

ITALIAN ORAL SURGERY

Volume 3, N. 3 **IOS** Giugno 2004

CHIRURGIA ORALE PARODONTALE IMPLANTARE
RIABILITAZIONE PROTESICA

Poste Italiane SpA - Sped. in Abb. Post. - D.L. 353/2003 (conv. in L. 27/02/2004 n. 46) art. 1 comma 1, DCB Milano Taxe Perçue



MASSON

Nuove tecniche di imaging in implantologia

Revisione della letteratura

LAVORO ORIGINALE (33-43)

A. FRATEIACCI
*F. R. GRASSI
A. SCORTICHINI
*M. DE BENEDETTIS
*M. PETRUZZI

Università degli Studi
di Ancona
Istituto di Scienze
Odontostomatologiche
Direttore: prof. M. Procaccini
Cattedra di Parodontologia
Titolare: prof. F. Cirillo
*Università degli Studi di Bari
Dipartimento di
Odontostomatologia
e Chirurgia
Direttore: prof. S. Santacroce
Cattedra di Parodontologia II
e Protesi I
Titolare: prof. F. R. Grassi

Riassunto

■ Scopo del lavoro è di presentare nuove tecniche di *imaging* utilizzabili nella fase di valutazione prechirurgica del sito implantare.

I modelli tridimensionali a grandezza naturale creati con metodi differenti di prototipazione rapida sulla base dei dati ottenuti dall'esame di tomografia computerizzata sono essenziali per la diagnosi, la pianificazione del trattamento, la simulazione preoperatoria e il trattamento definitivo nella chirurgia dei tumori, nella traumatologia, nella terapia chirurgica delle disgnazie, delle atrofie alveolari e delle malformazioni congenite e potrebbero svolgere un importante ruolo in implantologia.

La risonanza magnetica (RM), inoltre, potrebbe essere un utile mezzo diagnostico per la valutazione ossea precedente alla chirurgia implantare.

Abstract

New imaging technique in implantology. A literature review

■ *Aim of this work is to present new imaging techniques for pre-surgical implant assessment.*

Three-dimensional life-size models created by different methods of rapid prototyping on the basis of 3-dimensional computed tomography scans have become essential in diagnosis, therapeutic planning, model operations and definitive treatment in tumor surgery, traumatology, dysgnathia, alveolar atrophy and congenital malformations and might have an important role in implantology.

In addition magnetic resonance imaging (MRI) might be an useful tool for evaluation of bone prior to implant surgery.

Parole chiave

Risonanza magnetica
Stereolitografia
Modelli chirurgici fresati
Sinterizzazione laser
Prototipazione rapida

Key words

*Magnetic resonance
Stereolithography
Milled surgical models
Laser sintering
Rapid prototyping*

Clinical implications

- Gli Autori presentano nuove tecniche di imaging utilizzabili nella valutazione prechirurgica del sito implantare.
- *The Authors present new imaging techniques for the pre-surgical implant assessment.*

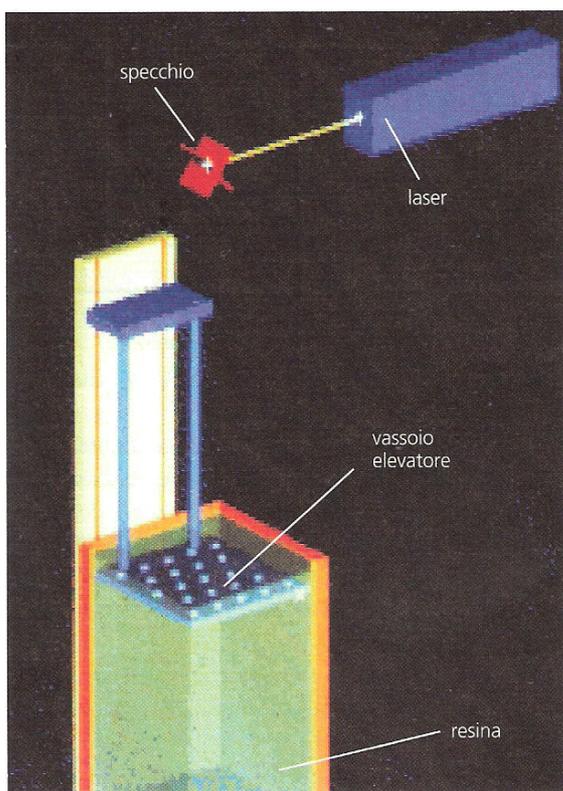


Fig. 1 - Componenti del sistema stereolitografico

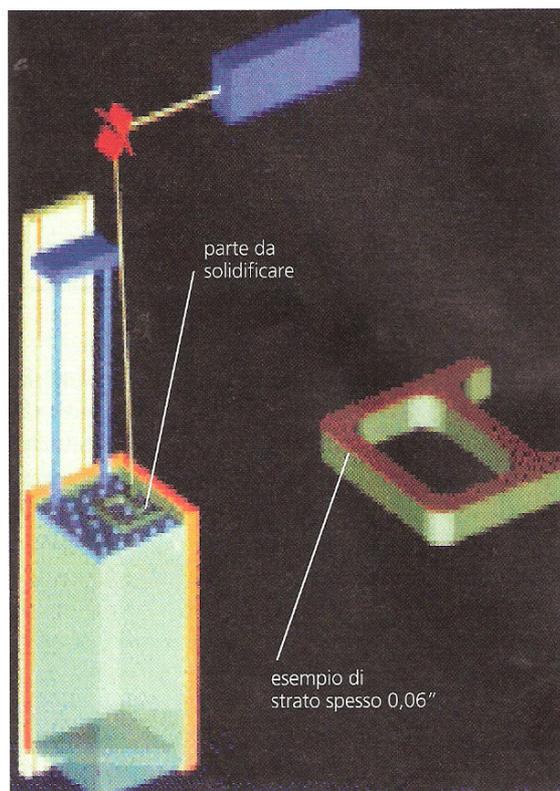


Fig. 2 - Dove passa il laser si ha il processo di solidificazione della matrice fluida

