

Sommario

CAPITOLO 1 – ATROFIA DELL’OSSO ALVEOLARE.....	3
L’osso alveolare	3
Il rimodellamento osseo.....	3
Il riassorbimento osseo	4
Principali cause di riassorbimento	4
Perdita degli elementi / estrazioni	4
Protesi.....	5
Parodontite	6
Pneumatizzazione del seno mascellare	6
Osteoporosi.....	6
Atrofie.....	7
La classificazione di Cawood e Howell	10
Lekholm e Zarb	12
Norton e Gamble	14
Soluzioni riabilitative	15
Rigenerative	15
Onlay	16
Inlay	16
Metodi espansivi: Split crest.....	16
Metodi dislocativi : Il rialzo del seno mascellare	17
Mini rialzo del seno	17
Grande rialzo del seno	17
Distrazione osteogenetica	17
Guided Bone Rigeneration (GBR).....	18
Impianti tiltati.....	19
Impianti zigomatici	19
Indicazioni	20
Controindicazioni.....	20
Complicanze.....	21
Sopravvivenza.....	21
Impianti nasali	22
Impianti pterigoidei	22
Controindicazioni.....	24

Vantaggi	24
Svantaggi	25
CAPITOLO 2 – GLI IMPIANTI SOTTOPERIOSTEL	26
Geometria dell’impianto	27
Materiali	28
Tecniche e fasi di produzione	29
Modellazione digitale	34
Stabilità e ritenzione	38
Pilastri mascellari e mandibolari	38
Abutment	43
Analisi FEA	43
Trattamenti di superficie	44
Osteotomie	46
Fissaggio	47
Sterilizzazione	48
Vantaggi	49
Svantaggi	49
CAPITOLO 3- CASE REPORT CON 2 ANNI DI FOLLOW UP	50
Obiettivo	50
Materiali e metodi	50
Fase chirurgica – arcata superiore	56
Fase chirurgica – arcata inferiore	59
Follow up	61
Conclusioni	63
BIBLIOGRAFIA	64

CAPITOLO 1 – ATROFIA DELL’OSSO ALVEOLARE

L’osso alveolare

Mandibola e mascella sono costituite da osso basale e osso alveolare. Quest’ultimo, insieme a gengiva, cemento radicolare e legamento parodontale, costituisce il parodonto, che fornisce sostegno al dente e la distribuzione delle forze occlusali generate dalle funzioni orali.

L’osso alveolare è costituito da 2 parti principali: la lamina dura, una placca corticale densa dove si inseriscono le fibre del legamento parodontale; e l’osso alveolare di supporto, rappresentato dalle placche corticali vestibolari e linguali/palatali. Compreso tra queste placche e la lamina dura, c’è l’osso trabecolare. ⁽¹⁾

L’osso alveolare è la struttura più labile del parodonto perché, avendo un’elevata sensibilità agli stimoli meccanici esterni, è sottoposta a continui processi di rimodellamento. Pertanto la presenza degli elementi in arcata influenza sia la quantità che la qualità dell’osso. ⁽²⁾

Questa stretta dipendenza osso-dente è ciò che differenzia principalmente l’osso basale da quello alveolare.

Le forze occlusali vengono distribuite dalle fibre del legamento all’osso, dove integrati nella matrice ossea ci sono gli osteociti. Essi sono le principali cellule meccanosensibili coinvolte nella trasduzione dello stress in risposta biologica. Infatti attraverso il contatto diretto cellula-cellula e rilasciando fattori solubili, controllano l’attività di osteoblasti e osteoclasti, quindi il rimodellamento osseo ⁽¹⁾.

Il rimodellamento osseo

Il rimodellamento è la risposta dell’osso a stress meccanici, concentrazione ematica di calcio, ormoni (Calcitonina, Paratormone). Esso consiste in una prima fase guidata dagli osteoclasti che riassorbono la matrice ossea, seguita da una fase di migrazione degli osteoblasti che depositeranno nuova matrice.

È stato dimostrato che il turnover nell’osso alveolare è più veloce di quello nelle altre ossa scheletriche. Ad esempio, il tasso di formazione ossea (BFR) nell’osso alveolare della

mascella (19,1%/anno) e mandibolare (36,9%/anno) è da 3 a 6 volte superiore a quello del femore (6,4%/anno) nei cani ⁽³⁾.

Tuttavia ci sono delle condizioni in cui si perde questo equilibrio e prevale la fase del riassorbimento.

Il riassorbimento osseo

La principale cellula responsabile del riassorbimento osseo è l'osteoclasta. Esso deriva dalla fusione di cellule emopoietiche mononucleate (cellule progenitrici di granulociti/macrofagi) sotto l'effetto di diverse citochine. I precursori degli osteoclasti esprimono sulla loro superficie il recettore RANK che interagisce con il ligando molecolare RANKL, prodotto dalle cellule stromali. Il legame rappresenta l'innescò del differenziamento dell'osteoclasta, che una volta attivato diventa una cellula altamente polarizzata e specializzata. Attraverso l'orletto striato (introflessioni della membrana) a contatto diretto con l'osso, l'osteoclasta rilascia protoni e idrolasi lisosomiali. Una volta rilasciati, gli enzimi, che comprendono proteasi cisteinica e metalloproteasi della matrice, degradano il collagene e altre proteine della matrice ossea. Prima però deve avvenire la decalcificazione della matrice ossea, questa è resa possibile dal rilascio di protoni H⁺ derivanti dalla dissociazione di acido carbonico prodotto dalla cellula. I protoni generano nel microambiente di riassorbimento un pH acido (da 4 a 5) che degrada la componente mineralizzata. Quando il riassorbimento è completato, gli osteoclasti vanno in apoptosi ⁽⁴⁾.

Principali cause di riassorbimento

Perdita degli elementi / estrazioni

Come descritto precedentemente, l'osso alveolare è un tessuto dente-dipendente, pertanto, come conseguenza dell'estrazione dentale, si assiste ad una atrofizzazione dei processi ⁽⁵⁾.

I cambiamenti catabolici sono avviati dal riassorbimento della lamina dura a seguito dell'interruzione dell'afflusso sanguigno da parte del legamento parodontale che attiva gli osteoclasti. Poiché l'osso vestibolare è più sottile e costituito principalmente dalla lamina dura, il riassorbimento sarà maggiore sul versante vestibolare rispetto a quello linguale ⁽⁶⁾.

Perciò la cresta residua si sposterà più lingualmente/palatalmente secondo uno schema ben preciso.

Il riassorbimento è più rapido nei primi 3-6 mesi dopo di che si assiste ad una graduale riduzione. Nei 6 mesi dopo l'estrazione, risulta che il riassorbimento orizzontale (29-63%) è maggiore di quello verticale (11-22%)⁽⁷⁾.

L'entità del riassorbimento varia anche a seconda dell'arcata: infatti si assiste ad una riduzione verticale più marcata nella mandibola rispetto alla mascella. Questo potrebbe essere dovuto alla minore area di ricezione del carico della mandibola (cioè il processo alveolare e la base mandibolare), mentre il carico dalla masticazione nella mascella viene trasferito alla dura volta palatale⁽⁸⁾.

C'è anche una differenza in base al sito considerato: avviene una riduzione maggiore delle dimensioni nei siti dei molari, ad eccezione della dimensione verticale linguale/palatale⁽⁹⁾.

Protesi

In uno studio longitudinale di 25 anni, Tallgren ha analizzato i cambiamenti delle creste alveolari in portatori di protesi totali. Nello studio emerge una marcata riduzione della cresta mandibolare con conseguente rotazione in avanti della mandibola, accompagnata da un aumento del prognatismo mandibolare, ovvero il posizionamento in avanti del mento rispetto alla parte superiore del viso. La riduzione delle creste risulta più rapida durante il primo anno di utilizzo della protesi.

La riduzione alveolare tra mascella e mandibola presenta una differenza che aumenta gradualmente nei primi anni di utilizzo. Infatti l'arcata inferiore presenta un riassorbimento più marcato, probabilmente dovuto all'area minore su cui si scaricano le forze e alla forma meno vantaggiosa. Mentre nella mascella il palato duro offre più resistenza ai carichi.

Per quanto riguarda il carico trasmesso ai tessuti sottostanti la protesi, un fattore da considerare è la forza muscolare. Infatti all'elettromiografia di soggetti portatori di protesi totali a lungo termine con stabilità e ritenzione compromessi, risulta una marcata risposta dei muscoli del labbro inferiore e mentali. Questo può essere considerato un fattore che contribuisce al riassorbimento mandibolare anteriore⁽⁵⁾.

Parodontite

È una malattia infettivo-infiammatoria cronica che colpisce i tessuti di sostegno del dente.

Nei tessuti gengivali in corso di parodontite l'infiltrato infiammatorio cellulare presenta livelli implementati di linfociti T, B, macrofagi e neutrofili. Di conseguenza aumenta la secrezione dei mediatori dell'infiammazione tra cui PGE2, IL-1 e RANK-L, che promuovono il riassorbimento osseo attivando gli osteoclasti.

Anche i linfociti hanno un ruolo importante nella perdita di tessuto duro durante la malattia. Infatti, mentre in condizioni fisiologiche non pare siano associati ai processi di riassorbimento, nel tessuto parodontale malato sono risultati essere i maggiori produttori di RANKL⁽¹⁰⁾.

Pneumatizzazione del seno mascellare

Il volume del seno mascellare tende ad aumentare di dimensioni con l'avanzare dell'età e con la perdita degli elementi dentari. Avviene una perdita sia in direzione antero-posteriore che medio-laterale che supero-inferiore. L'entità della pneumatizzazione varia da individuo a individuo. Il processo di riassorbimento può arrivare a coinvolgere anche il processo alveolare che può raggiungere valori di spessore inferiori a 1 millimetro.

Il pavimento del seno tende ad abbassarsi in senso cranio-caudale mentre la cresta alveolare si riduce in senso opposto.

Xingsheng et al., ha analizzato l'associazione tra pneumatizzazione del seno ed età, mediante tomografia computerizzata a fascio conico (CBCT). Lo studio, eseguito su 293 pazienti suddivisi in tre gruppi in base all'età, ha suggerito che la pneumatizzazione del seno è significativamente più alta nel gruppo di età compresa tra 18 e 34 anni; dopo di che vi è un trend decrescente⁽¹¹⁾.

Questo suggerisce che la riduzione progressiva di osso che separa il pavimento del seno e le radici di premolari e primo molare superiori in età avanzata, sia dovuta principalmente alla perdita verticale di osso alveolare e non tanto alla pneumatizzazione del seno.

Osteoporosi

L'osteoporosi è stata definita come "una malattia caratterizzata da una bassa massa ossea e da un deterioramento microarchitetturale del tessuto osseo che porta a un aumento della fragilità ossea e a un conseguente aumento del rischio di fratture".

Colpisce oltre 200 milioni di persone in tutto il mondo ed è la malattia metabolica ossea più comune, che espone 1 donna su 3 e 1 uomo su 5 sopra i 50 anni a rischio di frattura.

Poiché l'osteoporosi conduce ad un assottigliamento generalizzato dell'osso trabecolare e corticale, si può ipotizzare che anche l'osso alveolare sia suscettibile. Infatti, gli studi clinici che hanno esaminato l'associazione tra perdita ossea sistemica e alveolare (pubblicati dal 1996 e il 2020) hanno rivelato una correlazione inversa tra BMD (bone mineral density) e perdita ossea alveolare ⁽¹²⁾.

L'osteoporosi si verifica sia nella mascella che nella mandibola. Poiché la perdita ossea correlata all'età e al sesso è più pronunciata nell'osso spongioso che nel corticale in tutte le aree scheletriche, l'osteoporosi è più pronunciata nella mascella che nella mandibola ⁽¹³⁾.

Atrofia

Nello studio di Cawood e Howell ⁽¹⁴⁾ emerse che mascella e mandibola hanno direzioni differenti di riassorbimento. Infatti nella mascella il riassorbimento è centripeto, poiché il processo alveolare che va incontro alla riduzione si trova più esternamente rispetto all'osso basale.

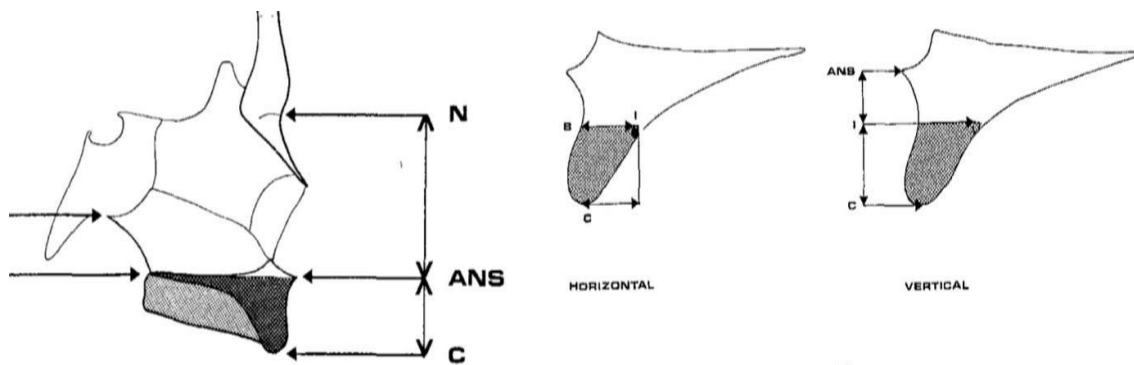


Figura 1 –

Nell'arcata superiore la quantità di riassorbimento subisce una decrescita procedendo dagli incisivi verso i molari: nella zona anteriore del mascellare (premaxilla) si verifica un'elevata quantità di riassorbimento osseo, rispetto alla zona posteriore dove c'è un tasso di riassorbimento decisamente più basso (Fig.1)

Viceversa, la mandibola ha un riassorbimento centrifugo perché il processo alveolare è posto più internamente rispetto l'osso residuo ovvero il basale (Fig.2)

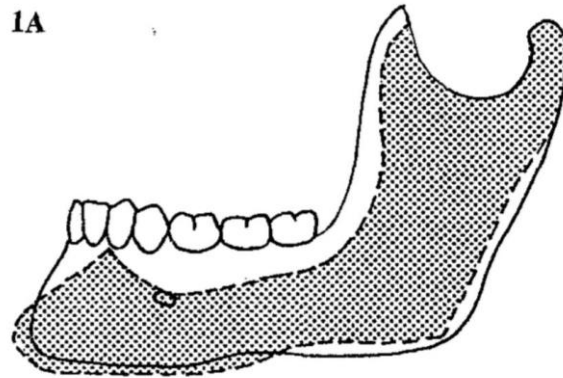


Figura 2 - Andamento centrifugo del riassorbimento mandibolare

Di conseguenza il paziente edentulo su entrambe le arcate si troverà con una pseudo-terza classe scheletrica, con la mandibola posizionata vestibolarmente alla mascella; inoltre si verificherà una condizione di pseudoprognatismo e sul piano verticale una riduzione della dimensione verticale dell'occlusione (DVO) ⁽¹⁴⁾.

Nel mascellare il restringimento dell'arcata è più pronunciato nella regione latero-anteriore, mentre nella zona dei molari è trascurabile. Si verifica una riduzione del raggio di curvatura dell'arcata, dovuta al fatto che il processo alveolare a livello di incisivi, canini e premolari si presenta obliquo mentre posteriormente l'obliquità si riduce.

Al contrario, nella mandibola si verifica un allargamento nella regione dei molari, poiché qui i processi alveolari hanno un'inclinazione più linguale. Nella regione anteriore invece si verifica un restringimento se i processi sono vestibolo-inclinati (più frequentemente) o un allargamento se invece i processi alveolari sono inclinati lingualmente ⁽¹⁵⁾.

Il processo alveolare subisce importanti modifiche a seguito della perdita di elementi, esse variano a seconda della sede che consideriamo:

- Nella mandibola anteriore (tra i forni mentonieri) e in tutto il mascellare superiore il riassorbimento è prevalentemente orizzontale e più accentuato a livello vestibolare;
- Mandibola posteriore il riassorbimento è principalmente verticale ⁽¹⁴⁾

Cawood e Howell nel loro studio del 1991 ⁽³¹⁾ descrissero i cambiamenti a cui vanno incontro i tessuti molli:

- L'inserzione dei muscoli periorali e del pavimento della bocca diventano progressivamente più superficiale.
- Avviene una riduzione sia qualitativa che quantitativa dei tessuti molli di supporto.

Nelle arcate edentule, la mucosa di rivestimento è in parte aderente e in parte non aderente. Quella aderente corrisponde alla gengiva che originariamente circondava l'elemento dentale.

Nella progressione dell'atrofia, si riduce il quantitativo sia di mucosa aderente che non aderente.

A differenza del legamento parodontale, la mucosa non è un tessuto di supporto specializzato, perciò una pressione eccessiva provoca dolore e risposta patologica. Poiché la mucosa aderente è ancorata all'osso, è in grado di resistere maggiormente alla pressione di un carico rispetto alla mucosa non aderente. Si verifica inoltre un cambiamento nell'apporto ematico nelle mandibole edentule. Inizialmente l'apporto proviene sia dal parodonto che dal periostio (centrifugo), con la perdita degli elementi e quindi del parodonto, la vascolarizzazione proviene solo dal periostio (centripeta).

- Le modificazioni dei tessuti orali si riflettono anche sulla morfologia facciale, in particolare del terzo medio e inferiore.

Senza gli anteriori si perde quella "sporgenza" creata dagli elementi che sostiene il buccinatore; ciò determina un accorciamento del muscolo.

Il modiollo (punto in cui le fibre dei muscoli mimici intersecano quelle dell'orbicolare) collassa indietro e verso l'interno poiché la perdita degli elementi dentali e il riassorbimento della cresta residua causano un cambiamento nella direzione e perdita di tono dei muscoli mimici facciali. Anche l'orbicolare della bocca collassa e inverte la disposizione a forma di "J" delle fibre muscolari. Tutto ciò comporta l'incremento delle rughe periorali e scomparsa del bordo del vermiglio.

Con il progredire delle classi descritte dagli Autori, aumenta l'angolo nasolabiale mentre diminuisce la larghezza della commessura labiale.

Nelle classi più avanzate (V e VI) è evidente una diminuzione dell'altezza del terzo inferiore del volto, associata ad un aumento della prominenza del mento ⁽³¹⁾.

L'atrofia può essere talmente importante che l'osso residuo entra in contatto con formazioni ossee che altrimenti si troverebbero molto lontane.

Nell'atrofia del mascellare la cresta residua può avvicinarsi alla spina nasale anteriore, e posteriormente può raggiungere l'uncino del processo pterigoideo; il pavimento del seno nasale può essere discontinuo in più punti.

Nella mandibola invece l'atrofia può essere tale da raggiungere la protuberanza mentale anteriormente; il riassorbimento può arrivare a livello della linea obliqua posteriormente.

Quando estrema il margine dell'osso si avvicina gradualmente al canale mandibolare e al forame mentoniero, talvolta la parete del canale mandibolare può farsi estremamente sottile e apparire discontinua in più punti.

L'atrofia dei mascellari procede fino in direzione delle linee di origine dei muscoli che sono inseriti alla base o vicini alla base del processo alveolare, può anche superare la linea di attacco di questi muscoli e particolarmente del buccinatore. I fasci muscolari perdono allora la loro connessione diretta con l'osso e acquistano un'origine fibrosa, indiretta, attraverso i residui del periostio. Con tutte queste modificazioni, la posizione di riposo della mandibola si riduce gradualmente dopo che tutti i denti sono andati perduti ⁽¹⁵⁾.

