che la procedura chirurgica minimizzi il trauma causato dal surriscaldamento osseo e danneggi i tessuti adiacenti durante l'osteotomia piezoelettrica.

Quando si inserisce un Rex PiezoImplant prestare attenzione ai seguenti punti:

- un incorretto utilizzo o gestione di piccoli componenti nella cavità orale del paziente possono portare ad inalazione o ingestione;
- forzare l'impianto più in profondità di quanto specificato dalle istruzioni può portare a sovra-espansione o frattura delle pareti ossee del sito, impedendone un'efficace stabilizzazione.

Non utilizzare i Piezoimplants in pazienti se l'adeguata posizione implantare, dimensione o il numero necessario per supportare il carico funzionale e parafunzionale non possono essere raggiunti.

La stabilità primaria implantare è conseguita battendo delicatamente con il REX IPD (Implant Placement Device) senza danneggiare le pareti ossee del

sito chirurgico; la stabilità primaria è essenziale per assicurare un'adeguata stabilità secondaria, che è necessaria per il successo a lungo termine del trattamento implantare.

Nell'eventualità di mobilità implantare durante l'inserzione o un posizionamento incorretto, l'impianto dovrebbe essere rimosso immediatamente fissandovi l'apposito Rex Remover Carrier, assicurato al dispositivo stringendo adeguatamente con l'apposita chiave e selezionando sulla console IPD l'azione "Removal" (↑), settando il livello d'intensità di forza ad 1, e poi premendo il bottone Pulse sulla console o togliendo la pressione al pedale.

Durante l'espianto, l'asse del Remover dev'essere allineato parallelamente con l'asse longitudinale dell'impianto. Se necessario aumentare l'intensità della forza d'estrazione, ripetendo fino a quando l'impianto è completamente rimosso dall'osso.

Il trattamento implantare dovrebbe essere ripetuto unicamente dopo la guarigione ossea conseguente alla rimozione. Non riutilizzare l'impianto.

Il REX Piezoimplant può essere protesizzato solo dopo che il processo di guarigione sia completato.

5.5 POTENZIALI EVENTI AVVERSI

Potenziali complicazioni devono essere comunicate al paziente prima della chirurgia, e possono includere: fallimento o riduzione dell'osteointegrazione; deiscenza della ferita richiedente un innesto osseo; perforazione del seno mascellare, del bordo inferiore della mandibola, di pareti ossee vestibolari e linguali/palatali, del canale alveolare e della gengiva; inoltre possono verificarsi ascessi, fistole, suppurazione, infiammazione, radiotrasparenza, dolore persistente, riduzione della sensibilità, parestesia, iperplasia, eccessivo riassorbimento osseo richiedente chirurgia, frattura implantare, infezioni sistemiche, lesioni o danni al nervo o vascolari, con emorragia, che in alcuni

casi può essere seria in pazienti sotto trattamento con anticoagulanti e/o antiaggreganti.

5.6 PROTOCOLLO CHIRURGICO

I. PIANIFICAZIONE PRE-OPERATORIA

Per inserire e protesizzare impianti dentali sono richieste tecniche complesse che implicano conoscenze specialistiche. E' necessario che venga attuato un attento studio biomeccanico dall'operatore al fine di determinare una riabilitazione ottimale per ciascun paziente. Una tecnica chirurgica impropria, inclusa un'analisi preoperatoria che non valuta adeguatamente il volume e la qualità dell'osso della cresta alveolare, può portare ad una perdita ossea e/o al fallimento implantare. Il clinico dovrebbe inoltre possedere una conoscenza pratica delle tecniche piezoelettriche del taglio dell'osso così come le tecniche di inserzione implantare "*press-fit*".

I Piezoimplants sono destinati al trattamento di creste ossee residue sottili, al massimo di 9-16mm in altezza e 3.5mm in ampiezza per gli impianti della serie REX TL 1.8 e 5mm di ampiezza per quelli della REX TL 2.9.

Viene fornito un modello (template) radiografico per lo studio pre-chirurgico di ciascun impianto: questo dovrebbe essere utilizzato in combinazione con immagini radiografiche di sezioni trasversali o scansioni Cone Beam CT al fine di valutare lo spessore e la qualità dell'osso crestale residuo, per valutare la corretta posizione del sito implantare, e determinare quale sia il PiezoImplant maggiormente adatto da utilizzare.

Non inserire impianti in presenza di residui radicolari vicini.

Una scarsa pianificazione chirurgica, incluso il fallimento nel riconciliare le attuali dimensioni degli strumenti chirurgici alle dimensioni nelle misurazioni radiografiche, può portare a perforare oltre la profondità prevista: ciò può provocare un danno tissutale permanente che può tradursi in emorragia e/o insensibilità facciale.



Figura 43: pianificazione pre-operatoria (PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

II. LEMBO E MISURAZIONI

Incisione e scollamento dei tessuti molli sono necessari al fine di esporre il sito implantare e misurare lo spessore della cresta disponibile per l'inserzione implantare. Essa dovrebbe essere non inferiore a 3.5mm in ampiezza e tra 9 e 16mm in altezza. In caso di edentulia parziale, l'osteotomia pilota dovrebbe essere creata a 8mm dall'asse dell'ultimo elemento monoradicolato o di altri impianti dentali. In caso di mono-edentulia, l'osteotomia pilota dovrebbe essere creata 6-8mm mesio-distalmente al dente prossimale.

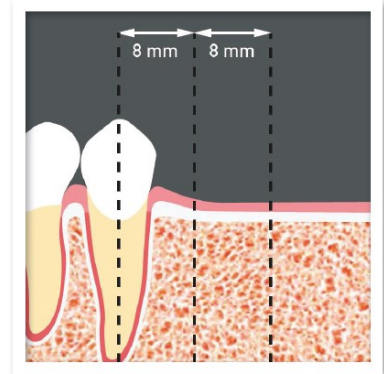
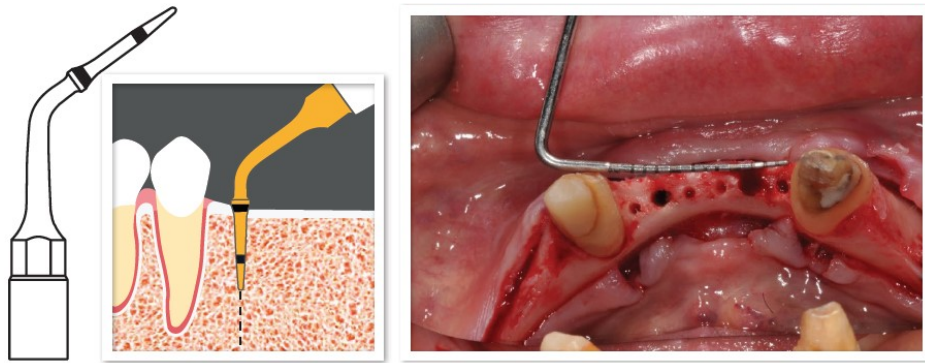


Figura 44: misurazioni (PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

III. OSTEOTOMIA PILOTA

Le osteotomie devono essere create unicamente utilizzando un dispositivo piezoelettrico (Piezosurgery®). Preparare il dispositivo per la chirurgia piezoelettrica: attaccare la punta da perforazione dell'osso W1 al manipolo. Cominciare creando l'osteotomia pilota iniziale al centro della posizione implantare desiderata, lasciando uno spazio minimo 1mm tra l'impianto ed eventuali elementi dentali. La corretta profondità dell'osteotomia (9mm) è assicurata quando la più ampia e superiore marcatura laser è leggermente sotto al livello dell'osso.



***Figura 45: osteotomia pilota per mezzo dell'inserto W1
(PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)***

IV. VERIFICARE L'ASSE DELL'OSTEOTOMIA PILOTA

Utilizzare il pin di allineamento per verificare la corretta posizione ed angolazione dell'osteotomia, e controllare la distanza dai denti prossimali.

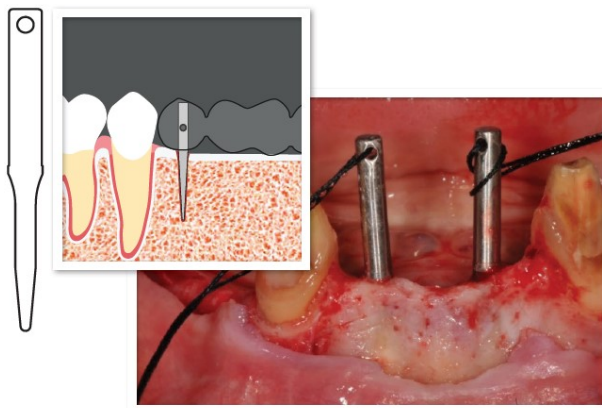
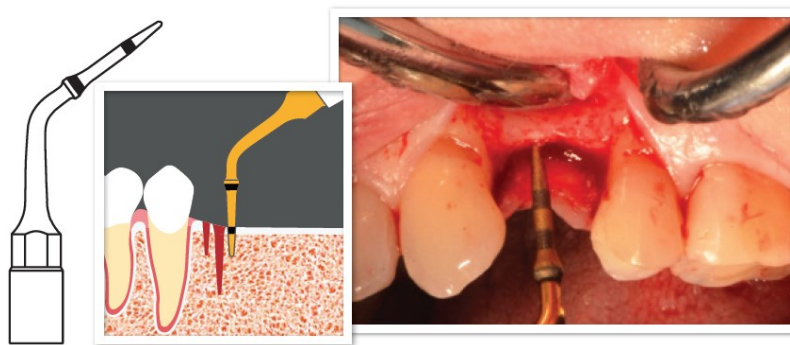


Figura 46: verifica dell'asse dell'osteotomia pilota per mezzo del pin implantare (PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

V. OSTEOTOMIE PILOTA DI RIFERIMENTO

Utilizzare l'inserto W1 per creare un'osteotomia pilota di riferimento a ciascun lato (mesiale e distale) dell'osteotomia pilota iniziale, ad una distanza di 1mm ciascuna. In questo caso la profondità è considerata corretta quando la marcatura laser inferiore e minore di ampiezza è leggermente al di sotto del livello osseo. La distanza totale tra le osteotomie pilota di riferimento dev'essere 5mm.