Introduzione

■ L'edentulismo prevale soprattutto nelle persone più anziane e, sebbene attualmente una migliore informazione sulla salute orale e l'applicazione più frequente delle misure di odontoiatria preventiva abbiano condotto a una significativa riduzione della perdita di elementi dentali, rappresenta una condizione molto diffusa che al giorno d'oggi interessa milioni di persone in tutto il mondo.

L'obiettivo primario dell'inserimento degli impianti è quello di sostenere dei restauri protesici realizzati in maniera tale da consentire al paziente edentulo la riabilitazione della funzione masticatoria, dell'estetica e della fonetica.

I sistemi implantari attualmente utilizzati nella pratica clinica sono tutti ampiamente documentati in letteratura e dimostrano di avere una notevole predicibilità dei risultati a lungo termine.

L'affidabilità dei sistemi implantari moderni richiede, comunque e sempre, un'attenta pianificazione da parte dell'implantologo dell'intervento chirurgi-

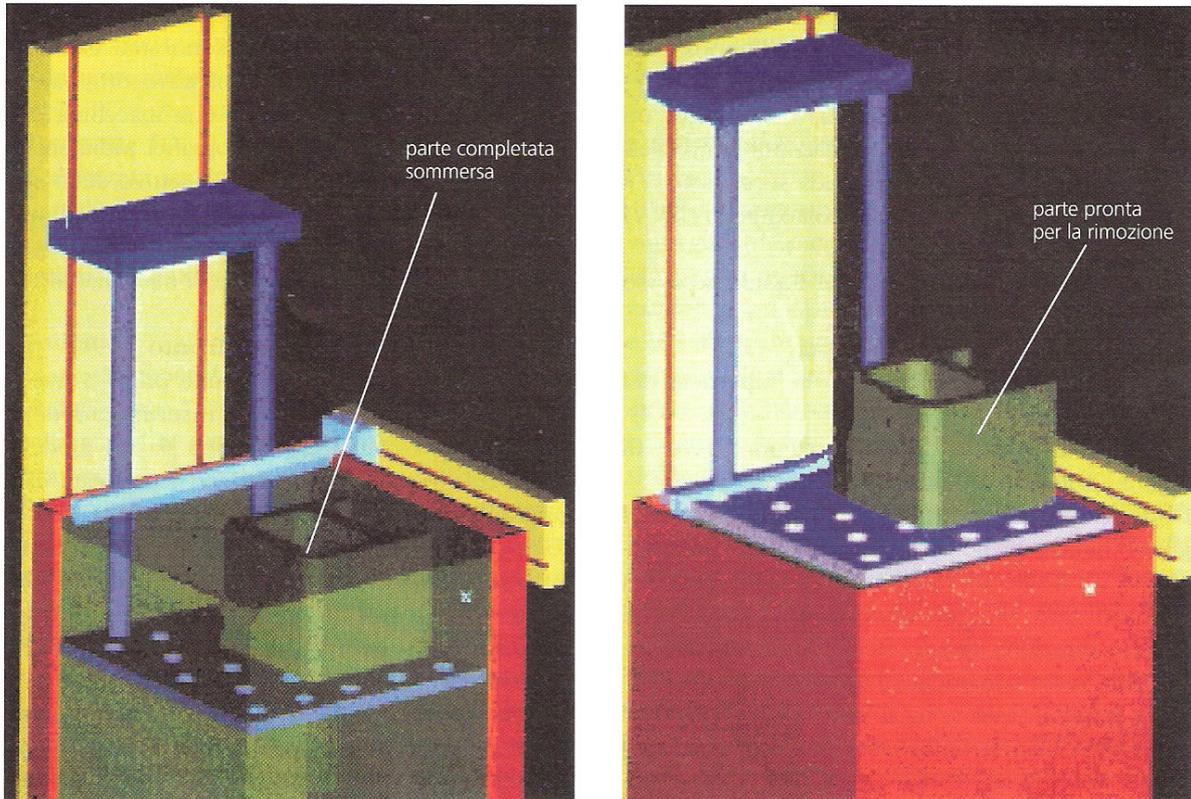
co che porta all'inserimento delle fixture a livello delle ossa mascellari.

L'implantologo deve possedere infatti una conoscenza dell'anatomia locale del sito implantare e dei suoi rapporti con strutture anatomiche importanti (quali il nervo alveolare inferiore, il seno mascellare e le fosse nasali), specie nei casi di estrema atrofia della cresta alveolare edentula che possono richiedere interventi, a volte anche molto indaginosi, di chirurgia implantare maggiore.

In questo senso possono tornare utili al chirurgo-implantologo delle innovative tecniche di *imaging* sia derivanti dalla tecnologia della prototipazione rapida, che ha trovato solo recentemente delle applicazioni in campo biomedico, sia di tipo radiologico.