Classificazioni

Le classificazioni più accreditate e utilizzate ad oggi sono quella di Cawood e Howell si focalizza sulla quantità di osso alveolare e quella di Lekholm e Zarb per quanto riguarda l'aspetto qualitativo dell'osso.

La classificazione di Cawood e Howell (1988) si concentrarono sull'aspetto quantitativo, analizzando il riassorbimento dei mascellari dopo la perdita dei denti. Nel loro studio individuano cinque classi per il mascellare e sei classi per la mandibola, ognuna associata a morfologie ossee differenti a seconda della sede (Fig. 3 e 4)

Essi notarono che la forma dell'osso basale rimaneva abbastanza stabile (se non sottoposto a stimoli irritativi locali come protesi incongrue o con carichi eccessivi), mentre nel processo alveolare avvenivano cambiamenti più significativi, sia sull'asse orizzontale che su quello verticale. In particolare si accorsero che queste modifiche seguivano modelli predicibili, riassunti e descritti nella classificazione.

Classe I: alveolo dentato

Classe II: alveolo immediatamente dopo l'estrazione

Classe III: cresta dell'alveolo ben arrotondata adeguata in altezza e larghezza

Classe IV: cresta con forma a "lama di coltello", adeguata in altezza ma non in larghezza

Classe V: cresta piatta, inadeguata sia in altezza che in larghezza

Classe VI: cresta depressa con parziale perdita anche dell'osso alveolare

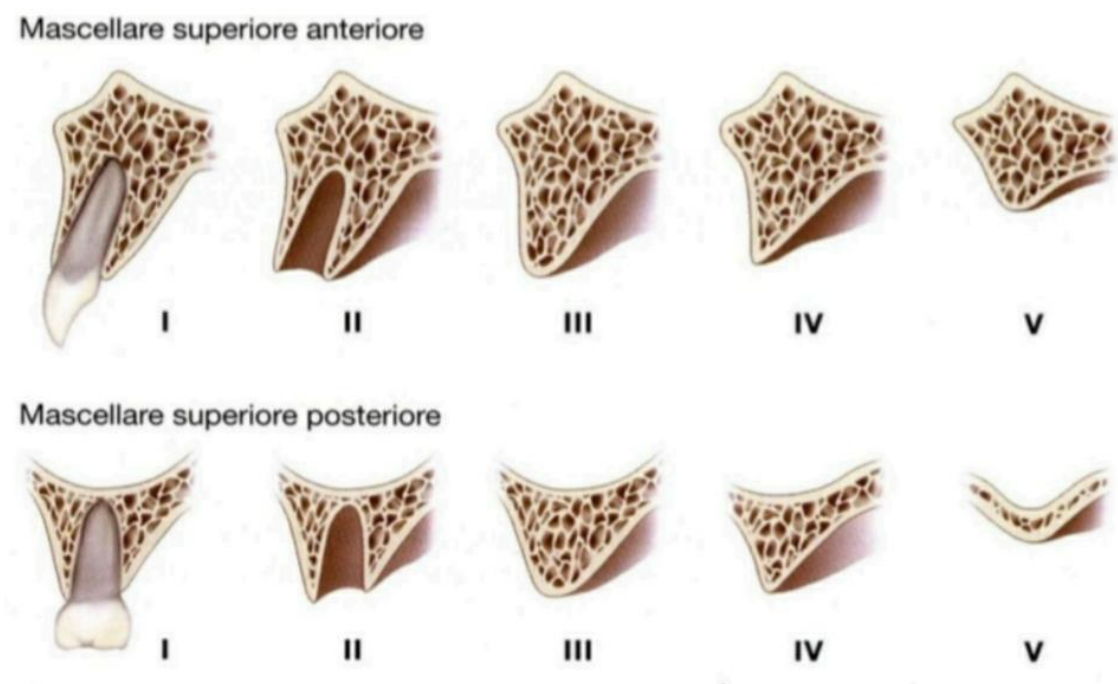


Figura 3 - Classificazione di Cawood e Howell (1988) per il mascellare superiore

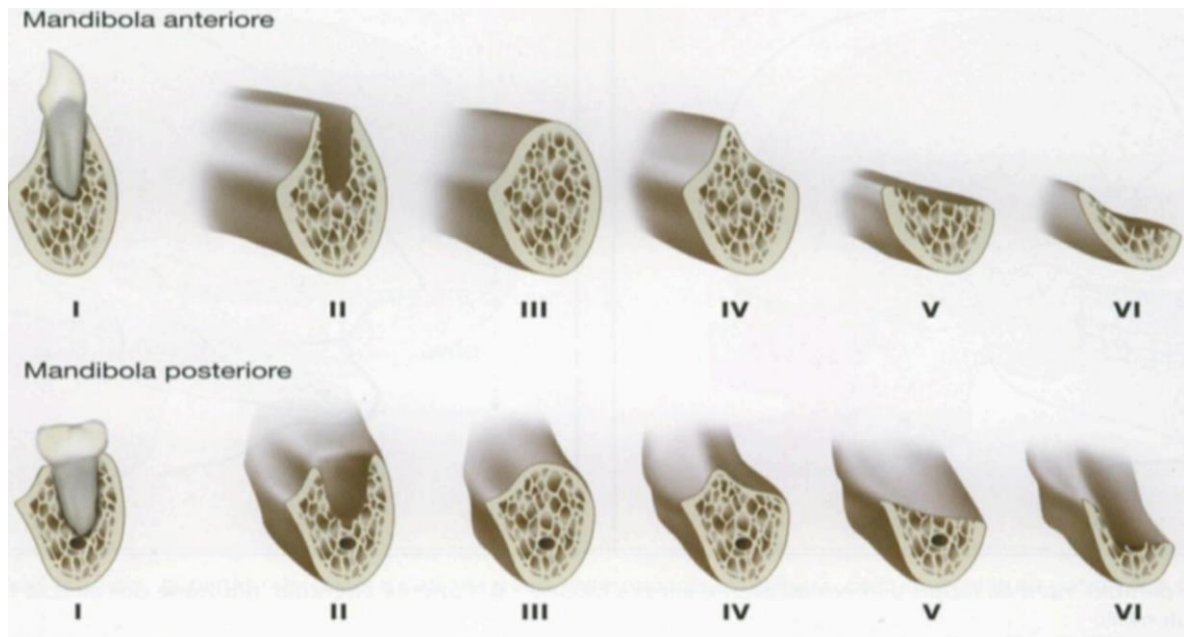


Figura 4 - Classificazioni di Cawood e Howell per la mandibola

Nelle prime tre classi vi è sufficiente osso per l'inserimento di un impianto endosseo senza dover adottare tecniche rigenerative; mentre nelle classi IV, V e VI sarà necessario ricorrere a tecniche che consentono di aumentare il volume osseo prima di posizionare l'impianto⁽¹⁴⁾.

Lekholm e Zarb descrissero l'osso dal punto di vista qualitativo (Fig.5):

Tipo 1) L'intero osso è composto da osso corticale molto spesso

Tipo 2) Uno spesso strato di osso corticale circonda un nucleo di osso trabecolare denso

Tipo 3) Un sottile strato di osso corticale circonda un nucleo di osso trabecolare di buona resistenza.

Tipo 4) Strato molto sottile di osso corticale con osso trabecolare a bassa densità e scarsa resistenza⁽¹⁶⁾.

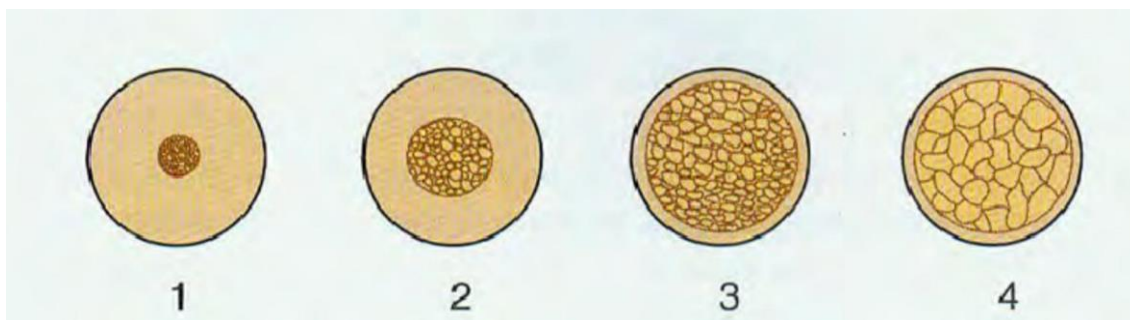


Figura 5 - Classificazione di Lekholm e Zarb

L'osso di tipo D1 non si trova nel mascellare, mentre è più frequente a livello della sinfisi mentoniera e nei casi di elevata atrofia ossea nella mandibola. Rispetto alle altre tipologie di osso, possiede una ridotta vascolarizzazione derivante per lo più dal periostio. Questo rappresenta una controindicazione per la fissazione di innesti ossei, dal momento che la scarsa irrorazione sanguigna compromette le capacità rigenerative. Il posizionamento di un impianto in questo osso richiede molta attenzione perché l'elevata densità del tessuto impone un torque eccessivo durante la preparazione del sito, con conseguente surriscaldamento e rischio di necrosi.

L'osso di tipo D2 si trova più frequentemente nei settori posteriore e anteriore della mandibola e nella porzione anteriore del mascellare superiore. È l'osso ideale per il posizionamento di un impianto poiché ha una corticale sufficientemente spessa da garantire una buona stabilità primaria. È caratterizzato da una buona vascolarizzazione della spongiosa, che permette un adeguato supporto alla guarigione del tessuto osseo intorno all'impianto.

L'osso di tipo D3 si trova prevalentemente nel mascellare. Presenta caratteristiche simili a quello di tipo D2, tuttavia si differenzia da questo per la minore vascolarizzazione della spongiosa. La preparazione del sito implantare, in questo tipo di osso, richiede particolare cautela nella direzione per evitare un allargamento o una preparazione ellittica.

L'osso di tipo D4 si osserva per lo più nel settore posteriore del mascellare superiore, meno frequentemente in quello anteriore e mai nella mandibola. È un osso poco denso, poco adatto a qualsiasi terapia chirurgica. Presenta una corticale sottile che non garantisce un'adeguata stabilità primaria agli impianti inseriti ⁽²⁹⁾.

Norton e Gamble ⁽³⁰⁾ nel 2001 hanno tradotto la classificazione di Lekholm e Zarb in valori oggettivi espressi tramite Unità Hounsfield; ogni classe è associata ad un range di valori (Fig,6)

Tipo 1: maggiore di 850 HU (regione anteriore della mandibola)

Tipo 2 e 3: tra +500 HU e +850 HU (mandibola posteriore e mascellare anteriore)

Tipo 4: tra 0 e +500 HU (mascellare posteriore)

Tipo 4*: minore di 0 (tuber del mascellare)

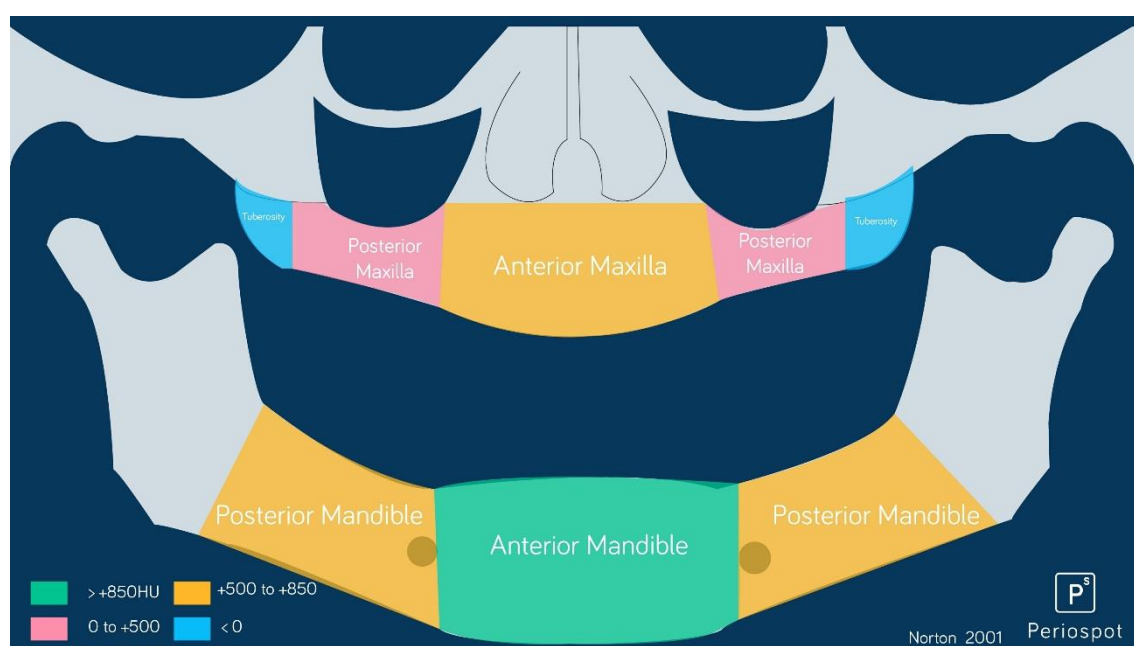


Figura 6 - Rappresentazione grafica delle densità ossee espresse in HU associate alle regioni

Questo ci permette una valutazione più sicura e oggettiva, dal momento che le densità sono riportate sulla tomografia computerizzata.

Soluzioni riabilitative

Scipioni et al. hanno suggerito che un osso di almeno 1-1,5 mm di spessore dovrebbe rimanere sia sul lato buccale che su quello linguale/palatale dell'impianto/i per garantire un risultato positivo. Inoltre, la larghezza buccolinguale minima richiesta per il posizionamento dell'impianto è di circa 5,5 mm. Pertanto, i protocolli per il successo del posizionamento dell'impianto suggeriscono spesso che l'aumento osseo venga eseguito prima dell'impianto ⁽¹⁷⁾.

Il ripristino della funzione orale delle creste alveolari atrofiche rimane ancora una sfida in implantologia orale. Ad oggi sono diverse le tecniche che permettono di creare spazio per accogliere impianti ⁽¹⁸⁾.

Si possono racchiudere le principali soluzioni in due gruppi: quello delle tecniche rigenerative e quello in cui vengono utilizzati degli impianti tiltati.

Rigenerative

Materiali:

Un innesto ideale ha quattro caratteristiche: osteoconduttività (ovvero la capacità di fornire un'impalcatura per la rigenerazione), osteoinduttività (contiene fattori di crescita e regolazione che inducono la formazione ossea), osteogenesi (cellule che promuovono la formazione) e la capacità di formare un legame con l'osso ⁽¹⁹⁾.

L'innesto autologo può essere prelevato da siti donatori extraorali (calvaria, cresta iliaca) o intraorali (ramo e corpo mandibolare, sinfisi mentoniera, tuber mascellare) ⁽²⁰⁾.

I siti donatori intraorali offrono vantaggi come l'accessibilità chirurgica, la vicinanza tra sito donatore e ricevente, minor disagio e morbilità per il paziente, tuttavia i volumi ossei disponibili sono limitati.

Tra i diversi materiali disponibili solo l'osso autologo (dello stesso individuo) combina caratteristiche osteoconduttive, osteoinduttive e osteogeniche, per questo motivo è stato considerato il "gold standard" e il materiale più efficace per la rigenerazione ossea. Infatti sono state raggiunte percentuali di successo superiori al 95%.

Un'alternativa potrebbe essere l'innesto allogenico, ottenuto da individui diversi ma della stessa specie; questo è considerato biocompatibile e supera gli svantaggi dell'autologo

poiché è disponibile in quantità illimitata ed elimina la morbilità del sito donatore. Esso viene liofilizzato per ridurre l'antigenicità, tuttavia durante questo processo perde la sua capacità osteoinduttiva. Richiede tempi più lunghi per l'integrazione con i tessuti circostanti a causa dell'inevitabile risposta immunitaria ⁽²¹⁾.

Ampiamente utilizzato è anche l'osso xenogenico, ovvero un innesto che deriva da una specie diversa da quella del ricevente. Quello più noto è sicuramente di origine bovina. Esso presenta un'eccellente conduttività ossea, ma sicuramente è antigenico.

Ultima alternativa è rappresentata dall'osso alloplastico, ovvero prodotto sinteticamente. Questi possono però causare infiammazione e possiedono una scarsa induzione ossea ⁽¹⁹⁾.

Tecniche:

Onlay è la tecnica che prevede l'apposizione di blocchi ossei autologhi o omologhi sulla cresta residua per ricostruire difetti orizzontali e/o verticali. La procedura prevede l'esposizione chirurgica e la rimozione di ogni irregolarità della cresta, di seguito la stabilizzazione del blocco mediante piccole viti ⁽²⁰⁾.

Inlay consiste nell'inserimento dell'innesto previa separazione delle corticali ossee vestibolari e linguali/palatali, ottenuta mediante osteotomia orizzontale della cresta. Questa tecnica consente di avere un ambiente favorevole per l'angiogenesi e la mobilitazione delle cellule osteogeniche, poiché il blocco si trova a diretto contatto con il midollo osseo del sito ricevente ⁽¹⁷⁾.

Metodi espansivi: Split crest

Consiste in osteotomie orizzontali e verticali per separare le corticali vestibolari e linguali/palatali, creando uno spazio per la simultanea installazione di impianti e introduzione di biomateriali. A differenza dalle tecniche precedentemente illustrate, qui non è necessaria un'area donatrice per ottenere gli innesti e, inoltre, consente di installare gli impianti nella stessa procedura operatoria. Questo riduce la morbilità e il tasso di complicanze per i pazienti ⁽²²⁾.

Questa opzione è praticabile quando la larghezza bucco-linguale è superiore o pari a 3mm ma inferiore a 6mm; nei 3 mm ci deve essere almeno 1 mm di osso trabecolare in modo

tale che entrambe le parti abbiano 1,5 mm di osso sia spongioso che corticale per mantenere un buon apporto di sangue ⁽²³⁾.

Metodi dislocativi : Il rialzo del seno mascellare

Nell'arco della vita, assistiamo ad una fisiologica espansione e progressiva pneumatizzazione di seni mascellari. Questa può accelerare in seguito alla perdita degli elementi latero-posteriori mascellari e quindi rendere l'osso incompatibile all'inserimento di impianti endossei, soprattutto per mancanza di altezza. Esistono due principali tecniche:

Mini rialzo del seno, con approccio crestale, consiste innanzitutto nell'accesso al piano osseo per poter iniziare la preparazione del sito implantare; dopo l'utilizzo dell'ultima fresa, quella con il diametro maggiore, si esegue la frattura o l'usura del sottile strato di osso residuo del pavimento del seno mediante appositi osteotomi e/o con apparecchi piezoelettrici. Dopo di che, si eleva delicatamente la membrana di Schneider (tra 2 e 4 mm) o con l'inserimento dell'impianto stesso o mediante materiale da innesto (spesso particolato eterologo o biomateriali in granuli). Per eseguire questa tecnica deve essere presente una buona qualità ossea (tipo 2 o 3 di Lekholm e Zarb) e almeno 3-4 mm di osso alveolare. Il rischio dell'intervento è la lacerazione della membrana con infezione del seno, perdita dell'impianto e nella peggiore delle situazioni, pansinusite per estensione dell'infezione negli altri seni paranasali.