***Figura 47: osteotomie pilota di riferimento per mezzo dell'inserto W1
(PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)***

VI. CONNESSIONE DELLE OSTEOTOMIE PILOTA

Inserire la punta micro-saw (micro-sega) W2 al manipolo Piezosurgery. Raccordare le osteotomie pilota per mezzo di questo inserto: la profondità dell'osteotomia che dovrà essere praticata dipende dalla lunghezza dell'impianto, riportata sulle marcature laser dell'inserto in questione, una a 9mm (inferiore/apicale), una a 11, una a 13 ed una a 15mm (superiore/coronale). La profondità non dovrebbe eccedere rispetto alla lunghezza del Piezoimplant che dev'essere utilizzato.

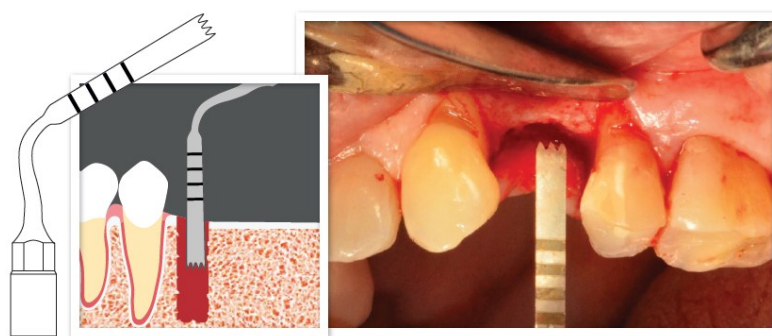


Figura 48: *connessione delle osteotomie pilota per mezzo dell'inserto W2
(PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)*

VII. PERFEZIONARE L'OSTEOTOMIA

Fissare l'inserto micro-file (micro-lima) W3 al manipolo Piezosurgery. Rifinire l'osteotomia con questo inserto, fermandosi quando la linea laser corrispondente alla lunghezza dell'impianto scelto è leggermente sotto al livello osseo.

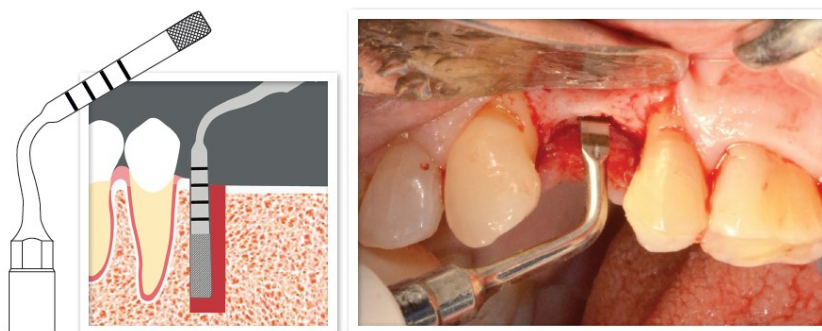


Figura 49: *perfezionare l'osteotomia per mezzo dell'inserto W3
(PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)*

VIII. VERIFICARE LUNGHEZZA E ALLINEAMENTO DELL'OSTEOTOMIA

Controllare le dimensioni e l'allineamento dell'osteotomia con il FitGauge (calibro di misura), che dev'esser inserito anch'esso con la marcatura laser corrispondente alla lunghezza del REX Piezoimplant da utilizzare, quindi

sempre 9mm (inferiore/apicale), 11, 13 e 15mm (segno superiore/coronale), che dovrebbe essere leggermente sotto il livello osseo. Se il Fit Gauge non si adatta nell'osteotomia, ripetere gli step 6 e 7.

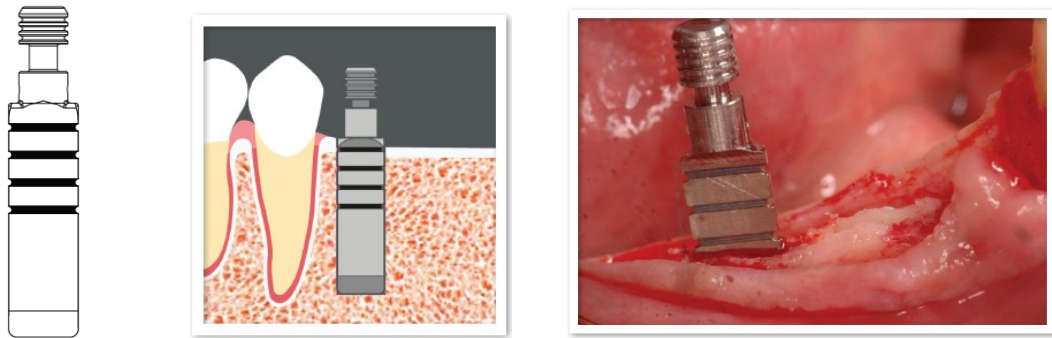


Figura 50: verificare lunghezza ed allineamento dell'osteotomia per mezzo del FitGauge (PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

IX. ALLARGARE L'OSTEOTOMIA MESIO-DISTALMENTE

Inserire la punta micro-file (micro-lima) W4, a forma di cuneo, nel manipolo Piezosurgery e procedere ad allargare l'osteotomia nell'osso crestale in senso mesio-distale.

Nel caso di inserimento di un impianto della serie REX TL 1.8, la profondità non dovrebbe essere maggiore di quanto riportato dalla marcatura laser alla base del cuneo (3mm) per la maggior parte dei casi. Se l'osso è sclerotico, la profondità dell'inserto W4 può essere aumentata alla profondità di altre tacche laser, corrispondenti alle lunghezze di 11, 13 e 15mm; per il REX TL 1.8 h9 non superare la tacca in fondo al cuneo.

Nel caso di inserimento di un REX TL 2.9, maggiore di 9mm in lunghezza, allargare l'osteotomia con l'inserimento W4 alla profondità di osteotomia desiderata, come

indicato dai segni laser corrispondenti alla lunghezza (9,11,13,15mm) dell'impianto da utilizzare.

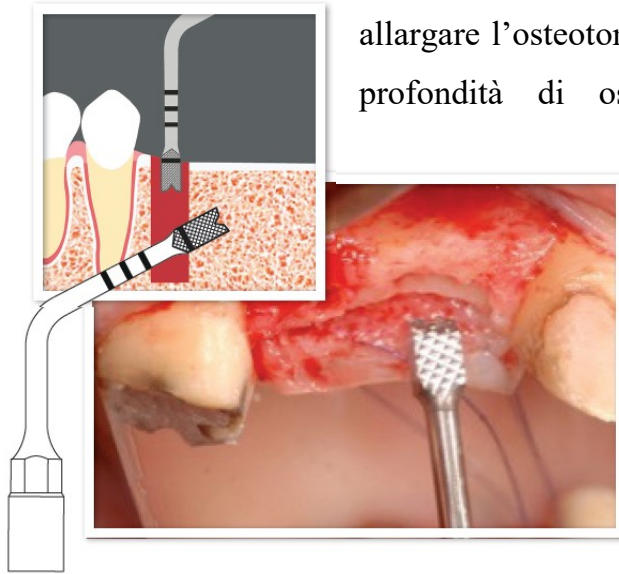
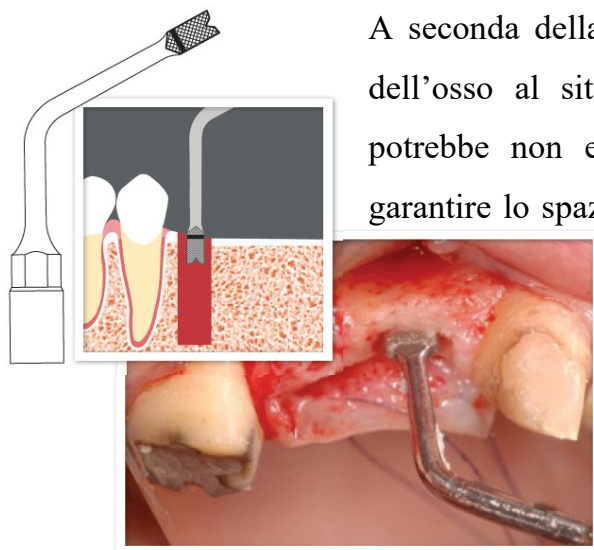


Figura 51: allargare l'osteotomia mesio-distalmente per mezzo dell'insero W4 (PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

X. SOLO PER SERIE REX TL 2.9: ULTERIORE ALLARGAMENTO MESIO-DISTALE

Se si deve inserire un impianto REX TL 2.9 in un'osteotomia ed è necessario uno spazio mesio-distale maggiore, come stabilito dalla pianificazione pre-chirurgica, attaccare la punta micro-file W5 a cuneo al manipolo Piezosurgery e continuare ad allargare l'osteotomia fino alla dimensione desiderata. La profondità non dovrebbe eccedere il segno laser alla base del cuneo. Se necessario ripetere questo passaggio con l'insero W6, pari al W5 ma di dimensioni maggiori: il W5 ha un'ampiezza coronale di 2.3mm mentre il W6 di 2.7mm.



A seconda della quantità della mineralizzazione dell'osso al sito d'impianto, questo passaggio potrebbe non essere necessario. Tuttavia, non garantire lo spazio mesio-distale nell'osteotomia, aumenta il rischio di frattura iatrogena dell'osso.