Prototipazione rapida

■ Con il termine di Prototipazione Rapida (*RP - Rapid Prototyping*) si indicano diverse tecnologie in grado di generare dei modelli fisici reali tramite



Figg. 3-4 - Al termine del processo, eliminato l'eccesso di liquido fotopolimerizzante, il modello può essere rifinito e lucidato

apparecchiature a controllo numerico che utilizzano direttamente i dati provenienti, di solito, da un comune programma CAD (acronimo per *Computer-Aided-Design*) (20).

Le tecniche di RP furono introdotte, inizialmente, a livello di diversi settori manifatturieri per far fronte all'esigenza di creare in tempi brevi prototipi dei pezzi progettati in modo da poter effettuare dei test prima della produzione su larga scala.

In seguito, la loro applicazione si è spostata anche nel settore medico-chirurgico, sia per l'allestimento di protesi sia per la creazione di modelli tridimensionali preoperatori che permettevano al chirurgo di pianificare l'intervento *step-by-step* prima di operare sul paziente stesso (7).

Da un punto di vista teorico i processi di prototipazione sono riconducibili a due categorie fondamentali:

- Processi sottrattivi
- Processi additivi.

Nei processi sottrattivi un blocco di materiale preformato viene scolpito, fino a ottenere la forma

richiesta, da apposite macchine fresatrici (modelli 3D fresati o *milled model*) mentre i processi additivi si basano, generalmente, su tecniche che tendono a formare il modello solido a partire da una matrice fluida che viene fatta solidificare strato su strato come nel caso della stereolitografia.

Leggermente diverso è, invece, il processo additivo nel caso della sinterizzazione laser.

Modelli 3D fresati e stereolitografia

- Le tecniche sottrattive sono state le prime tecniche di RP a essere state introdotte.

Queste si basano sull'utilizzo di speciali macchine fresatrici dotate di 5 gradi di libertà (movimento lungo l'asse x, movimento lungo l'asse y, movimento lungo l'asse z, rotazione sull'asse e pendolazione sull'asse) che permettono alla fresa di raggiungere qualsiasi punto sulla superficie dell'oggetto preformato così da creare il modello 3D richiesto (18, 19).

La stereolitografia è, al contrario, un sistema che

utilizza come matrice fluida dei fotopolimeri, cioè dei monomeri che polimerizzano se sottoposti alla luce (18, 19).

La sorgente luminosa utilizzata è, di solito, un fascio laser che emette delle radiazioni ultraviolette a cui è sensibile la matrice fluida sopra citata.

I componenti di un sistema stereolitografico (*fig. 1*) sono:

- ampio recipiente contenente il liquido resinoso fotopolimerizzabile;
- specchi galvanometrici controllati;
- vassoio elevatore posto sotto la superficie del fotopolimero.

La stereolitografia lavora su immagini trasversali bidimensionali di un modello computerizzato.

Dopo che il laser ha descritto, a partire dall'immagine bidimensionale della TC contenuta nel computer, un fascio di radiazioni ultraviolette della forma di una sezione trasversale, il sistema di specchi direziona questo fascio contro la superficie della vasca contenente il fotopolimero liquido.

Dove passa il laser si ha il processo di solidificazione della matrice fluida e si viene così a creare il primo strato inferiore dell'oggetto da rappresentare (*fig. 2*).

A questo punto il vassoio contenuto nel recipiente si abbassa, immergendo lo strato solido ottenuto e ricoprendolo di liquido fotopolimerizzabile, in modo da preparare un nuovo strato superficiale di fotopolimero alla solidificazione secondo la forma che il laser darà al fascio di radiazioni ultraviolette diretto contro il sistema di specchi.

Per ogni sezione trasversale successiva della TC riformattata al computer si ripete il procedimento, con deposizione di nuovo liquido fotopolimerizzabile in superficie e progressivo approfondimento del modello solido ottenuto nel recipiente.

Ovviamente l'abbassamento successivo del vassoio è standardizzato secondo gli spessori pre-determinati delle sezioni trasversali della TC, così da ottenere una replicazione anatomica 3D assolutamente fedele da un punto di vista dimensionale.

Quando il processo è terminato l'eccesso di liquido fotopolimerizzante viene fatto defluire via e il modello può essere rifinito e lucidato (*figg. 3, 4*).

Il grado di affidabilità dei modelli stereolitografici in chirurgia implantare è stato studiato, in Italia, dall'Università degli Studi di Milano e dall'Istituto di Scienze Biomediche S. Paolo sempre di Milano (4).

Dopo l'acquisizione dei dati eseguita con apparecchiatura TC spirale, gli stessi sono stati elaborati tridimensionalmente da un software originale e sviluppati successivamente da una macchina che ha prodotto i modelli stereolitografici tridimensionali in resina. A questo punto l'obiettivo dello studio era quello di verificare la corrispondenza numerica tra immagini TC e modelli stereolitografici ottenuti, attraverso una serie di misurazioni.