Grande rialzo del seno con approccio laterale consiste invece nell'allestimento di uno sportello osseo nella zona del seno da rialzare mediante strumenti rotanti o piezoelettrici. Raggiunta la membrana, questa viene scollata con strumenti manuali o piezoelettrici e spinta verso l'alto. Si crea quindi uno spazio che viene riempito con biomateriali. A differenza dalla precedente qui non abbiamo limiti nel rialzo e può essere effettuata anche con altezze residue dell'osso inferiori al millimetro. Anche qui se l'osso offre una buona stabilità primaria è possibile inserire l'impianto contestualmente al rialzo, altrimenti converrà attendere l'integrazione del materiale inserito ⁽²⁴⁾.

Distrazione osteogenetica

Ottenuti due segmenti ossei mediante osteotomie segmentarie, se vengono allontanati lentamente da appositi distrattori, portano alla formazione graduale e spontanea di osso

tra i due segmenti, senza la necessità di innesti. I distrattori vengono attivati dopo una settimana dall'osteotomia, al ritmo di 0,5-1mm al giorno, completata la fase di distrazione si attenderà il consolidamento per poi rimuovere lo strumento e inserire l'impianto. Tuttavia questa tecnica viene ancora poco utilizzata in implantologia e c'è poca letteratura a supportarla; tra i limiti troviamo la difficoltà maggiore nell'esecuzione rispetto ad altre tecniche rigenerative, la difficoltà nel controllare il vettore di distrazione e il rischio di fratture in caso di gravi atrofie ⁽²⁴⁾.

Guided Bone Regeneration (GBR)

La rigenerazione ossea guidata prevede l'utilizzo di membrane semipermeabili che fungono da barriera per escludere cellule a rapida proliferazione come quelle epiteliali e connettivali, promuovendo così la crescita di quelle più lente come osteoblasti. Queste membrane possono essere riassorbibili naturali, fatte di collagene o pericardio animale, oppure ottenute per sintesi, ad esempio quelle in acido polilattico-poliglicolico o di polietilenglicosamide. Queste sono più indicate per la rigenerazione ossea orizzontale. Mentre per la rigenerazione verticale sono più indicate le membrane non riassorbibili come quelle in e-PTFE o le griglie in titanio.

Questa tecnica nella maggior parte dei casi viene combinata con materiali da innesto, che offrono supporto, attività osteoinduttiva e osteoconduttiva. La membrana viene "solo" appoggiata sul materiale da innesto in caso di piccoli difetti orizzontali (deiscenze, fenestrazioni), mentre negli altri casi viene stabilizzata con chiodini o microviti

La GBR attualmente consente di correggere efficacemente difetti sia orizzontali che verticali, ma limitati a spazi edentuli con deficit che vanno da uno a quattro elementi. Inoltre, a differenza dalle altre tecniche rigenerative come onlay ed inlay, non dobbiamo sempre aspettare l'attecchimento dell'innesto per inserire l'impianto, ma possiamo farlo contestualmente all'intervento ^{(23), (24)}.

Impianti tiltati

Questa tecnica prevede l'inserimento di impianti inclinati distalmente. In questo modo, ancorandosi a più di uno strato corticale, aumenta l'area di contatto tra osso e impianto, quindi la stabilità primaria.

Cortés et al.⁽³³⁾, nella sua revisione sistemica e meta-analisi ha valutato il comportamento clinico a lungo termine (5 anni) degli impianti assiali rispetto a quelli inclinati, analizzando sopravvivenza, tasso di successo, complicanze e perdita di osso marginale su un totale di 3987 impianti (2036 assiali 1951 inclinati). La ricerca suggerisce che non vi è alcuna significativa differenza tra le due metodiche: per entrambe risultano tassi di sopravvivenza circa del 96%, tasso di successo tra 95% e 96%, perdita di osso marginale attorno all'impianto che non supera i 1,5 millimetri durante il primo anno, intervallo considerato accettabile.

Impianti zigomatici

Le procedure fin ora descritte hanno successo, tuttavia anche la riabilitazione con impianti zigomatici può offrire una valida alternativa per il trattamento delle mascelle gravemente atrofiche.

Gli impianti zigomatici sono impianti di lunghezza compresa tra 30 e 52,5 mm che, inseriti nel corpo dell'osso malare, emergono a livello dei premolari e consentono la riabilitazione del settore posteriore senza la necessità di eseguire innesti ossei ⁽²⁵⁾.

Sono autofilettanti in titanio con superficie macchinata, in cui la parte apicale ha un diametro di 4,5 millimetri, mentre la cresta di 4 millimetri; la testa ha un'angolazione di 45°.

Questi impianti sono stati sviluppati e introdotti dal Prof. Branemark nel 1988 per ottenere una ritenzione stabile della protesi in pazienti edentuli con atrofie mascellare estrema o in quegli oncologici sottoposti a resezione mascellare parziale o completa, che non erano adatti al posizionamento dei tradizionali impianti endossei. Il protocollo prevedeva un impianto su ciascuno zigomo, che attraversava il seno e veniva poi splintato su 2 o 4 impianti convenzionali nella regione anteriore.

Da allora, in letteratura sono state documentate numerose modifiche ai design degli impianti, agli approcci chirurgici e ai protocolli di carico. La tecnica di posizionamento

degli impianti zigomatici è cambiata nel tempo: inizialmente era intrasinusale, poi la tecnica originale è stata modificata introducendo un percorso extrasinusale. Attualmente, molti medici modificano la tecnica di posizionamento dell'impianto zigomatico per adattarsi alle differenze anatomiche tra i pazienti in un cosiddetto approccio guidato dall'anatomia zigomatica (ZAGA) ⁽²⁵⁾.

A seconda del grado di atrofia ossea mascellare, è possibile utilizzare 2 impianti zigomatici in combinazione con un minimo di 2 impianti anteriori convenzionali, oppure solo 4 impianti zigomatici (Quad Zygoma) in caso di assenza di volume osseo nella regione anteriore dell'osso mascellare ⁽²⁶⁾.

Indicazioni

Polido et al. ⁽²⁷⁾, nella loro recente revisione sistemica del 2003, hanno individuato le principali indicazioni per l'uso di impianti zigomatici:

- Pazienti senza osso alveolare adeguato per i quali sarebbe indicato un innesto ma non sarebbe auspicabile a causa di una controindicazione medica
- Alternativa di salvataggio per impianti o innesti precedentemente falliti
- Preferenza del paziente verso un approccio senza innesto
- Pazienti oncologici sottoposti a resezione mascellare
- Pazienti che hanno avuto perdita totale o parziale dell'osso a causa di un trauma
- Pazienti con deformità congenite che hanno comportato l'assenza del mascellare, come la palatoschisi.

Controindicazioni

Qualsiasi controindicazione generale alla procedura chirurgica e all'anestesia, come pazienti immunocompromessi, pazienti in gravidanza, diabete non controllato, sinusite acuta e dipendenza da droghe o alcol. Inoltre, tra le controindicazioni generali rientrano anche le radiazioni nella regione della testa e del collo superiori a 70 Gy e il trattamento medico con bifosfonati. Le controindicazioni locali segnalate sono l'apertura limitata della bocca (< 30 mm), la sinusite mascellare acuta, la sinusite mascellare cronica con ostruzione del complesso osteo-meatale e qualsiasi anomalia dell'osso zigomatico ⁽²⁷⁾. Meglio evitare nei mascellari molto atrofici poiché l'impianto sarebbe troppo inclinato, quasi orizzontale ⁽³⁴⁾.

Complicanze

In generale le complicanze possono essere suddivise in immediate e tardive. Le prime hanno solitamente una buona prognosi e comprendono ematoma, parestesia per lesione del nervo infraorbitario, dolore e penetrazione orbitaria durante il posizionamento.

Tra le complicanze tardive invece troviamo la sinusite cronica. Essa potrebbe essere data dalla mancanza di osteointegrazione al margine palatale, la quale genera mobilità dell'impianto, favorendo la migrazione batterica dal cavo orale al seno. Un altro motivo segnalato potrebbero essere i detriti lasciati nella cavità dopo l'intervento che vanno a causare ostruzione dell'ostio meatale. Le nuove tecniche di posizionamento hanno dimostrato di ridurre il rischio di sinusite poiché evitano la penetrazione del seno.

Altre frequenti complicanze tardive sono le mucositi e le perimplantiti, correlate alla mancata osteointegrazione attorno all'impianto, ma anche alla progettazione inadeguata della protesi che rende difficile l'igiene domiciliare, facilitando l'accumulo di batteri nei tessuti molli intorno allo zigomatico. Infine altre complicanze tardive sono le comunicazioni oroantrali e la frattura dell'impianto ⁽²⁸⁾.

Complicanza rara è rappresentata dall'ingresso in orbita, che crea ambiente non sterile e conseguenti infezioni retrobulbari, oltre il rischio di sezionare muscoli come il retto e l'obliquo dell'occhio ⁽³⁴⁾.

Sopravvivenza

Chrcanovic et al.⁽²⁹⁾, nella loro revisione sistemica che includeva 68 studi con 4.556 impianti zigomatici, ha valutato una sopravvivenza cumulativa a 12 anni del 95,21% e la maggior parte dei fallimenti sono stati rilevati entro i primi 6 mesi postoperatori.

Impianti nasali

In alcuni casi di gravi atrofie del mascellare superiore con notevole pneumatizzazione anteriore del seno mascellare, può avere senso utilizzare l'osso perinasale (parete ossea che separa il seno mascellare dalla fosse nasali), quasi sempre mantenuto in volume e di ottima qualità. L'inserzione è a livello di premolare-molare e, passando attraverso il seno, si va ad ancorare alla base del naso. Vi sono due tecniche alternative per l'inserimento: una transinusale con l'impianto che attraversa il seno mascellare, ed una che prevede un contestuale rialzo della mucosa sinusale con successivo innesto particolato⁽³²⁾.

Impianti pterigoidei

È un protocollo implantare che consente di evitare tecniche rigenerative a livello mascellare in caso di riabilitazione delle selle posteriori. Per definizione è un impianto della lunghezza media di 18 millimetri, inclinato di circa 45° sul piano sagittale e 15° su quello lateromediale ⁽³⁴⁾.

Gli impianti pterigoidei sono stati ideati da Tuslane e Tessier alla fine degli anni ottanta come alternativa agli innesti nel trattamento della mascella posteriore atrofica.

È un impianto extra orale in cui la porzione extra orale è la fossa pterigoidea dello sfenoide dove termina, mentre la componente intra orale è rappresentata dal tuber mascellare. L'emergenza ideale sarebbe tra primo e secondo molare ma non distalmente a quest'ultimo ⁽³⁵⁾.

Le fosse pterigoidee sono formate da due foglietti ossei che formano tra loro un angolo diedro e fanno parte della porzione extra orale discendente dello sfenoide; la fossa è chiusa caudalmente dal processo piramidale dell'osso palatino. Accoglie solo l'inserzione del muscolo pterigoideo mediale.

L'impianto passa attraverso due densità ossee diverse: parte da un osso di tipo D4 del tuber e termina in un osso di tipo D1 a livello del processo pterigoideo, che corrisponde al pilastro di resistenza.

Lo pterigoideo avrà caratteristiche opposte rispetto all'impianto tradizionale endosseo, poiché il primo passa da osso più spongioso a più compatto, mentre il secondo parte da osso più trabecolato per poi terminare in un osso denso. Per questo motivo nello

ptorigoideo la parte apicale ha le spire più ravvicinate, mentre a livello del colletto c'è un passo doppio ⁽³⁴⁾.

A differenza della cresta alveolare mascellare posteriore, le strutture attraverso cui passa l'impianto, non sono dipendenti dalla presenza degli elementi dentari, né a patologie dentali, né alla pneumatizzazione del seno.

La lunghezza varia tra i 13 e i 20 millimetri, in relazione alle dimensioni del seno mascellare. Diversi autori consigliano il posizionamento a 45° in quanto sembra riesca a garantire stress inferiori, ed è più semplice da valutare e gestire da un punto di vista chirurgico ⁽³⁵⁾.

L'angolazione distale è compresa tra 35° e 55°, a seconda del pavimento del seno mascellare e dell'altezza dell'osso del tuber. Il sito implantare viene preparato sia con frese che con osteotomi dritti.

In alcuni studi vengono posizionati più anteriormente, nella zona pterigomascellare, paralleli alla parete posteriore del seno. Gli impianti per questa procedura sono più corti (7 o 8,5 millimetri) e l'angolazione è compresa tra 10° e 20°. La procedura chirurgica per l'inserimento è simile a quella degli impianti che si ancorano nel processo pterigoideo, con l'unica differenza che si utilizzano osteotomi curvi e non dritti.

Tuttavia ancora in letteratura non sono descritte chiare differenze tra impianti pterigoidei e pterigomascellari ⁽³⁶⁾.

Nel glossario degli impianti orali e maxillofacciali (GOMI) l'impianto pterigoideo viene definito come un "impianto posizionato attraverso la tuberosità mascellare e nella placca pterigoidea". Diversi studi in letteratura hanno erroneamente incluso gli impianti inseriti nella tuberosità o nella regione pterigomascellare, o quelli inferiori a 13 millimetri, negli impianti pterigoidei mentre dovrebbero essere considerati pterigomascellari ⁽³⁷⁾.

È importante considerare le differenze anatomiche tra fossa pterigoidea e pterigomascellare: la prima ha solo l'inserzione del muscolo pterigoideo mediale, mentre la seconda ha il ramo terminale della carotide esterna, il ganglio sfeno-palatino, il nervo mascellare (seconda branca del trigemino) e nervo infraorbitario, rami discendenti dell'arteria palatina maggiore e minore⁽³⁴⁾.

Controindicazioni

È controindicato l'inserimento dello pterigoideo quando c'è osso sufficiente per trattamento implantare tradizionale, quando gli ottavi superiori sono inclusi, nel caso di collasso protesico verticale in sede posteriore, e nei pazienti dopo intervento tipo Le Fort I perché il posizionamento non è predicibile ⁽³⁴⁾.

Vantaggi

Poiché non ci sono strutture vitali nell'area di inserimento, è un'area di lavoro sicura per il chirurgo. Non c'è rischio di ledere il fascio vascolo-nervoso palatino perché ha un decorso verticale discendente, mentre l'inserimento dell'impianto prevede una partenza parallela al fascio, ma proseguendo poi sagittalmente e con inclinazione di 45° circa.

Elimina la necessità di eseguire interventi di rialzo del seno o di innesti ossei, diminuendo quindi la morbilità, evitando possibili complicanze (rottura membrana di Schneider o riassorbimento dell'innesto) e accorciando i tempi di trattamento, infatti è stato dimostrato che l'osteointegrazione di questi impianti può avvenire in 2-3 mesi.

A differenza degli impianti inseriti nella tuberosità mascellare, gli pterigoidei si ancorano nell'osso corticale consentendo una migliore stabilità primaria⁽³⁸⁾. Infatti, analisi su cadaveri e radiografiche condotte da Sun et al.⁽³⁵⁾, hanno mostrato che l'osso compatto a livello della giunzione dei processi palatino e pterigoideo è circa 3-6 millimetri; con un impianto inclinato si riesce ad ottenere un ancoraggio osseo corticale fino 8-9 millimetri che offre una buona stabilità primaria e contatto diretto tra impianto e osso.

Numerosi studi dimostrano che è un impianto prevedibile ⁽³⁸⁾.

Dal punto di vista protesico, massimizzando la diffusione antero-posteriore ed eliminando il lungo cantilever distali, gli impianti pterigoidei forniscono una forza biomeccanica benefica durante il carico funzionale. Nel caso delle edentulie totali con stabilità e ancoraggio ottimali, gli impianti possono essere caricati in modo immediato se associati a altri impianti assiali convenzionali ⁽³⁵⁾.

La mucosa nella zona del tuber presenta un epitelio giunzionale con importante spessore di cheratinizzazione, il quale garantisce un ottimo sigillo ⁽³⁴⁾.

Svantaggi

L'apprendimento è più complesso per i chirurghi e possono verificarsi lesioni gravi come la sezione dell'arteria mascellare interna (decorre 1 centimetro sopra la sutura pterigomascellare). Secondo Candel et al., il sanguinamento osservato durante la preparazione implantare è dovuto all'irrorazione dei muscoli pterigoidei e verrà controllato una volta inserito l'impianto

C'è il rischio di invadere la fossa pterigomascellare o di danneggiare il nervo palatino maggiore.

È necessario coinvolgere elementi naturali perché lo pterigoideo rappresenta il pilastro distale di un ponte ⁽³⁴⁾.

CAPITOLO 2 – GLI IMPIANTI SOTTOPERIOSTEI

Il Ministero della Sanità Italiano⁽⁴⁴⁾ riconosce attualmente tre tipologie di impianti:

- Endosseo in presenza di osso integro
- Transosseo
- Iuxtaosseo in assenza di osso sufficiente

Tra gli impianti iuxtaossei rientrano i sottoperiostei, che rappresentano una valida alternativa per la riabilitazione di arcate edentule gravemente atrofiche, oltre i metodi precedentemente descritti.

L'impianto viene appunto posizionato sotto il periostio, direttamente sull'osso mascellare o mandibolare. Ha un numero variabile di parti transmucose che connettono l'impianto alla protesi fissa ⁽³⁹⁾.

Essi sono stati introdotti negli anni '40 in Svezia dal dottore Gustav Dahl, il protocollo prevedeva ben due interventi e procedura di produzione completamente analogica. La realizzazione era complessa e causa di notevole disagio per il paziente. Infatti, durante la seduta per il posizionamento definitivo, questi impianti risultavano imprecisi, aumentando i tempi delle procedure e quindi il rischio di complicanze ed infezioni ⁽⁴⁰⁾.

Una delle complicanze più frequenti era associata proprio alla scarsa stabilità che conferiva mobilità alla struttura e di conseguenza riassorbimento osseo ed esposizione dell'impianto ⁽³⁹⁾.

A causa della difficoltà nel posizionamento e soprattutto per l'alto tasso di complicanze, i sottoperiostei sono stati progressivamente sostituito dagli impianti endossei, introdotti da Branemark negli anni '60, con percentuali di successo molto più soddisfacenti.

Il rapido sviluppo della tecnologia digitale permette di rivisitare alcune procedure, come appunto il posizionamento degli impianti sottoperiostei. Grazie ai nuovi metodi di acquisizione come la tomografia computerizzata a fascio conico (CBCT) è possibile eliminare la fase chirurgica per la presa dell'impronta, mentre la sinterizzazione laser diretta dei metalli (DMLS) consente la realizzazione di impianti perfettamente adattati all'anatomia del paziente.

La riduzione del trattamento ad un'unica seduta chirurgica, i minori costi per il paziente, e soprattutto la precisione che rende la metodica più prevedibile e sicura, hanno riportato l'attenzione dei clinici sull'utilizzo degli impianti sottoperiostali, soprattutto per la gestione di atrofie nei pazienti anziani ⁽⁴⁰⁾.

Essi infatti non sono buoni candidati per l'aumento osseo a causa del ridotto tasso metabolico e della ridotta capacità rigenerativa ⁽⁴¹⁾.

Questa tecnica offre nuove soluzioni per i pazienti con grave atrofia ossea (classe V-VI di Cowell) o scarsa qualità dell'osso, come nel caso di alcune malattie sistemiche (osteoporosi, diabete mellito, artrite reumatoide) o patologie orali locali ⁽³⁹⁾. Ad oggi, i nuovi impianti sottoperiosteali progettati e prodotti digitalmente hanno in comune con quelli proposti da Dahl solamente il nome e il sito di inserimento.

Geometria dell'impianto

Ogni impianto sottoperiostale prodotto in modo additivo è costituito da (Fig.1): monconi fissati ad un telaio basale principale tramite dei bracci; il telaio è fissato mediante la connessione di ali avvitate alle zone di maggiore resistenza della mascella o della mandibola, dove l'osso non subisce atrofia da disuso e dove solitamente esiste uno spessore sufficiente per ottenere una buona stabilità primaria ^{(42), (43)}.