Figura 52: ulteriore allargamento mesio-distale per mezzo dell'inserto W5/W6 (PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

XI. POSIZIONARE IL PIEZOIMPLANT NEL SITO DELL'OSTEOTOMIA

Utilizzare l'inserto Thumb Knob (TK) per estrarre l'impianto-moncone assemblato dalla confezione sterile e posizionarlo. Ingaggiare le clips auto-bloccanti del TK oltre la testa quadrata del pre-assemblato moncone Transfer/Straight, e prelevare con attenzione il complesso dalla confezione. Posizionare l'impianto nel sito dell'osteotomia applicando una leggera forza al TK. Staccare il Thumb Knob dal complesso implantare.

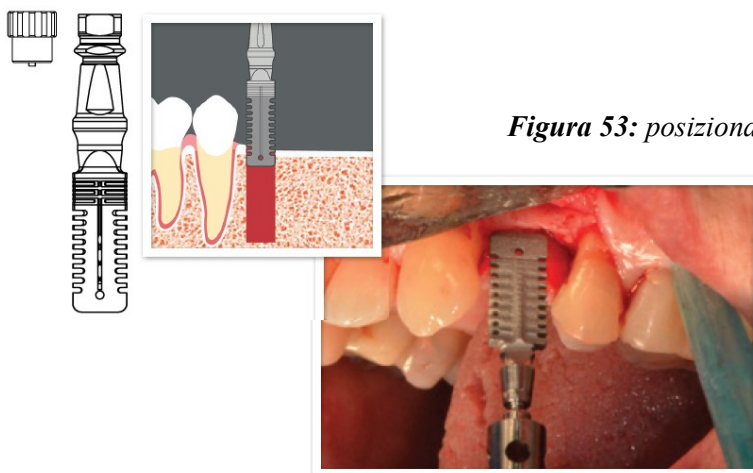


Figura 53: posizionare il PiezoImplant nel sito dell'osteotomia per mezzo dell'inserto TK (PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

XII. USARE L'IPD PER SIGILLARE L'IMPIANTO NELL'OSTEOTOMIA

Utilizzare il Rex Implant Placement Device (IPD) per inserire completamente il Piezoimplant nel sito dell'osteotomia.

Connettere la console, il manipolo ed il pedale opzionale se desiderato. Accendere l'interruttore dell'alimentazione, selezionare l'opportuno inserto Striker (anteriore o posteriore) e fissarlo al manipolo REX IPD con la chiave Wrench (non stringere troppo). L'intensità dell'azione di inserimento è controllata dai bottoni di intensità (da 1 a 4). L'inserimento è iniziato dalla selezione dell'azione Strike (freccia in basso) e dal valore d'intensità della forza più basso sulla console REX IPD, per poi premere il pulsante Pulse o premere il pedale.

Collocare la punta Striker (d'attacco) sulla testa dell'abutment, premere il bottone Pulse (o il pedale) per inserire l'impianto. Se non dovesse muoversi alla pressione, aumentare gradualmente il livello di intensità sulla console, e ripetere tante volte quanto è necessario fino a che l'impianto è completamente inserito con la spalla leggermente sotto il livello osseo, come indicato in figura 12. Quando l'impianto è completamente posizionato nell'osteotomia, scollegare l'attacco REX IPD.

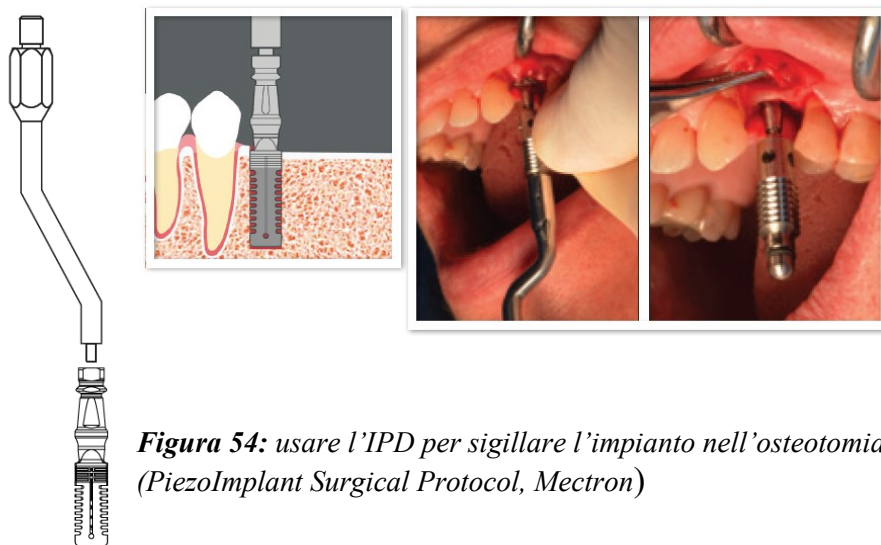


Figura 54: usare l'IPD per sigillare l'impianto nell'osteotomia
(PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

XIII. RIMUOVERE IL TRANSFER/MONCONE DRITTO

Per rimuovere il transfer/abutment stringere una chiave esagonale da 0.050" con il Thumb Knob (TK) e usare il complesso per dis-ingaggiare la vite di fissaggio (Retention Screw).

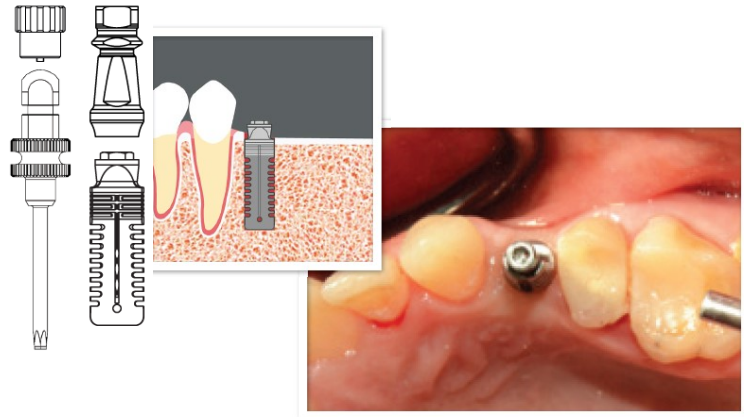


Figura 55: rimuovere il transfer/moncone dritto per mezzo del TK (PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

XIV. VITE DI GUARIGIONE E SUTURA

Aprire lo scomparto della vite di guarigione del pacchetto in poliestere traforato sterile, rimuovere la vite di guarigione e stringerla a mano all'impianto. Collegare una chiave esagonale da 0.050" alla vite di guarigione e stringere con un torque di 15Ncm, quindi rimuovere la chiave dalla vite di guarigione.

Ulteriori impianti sono posizionati se necessario ripetendo le istruzioni precedenti.

I tessuti molli vengono suturati intorno alla vite di guarigione.



Figura 56: vite di guarigione e tessuti perimplantari (PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

XV. PERIODO DI GUARIGIONE POST-OPERATORIO

Durante il periodo di guarigione post-operatorio è fondamentale proteggere l'impianto dai traumi e promuovere l'osteointegrazione garantendo l'adeguato spazio tra la riabilitazione implantare e gli elementi antagonisti naturali, protesi fisse o removibili. Se sono stati posti più impianti della serie REX TL 1.8 o 2.9 in un'area edentula, è raccomandato splintare i dispositivi gli uni agli altri.

Fornire al paziente le adeguate istruzioni è essenziale per assicurare il successo del trattamento implantare. Il paziente dev'essere messo al corrente delle limitazioni dell'impianto, dell'importanza dell'igiene orale e di evitare le controindicazioni e potenziali rischi di effetti avversi dovuti alla chirurgia implantare. Durante il periodo di guarigione è inoltre prescritta una dieta morbida. I pazienti devono essere informati di consultare uno specialista qualora si verificano cambiamenti nelle performance del Piezomplant, incluso riassorbimento osseo, perdita e/o frattura.

Il sistema REX TL 1.8 non può essere protesizzato prima di un minimo di 3 mesi di guarigione in osso ad alta densità e 6 mesi in quello a bassa densità.

Il sistema REX TL 2.9 non può essere protesizzato prima di 4 mesi di guarigione in osso ad alta densità e 6 mesi in quello a bassa.

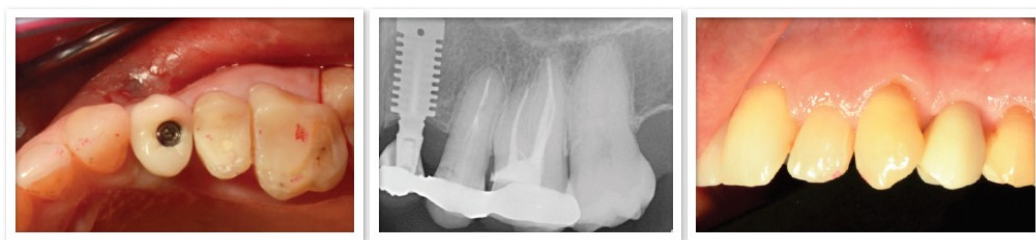


Figura 57: esempio di protesizzazione di un PiezoImplant
PiezoImplant Surgical Protocol, Mectron)

XVI. APPLICAZIONE DEI COMPONENTI PROTESICI

Raggiunta l'osteointegrazione implantare, la componentistica protesica può essere applicata in una procedura secondaria. Un attento studio biomeccanico dovrebbe essere realizzato per determinare quale sia la protesizzazione ottimale per ciascun paziente, e sebbene il Piezomplant abbia una storia di successo clinico, il 100% di successo non può essere garantito.

La serie REX TL 1.8 Piezoimplant non può supportare una corona singola nella regione molare anche dopo che l'osteointegrazione è completata, ma può supportarla se posizionato altrove. La serie 2.9 invece può supportarla una volta osteointegrato, ma nella regione molare la corona singola può essere valida solo in presenza di una funzione masticatoria normale.