Metodi di misurazione e confronto

Le misurazioni sono state eseguite prima a livello manuale nei siti candidati a inserimento degli impianti, sia a livello radiografico sia sui modelli, poi le misurazioni corrispondenti sono state eseguite al computer sui disegni dei modelli stessi e comparate con misurazioni manuali degli stessi punti di reperi. La difficoltà principale di tale confronto sta nel trasferimento del sito implantare radiografico sul modello stereolitografico: nei pazienti con edentulismo parziale lo si ottiene attraverso misurazione lineare, prendendo come punto di riferimento la superficie distale della radice dell'elemento più mesiale della sella edentula; in quelli totalmente edentuli il trasferimento è più difficile perciò si scelgono punti di reperi dal modello stesso, come il forame mentoniero o delle irregolarità anatomiche. Al contrario, l'utilizzo delle mascherine chirurgiche risulta più difficile per gli edentulismi parziali, rispetto ai totali, a causa della cattiva riproducibilità delle superfici occlusali dei denti provocata dall'interazione del cosiddetto Effetto Parziale di Volume che consiste nella differenza tra reali densità di due strutture contigue e la densità calcolata dalla TC (che risulta essere una media delle due).

A questo punto sono state eseguite delle perforazioni dei modelli con una fresa da implantologia di 2 millimetri di diametro: tali perforazioni andavano dal margine superiore della cresta al margine inferiore per le misurazioni mandibolari verticali e dal margine della cresta fino al pavimento dei seni mascellari per le misurazioni verticali mascellari.

Le perforazioni orizzontali sono poi state eseguite, nella mandibola, a metà della distanza radiografica tra margine superiore della cresta alveolare e margine mandibolare inferiore e, nella maxilla, a metà tra margine alveolare e inizio delle strutture anatomiche delimitanti la cresta alveolare residua.

Su tali perforazioni sono state eseguite delle misu-

razioni con l'aiuto di una sonda millimetrata e ciascuna di queste è stata comparata con ogni singola misurazione eseguita sulle immagini acquisite con la TC e con quelle effettuate sui disegni computerizzati 3D. Il tutto è stato fatto attraverso un'elaborata indagine statistica che consente la valutazione del grado di correlazione tra le misurazioni effettuate con tre tecniche diverse, confrontate due alla volta.

Risultati

I risultati ottenuti hanno dimostrato che i dati forniti dall'esame TC, dai modelli tridimensionali stereolitografici in resina e dai modelli 3D computerizzati sono assolutamente sovrapponibili e di conseguenza possono essere utilizzati indifferente-mente per la valutazione delle dimensioni lineari dei siti anatomici candidati all'inserimento di impianti. In particolare i modelli stereolitografici in resina presentano evidenti vantaggi nella pianificazione prechirurgica di eventuali grandi rialzi di seni mascellari, soprattutto per quel che riguarda la visualizzazione di eventuali sepiamenti ossei interni al seno stesso da cui dipende la scelta di dove posizionare la finestra ossea di accesso alla cavità sinusale. Essi consentono, inoltre, di pianificare il volume del materiale da innesto che si intende utilizzare per il riempimento del seno mascellare, di decidere se esso dovrà essere prelevato intraoralmente o extraoralmente, di visualizzarlo sull'immagine computerizzata e di valutare così preventivamente il risultato dell'innesto. Anche per gli aumenti verticali di cresta è possibile calcolare sul modello la quantità di aumento necessario e sagomare direttamente sul modello le membrane non riassorbibili o le reti metalliche, sterilizzate, così da averle già pronte al momento dell'inserimento; questo riduce i tempi chirurgici ed evita la contaminazione salivare della membrana durante la prova di adattamento al difetto osseo.

Gli studi di Santler e collaboratori

■ Numerosi studi sui modelli tridimensionali in implantologia sono stati condotti anche dall'*University Hospital* di Graz (6, 16-19).

Grande rialzo di seno mascellare

Uno di questi studi ha verificato l'affidabilità di un

piano di trattamento per il grande rialzo di seno mascellare attraverso l'utilizzo di modelli fresati tridimensionali derivati dai dati dell'esame TC.

• *Obiettivi dello studio*

Per la precisione gli obiettivi dello studio erano quelli di esaminare i vantaggi dell'utilizzo sia delle immagini tridimensionali ottenute a partire dalla TC sia dei milled model tridimensionali dei seni mascellari prima dell'intervento di rialzo del seno e di sviluppare un dispositivo operativo con l'aiuto dei modelli stessi che potesse risultare particolarmente utile nei casi di rialzo del seno in soggetti con atrofie estese dell'osso alveolare. Tale tecnica si basava sull'utilizzo di un modello 3D per la precisa determinazione preoperatoria della finestra del seno mascellare, per la visualizzazione dell'anatomia locale maxillare postoperatoria e per l'esatta localizzazione del sito del prelievo della cresta iliaca.

• *Materiali e metodi*

Tre pazienti edentuli e con esteso riassorbimento della cresta alveolare sono stati sottoposti a esame TC del cranio, i dati acquisiti sono stati registrati su disco ottico e, successivamente, sulla stazione operativa di una macchina fresante Endoplan. Un'immagine 3D del seno mascellare è stata creata sullo schermo e un modello esatto in poliuretano è stato prodotto dalla macchina.

Per ciascun modello di seno mascellare prodotto sono state calcolate la lunghezza, la larghezza e l'altezza mentre, per ciascun paziente, il volume preoperatorio del seno era stato determinato sia matematicamente sia dallo spostamento del liquido. Una simulazione della chirurgia del rialzo del seno è stata eseguita dal trasferimento dei modelli fresati del seno positivi all'interno di corrispondenti modelli fresati negativi. È stata eseguita, quindi, una riduzione craniale del modello positivo per aprire un canale naturale nel seno mascellare e si è poi simulata l'inserzione degli impianti. Infine il modello positivo del seno mascellare, ridotto cranialmente, è stato estratto dal secondo modello per mostrare il tipo di prelievo richiesto.