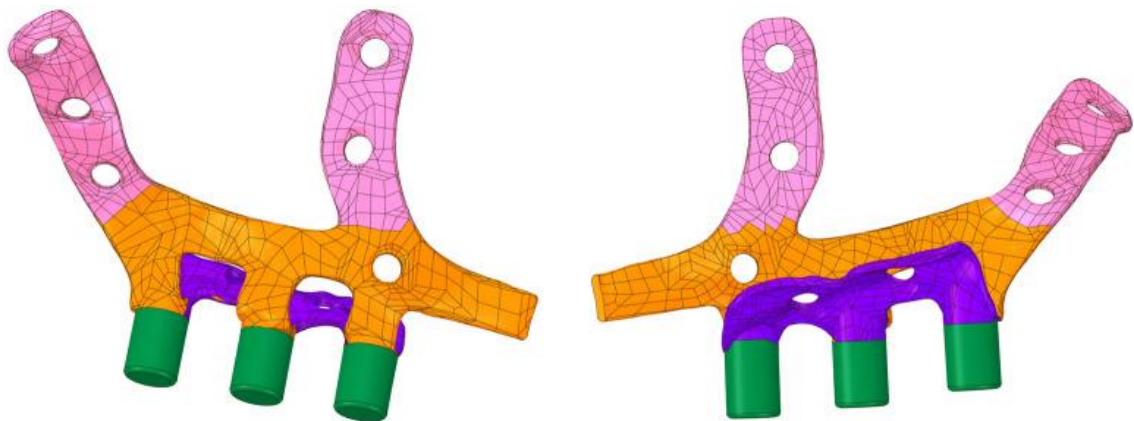


Figura 1 - Rappresentazione schematica di un impianto sottoperiosteale, suddiviso nelle sue componenti principali.

Le griglie possono avere diverse dimensioni in funzione del numero di abutment: ci sono impianti sottoperiosteali con un unico abutment per riabilitare un singolo elemento, altri

con 2 abutment per protesi da 2 a 4 elementi, altri ancora per riabilitare emiarcate, fino a quelle totali per la riabilitazione dell'arcata completa ⁽⁴⁴⁾.

Materiali

Veniva utilizzata una lega di Cromo-Cobalto-Molibdeno chiamata Vitallium; questo materiale ha un modulo di Young (che descrive l'elasticità) più alto (210-250 GPa) rispetto l'osso corticale (10-30 GPa), tale differenza genera una protezione dagli stress quindi riassorbimento dell'osso sottostante dovuta alla schermatura dei carichi normali da parte dell'impianto. Inoltre Vitallium non ha proprietà di integrazione né con i tessuti molli né con quelli duri ⁽⁴⁵⁾.

Vitallium è stato sostituito dalla lega di Titanio-Alluminio-Vanadio (Ti6Al4V) che ha un modulo di elasticità (110GPa) molto più vicino a quello dell'osso corticale, perciò si riduce il fenomeno di riassorbimento. Inoltre il materiale presenta maggiore biocompatibilità, basso tasso di corrosione, bassa densità e induce osteointegrazione ⁽⁴⁶⁾.

Un altro materiale utilizzato è il polietere etere chetone (PEEK), un materiale semicristallino con elevata resistenza meccanica e chimica; ha un modulo di Young basso (circa 3-4 GPa). Il PEEK può essere modificato aggiungendo materiali come le fibre di carbonio che ne aumentano il modulo di elasticità fino a 18 GPa. In questo caso il modulo è paragonabile a quello dell'osso corticale, quindi potrebbe mostrare una minore protezione dallo stress rispetto al titanio.

Altıparmak et al., ha esaminato i valori e le distribuzioni delle sollecitazioni sull'osso (spongioso e corticale) e sugli impianti sottoperiosteali realizzati in titanio e in PEEK rinforzata con fibre. Valori e quantità simili di stress si sono verificati nell'osso spongioso tra i due tipi di impianti, probabilmente perché l'osso corticale assorbe principalmente i carichi occlusali. Valori di sollecitazione simili sono stati riscontrati su entrambi gli impianti. Le uniche differenze sono emerse sull'osso corticale, che ha mostrato valori di sollecitazione più elevati nel modello con impianto in PEEK ⁽⁴⁷⁾.

Tecniche e fasi di produzione

Nel passato durante il primo intervento chirurgico veniva presa l'impronta in materiale siliconico direttamente sull'osso scheletrizzato, da questa si otteneva un modello in gesso su cui veniva disegnato il progetto poi modellato in cera.

L'impianto era ottenuto mediante fusione di metallo a cera persa. Inutile dire che, anche piccole imprecisioni durante questi passaggi analogici (come una scorretta presa dell'impronta), si vanno a sommare producendo un risultato finale scarso, quindi un sottoperiosteo che non si adatta precisamente con l'anatomia ossea, pregiudicando il risultato clinico ⁽⁴⁶⁾.

La tecnica di fusione a cera persa ha diversi svantaggi e difetti :

- Il prodotto finale è contaminato a causa dell'inglobamento di impurità durante il processo, ma anche a seguito della lucidatura
- Gli spessori della griglia non sono uniformi
- La fusione del titanio comporta delle modifiche di elasticità del metallo e la possibile presenza di bolle che potrebbero causare fratture sotto carico o durante il posizionamento.
- L'irregolarità della struttura a livello microscopico può determinare delle difficoltà di penetrazione nel ciclo di sterilizzazione.
- Il risultato è influenzato dalle dimensioni della griglia finale, poiché quando troppo voluminosa deve essere necessariamente separata in più parti che verranno ricongiunte, abbassando inevitabilmente il grado di precisione ⁽³⁴⁾.

Attualmente i metodi di produzione sono completamente cambiati, hanno abbandonato le metodiche analogiche per lasciare spazio a un flusso di lavoro completamente digitale, riducendo il margine di errore.

Alcuni Autori ritengono sia utile una iniziale valutazione radiografica mediante ortopantomografia (OPT) (Cerea, Mangano, Nemtoi).

Oltre lo scopo diagnostico, l'imaging medico è usato anche per la pianificazione preoperatoria, in questo caso sono richieste immagini più accurate. Per la produzione additiva sono diverse le modalità di imaging adatte, tra queste la risonanza magnetica, l'ecografia 3D, imaging degli isotopi nucleari e la tomografia computerizzata.

Quest'ultima è sicuramente la modalità più utilizzata per digitalizzare modelli CAD per la produzione additiva, in particolare è la tecnica di elezione per l'imaging osseo in 3D poiché l'osso fornisce un ottimo contrasto e consente di perseguire un'elevata precisione spaziale utilizzando nuclei di ricostruzione affiliati. La TC infatti è stata utilizzata con successo per produrre impianti per difetti cranici e orbitali ⁽⁵²⁾.

Le scansioni sono utili anche per la visualizzazione di strutture anatomiche nobili come il nervo mandibolare, il seno mascellare e denti vicini ⁽⁵³⁾.

Nell'ambito dentale in particolare viene utilizzata la CBCT come sorgente di imaging poiché ha un costo inferiore, ridotta dose di radiazioni a cui è esposto il paziente e maggiore risoluzione spaziale per la microarchitettura ossea rispetto alla Multi Detector Computed Tomography ⁽⁴¹⁾.

Per questi motivi, nella produzione digitale degli impianti sottoperiosteici, la prima fase è rappresentata dall'acquisizione dell'anatomia ossea mediante TC (Mustafa, Mommaerts, Carniciero, Surovas) o CBCT (Cerea, Mangano, Nemtoi).

Una volta eseguita la scansione, avviene la revisione della qualità dei dati ottenuti, si verifica inoltre che la regione d'interesse sia quella richiesta, se il numero e lo spessore degli strati sono sufficienti e se sono presenti artefatti ⁽³⁹⁾.

Dai dati ottenuti tramite tomografia computerizzata non si hanno informazioni adeguate sui denti, perciò è necessaria l'integrazione con una scansione della superficie intraorale o da una scansione extraorale di un modello in gesso ⁽⁵³⁾. Ad esempio nello studio di Cerea e Dolcini è stata scansionato il modello in gesso.

L'allineamento tra le informazioni ottenute dalle scansioni prende il nome di registrazione ed è realizzabile grazie a dei punti di riferimento. Ad esempio strutture anatomiche presenti in entrambi i data-set (come le superfici dentali) o punti di repere personalizzati o standardizzati posizionati sulla dima radiografica ⁽⁵³⁾.

Il posizionamento dell'impianto non è definito solo grazie all'anatomia ossea registrata, ma soprattutto in base alla protesi che dovrà sostenere, in particolare deve essere considerata la posizione finale della protesi, la morfologia delle corone, i contatti oclusali e prossimali, profilo di emergenza e il design dell'abutment. Il corretto

posizionamento aumenta la probabilità di avere occlusione e carico ottimali che si traduce in stabilità biomeccanica e funzionale dell'impianto, nonché un'estetica favorevole ⁽⁵⁴⁾.

Come risulta nello studio retrospettivo di Cerea e Dolcini su 70 pazienti e di Nemtoi et al. su 16 pazienti, è utile far indossare al paziente una protesi in resina durante la scansione. La protesi rappresenta la copia della ceratura diagnostica e dovrà essere tenuta a bocca chiusa e in occlusione. Se il paziente disponeva già una protesi mobile totale, questa può essere duplicata dall'odontotecnico e la copia verrà utilizzata per eseguire la ceratura. Altrimenti vengono rilevate le impronte delle arcate parzialmente o totalmente edentule per poi eseguire la ceratura e comprendere meglio le esigenze estetiche e protesiche del paziente per poi ottenere la protesi. La protesi di scansione dovrà poi essere scansionata e salvata come file STL (Standard Triangulation Languages) ^{(39), (48)}. Questo è uno standard grafico che descrive l'oggetto tramite una decomposizione in triangoli delle superfici che lo compongono. Il numero di triangoli è tanto maggiore quanto meglio si vuole approssimare la superficie ⁽⁴⁹⁾.

Nello studio di Mangano et al., le arcate sono state scansionate utilizzando potenti scanner intraorali e i dati salvati come file stereolitografici utilizzati per preparare la ceratura diagnostica con software di progettazione assistita da computer (CAD). Il principio è lo stesso, ma questa volta la procedura è totalmente digitale e non passa per il laboratorio ⁽⁴⁰⁾.

Nel programma di pianificazione sono forniti diversi strumenti utili per la configurazione virtuale dell'impianto; tra questi c'è una libreria con diverse forme di denti standard, strumenti di modellatura e articolatori virtuali. È possibile anche una progettazione automatica della protesi basata su algoritmi matematici che includono le molteplici caratteristiche dei denti mancanti. Gli articolatori virtuali sono utili per l'analisi dell'occlusione sia statica che dinamica, ma tramite essi è possibile anche simulare i movimenti masticatori, oltre che regolare l'angolo di Bennet e l'inclinazione condilare ⁽⁵⁸⁾.

I dati vengono convertiti in formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Questo è lo standard internazionale per le immagini mediche e le informazioni correlate. Definisce i formati delle immagini mediche che possono essere scambiate con i dati e la qualità necessari per l'uso clinico ⁽⁵⁰⁾.

I dati DICOM vengono importati in un programma software di ricostruzione ossea come 3D Slicer (Cerea) o Mimics (Mangano) in cui, utilizzando una procedura di soglia, viene eseguita un'accurata ricostruzione 3D dell'osso scansionato. Avviene la segmentazione delle immagini, ovvero la suddivisione in più regioni che corrispondono alla struttura anatomica di interesse e ne produce una ricostruzione digitale 3D salvata come file STL.

La soglia specifica alla quale il programma costruirà una superficie è influenzata da diversi fattori come la modalità di scansione, ritaglio del volume, la reale densità ossea del paziente e soprattutto l'operatore che sceglie in base alla propria esperienza e conoscenza anatomica ⁽³⁹⁾.

Gli errori possono verificarsi in tutte le fasi, ma si verificano più frequentemente e in modo più significativo durante l'acquisizione e la segmentazione dell'immagine ⁽⁵¹⁾. Infatti, i programmi di segmentazione di tutti i tipi, compresi quelli commerciali, sono soggetti a imprecisioni durante la costruzione dei modelli di strutture anatomiche; il modello virtuale creato presenta spesso inesattezze come fori o triangoli invertiti che ostacolano le successive fasi di elaborazione. L'osso umano con le sue strutture trabecolari e cavernose è molto difficile da convertire, per tale motivo è necessario utilizzare programmi specializzati come Netfabb. Questo software corregge solo gli errori introdotti durante la segmentazione, ma non le fenestrazioni della struttura anatomica, che possono far parte dell'anatomia reale del paziente o essere artefatti. Questi dovranno essere chiusi manualmente o comunque evitati durante la modellazione ⁽³⁹⁾.

Nello studio di Mangano et al., il file è stato importato in un software di reverse engineering (Studio 2012) per effettuare un'operazione di pulizia, eliminazione di scattering dove presente e di spigoli vivi o errori di mesh ⁽⁴⁰⁾.

La ricostruzione viene salvata come file STL, che verrà poi allineato con il file STL della scansione della ceratura diagnostica, così da ottenere un modello virtuale completo del paziente, con informazioni complete riguardanti l'osso, denti, tessuti molli e protesi. Ciò consente una migliore comprensione del profilo di emergenza protesica ideale e quindi di come progettare l'impianto al meglio ^{(48), (40)}.

Alcuni autori preferiscono progettare l'impianto su un modello 3D stereolitografico ottenuto dai dati della TC e poi scansionarlo per la successiva lavorazione digitale (Fig.2)

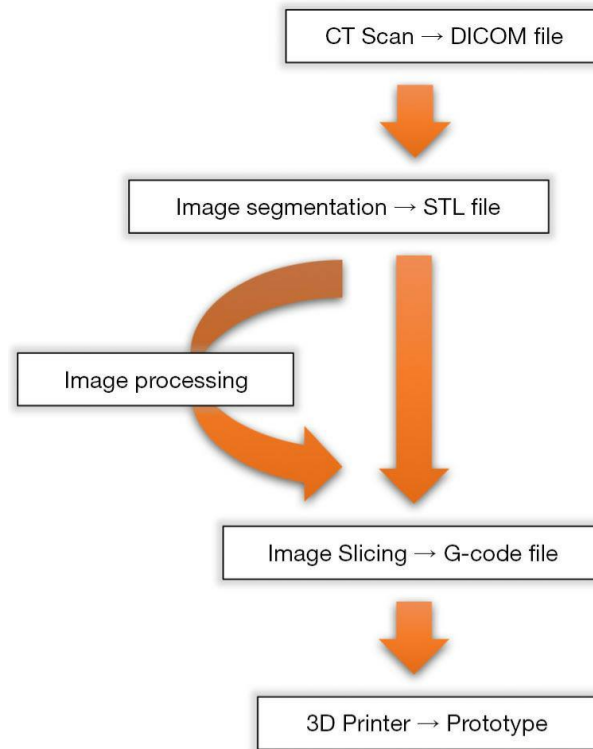


Figura 2 - Successione delle fasi di produzione fino alla stampa 3d del modello in resina.

È opinione di questi Autori che questo passaggio intermedio permetta una miglior comprensione delle esigenze del caso ⁽⁴⁶⁾.

In questo caso, i file STL vengono convertiti in un file G-code compatibile con la stampante 3D ⁽⁵¹⁾.

Il G-code è il risultato della divisione del file in multipli strati orizzontali (sul piano xy), e rappresenta il comando per la stampante ⁽⁵⁵⁾.

Ad esempio nello studio retrospettivo di Cerea e Dolcini, sono stati stampati i modelli in resina con lo scopo di testare la precisione e l'adattamento dell'impianto dopo la sua fabbricazione tramite sinterizzazione laser diretta del metallo (DMLS) ⁽⁴⁸⁾.

Questi file vengono poi importati in un altro software CAD (Computer Aided Design), un sistema che permette di eseguire la progettazione completamente al computer e assistita da esso. Programmi utilizzati possono essere ad esempio Meshmixer (Mangano) o Rhinoceros (Mustafa) o PlastyCAD (Cerea) dove vengono progettati gli abutment e le viti di osteosintesi per la stabilizzazione dell'impianto; viene disegnata la struttura implantare sottoperiostale, che verrà poi collegata alle altre strutture ⁽⁴⁰⁾.

Modellazione digitale

A differenza della modellazione nella chirurgia ricostruttiva, che utilizza prevalentemente il mirroring controlaterale per ottenere le strutture, la progettazione dell'impianto personalizzato è una creazione de novo.

Prima di progettare l'impianto è necessario pianificare la funzione dentale e l'estetica. I modelli virtuali devono essere messi in relazione centrica mediante l'intercuspitazione della dentatura esistente, se presente, oppure tramite dei marcatori radiografici nelle protesi indossate durante la scansione.

A seconda delle capacità del software e dell'approccio del progettista, gli impianti sottoperiostei possono essere creati utilizzando tecniche diverse:

- Modellazione digitale dell'argilla
- Estrusione superficiale selezionata
- Raccordo curvo con tubo

Innanzitutto vengono posizionati gli abutment in base all'anatomia e il futuro piano protesico (Surovas, Gellrich), poi gli elementi portanti e ritentivi che dovrebbero essere posizionati solo se presente almeno uno spessore di 0,8 millimetri di osso corticale.

Lo spessore dell'impianto è solitamente compreso tra 1,2-1,8 millimetri (Gellrich, Surovas). Dopo i processi di produzione come DMSL, gli impianti risultano ruvidi in superficie e necessitano di una levigatura che ne riduce lo spessore. Per questo motivo vengono modellati con uno spessore di 0,2-0,3 millimetri in più per consentire la riduzione e levigatura senza assottigliarlo troppo ⁽³⁹⁾.

La sottrazione Booleana è una parte fondamentale della modellazione additiva. Essa si basa su due modelli: il primo è il modello anatomico dell'osso, il secondo è sempre il

modello anatomico a cui viene aggiunto l'impianto modellato sopra. L'operazione booleana consiste nella sottrazione tra il secondo modello e il primo, da cui risulterà la struttura dell'impianto ⁽³⁹⁾.

Surovas, descrive la modellazione tramite il metodo addizione-sottrazione utilizzando la tecnica di scultura con pennello a rete. Vengono usate due copie del modello anatomico: sulla prima viene modellato l'impianto tramite argilla virtuale (come fa l'odontotecnico quando modella la cera sul modello refrattario) mentre la seconda viene utilizzata per formare la superficie interna mediante sottrazione dalla prima ⁽³⁹⁾.

Il software non può avviare la sottrazione booleana su modelli contenenti errori, perciò è di fondamentale importanza ripararli prima di eseguire l'operazione. La riparazione deve essere eseguita come precedentemente descritto prima di eseguire la modellazione, ma non solo, anche prima e dopo ogni fase di addizione o sottrazione, e prima di procedere con la stampa. Sono disponibili diversi software gratuiti per riparare gli errori, tra questi Netfabb Basic, MeshLab, 3Data expert lite e Meshmixer ⁽³⁹⁾.

Il file STL del modello dell'impianto, nello studio di Cerea e Dolcini, è stato prima stampato in resina per verificarne la precisione dell'adattamento sul modello anatomico precedentemente stampato ⁽⁴⁸⁾. Anche Mangano et al., hanno stampato sia l'impianto che il modello 3D dell'osso in resina per controllarne l'adattabilità e aiutare il chirurgo nella preparazione dell'intervento ⁽⁴⁰⁾.