La piattaforma implantare della serie REX TL 1.8 è simile al diametro 4.1mm dell'esagono esterno della piattaforma implantare Biomet 3i™ Implant System. Se si utilizzano monconi di altre produzioni con gli impianti della serie REX TL 1.8, l'angolazione non dev'essere maggiore di 15°, e si deve comunque fissare il moncone all'impianto con una vite di fissaggio Rex Implants. La piattaforma implantare della serie REX TL 2.9 è simile al diametro 3.5mm dell'esagono interno della piattaforma implantare Zimmer Dental Tapered Screw-Vent® System. Se si utilizzano monconi di altre produzioni con gli impianti della serie REX TL 2.9, l'angolazione non dev'essere maggiore di 30°.

Sebbene i componenti protesici di altre produzioni possano andar bene sulle serie REX TL 1.8 e 2.9 Piezoimplant, è raccomandato l'impiego della componentistica prodotta da Rex Implants.

Gli impianti posizionati nel mascellare non devono perforare la membrana del pavimento del seno (di Schneider).

Durante il periodo di guarigione post-operatorio un punto critico è proteggere l'impianto dai traumi, e promuovere l'osteointegrazione garantendo l'adeguato spazio tra la protesi implantare e gli antagonisti, che siano elementi dentari naturali, protesi fisse o mobili.

- Il carico occlusale su ogni Rex Piezoimplant dev'essere simile a quello degli impianti convenzionali, quindi devono essere evitati contatti traumatici e/o parafunzionali in relazione centrica, lateralità e protrusiva.
- Il Piezoimplant REX TL 1.8 non può supportare una corona singola nella regione molare anche dopo che l'osteointegrazione è completa, ma può supportare una corona singola se posizionato altrove.
- Il Piezoimplant REX TL 2.9 può supportare una corona singola una volta che l'osteointegrazione è completata; se posizionato in regione molare, può supportare la corona solo in presenza di una normale funzione masticatoria.
- In caso di posizionamento di più di un REX Piezoimplant TL 1.8 o 2.9 in una zona edentula, è raccomandato uno splintaggio che li solidarizzi.
- Qualora venissero impiegati monconi di altre produzioni con gli impianti della serie REX TL 1.8, l'angolazione non dev'essere maggiore di 15°, e dev'essere utilizzata una vite di ritenzione (Retention Screw TL 1.8) prodotta da Rex Piezoimplant per fissare l'abutment all'impianto.
- Qualora venissero impiegati monconi di altre produzioni con gli impianti della serie REX TL 2.9, l'angolazione non dev'essere invece maggiore di 30°.
- Dopo il posizionamento implantare, se più del 40% della superficie di un REX TL Piezoimplant è esposta (i.e. non circondata da osso), l'impianto dev'essere rimosso^{108,109}.

5.7 PREDICIBILITA' DEI RISULTATI

La letteratura ad oggi disponibile è concorde nell'affermare come il sistema REX PiezoImplant garantisca un approccio chirurgico minimamente invasivo, che rispetta maggiormente l'anatomia del paziente e rende di conseguenza più semplice l'approccio a casi di severe atrofie ossee crestali. Per queste motivazioni può essere considerato come un'alternativa a procedure di tipo rigenerativo, di lunghezza, invasività e complessità maggiori. Gli autori confermano inoltre come la preparazione del sito implantare per mezzo della tecnologia Piezosurgery favorisca un processo di osteointegrazione più veloce.

In particolare uno studio del Dr. Francesco Oreglia, che comprende una valutazione multicentrica preliminare e 10 anni di osservazione dei casi trattati con REX PiezoImplant, afferma come il survival rate dimostrati dal protocollo siano sovrapponibili all'implantologia tradizionale. Inoltre, l'ottima standardizzazione clinica-chirurgica permette di proporre questa metodica come sicura e predicibile, sempre in raffronto alle tecniche di rigenerazione ossea, non sempre predicibili ed accettate dal paziente^{110,111,112}.

CAPITOLO 6

CASO CLINICO

6.1 OBIETTIVO

Considerate le difficoltà di una riabilitazione implantare in caso di severa atrofia delle creste alveolari, dovute alla mancanza di tessuto osseo disponibile, le opzioni terapeutiche ad oggi considerabili prevedono spesso l'impiego di tecniche di rigenerazione ossea al fine di migliorare le caratteristiche del sito per potervi inserire impianti tradizionali. Date però le numerose possibili controindicazioni in termini non solo di invasività, tempistiche, imprevedibilità del risultato ma anche di costi conseguenti alla terapia rigenerativa, l'obiettivo di questo studio è stato quello di valutare l'utilizzo di un nuovo concetto di impianto, appositamente per le creste ossee estremamente sottili: il REX Piezoimplant.



Figura 58: Impianto REX TL

6.2 MATERIALI E METODI

In questo caso clinico una paziente di anni 54 si presenta alla nostra osservazione per alienare la protesi totale rimovibile superiore ed ottenere una protesi supportata da impianti. All'anamnesi la paziente dichiara di non soffrire di malattie sistemiche di alcun tipo, non assumere farmaci che possano interferire con il metabolismo osseo, di non essere fumatrice ed in generale di non presentare controindicazioni assolute o relative all'inserimento di impianti, pertanto risulta candidabile ad una riabilitazione implantoprotesica.

In seguito all'esame obiettivo la cresta alveolare superiore, sebbene sana, risulta atrofica come prevedibile in seguito all'utilizzo di una protesi totale rimovibile per un lungo periodo di tempo.



Figura 59: Edentulia totale superiore della paziente all'osservazione

Si procede con una più dettagliata analisi strumentale radiologica.

L'indagine conseguente ad analisi CBCT mostra un riassorbimento osseo diffuso con inquadramento dell'atrofia secondo Misch e Judy nella divisione Bw e Cw.



Figure 60 e 61: Divisioni B-w e C-w secondo la classificazione di Misch-Judy ('85)



Figura 62: Situazione iniziale della paziente all'indagine CBCT

Sulla protesi della paziente sono state bloccate con cera alcune sfere metalliche che hanno avuto funzione di punto generico di repere: è stata quindi eseguita una scansione CBCT con strumentazione KAVO – ICAT 3D EXAM con FOV 23 per 17 senza stitching, spessore di taglio 0.8 mm.

Le scansioni scelte hanno messo in evidenza il notevole riassorbimento osseo con spessori orizzontali variabili ma incompatibili con l'inserimento tradizionale di impianti osteointegrati senza tecniche di espansione aggiuntive.

Sono quindi stati presi in considerazione 4 punti favorevoli, in particolare le immagini corrispondenti alle scansioni numero:

28 e 252 corrispondente alla zona 1.5	SPESSORE MINIMO MM. 2.86
40 e 252 corrispondente alla zona 1.3	SPESSORE MINIMO MM. 3.22
69 e 252 corrispondente alla zona 2.3	SPESSORE MINIMO MM. 2.66
79 e 252 corrispondente alla zona 2.5	SPESSORE MINIMO MM. 3.29