In questo modo la selezione della lunghezza dell'impianto può essere verificata dalla misurazione dello spessore transapicale del prelievo simulato e, da questo prototipo, è possibile realizzare la costruzione di un prelievo reale. Si prende

un'impronta in silicone e si realizza un modello in resina acrilica come forma per il prelievo di cresta iliaca utilizzato nel rialzo di seno mascellare e tale modello, opportunamente sterilizzato, può essere utilizzato anche come dispositivo intraoperatorio nella modellazione e nell'adattamento dell'innesto vero e proprio.

Il sito donatore dell'innesto di osso autologo, la lunghezza e il diametro dell'innesto sono così determinati preoperatoriamente e, inoltre, un apposito dispositivo acrilico può essere prodotto prima dell'intervento così da rendere semplificato il posizionamento degli impianti. Ciascuno dei tre pazienti è stato trattato secondo questa metodica di pianificazione e 4 impianti, tra i 13 e i 15 millimetri di lunghezza, sono stati inseriti a ciascun paziente, 2 per ogni lato, dopo un intervento di grande rialzo di seno mascellare con innesto di osso autologo prelevato dalla cresta iliaca, in modo che l'innesto risultasse stabilizzato proprio dal posizionamento delle fixture implantari. Non ci sono state difficoltà intraoperatorie (a testimonianza della buona pianificazione dell'intervento) e dopo quattro mesi è stata eseguita la riabilitazione protesica. Dopo due anni dall'intervento un esame TC di controllo è stato eseguito per analizzare i modelli tridimensionali postoperatori, associato a un controllo clinico sui pazienti.

• *Risultati*

In tutti i pazienti la lunghezza del seno mascellare variava dai 2,4 ai 3,4 centimetri preoperatoriamente e dai 2,1 ai 3,2 centimetri a due anni dall'intervento.

I valori della larghezza del seno dall'1,8 ai 2,9 centimetri prima dell'intervento, ai valori di 1,3 a 2,2 centimetri al controllo dopo due anni.

Sul piano verticale la larghezza variava dai 2,0 ai 3,5 centimetri prima dell'intervento e dallo 0,9 ai 2,1 centimetri dopo l'intervento.

Le misurazioni del volume dei seni mascellari variavano dai 7,5 ai 16,2 centimetri cubi prima dell'intervento e dai 5,1 ai 13,1 centimetri cubi dopo l'intervento. Tutte le misurazioni individuali precedenti e successive all'intervento sono state registrate su una tabella in cui non erano inserite le singole misurazioni individuali. I risultati del rialzo del seno erano buoni in ogni paziente come dimostravano le riduzioni delle dimensioni del seno presenti nella parte anteriore e media dello

stesso, la mucosa mascellare risultava assolutamente normale, il nuovo pavimento del seno risultava regolare e non erano visibili difetti ossei perimplantari a testimonianza di una buona osteointegrazione.

Clinicamente non è stata segnalata dagli Autori alcuna perdita implantare e nessun segno di infiammazione o di perdita patologica era visibile. La riabilitazione protesica risultava funzionale e tutti i pazienti risultavano soddisfatti.

L'utilizzo di modelli tridimensionali in poliuretano ha quindi consentito un'ottima pianificazione chirurgica prima dell'intervento, con determinazione del tipo di prelievo, scelta del sito donatore e delle dimensioni e della forma dell'innesto; inoltre con l'aiuto di un duplicato acrilico è stato determinato l'esatto posizionamento degli impianti a cui è stata fatta seguire anche una simulazione. Per i pazienti con estese atrofie dei mascellari è così possibile scegliere la cresta iliaca come sito donatore mentre, per riassorbimenti di minore entità, è possibile valutare se effettuare il prelievo dalla sinfisi mentoniera, dalla tuberosità mascellare o dallo spazio retromolare mandibolare: viene così sensibilmente semplificata la selezione preoperatoria del sito donatore. Con l'aiuto dei modelli è inoltre possibile una conoscenza dettagliata dell'anatomia del seno così da poter prevenire le difficoltà di rimozione della mucosa in prossimità di una sepimentazione ossea del seno stesso o la necessità di rimuovere le sepimentazioni stesse. Anche l'esatto adattamento dell'innesto nel seno, come avviene per il riposizionamento dei capi ossei dopo una frattura, è fondamentale per il successo del rialzo del seno e la creazione preoperatoria di modelli tridimensionali del seno mascellare consente al chirurgo di dare all'innesto la configurazione più adatta per inserire l'innesto in maniera precisa sul pavimento del seno mascellare.

Infine anche la scelta del diametro, della lunghezza e del numero degli impianti può essere stabilito preoperatoriamente e gli impianti stessi possono essere inseriti in un modello di poliuretano per effettuare una vera e propria simulazione dell'intervento chirurgico.

• *Conclusioni*

Lo studio ha quindi concluso che la creazione di modelli tridimensionali del seno mascellare, sulla base dei dati TC, facilita definitivamente la pianifi-

cazione preoperatoria del rialzo del seno mascellare e la contemporanea fissazione degli impianti dentali. Questo può, di conseguenza, rappresentare un adeguato metodo di progettazione pre-implantologica per casi di impianti mascellari difficili, come per le V Classi di riassorbimento della cresta alveolare. Inoltre la tecnica consente un buon adattamento dell'innesto osseo così da poter effettuare la procedura di rialzo del seno a un solo passaggio, con contemporanea fissazione degli impianti nella regione maxillare posteriore.