La sinterizzazione laser diretta dei metalli (DMLS) è una tecnica di produzione additiva in cui un oggetto viene costruito strato dopo strato utilizzando metalli in polvere grazie a un laser controllato dal computer e riscaldatori radianti. Gli strati di metallo vengono applicati con uno spessore di 0,1mm su una piattaforma mobile, un raggio di laser ad alta potenza fonde le polveri presenti nella sua zona focale descritta dal file di progettazione assistita da computer (CAD), si genera così un sottile strato. La piattaforma si sposta verso il basso, viene depositato un nuovo strato di polvere che verrà fuso; e così strato dopo strato fino al completamento dell'oggetto (Fig.3).

Grazie a questa tecnica è possibile controllare la porosità, ciò rappresenta un vantaggio perché un materiale poroso favorisce la crescita e la vascolarizzazione ossea, migliorando l'osteointegrazione ⁽⁵⁶⁾.

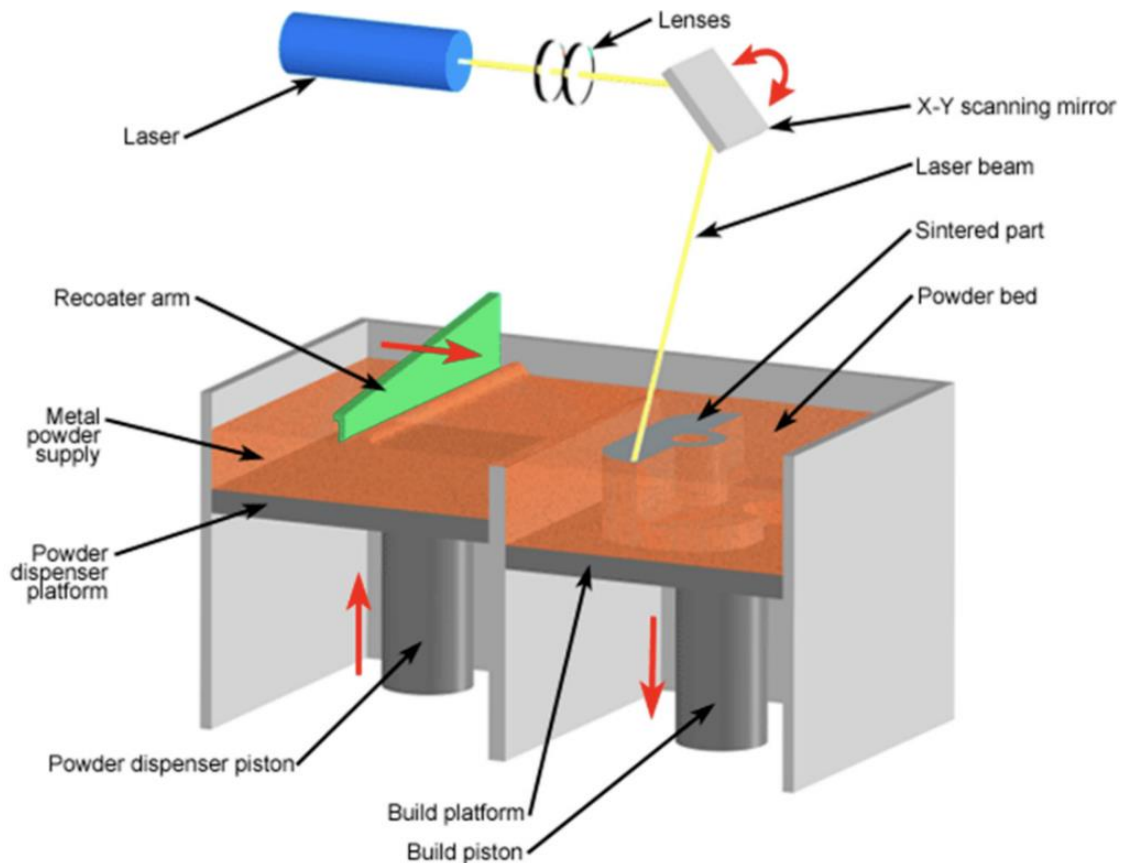


Figura 3 - Rappresentazione schematica della DMLS.

Mangano et al. nel 2018, ha eseguito una valutazione istochimica dei tessuti molli perimplantari attorno a componenti in metallo lavorato e sinterizzato mediante DMLS. Confrontando i campioni, è emersa una maggiore espressione di integrine (molecole di adesione) e minore quantità di infiltrato infiammatorio nelle sezioni intorno a impianti completamente DMLS (quindi poroso) rispetto agli altri ibridi o lavorati ⁽⁵⁷⁾.

Surovas et al., ha dimostrato la fattibilità e la sostenibilità economica della progettazione e produzione tramite DMLS di un impianto sottoperiosteale su misura in lega di titanio, in grado di adattarsi precisamente al modello osseo stampato in 3D ⁽³⁹⁾.

La fusione laser selettiva (SML) utilizza allo stesso modo polveri che vengono fuse da un laser ad alta potenza strato dopo strato.

La produzione additiva offre una grande flessibilità nella progettazione dell'impianto poiché molte forme e geometrie sono realizzabili più facilmente. Inoltre è più semplice

ridurre la superficie di contatto tra impianto e osso, permettendo di abbassare la quantità di osso a contatto e quindi sottoposto a riassorbimento ⁽⁴²⁾.

In generale i vantaggi di una produzione con laser sono:

- Uniformità del prodotto che sarà anche privo di contaminazioni, a differenza di quelli sintetizzati con tecnica di fusione a cera persa,
- È tracciabile
- Non si formano cricche o crepe
- Il risultato non è influenzato dalle dimensioni del prodotto finale, a differenza della tecnica con fusione a cera persa,
- Certificata ⁽³⁴⁾

Stabilità e ritenzione

Inizialmente la stabilità degli impianti era offerta da specifici punti di repere anatomici, questo valeva sia per la mandibola che per la mascella.

Mentre ora ritenzione e stabilità sono garantiti dall'appoggio dei sottoperiosteici sui pilastri di resistenza medio-facciali (nasale e zigomatico) e trasversali (palatini in area mediana e paramediana) ⁽⁴⁶⁾.

Pilastri mascellari e mandibolari

Il cranio ha una struttura che fornisce protezione a encefalo, organi di senso, vie aeree e digerenti; inoltre conferisce resistenza alle numerose sollecitazioni meccaniche a cui è continuamente sottoposto (ad esempio quelle masticatorie)⁽¹⁵⁾.

La pressione della masticazione sul mascellare si scarica prima di tutto sui denti che dalla corona alla radice veicolano la forza sull'osso alveolare; da qui la pressione masticatoria si scarica sullo splancnocranio per poi neutralizzarsi sul neurocranio (Fig.4)

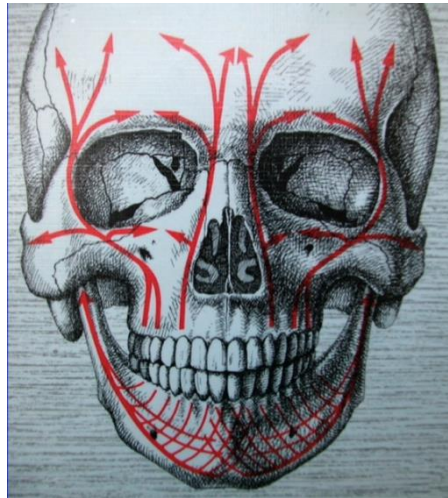


Figura 4 – Direzioni di propagazione delle forze

Nel caso delle gravi atrofie, manca l'osso alveolare in questa successione; si presentano quindi due alternative: utilizzare tecniche rigenerative per ripristinare l'osso mancante oppure caricare direttamente lo splancnocranio, ovvero i pilastri di resistenza del massiccio facciale.

I pilastri di resistenza su cui vengono scaricate le forze, o dall'osso alveolare o direttamente dall'impianto, sono costituiti da osso corticale di tipo D1 che non va incontro a riassorbimento.

In particolare la resistenza è data un'organizzazione paragonabile a quella di “telai e capriate”, considerati come pilastri di resistenza (Fig.5).

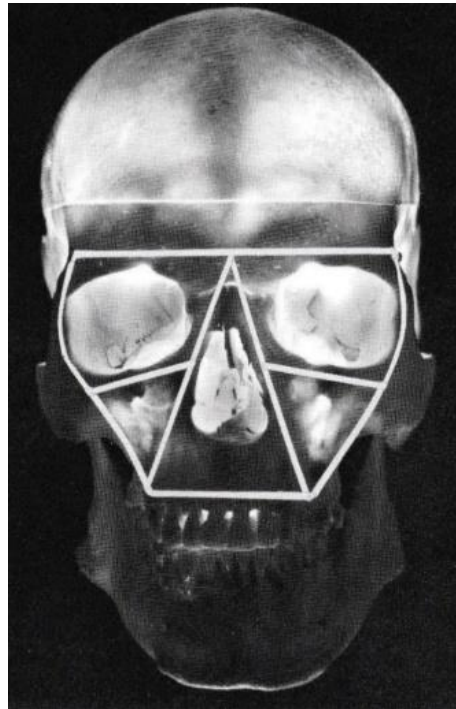


Figura 5 – Pilastri di resistenza

Il telaio principale è un triangolo, questo è molto funzionale poiché il triangolo è una figura geometrica indeformabile, capace di resistere alla deformazione derivante da forze applicate da qualsiasi direzione. L'unione dei tre pilastri mascellari determina la formazione di triangoli ^{(15), (34)}.

La capriata fondamentale invece è un tetraedro (piramide a base triangolare), anch'essa figura tridimensionale in grado di contrastare forze applicate in qualunque direzione e nei tre piani dello spazio

Guardando il cranio frontalmente si possono distinguere i telai: al centro domina un triangolo i cui lati sono costituiti dai pilastri canini. Questi, hanno inizio in corrispondenza dei denti omonimi e decorrono verso l'alto, fra le cavità nasali e quelle orbitarie per

incontrarsi in corrispondenza della glabella. La base del triangolo invece è formata dall'osso del palato tra canino e canino.

A ciascun lato di questo triangolo si trova un triangolo rovesciato che condivide il pilastro canino con il centrale; mentre il lato esterno diverge seguendo il processo zigomatico fino all'osso frontale.

La base di questi triangoli capovolti è rappresentata dalla parete superiore dell'orbita. Un triangolo più piccolo può essere inscritto in questi due rovesciati, esso ha gli stessi lati ma la base è il pavimento dell'orbita invece che la parete superiore.

Questo insieme di capriate fornisce un'intelaiatura per cavità nasale, orbitarie e seni mascellari, inoltre consente all'osso di resistere alle sollecitazioni meccaniche che derivano dalla masticazione.

Un altro pilastro è quello che comprende la tuberosità mascellare insieme al processo pterigoideo, questo assorbe le forze che si scaricano sui denti posteriori.

I tre pilastri verticali descritti hanno origine in corrispondenza della parte basale del processo alveolare (Fig.6) e raggiungono la base del cranio (Fig.7)

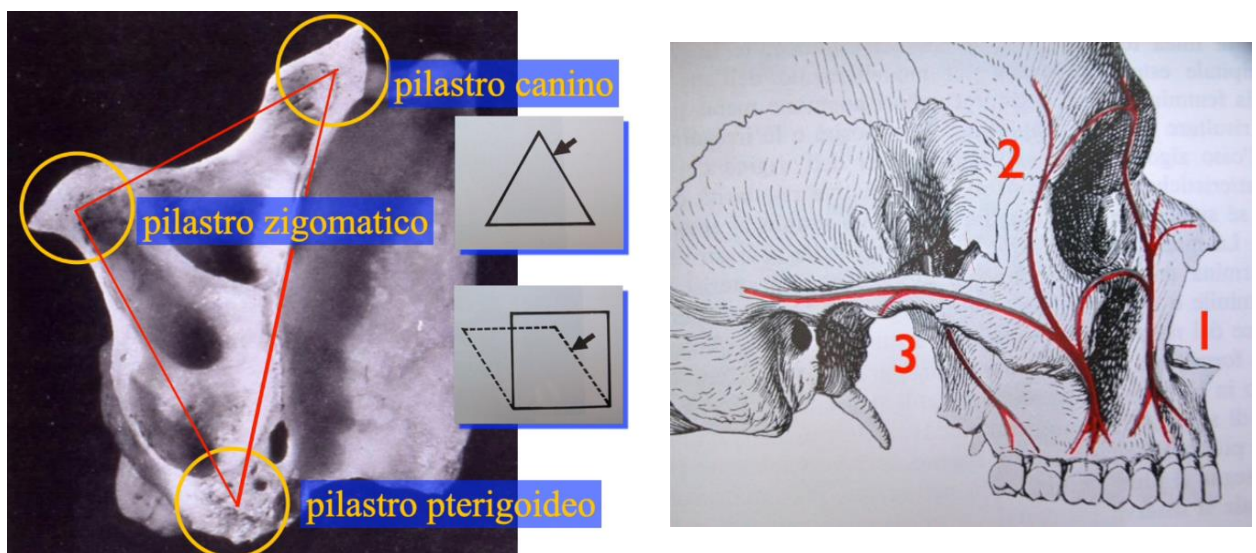


Figura 6 e 7 - Origine dei pilastri nel processo alveolare e loro percorso

Per quanto riguarda la mandibola, essa ha una componente ossea centrale robusta a ferro di cavallo che va da condilo a condilo, come fosse la diafisi di un osso lungo. Per resistere alle forze torcenti esercitate dai muscoli pterigoidei alle estremità della mandibola, vi è un rinforzo a livello della sporgenza del mento ⁽¹⁵⁾.

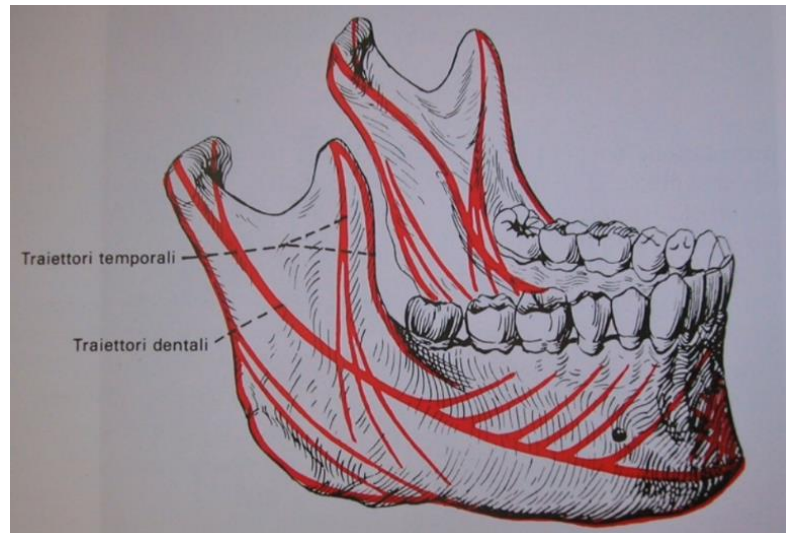


Figura 8 – Traiettorie di carico della mandibola

La mandibola non ha pilastri di resistenza, ha traiettorie di carico (Fig.8), zone in cui la pressione della masticazione viene scaricata in maniera preferenziale. Queste traiettorie non passano all'interno dello spessore della mandibola ma a livello della corticale vestibolare.

Il palato duro è un pilastro di resistenza trasverso che unisce le forze di carico di destra con quelle di sinistra (Fig.9). È una struttura molto sottile ma irrobustita a livello trasversale dal vomere, dal setto nasale, parete mesiale del seno e dal piede dello zigomo (Fig.10). Nelle griglie del passato vi era una barra trasversa che congiungeva zigomo destro e zigomo sinistro passando per il palato.



Figura 9 – Carichi di dx e sx che convogliano nel palato duro

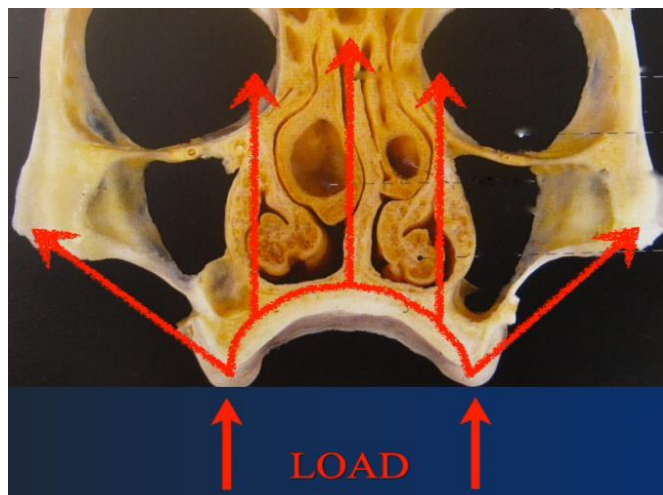


Figura 10 – Forze sul palato dissipate dalle strutture ossee

Nei palati molto arcuati non viene eseguita più la barra, mentre risulta necessaria nei mascellari molto piatti, affinché ci sia uno scarico ottimale delle forze masticatorie.

Il design delle griglie simula i punti di scarico in modo da veicolare le forze masticanti direttamente su questi pilastri ⁽³⁴⁾.

Abutment

Il numero di monconi deve essere ridotto al minimo per ridurre la possibilità di invasione batterica, poiché queste perforazioni della mucosa sono il luogo in cui all'organismo manca la barriera naturale presente contro i microrganismi del cavo orale. Inoltre queste fessure riducono la circolazione dei liquidi nei tessuti ostacolando i processi rigenerativi.

L'esame di modelli diagnostici e cerature aiutano a pianificare i profili di emergenza degli abutment e la loro relazione con le protesi pianificate. L'utilizzo di denti virtuali nel software aiuta il corretto posizionamento degli abutment.

Quando si creano abutment cementabili fissi, bisogna fare attenzione al loro parallelismo con eventuali denti o impianti già presenti nella cavità orale del paziente e alla relazione con gli antagonisti ⁽³⁹⁾.

Le griglie possono avere abutment monofasici o multifasici (Multi Unit Abutment). I primi sono appunto un tutt'uno con la griglia; una volta fissata e suturati i lembi, ci saranno i monconi sporgenti nella gengiva. La protesi sarà cementata quindi è conveniente optare per un abutment conometrico con inclinazione delle pareti a circa 6°.

I secondi invece sono monconi che possono essere assemblati e disassemblati dall'impianto tramite vite passante, la protesi può essere avvitata oppure cementata ⁽³⁴⁾.

Analisi FEA

È l'Analisi Elementi Finiti, uno strumento che permette di studiare la biomeccanica degli impianti dentali e la distribuzione dello stress in diverse condizioni cliniche; fornisce informazioni sulla prestazioni di diversi design e materiali implantari. Queste informazioni consentono di ottimizzare la geometria dell'impianto e la riduzione al minimo delle complicanze associate al carico.

È un metodo numerico che permette di ottenere informazioni sulla struttura dividendo la forma in un numero finito di piccoli elementi e risolvendo un numero finito di equazioni.

Mustafa et al., nel loro studio hanno confrontato la distribuzione dello stress, lo spostamento e il carico osseo tra impianti sottoperiostei monoblocco (copre tutto l'osso mascellare con un unico pezzo) e doppi (due impianti con immagine speculare che coprono separatamente la metà di destra e di sinistra). Lo studio includeva 11 pazienti

con mascella atrofica; hanno applicato un carico verticale di 150 Newton su entrambi i lati posteriori e un carico di 50 Newton nella regione anteriore

Dalla loro ricerca è emerso che gli impianti doppi mostrano uno stress Von Mises inferiore all'interno della struttura rispetto ai mono. Tuttavia i mono distribuiscono il carico più omogeneamente, riducendo il carico e stress residuo sull'osso. I monoblocco possono essere vantaggiosi in caso di carico dentale immediato proprio grazie a queste caratteristiche.