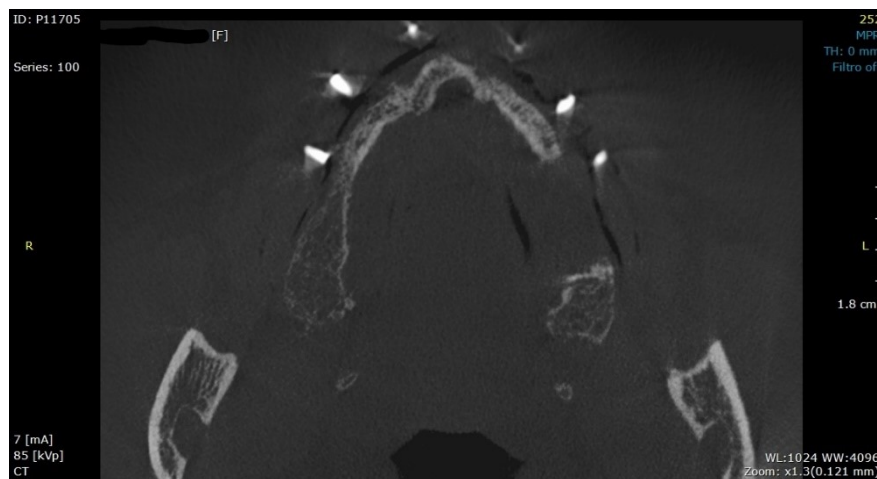


Figura 63: Scansione n. 252 con punti di repere in evidenza

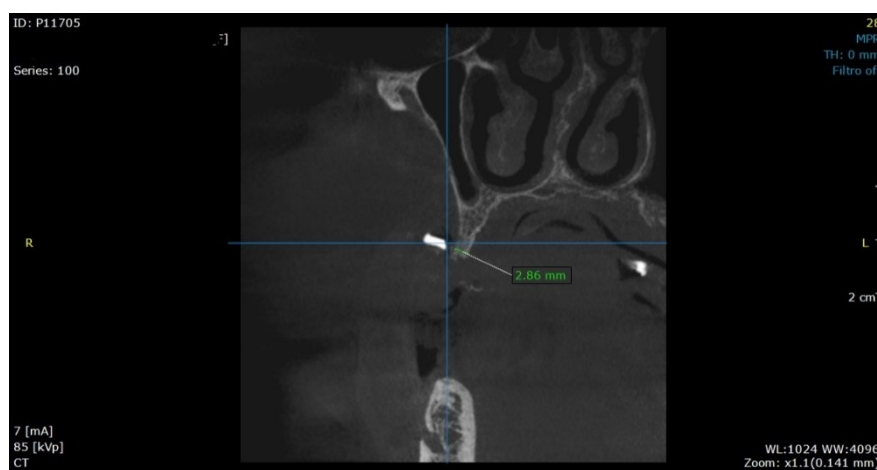


Figura 64: Scansione n.28 e relativo spessore

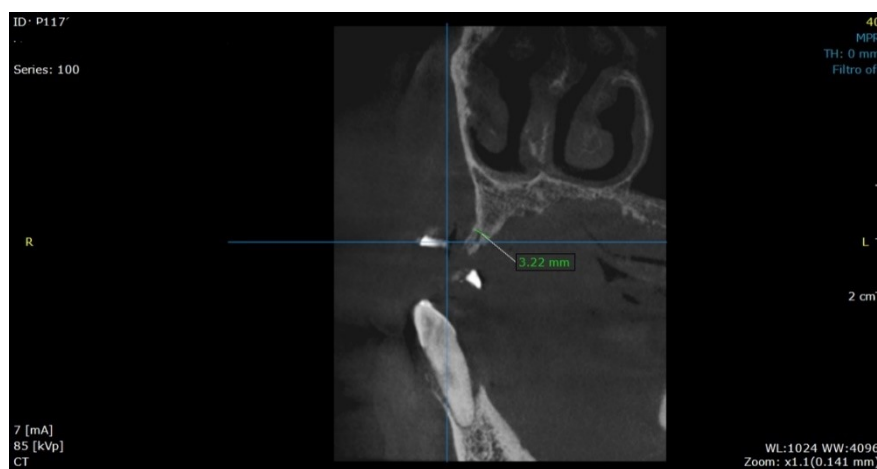


Figura 65: Scansione n.40 e relativo spessore

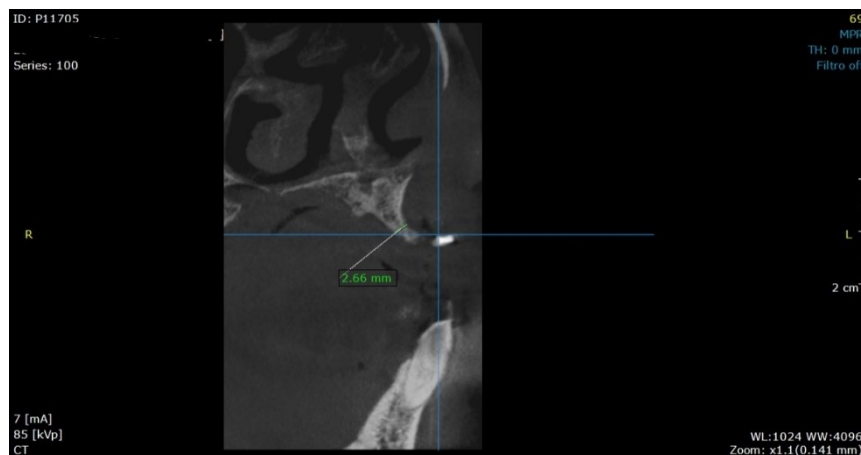


Figura 66: Scansione n.69 e relativo spessore



Figura 67: Scansione n.79 e relativo spessore

In base alla disponibilità di tessuto osseo si è deciso di optare dunque per una riabilitazione implantare per mezzo di quattro impianti del tipo REX PiezoImplant.

Previo consenso informato si è quindi progettato il caso chirurgico, messo in atto come segue.

-La paziente è stata sottoposta a terapia antibiotica preventiva con 2 grammi di amoxicillina ed acido clavulanico somministrati in 2 dosi giornaliere a partire dal giorno precedente la seduta chirurgica.

-Il giorno dell'intervento, una volta preparata la paziente è stata eseguita anestesia locale con articaina al 1% praticando infiltrazioni ai nervi infraorbitali ed al canale incisivo.

-Ottenuto l'effetto anestetico è stata eseguita un'incisione con conseguente sollevamento di un lembo a tutto spessore da 2.6 a 2.1 e da 1.1 a 1.6.

-Quindi come da protocollo chirurgico del dottor Vercellotti, sono stati utilizzati in sequenza gli inserti previsti dalla procedura REX PiezoImplant al fine di inserire n. 4 impianti appositi di lunghezza 9 millimetri e massimo spessore 1.8 mm.

Ogni fase di preparazione del sito implantare è stata completata con il dispositivo piezoelettrico Piezosurgery®.



Figura 68: Mectron Piezosurgery®



Figura 69: Inserti Piezosurgery W1, W2, W3, W4 (da sinistra a destra)

-Per ciascun impianto inizialmente è stata praticata l'osteotomia pilota con l'apposito inserto W1, una punta da perforazione ossea, collegata al manipolo, praticando al centro della posizione implantare desiderata una

prima perforazione, accertandosi di aver lasciato uno spazio minimo di 1mm tra un impianto e l'altro. La corretta profondità (9mm) è stata accertata osservando quando la marcatura laser più ampia e superiore è posta leggermente sotto al livello dell'osso.

-Si è verificato l'asse delle osteotomie pilota iniziali, verificandone la corretta posizione, angolazione e distanza tra le medesime, per mezzo dei pin di allineamento.

-Sempre per mezzo dell'inserto W1 sono state create poi due nuove osteotomie di riferimento per ciascun impianto, una mesiale ed una distale, ciascuna ad 1mm dall'osteotomia pilota iniziale. In questo caso però ci si è fermati alla profondità indicata dalla marcatura laser inferiore e minore di ampiezza, una volta leggermente al di sotto del livello osseo.

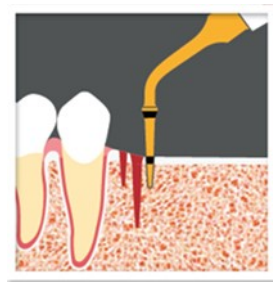


Figura 70: Osteotomie con inserto W1

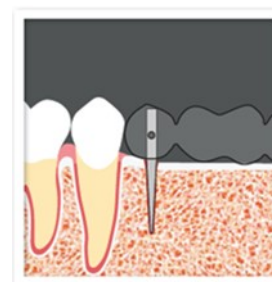


Figura 71: Verifica per mezzo del pin

-Inserita la punta micro-saw W2 se è andati a raccordare le osteotomie pilota, spingendosi con l'osteotomia alla profondità richiesta dalla lunghezza dell'impianto, riportata sulle marcature laser dell'inserto in questione, quindi a 9mm.

-Per mezzo dell'inserto micro-file W3 si è perfezionata l'osteotomia rifinandone le pareti.

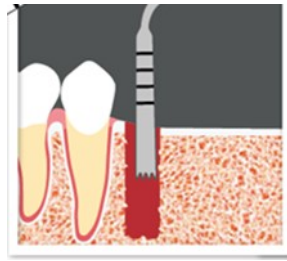


Figura 72: *Raccordo con inserto W2*

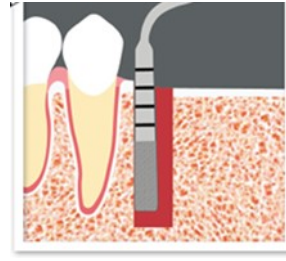


Figura 73: *Rifinitura con inserto W3*

-Inserendo l'apposito FitGauge, calibro di misura dalla forma simile all'impianto, sono nuovamente controllate le dimensioni e l'allineamento delle osteotomie praticate.

-Collegando l'inserto micro-file W4 si è quindi proceduto ad allargare le osteotomie in senso mesio-distale, ad una profondità non maggiore di 3mm per il tipo di impianto selezionato(REX TL 1.8).



Figura 74: *Inserimento del FitGauge*

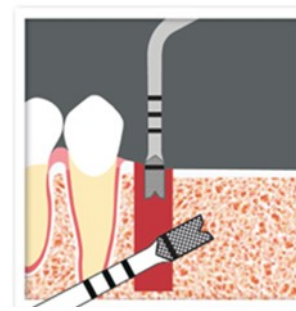


Figura 75: *Utilizzo dell'inserto W4*

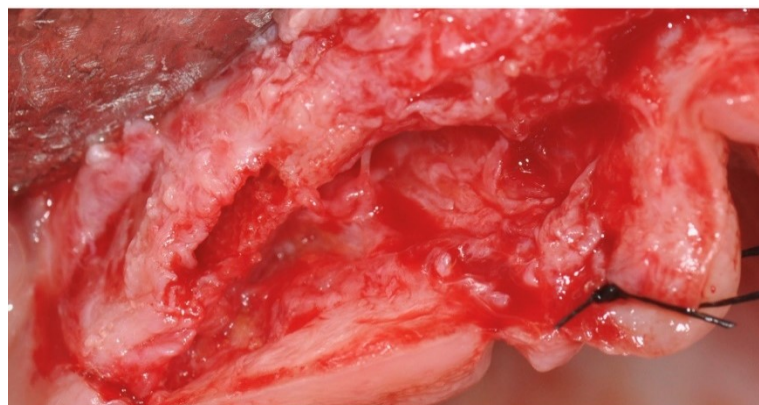


Figura 76: *Cresta ossea della paziente in seguito al passaggio con inserto W4*

-A questo punto, preparati i siti, si è provveduto ad inserire con il martello magnetico REX IPD (Implant Placement Device) gli impianti nel suddetto alloggiamento osseo, connettendo l'apposito inserto Striker che andrà posizionato sulla testa dell'abutment preavvitato.



Figura 77: *Rex Implant Placement Device*

La qualità dell'osso di tipo 3 (secondo Misch) nelle quattro sedi ha consentito di utilizzare il magnet mallet con impulso selezionato n. 4, il più elevato nella scala di quelli disponibili dalla console.