Effetto di Potenziale di Volume

Attraverso un altro studio, l'*University Medical School* di Graz ha cercato di sperimentare una tecnica in grado di sopperire a uno dei principali limiti legati all'utilizzo di modelli stereolitografici e fresati, cioè la cattiva rappresentazione degli elementi dentali provocata dal cosiddetto Effetto di Potenziale di Volume (VPE), dovuto al limitato potere di risoluzione dell'esame TC (specialmente lungo il piano perpendicolare all'asse di scansione).

Per ovviare a tale difetto è stato introdotto un nuovo metodo standardizzato di replicazione dentale dei modelli 3D attraverso modelli di gesso di cui, con tale studio, se ne è verificata l'accuratezza. Un teschio umano in plastica è stato esaminato con differenti distanze programmate tra due scansioni successive, otto modelli tridimensionali 3D sono stati fabbricati a partire da questi dati e il posizionamento preciso dei modelli di gesso replicati è stato esaminato lungo i tre assi principali. Successivamente è stata condotta un'analisi statistica con un t-test a campione appaiato. I risultati sono stati che, utilizzando distanze programmate tra due scansioni di 2 o 3 millimetri, si ha una deviazione di posizionamento di 0,44 e 0,52 millimetri in tutte le direzioni mentre, con distanze di scansione di 4 e 6 millimetri, l'accuratezza decresce mostrando 0,95 e 1,08 millimetri di deviazione. Non c'erano quindi grosse differenze tra 2 e 3 millimetri, ma significative tra 4 e 6 millimetri. Per la replicazione dei modelli dentali sono necessari, nella migliore delle ipotesi, almeno tre punti di repere definitivi fissati. Con l'aiuto di un emisfero, utilizzato come marker, la limitata risoluzione lungo l'asse z (a cui è dovuto il VPE) è superata; esso è visibile su numerose scansioni come un semicerchio di dimensioni variabili, che consente

il preciso posizionamento anche rispetto all'asse z consentendo per la prima volta l'esatta replicazione degli elementi dentali. La distanza programmata tra scansioni sufficiente per la precisa replicazione degli elementi dentali è di 3 millimetri.

L'altro problema implicato nel preciso trasferimento sul paziente dell'esperienza acquisita e dei risultati della chirurgia simulata è dovuto alle seguenti cause: a) i modelli tridimensionali non hanno punti di riferimento precisi; b) è difficile misurare tridimensionalmente delle traslazioni; c) è impossibile, intraoperatoriamente, un esatto trasferimento sul paziente di quanto ottenuto in fase di programmazione.

Il sistema 3-D Cosmos

Un tentativo, effettuato sempre dall'Università di Graz per risolvere questi problemi, è stata l'introduzione di una nuova tecnica, che prevede nella prima fase la replicazione delle arcate dentali con dei modelli in gesso, utilizzando tre emisferi radiopachi come punto di riferimento. Durante la chirurgia simulata un tracciatore computerizzato elettromagnetico esegue misurazioni 3D e un sistema di trasferimento, con una struttura neurochirurgia che consente uno stabile ancoraggio, è usato per il posizionamento durante la chirurgia. Tale sistema è stato chiamato 3-D Cosmos (16).

Esso è stato testato su 15 pazienti sottoposti a chirurgia bimascellare. Con la simulazione computerizzata chirurgica e il sistema di trasferimento 3-D Cosmos le arcate dentali sono state riprodotte con un'accuratezza di 0,03 millimetri. Le traslazioni 3D di segmenti dei mascellari possono essere misurate precisamente (0,11 millimetri) e simultaneamente a livello della linea di osteotomia e dei denti. La nuova posizione dei mascellari può essere trasferita meccanicamente con una precisione di 0,05 millimetri.

Le conclusioni a cui l'Università di Graz è giunta dopo 10 anni di esperienza e 541 pazienti trattati con modelli tridimensionali ottenuti a partire dai dati dell'esame TC sono estremamente variabili in dipendenza delle finalità per cui essi sono stati utilizzati. Per quel che riguarda la correzione di malformazioni congenite (60 casi) i modelli 3D hanno consentito, con una simulazione chirurgica, di prevedere la soluzione di eventuali problemi intraoperatori.

Nei difetti ossei da traumi (64 casi), nei casi di osteoradionecrosi (17 casi) e di osteomieliti (2

casi) i modelli hanno consentito la definizione del tipo, della forma e della localizzazione del difetto, determinando la scelta del sito donatore, mentre nei pazienti con disgnazia (144 casi) i modelli hanno permesso la pianificazione dell'esatto posizionamento dei mascellari. Nei casi di severa atrofia della cresta mascellare (45 casi) i modelli 3D hanno, invece, reso possibile l'esatta misurazione quantitativa dell'osso e hanno semplificato la decisione di ricorrere agli impianti, all'innesto osseo o a una procedura che li prevedesse entrambi contemporaneamente, consentendo anche una simulazione dell'intervento.