Carnicero et al., ha sfruttato l'analisi FEA per ottimizzare il progetto dell'impianto e quindi anche le sue prestazioni. L'analisi è stata effettuata su 5 impianti e ha permesso di individuare le aree soggette a livelli di stress più alti e più bassi in base ai diversi scenari di forza del morso (masticazione standard e forza di masticazione critica) ⁽⁴²⁾.

In base ai risultati la struttura è stata ottimizzata in due fasi, riducendo il volume dell'impianto e quindi eliminando la necessità di viti in più. Il nuovo design ottenuto aveva caratteristiche biomeccaniche migliorate e ottimali per il fissaggio di una protesi funzionale.

Trattamenti di superficie

Gli impianti endossei tradizionali entrano per la maggior parte in contatto con l'osso, solo una minima area interagisce con i tessuti molli. Diverso è l'impianto sottoperiostale, il quale presenta una superficie a contatto con l'osso e l'altra, altrettanto ampia, con gengiva e mucosa. Per questo motivo è importante indagare quale sia il trattamento di superficie più adatti a favorire l'osteointegrazione (determinata da microrugosità, energia superficiale e bagnabilità) da un versante, e la guarigione dei tessuti molli dall'altro.

Per quanto riguarda il trattamento delle superfici rivolte verso l'osso, è possibile fare una lucidatura tramite elettroerosione, come riportato da Cerea et al.

Cohen et al. (2016) ⁽⁶⁰⁾, ha studiato gli effetti della modificazione di superficie tramite sabbiatura con particelle di fosfato di calcio e attacco acido, questo trattamento produce una combinazione di micro e nano-rugosità. Prima di tutto gli autori hanno studiato gli effetti prodotti in vitro sugli osteoblasti, rilevando una buona quantità di nuova matrice ossea, la presenza sia di fattori di angiogenesi e di osteogenesi. Gli studi sono proseguiti sulla calotta cranica dei ratti e nelle tibie di coniglio, dove è risultato un elevato Bone-to-

Implant Contact. Ma più importante è l'eccellente osteointegrazione e stabilità risultata dagli studi in vivo su umani ⁽⁶⁰⁾.

Mommaerts et al., ha creato la rugosità mediante sabbiatura (allumina 297 micron) e mordenzatura con acido ossalico.

Mentre nello studio di Niwa et al., sono stati confrontati gli impianti rivestiti con HA e quelli trattati con alfa-tricalcio fosfato. Le due strutture sono state inserite sotto il periostio del femore di coniglio, poi osservati radiograficamente, istologicamente e infine è stata misurata la resistenza alla trazione nell'interfaccia osso-impianto. Due settimane dopo l'inserimento, il volume di osso neoformato era significativamente maggiore per gli impianti rivestiti con alfa-tricalcio fosfato ⁽⁶¹⁾.

Nell'interfaccia transgengivale, è fondamentale l'adesione cellulare dei cheratinociti e dei fibroblasti perché garantiscono un sigillo epiteliale resistente all'infiltrazione batterica proveniente dal cavo orale. (Mommaerts, 2019).

Esistono diverse alternative che possono garantire effetti diversi sulla vitalità, attacco e differenziazione dei fibroblasti gengivali.

Roy et al. ⁽⁵⁹⁾, ha osservato gli effetti che i diversi trattamenti hanno sui geni e le proteine maggiormente coinvolte nella guarigione dei tessuti molli danneggiati chirurgicamente. Sono stati valutati effetti come la vitalità, adesione, proliferazione, espressione genica dei fibroblasti (principali cellule coinvolte nella produzione di nuova matrice extracellulare necessaria per efficienti sigilli gengivali).

I trattamenti su titanio valutati sono stati: lavorato grezzo, elettrolucidazione con miscela acida, sabbiatura (corindone) associata ad acidato, nuova superficie colorata ALTiColor (procedura proprietaria) e anodizzazione (formazione di uno strato protettivo di ossido).

I risultati sperimentali riportati nel presente studio suggeriscono che le attuali procedure per la modifica delle superfici degli impianti dentali sottoperiosteali in titanio non producono effetti dannosi sui fibroblasti gengivali, né sembrano promuovere l'inizio di processi infiammatori. Piuttosto, i fibroblasti gengivali coltivati in presenza di tutte le superfici di titanio testate presentavano un'aumentata espressione dei livelli di diversi

geni e proteine correlati alla produzione di ECM e all'attaccamento/migrazione cellulare (59).

Mommaerts et al., nel 2019 ha eseguito sulla superficie trans mucosa una lucidatura inizialmente tramite laser poi manualmente con dischi di ceramica rosa, punte di gomma bianche e marroni, infine è stata passata una pasta lucidante a base di acqua senza grassi animali per poi concludere con setole rotanti.

Zigterman et al., ha esaminato l'interfaccia tra impianti in titanio o leghe di titanio e tessuti molli non cheratinizzati circostanti come periostio e muscoli. Tuttavia è bene precisare che la revisione comprende solo studi su animali, nessuno su esseri umani. Gli articoli considerati sono stati suddivisi in cinque sottogruppi a seconda della modifica eseguita: modifiche meccaniche (sabbatura), processi ossidativi (attacco acido, anodizzazione), rivestimenti di titanio (TiO₂) derivati da sol-gel, modifiche con molecole biologiche sulla superficie (HA, DNA, apatite FGF-2, fattori di crescita) e altre modifiche (rivestimenti diamantati nanocristallini idrofobici e idrofilici).

Dalla revisione è emerso che superfici con rugosità compresa tra 0,5 e 1,0 micrometri e il titanio sinterrizzato poroso inducono l'adesione dei tessuti molli, mentre le superfici più lisce la impediscono. È risultato che il trattamento MAO (ossidazione al microarco) di TiAl4V aumenta significativamente l'adesione dei tessuti alla superficie dell'impianto (67).

Osteotomie

Le osteotomie, preservando i picchi ossei mesiali e distali, consentono una migliore guarigione sia dei tessuti molli che dei tessuti duri, riducendo il rischio di deiscenza dei tessuti molli (46).

Effettuando delle osteotomie trasverse, il braccio cavaliere non si trova a diretto contatto con la gengiva aderente sovrastante, se così fosse verrebbe percepito come corpo estraneo con conseguente esposizione (34).

Le osteotomie possono inoltre essere eseguite per rimuovere sottosquadri e permettere l'adattamento dell'impianto, come descritto nello studio di Ayna et al. In questo caso sono state utilizzate delle guide chirurgiche (65).

Rinaldi et al., ha pubblicato delle linee guida per eseguire osteotomie orizzontali e verticali guidate da dime chirurgiche nei casi in cui i contorni dell'osso non sono favorevoli o dove è programmata l'estrazione dentale. In quest'ultimo caso, prima di fissare un impianto sottoperiosteale bisognerebbe attendere il riassorbimento dell'osso alveolare, altrimenti i bracci della griglia andrebbero in contro ad esposizione. L'uso delle guide per osteotomie quindi serve per anticipare chirurgicamente i tempi del processo di riassorbimento; si può dire che in questo modo si allarga la possibilità di utilizzo degli impianti sottoperiosteali anche ai pazienti con atrofia di classe IV secondo Cawood e Howell ⁽⁶⁶⁾.

Fissaggio

Come già descritto, in precedenza le griglie prodotte in maniera analogica non coincidevano perfettamente con l'anatomia ossea, causando micromovimenti che ne pregiudicavano il risultato. Se a questo si somma il fatto che gli impianti non venivano fissati rigidamente, ne consegue un'ulteriore riduzione della stabilità che accelera il riassorbimento dell'osso sottostante e quindi il peggioramento dell'atrofia.

Oggi, la stabilità primaria dei sottoperiosteali si ottiene attraverso un sistema di fissaggio rigido con viti da osteosintesi, uno standard in traumatologia e chirurgia ricostruttiva.

Nella struttura metallica sono progettati fori multipli per le viti per consentire un impianto con elevata stabilità fornita dalle mini-viti multivettoriali e fornire resistenza al carico ⁽⁶²⁾.

Carnicero et al., ha dimostrato tramite analisi FEA che la migliore strategia per imporre restrizioni al movimento e quindi avere un elevato grado di stabilità primaria, è il fissaggio tramite fori e viti; le alternative prese in considerazione erano l'attrito tra osso e impianto o dei nodi posti sulla circonferenza dei fori ⁽⁴²⁾.

La progettazione digitale permette di modificare la lunghezze delle viti di fissaggio in base agli spessori dell'osso e al coinvolgimento di strutture nobili come la membrana di Schneider (Mommaerts, 2019). Surovas et al., indica lo spessore di 0,8 millimetri dell'osso corticale come valore soglia per poter inserire le viti ritentive ⁽⁴¹⁾.

L'ancoraggio osseo lontano dal cavo orale rappresenta un punto di forza di questo metodo di fissaggio poiché l'eventuale infiammazione attorno agli abutment non ha ripercussioni immediate sulla stabilità ⁽⁶²⁾.

Ayna et al., ha descritto nel suo studio una tecnica che semplifica l'inserimento delle viti perforanti, soprattutto nella zona palatina o del pilastro zigomatico. Infatti, secondo l'autore, l'inserimento delle viti perforanti in queste regioni può risultare difficoltoso utilizzando il manipolo angolato a causa della sua lunghezza insufficiente. Per questo motivo nello studio propone l'utilizzo di un cacciavite universale (BoneTrust) capace di posizionarsi in maniera ottimale sull'asse, evitando il rischio di posizionare la vite con angolazione scorretta ⁽⁶⁵⁾.

I fori delle viti hanno un diametro di 2 millimetri e il design svasato consente alla testa della vite di posizionarsi a filo con la superficie esterna della struttura metallica⁽⁶²⁾.

Oltre il 25% del materiale di osteosintesi in lega di Titanio che viene utilizzato sia nella chirurgia traumatologica che nella ortognatica viene ricoperto da osso nel tempo; questo fenomeno potrebbe comportare un aumento della stabilità e dell'osteointegrazione dell'impianto sottoperiosteale a livello delle ali e nella struttura basale ⁽⁶⁸⁾.

Sterilizzazione

Una volta prodotta la griglia, dovrà essere sterilizzata come tutti i materiali medici. La sterilizzazione può avvenire mediante processi fisici come il calore (secco o umido) e le radiazioni (ultraviolette, ionizzanti gamma e beta o microonde) oppure tramite processi chimici che prevedono l'utilizzo di sostanze come acido paracetico, ossido di etilene e perossido di idrogeno.

Ad oggi la tecnica più diffusa è sicuramente quella che utilizza il calore secco sfruttando l'azione del vapore saturo in autoclave, poiché questa è poco costosa, non tossica e permette di ottenere ottimi risultati.

Per quanto riguarda le radiazioni, quelle ultraviolette non possono essere considerate sterilizzanti; mentre i raggi gamma possono essere utilizzati per polimeri e metalli. Essi sono radiazioni elettromagnetiche prodotte da isotopi radioattivi come Co60 e Cs137 (Cesio, meno diffuso e meno utilizzato) le quali agiscono denaturando le proteine e gli acidi nucleici ⁽⁶³⁾.

Le radiazioni gamma presentano numerosi vantaggi come la migliore penetrazione (materiale può essere imbustato), migliore certezza di sterilità, ed efficacia indipendente dalle condizioni di temperatura e pressione ⁽⁶⁴⁾.

Tuttavia possono danneggiare la superficie, possono essere mutageni e cancerogene per gli operatori, ed è inoltre necessario introdurre (in caso di materiali confezionati) un agente antiossidante che catturi l'ossigeno per evitare che questo alteri il materiale di confezionamento. Infine, gli impianti per produrli sono molto costosi.

Invece, i raggi beta vengono emessi da un catodo ed accelerati mediante microonde all'interno di una cavità sottovuoto, e per mezzo di magneti sono indotti a colpire il materiale da sterilizzare; utilizzati per prodotti di piccole dimensioni a causa del basso potere penetrante ⁽⁶³⁾.

Vantaggi

La riabilitazione dei mascellari atrofici mediante questo tipo di impianti presenta diversi vantaggi ⁽⁴³⁾:

- Non è più necessaria un'area donatrice, quindi eliminata la morbidità che derivava dalla fase di prelievo
- Possibilità di carico immediato
- Intervento ambulatoriale
- Diminuzione dei passaggi
- Possibilità di trattare pazienti con patologia sinusale, evitando di perforare la membrana di Schneider poiché si può pianificare la lunghezza delle viti di fissaggio
- Irradiati o con grandi difetti dei mascellari
- Capacità di scollegare ciascun perno dal telaio basale nel caso in cui si sviluppi una perimplantite

Svantaggi

- La procedura richiede competenze chirurgiche avanzate soprattutto nel caso del posizionamento dell'impianto monoblocco
- Infezioni e perimplantiti
- Fratture sia dei componenti implantari che protesici ⁽⁶⁵⁾
- Esposizioni

CAPITOLO 3- CASE REPORT CON 2 ANNI DI FOLLOW UP

Obiettivo

L'obiettivo dello studio consiste nella riabilitazione implanto-protetica di una grave atrofia sia mascellare che mandibolare con impianto sottoperiosteale. Entrambi gli interventi sono stati eseguiti presso la SOD Chirurgia Maxillo-Facciale dell'Azienda Ospedaliero-Universitaria delle Marche nel mese di Luglio 2022 (arcata superiore) e Gennaio 2023 (arcata inferiore). Di seguito verranno descritte principalmente le fasi di progettazione, le procedure chirurgiche e il follow up del caso.

Materiali e metodi

Il caso clinico riguarda un paziente maschio di 68 anni con una grave atrofia sia a livello mascellare che a livello mandibolare. Il paziente all'anamnesi patologica remota riporta tentativi pregressi di riabilitazione con impianti endosseici che sono falliti e risulta affetto da una forma di atassia, malattia neuromuscolare che comporta grandi limitazioni dei movimenti volontari. È stata considerata anche la riabilitazione con quattro zigomatici, ma analizzando gli esami radiografici e la preview digitale si è giunti alla conclusione che non ci fosse lo spazio necessario per inserirne due per lato. Si è optato quindi per la riabilitazione tramite impianti sottoperiosteici: una griglia unica per il mascellare e due griglie separate per il mandibolare, dal momento che il paziente presenta già una riabilitazione protetica stabile degli anteriori inferiori.

Sono state eseguite le impronte di precisione di entrambe le arcate con le quali sono stati realizzati i modelli di studio. I modelli sono poi stati scansati e salvati in formato STL.

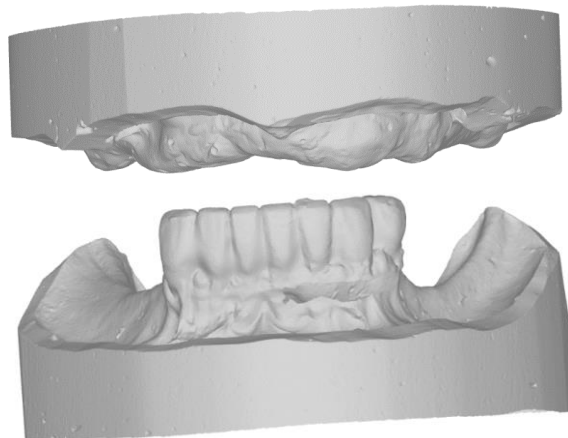


Figura 1 - Rappresentazione digitale del modello di studio salvato in file STL

Considerando tutti i parametri necessari per la funzione, fonazione ed estetica, è stato realizzato il progetto della protesi totale superiore e delle protesi inferiori (Fig.2). Anche i wox-up sono stati scannerizzati e salvati in formato STL.

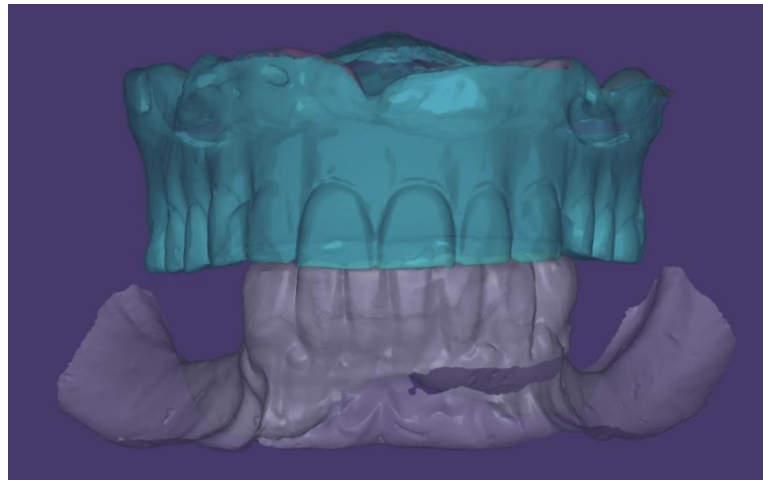


Figura 2 - Wox-up della protesi totale superiore salvata in file STL e arcata antagonista

Grazie ai dati ottenuti scannerizzando la ceratura di diagnosi e l'arcata antagonista (per vedere cosa c'è da controbilanciare), è stata realizzata digitalmente una dima radiologica con markers fiduciali per l'esecuzione della CBCT. Come precedentemente descritto, i markers sono importanti per far coincidere il file STL proveniente dai DICOM e il file STL dei modelli di studio.

Il paziente ha eseguito una CBCT (Fig.3 e 4) indossando la suddetta dima radiologica. L'esame strumentale conferma l'importante atrofia ossea mascellare e mandibolare, classificata come atrofia di grado V secondo la classificazione di Cawood e Howell ⁽¹⁾.

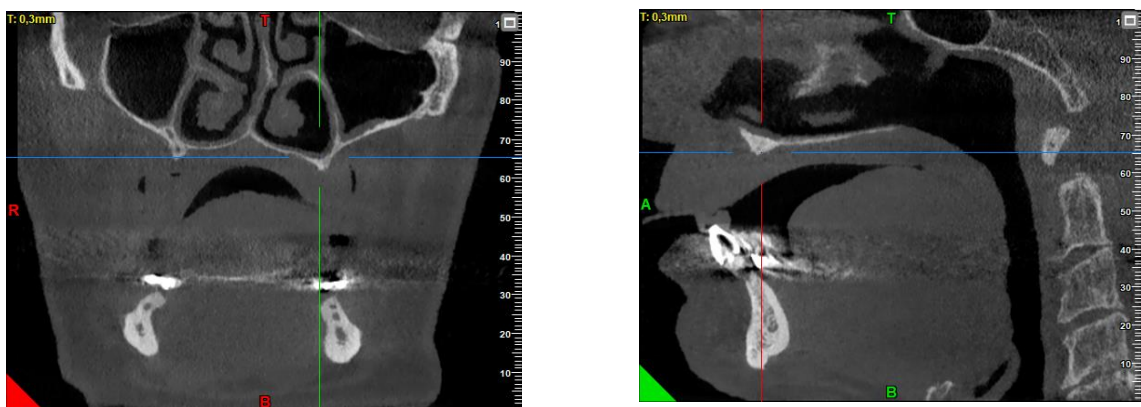


Figura 3 - Atrofia del mascellare in proiezione frontale e sagittale alla CBCT.