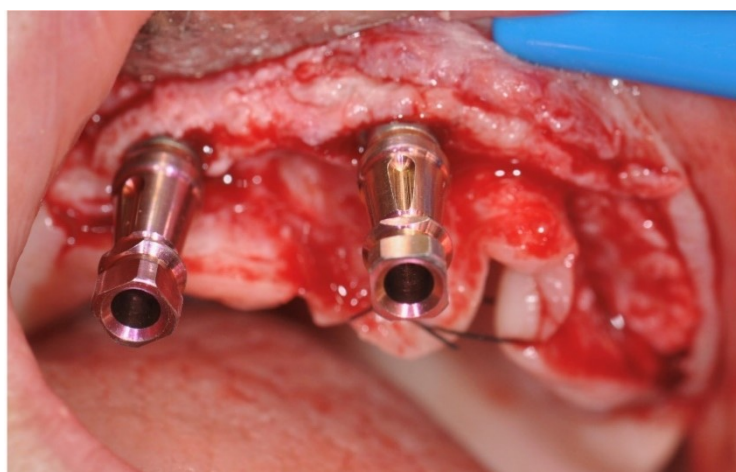


Figura 78: *Posizione degli impianti REX nel primo quadrante*

-Inseriti gli impianti è stata presa una impronta in polietere con cucchiaino per implantologia: la membrana forabile ha permesso la corretta riproduzione della posizione implantare per il tramite dei transfer pre-avvitati, presenti sugli impianti REX nella confezione.

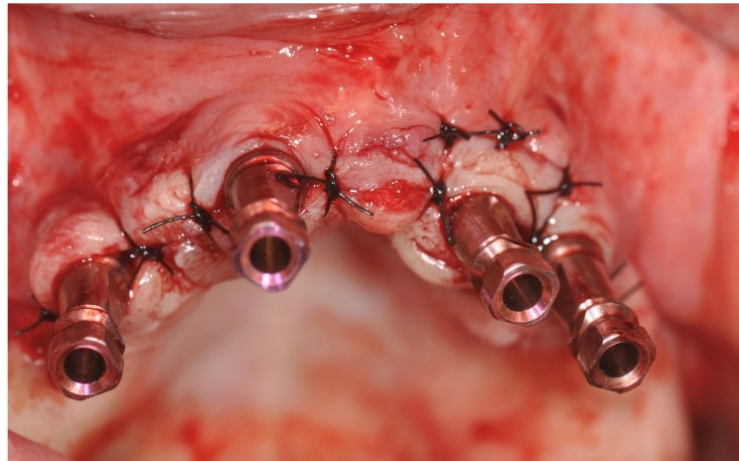


Figura 79: *Impianti con rispettivi abutments prima della presa d'impronta*

-Preso l'impronta è stata praticata una sutura con filo 4.0 supramid intorno ai colletti implantari transmucosi, sigillati dalle rispettive viti tappo.

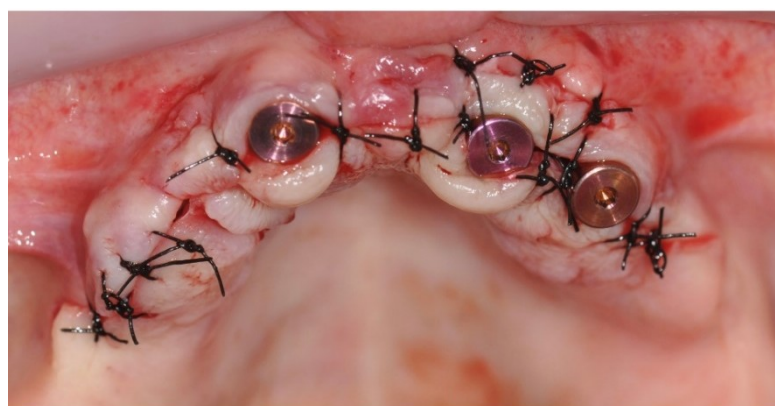


Figura 80: *Sutura finale intorno alle viti di guarigione*

-Durante il periodo di guarigione la paziente ha effettuato regolarmente i controlli mensili previsti e ribasato la protesi con resina acrilica morbida.

-Al termine dei 4 mesi richiesti dal protocollo per la corretta guarigione del sito e la conseguente osteointegrazione, sono state eseguite nuove scansioni CBCT, le quali hanno confermato una buona integrazione degli impianti nel sito accettore.

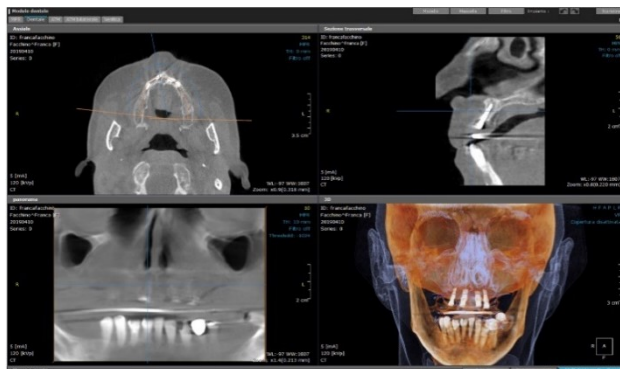


Figura 81: Scansione CBCT relativa all'impianto in posizione 1.3

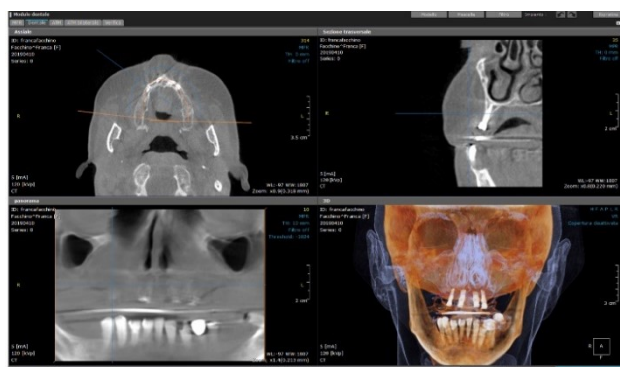


Figura 82: Scansione CBCT relativa all'impianto in posizione 1.5

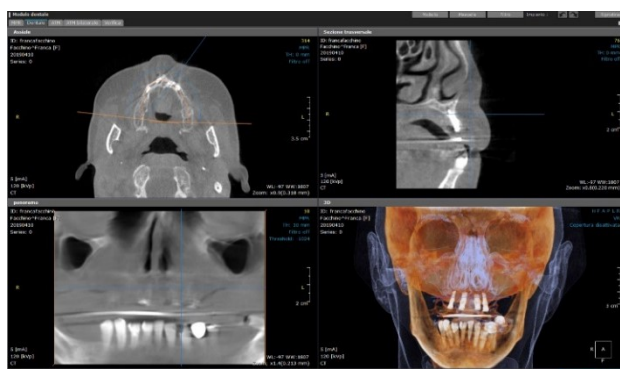


Figura 83: Scansione CBCT relativa all'impianto in posizione 2.3

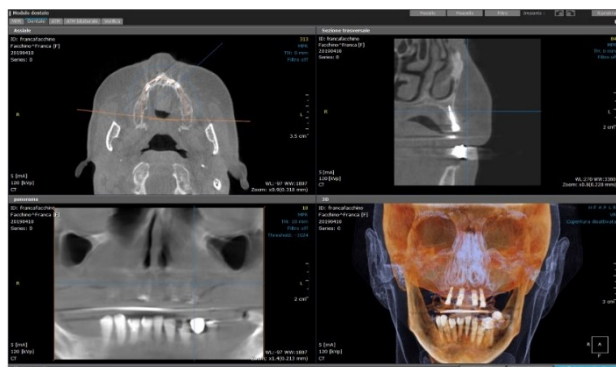


Figura 84: Scansione CBCT relativa all'impianto in posizione 2.5

-Le immagini di controllo CBCT e le radiografie endorali eseguite a 12 mesi di distanza .hanno ulteriormente confermato la buona integrazione degli impianti inseriti.

-La protesi è stata quindi avvitata agli impianti per il tramite di cilindri in titanio, inseriti ed nello spessore della struttura metallica alla quale sono stati assicurati con tecnica adesiva.

Sulla struttura di cui sopra è stata in fine realizzata la protesi definitiva.



Figura 85: Struttura metallica di connessione implanto-protesica



Figura 86: Protesi definitiva



Figura 87: Protesi inserita correttamente in posizione



Figura 88: Sorriso naturale al termine della riabilitazione implanto-protesica

CAPITOLO 7

CONCLUSIONI

L'utilizzo delle lame può essere una valida alternativa a tecniche rigenerative in condizioni di atrofie ossee che non consentono il normale inserimento di impianti tradizionali. Il particolare modello di impianti REX, prodotti dalla Mectron ed ideati dal dottor Tomaso Vercellotti, sono l'evoluzione tecnologica della storica lama di Linkow, in rispetto del principio "storia magistra vitae". La possibilità di preparare il sito accettore con inserti vibranti a taglio freddo anziché con frese ad alta velocità, produttori calore spesso eccessivo con il rischio di creare necrosi, in aggiunta alle conoscenze attuali sulle proprietà delle superfici e delle forme dei tragitti transmucosi, hanno consentito di pensare ad un dispositivo implantare 2.0 in auge nel passato e di cui il dottor Vercellotti è riuscito a valorizzare i pregi ed a risolvere le criticità.

Dal passato è possibile cogliere gli spunti per nuove idee solamente se la cultura supporta il genio e l'intuizione.