D'altra parte, nei tumori del complesso maxillo-facciale (186 casi), i modelli non sembravano consentire un'identificazione adeguata dei margini della massa tumorale. Gli Autori hanno concluso che il principale vantaggio legato all'utilizzo dei modelli tridimensionali (in particolare dei modelli stereolitografici) è legato all'accurata rappresentazione delle strutture anatomiche, dell'osso e dei tessuti molli, che consente una precisa diagnosi preoperatoria, una pianificazione dell'intervento e una simulazione dello stesso sui modelli. Tutto ciò si traduce, ovviamente, nella scelta di una corretta tecnica operatoria, nel raggiungimento costante di risultati di alta qualità e nella benefica riduzione dei tempi operatori.

Sinterizzazione laser

■ La sinterizzazione laser consente la creazione di modelli 3D a partire da materiali con consistenza di polvere. Il laser impiegato è al CO₂ e ha una potenza decisamente superiore rispetto a quello usato per la creazione di modelli stereolitografici. Con questa metodica uno strato di polvere del materiale in questione viene deposto da un rullo e pressato su un vassoio elevatore analogo a quello usato nella stereolitografia.

I materiali che possono essere usati sono molto numerosi (nylon, polietilene ad alto peso molecolare) e dipendono dalla macchina che si ha a disposizione.

La camera dove avviene la sinterizzazione è mantenuta in atmosfera inerte e a una temperatura prossima a quella di fusione della polvere, sia per minimizzare l'energia richiesta al laser sia per ridurre gli effetti del cambiamento di volume indotto dal passaggio di fase.

Sulla base dei dati forniti dall'esame TC la radiazione laser, opportunamente direzionata da un apposito sistema di specchi, sinterizza la polvere dando origine al profilo della sezione, in maniera analoga a quanto accade nella stereolitografia.

A questo punto il vassoio elevatore si abbassa di una quantità pari allo spessore della sezione e il processo può riprendere, fino a ottenere la completa costruzione del modello.

Il particolare finito generalmente non necessita di post-trattamento e può essere estratto e pulito dalla polvere non sinterizzata.

Recentemente l'uso della tecnica della sinterizzazione laser è stato esteso al campo biomedico, in quanto in grado di permettere la costruzione di modelli 3D a partire da immagini multiplanari ad alta risoluzione derivanti dall'esame di TC (3, 13).

Chirurgia maxillo-facciale

In Australia è stato prodotto, dal *Women's and Children's Hospital* di North Adelaide, un modello in nylon a grandezza naturale di mandibola traumatizzata, a partire dai dati acquisiti con un esame di TC, sfruttando la tecnologia della sinterizzazione laser (1).

Il modello prodotto è stato utilizzato per la pianificazione dell'intervento di chirurgia maxillo-facciale e per la costruzione di dime chirurgiche al fine di semplificare la riabilitazione degli ampi difetti ossei presenti nella mandibola oggetto di esame.

Sulla base dei dati forniti dal modello 3D si è poi effettuato un prelievo di osso dalla cresta iliaca, sono stati posizionati degli impianti in titanio a livello mandibolare ed è stato effettuato l'innesto di osso per riempire i difetti causati dal trauma.

Aung et al. (2) hanno, invece, utilizzato un modello 3D in nylon, ottenuto per sinterizzazione laser, per pianificare un trattamento di chirurgia ricostruttiva cranio-maxillo-facciale in un paziente femmina di 23 anni con fratture multiple della faccia e del cranio.

Sebbene la tecnica della sinterizzazione laser sia di più recente introduzione rispetto alle altre tecniche di RP e sia stata, conseguentemente, l'oggetto di un numero inferiore di studi, che tra l'altro sembrano confermare una notevole affidabilità della tecnica con fedele replicazione delle diverse strutture anatomiche (3, 13), questa potrebbe avere degli interessanti riscontri in campo implantologico, permettendo la corretta pianificazione

dell'intervento chirurgico e un'eventuale simulazione preoperatoria dello stesso.

Indagini radiologiche

■ Nella pianificazione del trattamento implantare le indagini radiologiche che vengono usate di routine sono, da un punto di vista teorico, distinte in (5):

- indagini di 1° livello,
- indagini di 2° livello.

Le indagini di 1° livello sono quelle che vengono utilizzate come scelta iniziale per un approccio alla diagnosi e includono la radiografia endorale, l'ortopantomografia e la teleradiografia del cranio. Le indagini di 2° livello sono quelle indagini che permettono di integrare le conoscenze ottenute dalle indagini di 1° livello e, in particolare, tali metodiche permettono di completare le conoscenze del dettaglio e dei rapporti tra le strutture anatomiche in 2 o 3 piani e di applicare, eventualmente, programmi dedicati di software con visione di misure, angoli, ricostruzioni 3D ecc.

Correntemente l'indagine di 2° livello più utilizzata in implantologia è rappresentata dall'esame di TC (di tipo spirale secondo le più recenti acquisizioni) anche se delle utili applicazioni potrebbe trovare la risonanza magnetica nucleare (RMN).

Risonanza magnetica nucleare

La RMN è una metodica che, al contrario delle altre indagini radiologiche citate, non utilizza le radiazioni ionizzanti bensì un intenso campo magnetico che causa degli spostamenti all'interno delle molecole d'acqua contenute, in diversa percentuale, nei diversi tipi di tessuti.

Tali rimaneggiamenti momentanei vengono tradotti in immagini di variabile intensità, corrispondenti alle densità tissutali (le densità tissutali sono inversamente correlate, ovviamente, al contenuto in acqua di ciascun tessuto), con conseguente mappatura delle zone di interesse.