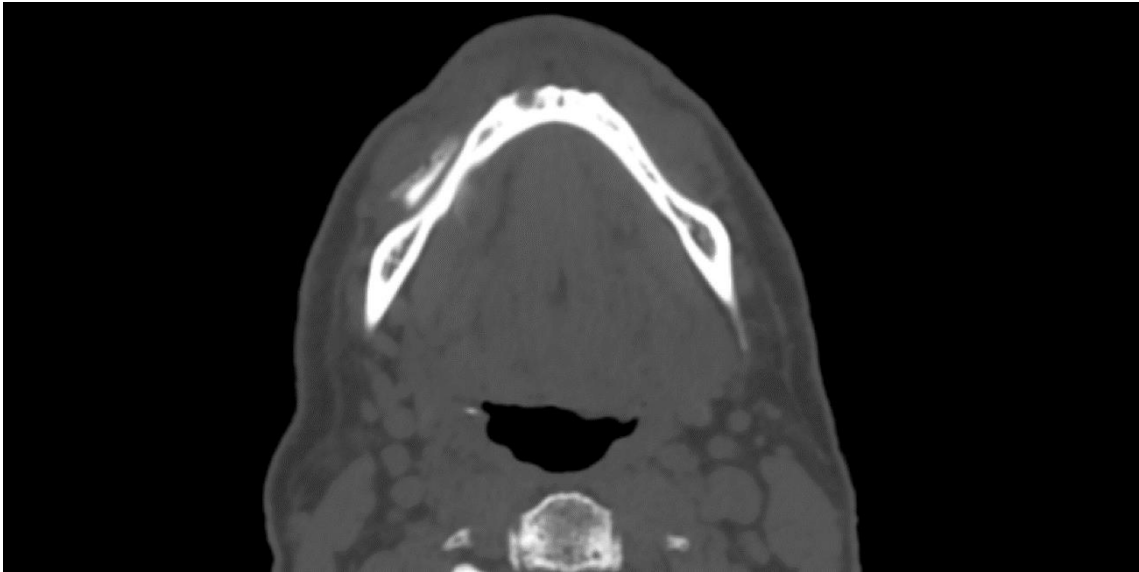


Figura 4 - Atrofia mandibolare in proiezione orizzontale alla CBCT

Il file DICOM ottenuto dall'esame è stato processato per ottenere un formato STL dell'anatomia ossea del paziente. Questo è stato utilizzato per produrre il modello anatomico in resina del mascellare e della mandibola.

Una volta stampati i modelli, è stato tracciato a matita il disegno del progetto dell'impianto. In questa fase è fondamentale la conoscenza dettagliata dei pilastri di resistenza che devono essere sfruttati al meglio per poter ottenere una corretta distribuzione dei carichi. In particolare per il mascellare vengono sfruttati il pilastro anteriore (nasale) medio (palatino) e trasversale (palatino). Nella mandibola non ci sono pilastri di resistenza ma viene sfruttato il maggiore spessore presente a livello vestibolare (4-6 millimetri); infatti l'impianto viene sagomato in modo da avere un ancoraggio maggiore vestibolarmente, mentre lingualmente presenta solo un appoggio.

Anche questo modello in resina con il disegno dell'impianto è stato scannerizzato e salvato in formato STL: rappresenta la guida per la modellazione virtuale dell'impianto (Fig. 5 e 6).

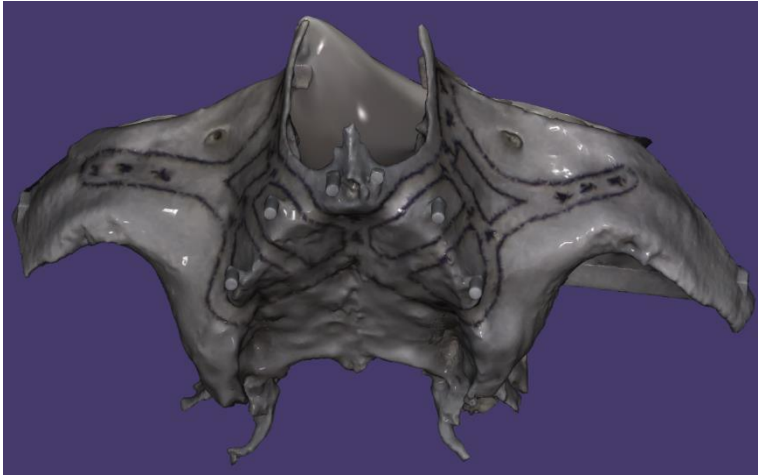


Figura 5 - Scannerizzazione del modello in resina del mascellare superiore su cui è stato tracciato il disegno del progetto.

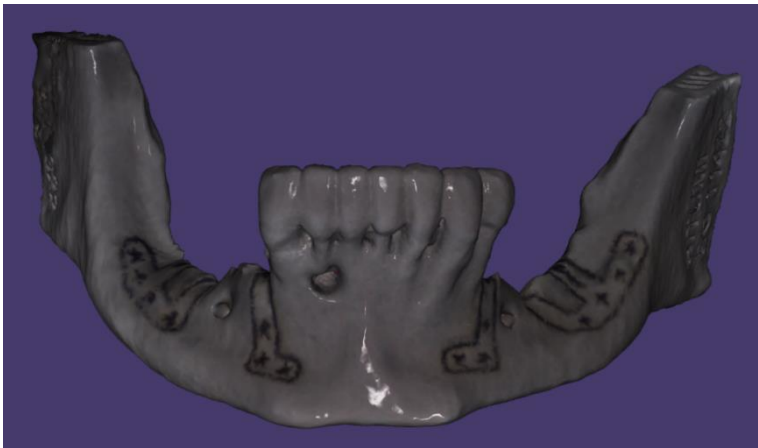


Figura 6 - Scannerizzazione del modello in resina della mandibola su cui è stato tracciato il disegno del progetto.

La progettazione viene eseguita con un software apposito e una volta ultimato viene salvato in formato STL (Fig.7 e 8).

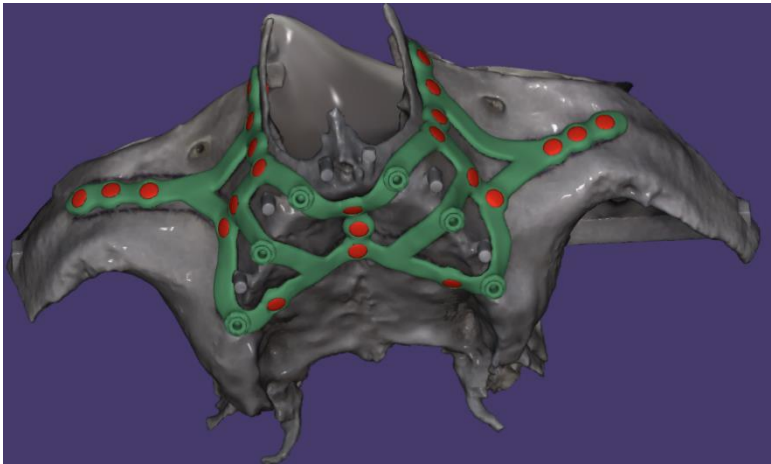


Figura 7 - Progetto virtuale dell'impianto nel mascellare superiore

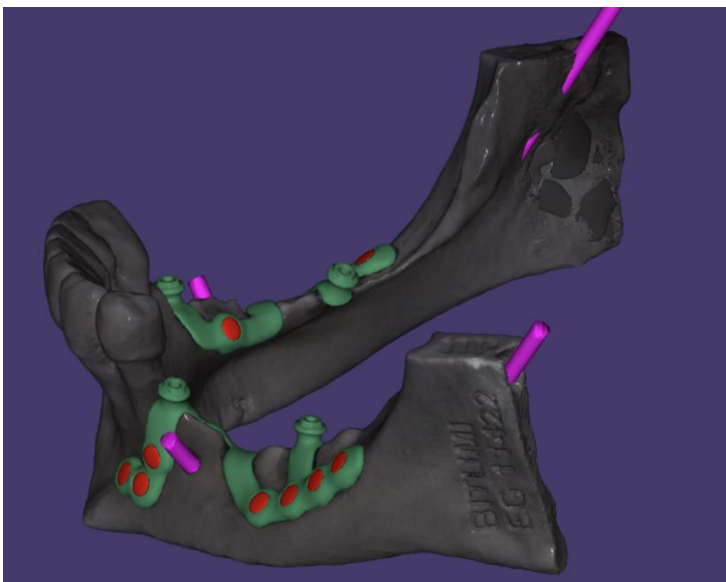


Figura 8 - Progetto virtuale degli impianti per l'arcata inferiore con visualizzazione del percorso del nervo alveolare inferiore.

Virtualmente è stata progettata anche la dima chirurgica per guidare le osteotomie (Fig. 9 e 10). Come già descritto, le osteotomie possono essere utili in fase chirurgica per favorire l'adattamento dell'impianto e in particolare del braccio cavaliere. Inoltre l'osteotomia, preservando i picchi ossei mesiale e distale consente una migliore guarigione dei tessuti duri e molli, riducendo il rischio di deiscenze ⁽⁴⁶⁾. Le osteotomie possono essere eseguite solo se l'osso basale è sufficiente e se, come in questo caso, la cresta si presenta a lama di coltello. Per l'esecuzione dell'osteotomia vengono utilizzati strumenti piezoelettrici o rotanti calibrati, e per avere un risultato più predicibile e preciso possibile, l'utilizzo della dima è fondamentale.

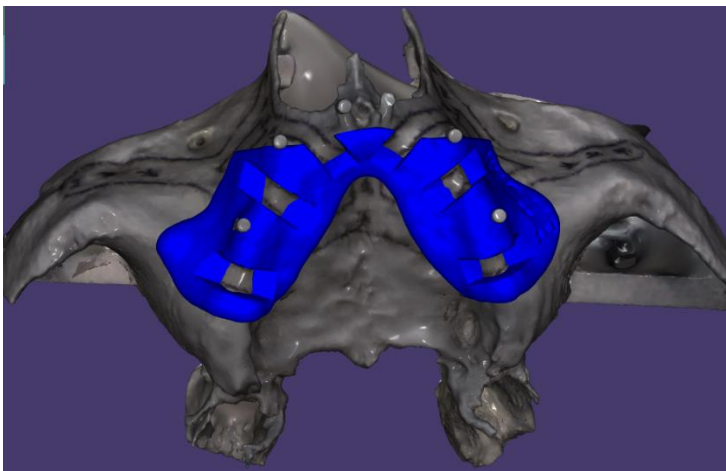


Figura 9 - Progettazione digitale della dima chirurgica per arcata superiore

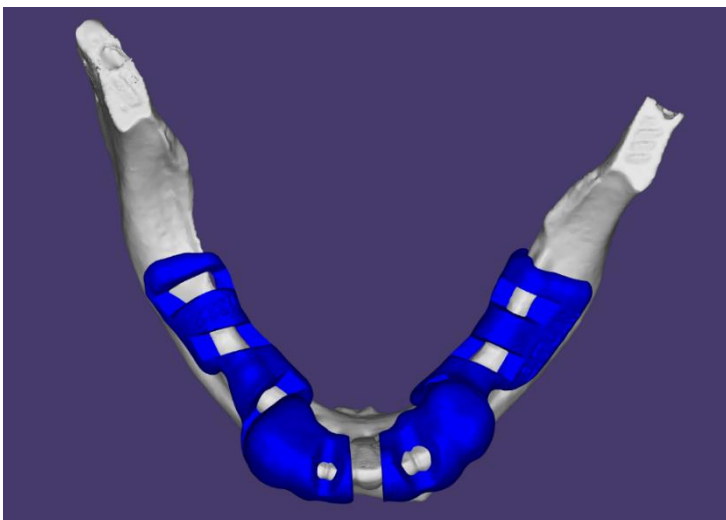


Figura 10 - Progettazione digitale della dima chirurgica per arcata inferiore.

Infine i file STL delle griglie viene mandato in stampa mediante DMLS. Per il processo di produzione additiva vengono utilizzati polveri di titanio medicale di grado 5.

Fase chirurgica – arcata superiore

L' intervento si è svolto in anestesia generale. È stata eseguita un'incisione crestale del mascellare superiore da tuber a tuber con scarico mediano vestibolare. Successivamente è stato allestito un lembo mucoperiosteo e poi eseguita la scheletrizzazione del mascellare (Fig.11) e dell'osso zigomatico fino ad evidenziare l'emergenza dei nervi infraorbitari. Durante la scheletrizzazione viene sezionato anche il nervo naso-palatino, ma questo non è un problema sia perché dopo non ci saranno denti naturali da innervare sia perché il palatino maggiore sopprime la sua mancanza essendo un nervo ridondante.

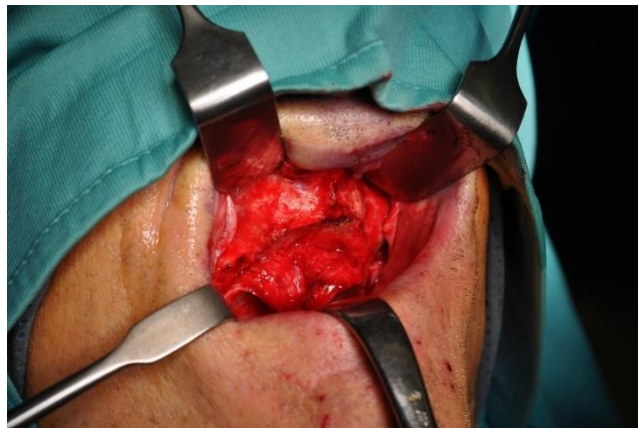


Figura 11 - Fase di scheletrizzazione

Una volta che l'osso era completamente esposto, è stata alloggiata la dima chirurgica (Fig.12) per eseguire le osteotomie che favorissero la preparazione degli alloggi protesici. Le osteotomie vengono eseguite con frese cilindriche o a pera rovesciata che lavorano in punta.

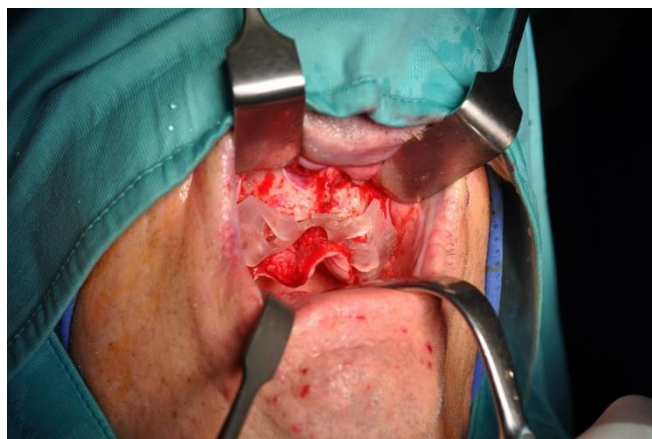


Figura 12 - dima chirurgica in posizione per l'osteotomia.

L'impianto è stato rimosso dalla confezione e provato sul paziente. Una volta verificato il fitting, si procede con la fissazione della griglia mediante viti dedicate (Fig.13). Gli impianti presentano un codice alfanumerico che ne garantisce la tracciabilità del processo di produzione e permette di risalire al fascicolo tecnico della griglia, dove sono contenute tutte le informazioni relative ai vari passaggi che hanno portato alla sua realizzazione. Il codice inserito mediante serigrafia laser, è composto dal numero di progressione della serie di produzione seguito dalle ultime due cifre dell'anno in cui è stata realizzata.

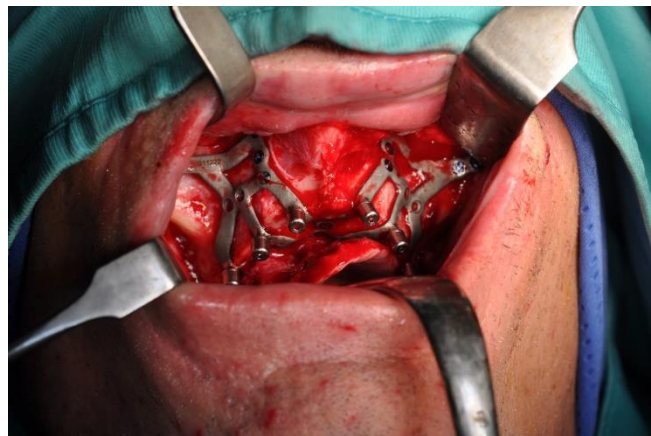


Figura 13 -Impianto sottoperiosteale fissato tramite miniviti.

Le viti non presentano trattamenti di superficie poiché sono autofilettanti e questo basta per dare stabilità primaria; sono realizzate in titanio medico. La scelta delle misure è in funzione della vicinanza o meno a strutture nobili come il seno mascellare in questo caso. Infine è importante sottolineare che il numero di fori sulla griglia è sovradimensionato rispetto all'effettivo numero di viti che vengono alloggiare. In questo modo si alleggerisce al massimo la struttura e si lascia un certo margine di scelta al chirurgo che può decidere durante l'intervento se cambiare posizione delle viti rispetto a come era stato progettato. Le viti vanno inserite con un torque di 30-40 Ncm.

Una volta fissato l'impianto, sono state eseguite delle incisioni di rilascio per favorire il riposizionamento dei lembi senza tensione. Dopo aver ottenuto il controllo dell'emostasi, i lembi vengono avvicinati e suturati mediante punti staccati (Fig.14), con l'obiettivo di ottenere una guarigione per prima intenzione.

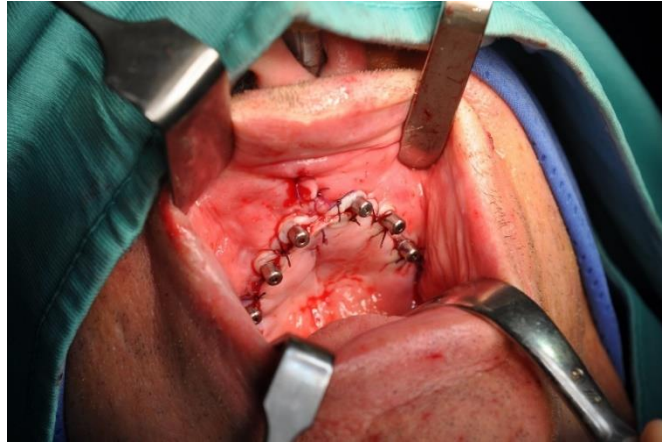


Figura 14 - Sutura a punti staccati

Infine è stato inserito il provvisorio fresato in PMMA (polimetilmetacrilato) tenuto in sede per circa 8 mesi. Questo materiale ha il vantaggio di essere ribasabile e metal free; in questo modo si evita che sia l'osso ad ammortizzare i carichi, ma che sia la griglia.

Fase chirurgica – arcata inferiore

Questa volta l'intervento si è svolto in sedazione combinata con l'anestesia locale. È stata eseguita un'incisione crestale distale al canino nel lato destro. Successivamente è stato allestito il lembo mucoperiosteo mediante scheletrizzazione dell'osso mandibolare fino ad evidenziare l'emergenza del nervo mentoniero. Una volta ottenuta la completa esposizione della porzione di osso in cui verrà alloggiata la griglia, si è proceduto con le osteotomie guidate dal posizionamento della dima chirurgica (Fig.15).