BIBLIOGRAFIA

1. Niklaus P. Lang, Jan Lindhe. Parodontologia clinica e implantologia orale. 2016.
2. Manuale di chirurgia orale. SICOI.
3. Dimitrios J. Hadjidakis, Ioannis I. Androulakis. Bone Remodeling. January 2007. Annals of the New York Academy of Sciences.
4. M. Capulli, R. Paone, and N. Rucci, "Osteoblast and osteocyte: games without frontiers," Archives of Biochemistry and Biophysics, 2014.
5. K.Nakashima, X. Zhou, G. Kunkel et al., "Thenovel zinc fingercontaining transcription factor Osterix is required for osteoblast differentiation and bone formation," Cell,, 2002.
6. H. C. Anderson, "Matrix vesicles and calcification," Current Rheumatology Reports, 2003.
7. A. M. Parfitt, "Bone-forming cells in clinical conditions," in Bone, USA, 1990.
8. T. L. Andersen, T. E. Sondergaard, K. E. Skorzynska et al., "A physical mechanism for coupling bone resorption and formation in adult human bone," American Journal of Pathology, 2009.
9. J. D. Currey, "The many adaptations of bone," Journal of Biomechanics, 2003.
10. S. L. Dallas, M. Prideaux, and L. F. Bonewald, "The osteocyte: an endocrine cell ... and more," Endocrine Reviews, 2013.
11. G. Y. Rochefort, S. Pallu, and C. L. Benhamou, "Osteocyte: the unrecognized side of bone tissue," Osteoporosis International, 2010.
12. J. C. Crockett, D. J. Mellis, D. I. Scott, and M. H. Helfrich, "New knowledge on critical osteoclast formation and activation pathways from study of rare genetic diseases of osteoclasts: focus on the RANK/RANKL axis," Osteoporosis International, 2011.
13. M. Mulari, J. V`a`ar`aniemi, and H. K. V`a`an`anen, "Intracellular membrane trafficking in bone resorbing osteoclasts," Microscopy Research and Technique, 2003.
14. Amler, M.H. The time sequence of tissue regeneration in human extraction wounds. Oral surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1969.
15. Cardaropoli, G., Araùjo, M. & Lindhe, J. Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites. An experimental study in dogs. Journal of Clinical Periodontology. 2003.

16. Trombelli L., Farina R., Marzola A., et al. Modeling and remodeling of human extraction sockets. *Journal of clinical periodontology*. 2008.
17. Hendrik Terheyden, Niklaus P. Lang, Susanne Bierbaum, Bernd Stadlinger. Osseointegration – communication of cells. *Clin. Oral Impl. Res* 2011.
18. *Chirurgia stomatologica biologicamente guidata*. Chapter: La guarigione delle ferite. Edizioni UTET Div. Scienze Mediche. 2008
19. Ferencyk, M., Rovensky, J., Mat'ha, V. & Herold, M. (2006) *Kompendium der Immunologie*. Wien: Springer.
20. Murdoch, C., Giannoudis, A. & Lewis, C.E. Mechanisms regulating the recruitment of macrophages into hypoxic areas of tumors and other ischemic tissues. *Blood* 2004.
21. Friedl, P. & Brocker, E.B. The biology of cell locomotion within three-dimensional extracellular matrix. *Cellular and Molecular Life Sciences* 2000.
22. Corselli, M., Chen, C.W., Crisan, M., Lazzari, L. & Pe'aault, B. Perivascular ancestors of adult multipotent stem cells. *Arteriosclerosis, Thrombosis and Vascular Biology*. 2010.
23. Chen, D., Zhao, M. & Mundy, G.R. Bone morphogenetic proteins. *Growth Factors*. 2004.
24. Iasella, J.M., Greenwell, H., Miller, R.L., Hill, M., Drisko, C., Bohra, A.A. & Scheetz, J.P. Ridge preservation with freeze-dried bone allograft and a collagen membrane compared to extraction alone for implant site development: a clinical and histologic study in humans. *Journal of Periodontology*. 2003.
25. Aimetti, M., Romano, F., Griga, F.B. Godio, L. Clinical and histologic healing of human extraction sockets filled with calcium sulfate. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2009.
26. Barone, A., Aldini, N.N., Fini, M., Giardino, R., Calvo Guirado, J.L. & Covani, U. Xenograft versus extraction alone for ridge preservation after tooth removal: a clinical and istomorphometric study. *Journal of Periodontology*. 2008.
27. Morjaria, K.R., Wilson, R., & Palmer, R.M..-Bone healing after tooth extraction with or without an intervention: a systematic review of randomized controlled trials. *Clinical Implant Dentistry and Related*. 2014.
28. Araújo, M.G., Da Silva, J.C.C., De Mendonça, A.F., & Lindhe, J. Ridge alterations following grafting of fresh extraction sockets in

- man. A randomized clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*. 2015.
29. Chappuis V, Engel O, Reyes M, Shahim K, Nolte LP, Buser D. Ridge alterations post-extraction in the esthetic zone: a 3D analysis with CBCT. *J Dent Res* 2013.
 30. Sculean A, Stavropoulos A, Bosshardt DD. Self-regenerative capacity of intraoral bone defects. *J Clin Periodontol*. 2019.
 31. Chen ST, Buser D. Clinical and esthetic outcomes of implants placed in postextraction sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009.
 32. J. L Cadwood and R. A. Howell. A classification of the edentulous jaws. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*. 1988.
 33. European Consensus Statement on the Prevention of Venous Thromboembolism. European Consensus Conference, Windsor, U.K., November, 1991.
 34. W. K. Stadelmann, A. G. Digenis, G. R. Tobin - Physiology and healing dynamics of chronic cutaneous wounds. *The American Journal of Surgery*.
 35. D.D. Bosshardt, G. E. Salvi, G. Huynh-Ba, S. Ivanovski, N. Donos, N. P. Lang - The Role of Bone Debris in Early Healing Adjacent to Hydrophilic and Hydrophobic Implant Surfaces in Man. *Clinical Oral Implants Research*. April 2011.
 36. H. Terheyden, N. P. Lang, S. Bierbaum, B. Stadlinger - Osseointegration – communication of cells. *Clinical Oral Implants Research* Volume 23, Issue 10. 10 November 2001.
 37. I. Wierzbicka-Patynowski, J.E. Schwarzbauer - The ins and outs of fibronectin matrix assembly. *Journal of Cell Science* 2003.
 38. T. Berglundh, I. Abrahamsson, N. P. Lang, J. Lindhe - De Novo Alveolar Bone Formation Adjacent to Endosseous Implants. *Clinical Oral Implants Research*. Jun 2003.
 39. N. A. Sims, J.H. Gooi - Bone Remodeling: Multiple Cellular Interactions Required for Coupling of Bone Formation and Resorption. *Seminars in Cell and Developmental Biology*. October 2008.
 40. M.N. Wein, H. M. Kronenberg - Regulation of Bone Remodeling by Parathyroid Hormone. Harvard Medical School, 2018
 41. R.K. Schenk, D. Buser – Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000. Vol. 17. 1998.

42. M. Degidi, A. Piattelli - Immediate Functional and Non-Functional Loading of Dental Implants: A 2- To 60-month Follow-Up Study of 646 Titanium Implants. *Journal of Periodontology* Feb. 2003.
43. Muratori G.: Classificazione degli Impianti Endossei – *L'Informatore Odonto-Stomatologico*, RE n°2/1969.
44. Pasqualini U. : Reperti anatomopatologici e deduzioni clinico-chirurgiche di 91 impianti alloplastici in 28 animali da esperimento – *RIS*, 1961.
45. Tramonte S.M.: Un nuovo metodo di impianto endosseo – V° Congresso Nazionale SIOCMF, Napoli 1962.
46. Garbaccio D.-"La vite autofilettante bicorticale: principio biomeccanico, tecnica chirurgica e risultati clinici"-*Dental Cadmos* 6/1981.
47. Garbaccio D.-"La vite autofilettante bicorticale di Garbaccio"-*Odontostomatologia ed Implantoprotesi* 1/1983.
48. Garbaccio D.-"La vite autofilettante bicorticale: estensione alle zone edentule distali superiori ed inferiori"-*Dental Cadmos* 2/1983.
49. Tramonte S.M.: Vite Endosseale autofilettante – *Attualità Dentale* n°7, 44-49, 1989.
50. Rompen E., Da Silva D., Lundgren A.K., et al.: Stability measurements of a double threaded titanium implant design with turned or oxidised surface – *Applied Osseointegration Research* 2000.
51. Tramonte S.U.: *Implantologia Pratica - Focus* 1/1999.
52. Bianchi A., et al.: *Implantologia e Implantoprotesi* – UTET 1999.
53. Tramonte S.U.: *Implantologia pratica: Diagnostico Preparatorio* – The Notes n.2 anno 2001.
54. Gatti C., Chiapasco M.: Overdenture mandibolari su impianti con carico immediato - *Dental Cadmos* N°15/98.
55. Randow K., Ericsson I., Nilner K. et al.: Immediate functional loading of Branemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clin Oral Impl Res* 1999.
56. Christensen GJ. The 'mini implant' has arrived. *J Am Dent Assoc* 2006.
57. Siddiqui AA, Sosvicka M, Goetz M. Use of mini implants for replacement and immediate loading of two single-tooth restorations: A clinical case report. *J Oral Implantol* 2006.
58. Flanagan D. Immediate placement of multiple mini dental implants into fresh extraction sites: A case report. *J Oral Implantol* 2008.

59. Choi R. Incorporating mini-implants within the general dental practice. *Pract Proc Aesth Dent* 2007.
60. Shatkin TE, Shatkin S, Oppenheimer BD, Oppenheimer AJ. Mini dental implants for long-term fixed and removable prosthetics: A retrospective analysis of 2514 implants placed over a five-year period. *Compendium* 2007.
61. Christensen GJ. Mini implants: God or bad for long-term service? *J Esthet Dent* 2008.
62. Scialom J.: Regard neuf sur les implants. Une decouverte fortuite: "Les implants aiguilles"- *Inf. Dent.* N°9 – 1962.
63. Scialom J.: Les implants aiguilles - Le point technique après 3 années d' experimentation - *Inf. Dent.* N°52, 1964.
64. E.Cislaghi, M- V. Bandettini: Gli impianti ago secondo la metodica di Scialom; tecnica chirurgica, clinica protesica e descrizione di soluzioni originali ottenute con pilastri artificiali in tantalio. - *Clin.Od.Pr. Suppl.* vol. XIV, 1968.
65. P. Doms.: Tolleranza degli I.A.S. (impianti-ago-Scialom). Costatazioni sperimentali - *Boll. Od. Implant.* N°8 – 1969.
66. Tamburo, De Bella: Impianto-ago nell'ancoraggio della protesi totale - *Boll. Od. Impl.* N°1 – 1968.
67. G. Treves, P. L. Mondani, A. Pecis.: Nuovi criteri per il successo dell'impianto-protesi mediante infissione di aghi- *Odontostomatologia e Implantoprotesi* N° 5/1978.
68. L. Dal Carlo: Perche' gli Aghi? - *The Notes* 1/2000.
69. G. Brusca: Implantologia ad aghi. Considerazioni cliniche pratiche - *Atti del 5° Congresso Internazionale A.I.S.I., Verona 24-25 Ottobre 2003 – Edizioni Litozetatre Zevio (VR), 2003.*
70. Linkow L.I.: Clinical Evaluation of the Various Designed Endosseous Implants - *J.Oral Implant Transplant Surg.* Vol.12, 1966.
71. Linkow L.I.: The Blade Vent - A New Dimension in Endosseous Implants - *Dent.Concepts* Vol.11, p.13-18, 1968.
72. Linkow L.I.: Mouth Reconstruction for the Edentulous Maxilla Using Endosseous Blades - *Dent.Concepts* Vol.12. 1969.
73. Linkow L.I.: Endosseous Blade-Vent Implants: A Two Years Report - *J.Prosth.Dent.* Vol.23, pp.441-449, 1970.
74. Ricciardi A.: Fixed prosthesis employing endosseous blade implants - *Dent Dig.* ;77(4):198-205, 1971 Apr.
75. Linkow L.I.: Latest Developments in Blade Implantology - *Greater St.Louis Dental Society* Vol.42, N°11, pp.261-264, 1971.

76. Muratori G.: L'impianto a "lama su misura" - Dental Cadmos, Giugno 1971.
77. Pasqualini U.: Reperti istoanatomopatologici di sette impianti a lama post-mortem - Assoc.Ital.Imp.All., gennaio 1972.
78. Ricciardi A.: Nine years with Pasqualini implants--a full mandibular arch. - J Oral Implantol. 1980;9(1):83-94Babbush CA.: Endosteal blade-vent implants. - Quintessence Int. 1976 Jun;7(6):9-15. 1976.
79. Vajda TT, Fung JY.: Comparative photoelastic stress analysis of four blade-type endosteal implants. - J Oral Implantol. 1979;8(2):257-69.
80. Judy KW, Mahler MM.: Proper selection of endosteal blade implants. - N Y J Dent. 1980 Nov;50(9):328-31.
81. Linkow L.I., Kohen P.A.: Benefits and Risks of the Endosteal Blade Implant (Harvard Conference, June 1978) - Oral Implantology Vol.IX N°1, pp.9-44, 1980.
82. Babbush CA.: Endosteal blade-vent implants.- Dent Clin North Am. 1986 Jan;30(1):97-115.
83. Torres MD, Yelos E.: Linkow implants (blade-vent) - Rev Ateneo Argent Odontol. 1987 Apr-Oct;22(2):41-4, 46-9.
84. Nicolucci B.: Dental implants: the blade implant. - Oral Health. 1993 Sep;83(9):55-6, 58, 60.
85. Linkow LI.: A surgical perspective: immediate placement of blade-/plate-form and self-tapping vent-plant screw implants into fresh extraction sites. - J Oral Implantol. 1995;21(2):131-7.
86. Dal Carlo L, Pasqualini ME, Carinci F, Corradini M, Vannini F, Nardone M, L.Linkow. A brief history and guidelines of blade implant technique: a retrospective study on 522 implants. Annals of Oral & Maxillofacial Surgery 2013 Feb 01;1(1):3.
87. Di Stefano D., Iezzi G., Scarano A., Perrotti V., Piattelli A.: Immediately Loaded Blade Implant Retrieved From a Man After a 20-year Loading Period: A Histologic and Histomorphometric Case Report - Journal of Oral Implantology Vol 32:44;171-176, 2006.
88. Manenti P.A.: La riabilitazione di creste mandibolari atrofiche distali con l'ausilio di lame bicorticali – Atti del 4° Congresso Internazionale A.I.S.I. Verona 18-19 Ottobre 2002, pagg. 327-328 Edizioni ETS 2002.
89. Strecha J., Jurkovic R., Siebert T., Prachar P., Bartakova S.: Fixed Biscortical Screw and Blade Implants as a Non-Standard Solution to Edentulous (Toothless) Mandible – Int J Oral Sci, 2: 105-110, 2010.

90. Dal Carlo L.: Nuova Tecnica per l'Inserzione di Impianti a Lama: Estensione Distale Endosseale - Dental Cadmos 16/2001.
91. Dal Carlo L.: Endosseous Distal Extension: A new Technique that is useful to solve Clinical Cases characterized by scarceness of Cancellous Bone Tissue in the Lower Distal Sector – Stomatologichieski Journal (Minsk) N° 3(8) 2002.
92. Iezzi G., Scarano A., Perrotti V., Tripodi D., Piattelli A.: Impianti a lama a carico immediato. Analisi istologica e istomorfometrica dopo un lungo periodo di carico. Analisi retrospettiva a 20 anni (1989 - 2009) – Journal of Osseointegration Ottobre 2012.
93. 190. Mangano F, Bazzoli M, Tettamanti L, Farronato D, Maineri M, Macchi A, Mangano C.: Custom-made, selective laser sintering (SLS) blade implants as a non-conventional solution for the prosthetic rehabilitation of extremely atrophied posterior mandible. - Lasers Med Sci. 2012 Sep 14.
94. FDA U.S. Food and Drug Administration Protecting and Promoting Public Health – Classification Discussion: Endosseous Dental Implants (Blade-form ClassIII) Meeting of Dental Products Panel of the Medical Devices Advisory Committee – Gaithersburg, MD – July 18, 2013.
95. S. Stübinger, J. Kuttenger, A. Filippi, R. Sader, H.F. Zeilhofer - Intraoral Piezosurgery: Preliminary Results of a New Technique. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. September 2005.
96. M. Labanca, F. Azzola, R. Vinci, L. F. Rodella - Piezoelectric Surgery: Twenty Years of Use. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. June 2008.
97. Catana M.C. Sonic energy: A possible dental application. Preliminary report of a ultrasonic cutting method. Annals of dentistry 1953.
98. Johnson W.N. e Wilson J.R. The application of ultrasonic dental units to scaling procedures. Journal of Periodontology 1957.
99. T. Vercellotti Piezoelectric surgery in implantology. Int J Periodont Restor Dent. 2000. Leclercq P, Zenati C, Amr S, Dohan DM Ultrasonic bone cut part 1: State-of-the-art technologies and common applications. J Oral Maxillofac Surg. 2008.
100. González-García A, Diniz-Freitas M, Somoza-Martín M, García-García A. Osteotomia ad ultrasuoni in chirurgia orale e implantologia. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009.

101. Horton JE, Tarpley TM Jr., Wood LD. The healing of surgical defects in alveolar bone produced with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1975.
102. Vercellotti T, Nevins ML, Kim DM, Nevins M, Wada K, Schenk RK, et al. Osseous response following resective therapy with piezosurgery. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005.
103. Schlee M, Steigmann M, Bratu E, Garg AK :Piezosurgery: basics and possibilities. *Implant Dent.* 2006.
104. Da Silva Neto UT, Joly JC, Gehrke SA. Clinical analysis of the stability of dental implants after preparation of the site by conventional drilling or piezosurgery. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2014.
105. Georg Eggers, Johannes Klein, Julia Blank, 70 Stefan Hassfeld Department of Oral and Cranio-Maxillofacial Surgery, Heidelberg University Hospital, Heidelberg, Germany : “Piezosurgery®: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery”, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2004.
106. Robiony M, Polini F, Costa F, Vercellotti T, Politi M. Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies: Technical Note. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004.
107. Walmsley A.D., Walsh T.F., Laird W.R., Williams A.R. Effect of catitation activity on the root surface of teeth during ultrasonic scaling. *Journal of Clinical Periodontology* 1990.
108. Rex Implants – PiezoImplant System – Surgical Protocol 2019
109. Rex Implants – PiezoImplant System – Restorative Manual 2019
110. T. Vercellotti, C. Stacchi - Wedge implants and piezoelectric surgery: a minimally invasive implant concept for the treatment of narrow alveolar ridges – Minimally invasive dental implant edition. Chapter 13. Published 2016
111. C. Russo – Inserimento di un impianto Rex PiezoImplant TL 1.8 h11 su paziente edentula - Implant Post n.1-202. RexImplants
112. F. Oreglia – Triplo inserimento di impianti Rex TL 1.8: due di h 9mm e uno di h 11mm – Implant Post n.1-202. RexImplants

RINGRAZIAMENTI

I più sentiti ringraziamenti vanno al Professor Fabrizio Bambini, paziente e dedito relatore che ha permesso la realizzazione di questa tesi di laurea, il quale è stato insieme alla Professoressa Lucia Meme' un vero punto di riferimento durante il mio percorso di formazione non solo universitaria e clinica, ma anche e soprattutto personale.

Un pensiero va anche alla Dottoressa Giulia Orilisi, sempre disponibile nel prestare la propria supervisione attenta e precisa.