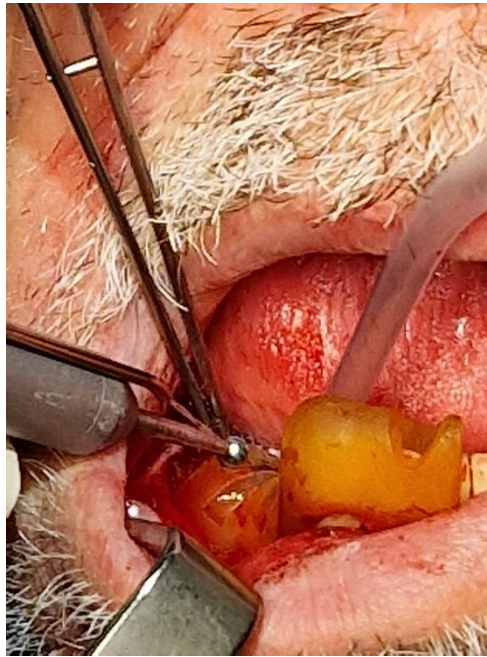


Figura 15 - Osteotomia guidata da dima chirurgica eseguita con fresa a palla

La griglia parziale è stata rimossa dalla confezione e alloggiata. Una volta verificata la precisione e la stabilità è stata fissata mediante le miniviti da osteosintesi. Anche qui la scelta della lunghezza delle viti è stata agevolata dal modello virtuale che evidenzia e mappa il percorso del nervo alveolare inferiore; grazie a questa rappresentazione si è potuto verificare anticipatamente in maniera virtuale che la lunghezza delle viti e il loro posizionamento non andasse a ledere il nervo.

Infine, ottenuta la stabilità e il controllo dell'emostasi, sono stati avvicinati i lembi e suturati mediante punti staccati.

Terminato il lato destro, si è proceduto con il lato sinistro (Fig. 16 e 17), in cui l'incisione crestale è partita distalmente al primo premolare. La procedura chirurgica ha seguito le stesse fasi della controlaterale.



Figura 16 e 17 - Griglie alloggiata nelle due emiarcate.

Il piano di trattamento deve adattarsi sempre alle esigenze e alle caratteristiche del paziente. In questo caso il soggetto è affetto da una patologia neuromuscolare che rende difficoltose anche le manovre di quotidiana igiene orale domiciliare. Tenuto conto di ciò, per l'arcata superiore si è optato per una riabilitazione semi-fissa. Infatti, è stata alloggiata una barra che solidarizza tutti gli abutment sulla quale si aggancerà la protesi totale removibile. In questo modo la protesi gode comunque di ottima stabilità e ritenzione, e allo stesso tempo permette al paziente di rimuovere il manufatto per consentirne l'igiene.

Follow up

Nel periodo post-operatorio non sono emerse né complicanze biologiche né meccaniche e il paziente è stato monitorato con un preciso sistema di richiami.

Oltre le precedenti visite di follow up, l'assistito è stato richiamato a 2 anni dall'intervento per la visita di controllo; richiesta anche l'esecuzione di un'ortopantomografia (OPT).

Durante la visita il paziente ha dichiarato che non sono emersi problemi di alcun tipo e che questo trattamento ha permesso un sostanziale miglioramento nella qualità della sua vita.

All'esame obiettivo è risultata una buona stabilità e ritenzione delle protesi, la superiore è stata poi rimossa per la valutazione dei tessuti sottostanti. L'igiene del paziente non risulta ottimale a causa delle difficoltà motorie, ma nonostante la presenza di placca, la mucosa non mostrava segni di infiammazione (Fig. 18). Assenti anche segni di traumatismi o compressione. È stata eseguita l'igiene della mucosa, della barra e della protesi che è stata poi reinserita per verificare l'occlusione (Fig.19 e 20).



Figura 18 - La mucosa sottostante la protesi si presenta sana a 2 anni dall'intervento.

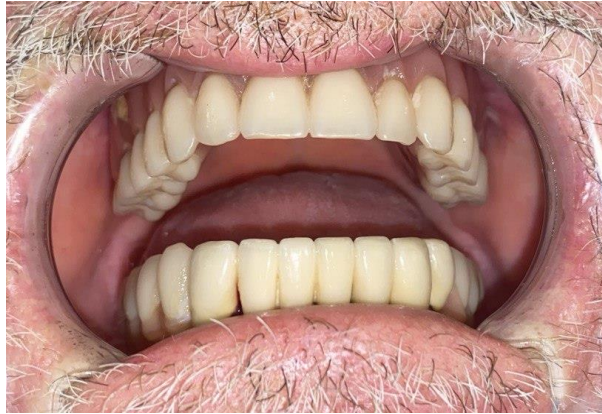


Figura 19 - Protesi inserita

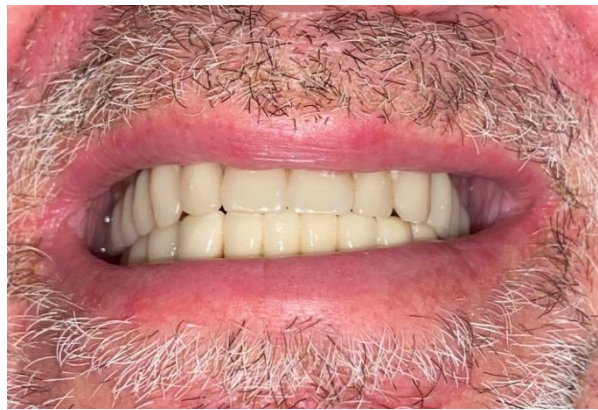


Figura 20 - Prova di massima intercuspidação

Infine è stato valutato l'esame radiografico (Fig.21) nel quale non si evidenziano né segni di riassorbimento né segni di infiammazione intorno alla struttura delle griglie.



Figura 21 - Ortopantomografia a 2 anni dall'intervento.

Conclusioni

Gli impianti sottoperiosteici sono stati introdotti nel passato ma abbandonati rapidamente a causa dei tassi di complicanze troppo elevanti che conseguivano. Negli ultimi anni grazie allo sviluppo della tecnologia e delle tecniche digitali in odontoiatria, sono stati completamente ripensati i processi di produzione delle griglie; grazie a ciò gli impianti sottoperiosteici hanno superato i precedenti limiti e possono essere considerati una valida alternativa per la riabilitazione delle gravi atrofie maxillo-mandibolari.

Questo case report ha l'obiettivo di descrivere il nuovo flusso di produzione completamente digitale utilizzato su un paziente con caratteristiche che lo rendevano un perfetto candidato per questo tipo di trattamento.

Gli studi pubblicati in letteratura sono recenti e in futuro saranno necessari ulteriori studi per valutare l'efficacia di questi tipi di impianti, coinvolgendo un numero maggiore di pazienti per un periodo di follow-up più esteso.

BIBLIOGRAFIA

1. Omi M, Mishina Y. Roles of osteoclasts in alveolar bone remodeling. *Genesis*. 2022 Sep;60(8-9):e23490. doi: 10.1002/dvg.23490. Epub 2022 Jun
2. Monje A, Chan HL, Galindo-Moreno P, Elnayef B, Suarez-Lopez del Amo F, Wang F, Wang HL. Alveolar Bone Architecture: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol*. 2015 Nov.
3. Huja SS, Fernandez SA, Hill KJ, Li Y. Remodeling dynamics in the alveolar process in skeletally mature dogs. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*. 2006 Dec
4. Michael H. Ross e Wojciech Pawlina, "Istologia", 2016, Ambrosiana editrice.
5. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972. *J Prosthet Dent*. 2003 May.
6. Chappuis V, Araújo MG, Buser D. Clinical relevance of dimensional bone and soft tissue alterations post-extraction in esthetic sites. *Periodontol 2000*. 2017 Feb.
7. Lay Tan et al., a systematic review of post-extractional alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans.
8. Jonasson G, Skoglund I, Rythén M. The rise and fall of the alveolar process: Dependency of teeth and metabolic aspects. *Arch Oral Biol*. 2018 Dec
9. Emilio Couso-Queiruga et al., post-extraction dimensional changes: a systematic review and meta-analysis
10. Hienz SA, Paliwal S, Ivanovski S. Mechanisms of Bone Resorption in Periodontitis. *J Immunol Res*. 2015.
11. Wu X, Cai Q, Huang D, Xiong P, Shi L. Cone-beam computed tomography-based analysis of maxillary sinus pneumatization extended into the alveolar process in different age groups. *BMC Oral Health*. 2022 Sep.
12. Yu, Wang. Osteoporosi e malattie parodontali – Un aggiornamento sulla loro associazione e collegamenti meccanicistici, 2022.

13. Hohlweg-Majert, B., Schmelzeisen, R., Pfeiffer, BM et al. *Significato dell'osteoporosi nella chirurgia craniomaxillofacciale: una revisione della letteratura.*
14. Cawood JI, Howell RA. *A classification of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg. 1988 Aug;17(4):232-6. doi: 10.1016/s0901-5027(88)80047-x. PMID: 3139793.*
15. E. Lloyd DuBrull, "Anatomia orale di Sicher", EdiErmes, 1982
16. Alghamdi HS. *Methods to Improve Osseointegration of Dental Implants in Low Quality (Type-IV) Bone: An Overview. J Funct Biomater. 2018 Jan*
17. Guo Z, Chen L, Ning Y, Ding X, Gao Y, Zhou L, Xu S, Zhang Z. *Split-crest technique with inlay bone block grafts for narrow posterior mandibles: a retrospective clinical study with a 3-year follow-up. Am J Transl Res. 2020 Aug*
18. Ma G, Wu C, Shao M. *Simultaneous implant placement with autogenous onlay bone grafts: a systematic review and meta-analysis. Int J Implant Dent. 2021*
19. Zhang S, Li X, Qi Y, Ma X, Qiao S, Cai H, Zhao BC, Jiang HB, Lee ES. *Comparison of Autogenous Tooth Materials and Other Bone Grafts. Tissue Eng Regen Med. 2021 Jun;18(3):327-341. doi: 10.1007/s13770-021-00333-4. Epub 2021 Apr.*
20. Clementini M, Morlupi A, Agrestini C, Ottria L. *Success rate of dental implants inserted in autologous bone graft regenerated areas: a systematic review. Oral Implantol (Rome). 2011 Jul*
21. Sakkas A, Wilde F, Heufelder M, Winter K, Schramm A. *Autogenous bone grafts in oral implantology-is it still a "gold standard"? A consecutive review of 279 patients with 456 clinical procedures. Int J Implant Dent. 2017 Dec.*
22. de Souza CSV, de Sá BCM, Goulart D, Guillen GA, Macêdo FGC, Nóia CF. *Split Crest Technique with Immediate Implant to Treat Horizontal Defects of the Alveolar Ridge: Analysis of Increased Thickness and Implant Survival. J Maxillofac Oral Surg. 2020 Dec*
23. Khairnar MS, Khairnar D, Bakshi K. *Modified ridge splitting and bone expansion osteotomy for placement of dental implant in esthetic zone. Contemp Clin Dent. 2014 Jan*
24. Chiapasco, "Manuale illustrato di chirurgia orale", 2021, Edra Edizioni.

25. Davó R, Bankauskas S, Laurincikas R, Koçyigit ID, Mate Sanchez de Val JE. *Clinical Performance of Zygomatic Implants-Retrospective Multicenter Study. J Clin Med.* 2020
26. Almeida PHT, Cacciacane SH, Arczas Junior A. *Extra-long transnasal implants as alternative for Quad Zygoma: Case report. Ann Med Surg (Lond).* 2021 Jul
27. Polido WD, Machado-Fernandez A, Lin WS, Aghaloo T. *Indications for zygomatic implants: a systematic review. Int J Implant Dent.* 2023 Jul
28. Ramezanzade S, Yates J, Tuminelli FJ, Keyhan SO, Yousefi P, Lopez-Lopez J. *Zygomatic implants placed in atrophic maxilla: an overview of current systematic reviews and meta-analysis. Maxillofac Plast Reconstr Surg.* 2021 Jan
29. 11. Resnik RR, Misch CE, *Misch's Avoiding Complications in Oral Implantology, St Louis, 2015, Mosby, pp 327-336.*
30. Norton MR, Gamble C. *Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Implants Res.* 2001 Feb
31. Cawood JI, Howell RA. *Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. Int J Oral Maxillofac Surg.* 1991 Apr.
32. *Catalogo Prama Nasal e Pterigoidei, Sweden & Martina s.p.a.*
33. Cortés-Bretón Brinkmann J, García-Gil I, Pedregal P, Peláez J, Prados-Frutos JC, Suárez MJ. *Long-Term Clinical Behavior and Complications of Intentionally Tilted Dental Implants Compared with Straight Implants Supporting Fixed Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. Biology (Basel).* 2021 Jun)
34. Eaglegrid, *Training teorico avanzato con live surgery su paziente, Giugno 2023, Bergamo*
35. Sun Y, Xu C, Wang N, Wu Y, Liu Y, Fan S, Wang F. *Virtual pterygoid implant planning in maxillary atrophic patients: prosthetic-driven planning and evaluation. Int J Implant Dent.* 2023 Mar
36. Candell E, Peñarrocha D, Peñarrocha M. *Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: a review. J Oral Implantol.* 2012 Sep

37. Araujo RZ, Santiago Júnior JF, Cardoso CL, Benites Condezo AF, Moreira Júnior R, Curi MM. *Clinical outcomes of pterygoid implants: Systematic review and meta-analysis. J Craniomaxillofac Surg.*
38. Salinas-Goodier C, Rojo R, Murillo-González J, Prados-Frutos JC. *Three-dimensional descriptive study of the pterygomaxillary region related to pterygoid implants: A retrospective study. Sci Rep.* 2019 Nov.
39. Nemtoi A, Covrig V, Nemtoi A, Stoica G, Vatavu R, Haba D, Zetu I. *Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants in Oral and Maxillofacial Surgery for Severe Bone-Deficient Patients-A Pilot Study. Diagnostics (Basel).* 2022 Oct
40. Mangano C, Bianchi A, Mangano FG, Dana J, Colombo M, Solop I, Admakin O. *Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: a case series. 3D Print Med.* 2020 Jan 8
41. Surovas A. *A digital workflow for modeling of custom dental implants. 3D Print Med.* 2019 Jun 6;5(1):9. doi: 10.1186/s41205-019-0046-y. Erratum in: *3D Print Med.* 2019 Aug.
42. Carnicero A, Peláez A, Restoy-Lozano A, Jacquott I, Perera R. *Improvement of an additively manufactured subperiosteal implant structure design by finite elements based topological optimization. Sci Rep.* 2021 Jul
43. Mommaerts MY. *Evolutionary steps in the design and biofunctionalization of the additively manufactured sub-periosteal jaw implant 'AMSJI' for the maxilla. Int J Oral Maxillofac Surg.* 2019 Jan.
44. <https://www.eaglegrid.it/blog/implantologia/atrofia-ossea-impianti-dentali-bergamo>
45. (Mommaerts MY. *Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017 Jul
46. Strappa EM, Memè L, Cerea M, Roy M, Bambini F. *Custom-made additively manufactured subperiosteal implant. Minerva Dent Oral Sci.* 2022 Dec

47. Altıparmak N, Polat S, Onat S. Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and Cfr-peek additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) on maxilla. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2023 Feb
48. Cerea M, Dolcini GA. Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants: A Retrospective Clinical Study on 70 Patients. *Biomed Res Int.* 2018 May.
49. Docenti di materiali dentari e tecnologie protesiche e di laboratorio delle università italiane, “Materiali e tecnologie odontostomatologiche”, 2019, Ariesdue
50. <https://www.dicomstandard.org/>
51. Chae MP, Chung RD, Smith JA, Hunter-Smith DJ, Rozen WM. The accuracy of clinical 3D printing in reconstructive surgery: literature review and in vivo validation study. *Gland Surg.* 2021 Jul.
52. Huotilainen E, Paloheimo M, Salmi M, Paloheimo KS, Björkstrand R, Tuomi J, Markkola A, Mäkitie A. Imaging requirements for medical applications of additive manufacturing. *Acta Radiol.* 2014 Feb
53. Flügge T, Derksen W, Te Poel J, Hassan B, Nelson K, Wismeijer D. Registration of cone beam computed tomography data and intraoral surface scans - A prerequisite for guided implant surgery with CAD/CAM drilling guides. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Sep
54. Flügge T, Kramer J, Nelson K, Nahles S, Kernen F. Digital implantology-a review of virtual planning software for guided implant surgery. Part II: Prosthetic set-up and virtual implant planning. *BMC Oral Health.* 2022 Jan
55. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent.* 2020 Jan/Feb
56. Mangano F, Chambrone L, van Noort R, Miller C, Hatton P, Mangano C. Direct metal laser sintering titanium dental implants: a review of the current literature. *Int J Biomater*

57. (Mangano C, Mangano FG, Shibli JA, Roth LA, d' Addazio G, Piattelli A, Iezzi G. *Immunohistochemical Evaluation of Peri-Implant Soft Tissues around Machined and Direct Metal Laser Sintered (DMLS) Healing Abutments in Humans. Int J Environ Res Public Health. 2018 Jul*
58. Flügge T, Kramer J, Nelson K, Nahles S, Kernen F. *Digital implantology-a review of virtual planning software for guided implant surgery. Part II: Prosthetic set-up and virtual implant planning. BMC Oral Health. 2022 Jan*
59. Roy M, Corti A, Dominici S, Pompella A, Cerea M, Chelucci E, Dorocka-Bobkowska B, Daniele S. *Biocompatibility of Subperiosteal Dental Implants: Effects of Differently Treated Titanium Surfaces on the Expression of ECM-Related Genes in Gingival Fibroblasts. J Funct Biomater. 2023 Jan.*
60. Cohen DJ, Cheng A, Kahn A, Aviram M, Whitehead AJ, Hyzy SL, Clohessy RM, Boyan BD, Schwartz Z. *Novel Osteogenic Ti-6Al-4V Device For Restoration Of Dental Function In Patients With Large Bone Deficiencies: Design, Development And Implementation. Sci Rep. 2016 Feb.*
61. Niwa K, Ogawa K, Miyazawa K, Aoki T, Kawai T, Goto S. *Application of alpha-tricalcium phosphate coatings on titanium subperiosteal orthodontic implants reduces the time for absolute anchorage: a study using rabbit femora. Dent Mater J. 2009 Jul*
62. Gellrich NC, Rahlf B, Zimmerer R, Pott PC, Rana M. *A new concept for implant-borne dental rehabilitation; how to overcome the biological weak-spot of conventional dental implants? Head Face Med. 2017 Sep.*
63. *Linee guida sull'attività di sterilizzazione, legge 626/94*
64. Harrell CR, Djonov V, Fellabaum C, Volarevic V. *Risks of Using Sterilization by Gamma Radiation: The Other Side of the Coin. Int J Med Sci. 2018 Jan*
65. Ayna M, Gülses A. *Adapting a simple surgical manual tool to a 3D printed implantology protocol: the use of a universal screwdriver for fixation of custom-made laser sintered titanium subperiosteal implants. 3D Print Med. 2022 Oct.*

66. Rinaldi M, De Neef B, Loomans NAJ, Mommaerts MY. Guidelines for the Use of Resection Guides for Subperiosteal Maxillary Implants in Cases of Terminal Dentition - A Novel Approach. *Ann Maxillofac Surg.* 2020 Jul-Dec

67. Zigterman BGR, Van den Borre C, Braem A, Mommaerts MY. Titanium surface modifications and their soft-tissue interface on nonkeratinized soft tissues-A systematic review (Review). *Biointerphases.* 2019 Aug

68. Van den Borre C, Rinaldi M, De Neef B, Loomans NAJ, Nout E, Van Doorne L, Naert I, Politis C, Schouten H, Klomp G, Beckers L, Freilich MM, Mommaerts MY. Radiographic Evaluation of Bone Remodeling after Additively Manufactured Subperiosteal Jaw Implantation (AMSJI) in the Maxilla: A One-Year Follow-Up Study. *J Clin Med.* 2021 Aug.