Uno studio del dipartimento di Fisica Biomedica e Bioingegneria dell'Università di Aberdeen ha avuto come obiettivo quello di dimostrare l'utilizzo della risonanza magnetica nucleare come metodica per ottenere un'informazione completa prima del posizionamento di impianti dentali osteointegrati evitando l'esposizione dei pazienti a radiazioni ionizzanti (10). Quattro pazienti sono stati esaminati

con un'apparecchiatura RMN da un Tesla e il completamento delle sequenze è stato eseguito con l'utilizzo di una mascherina chirurgica con marker in gadolinio.

La RMN ha mostrato un dettaglio sezionale completo del tessuto osseo disponibile per uno stabile posizionamento degli impianti e ha consentito una precisa definizione dell'osso corticale e trabecolare in modo da ottenere la massima lunghezza e stabilità degli impianti. Inoltre le diverse strutture anatomiche, compreso il pavimento del seno mascellare, erano chiaramente evidenti. La risonanza può quindi consentire al chirurgo implantare un buon approccio prima del posizionamento degli impianti. La possibilità di esaminare per ogni piano desiderato, senza alcuna necessità di riformattare le immagini, le strutture di interesse e di trasferire le informazioni su una mascherina chirurgica rende la procedura chirurgica estremamente predicibile.

Alcuni studi hanno dimostrato addirittura la sua maggiore attendibilità, rispetto alla TC, nella definizione dell'esatto volume del prelievo osseo da innestare in un rialzo di seno mascellare (8, 9).

Inoltre, l'Università di Vienna (21) ha sperimentato una tecnica innovativa per la realizzazione di modelli stereolitografici a partire dalle acquisizioni della risonanza magnetica nucleare: il loro utilizzo si è dimostrato utile soprattutto nello studio dei disordini dell'articolazione temporo-mandibolare, ma tale tecnica potrebbe essere sfruttata anche per la pianificazione di trattamenti chirurgici e implantari.

In previsione futura si propone, quindi, come metodica dalle notevoli prospettive, anche se riguardo alla sua reale affidabilità quantitativa, in confronto con la TC, studi clinici e sperimentali devono ancora essere effettuati.

Conclusioni

■ Sono state presentate quattro nuove tecniche di imaging applicabili all'elaborazione del piano di trattamento in ambito implantare.

Di queste, tre sono tecniche di RP che trovano delle indicazioni comuni in implantologia.

Gli studi dell'Università di Graz hanno dimostrato che i milled model sono in grado di consentire un'ottima pianificazione chirurgica prima dell'intervento, sia esso anche di chirurgia implantare maggiore (es. inserimento di fixture implantari

con contemporaneo rialzo del seno mascellare effettuato tramite innesto di tessuto osseo prelevato dalla cresta iliaca).

Tuttavia il limite principale di questo tipo di metodica risiede nel fatto che le speciali macchine fresatrici utilizzate per la costruzione dei milled model riescono a lavorare solo in superficie e non sono in grado di accedere all'interno del modello che stanno lavorando, creando delle cavità (per esempio non sono in grado di realizzare all'interno di un modello di mandibola una struttura quale il canale alveolare inferiore): questa metodica risulta, perciò, pressoché inutilizzabile per la creazione di parti anatomiche complesse e ricche di cavità, quali quelle presenti nel distretto maxillo-facciale (18, 19).

A questo inconveniente riesce a far fronte la stereolitografia che si dimostra utile nella rappresentazione di strutture ossee complesse dell'intero cranio (in quanto genera i modelli strato dopo strato) per una migliore pianificazione delle procedure chirurgiche e dell'approccio operativo da usarsi, oltre che per la preparazione di impianti e protesi ossee.

I modelli possono essere usati anche, dopo adeguata sterilizzazione, in sala operatoria durante gli interventi chirurgici.

Le indicazioni principali della stereolitografia in chirurgia maxillo-facciale sono:

- Chirurgia ricostruttiva
- Traumatologia
- Chirurgia dei tumori
- Chirurgia ortodontica
- Chirurgia delle malformazioni
- Implantologia orale.

I principali svantaggi legati all'utilizzo dei modelli stereolitografici stanno nei limiti stessi che l'esame di TC reca da sempre con sé (VPE, produzione di artefatti in presenza di metalli iperdensi quali corone protesiche e otturazioni in amalgama) e in una certa instabilità dei modelli 3D, che possono subire delle deformazioni a seguito di esposizione prolungata a luce, calore e umidità (18, 19).

I modelli 3D ottenuti con tecnica di sinterizzazione laser rappresentano l'ultima frontiera della prototipazione rapida in campo biomedico e sono stati perciò l'oggetto ancora di pochi studi, riguardanti per lo più il loro uso nella pianificazione di interventi di chirurgia ricostruttiva cranio-maxillo-facciale.

Appare, comunque, probabile pensare che le indicazioni possano essere le stesse dei modelli stereolitografici, così come i limiti (13, 15).

Un aspetto importante dell'utilizzo delle tecniche di RP in ambito implantologico da considerare e da non sottovalutare è rappresentato dal costo, piuttosto ingente, delle apparecchiature necessarie per la creazione dei modelli 3D.

Per quello che riguarda, invece, la RMN questa ha dimostrato di avere degli indubbi vantaggi nell'elaborazione del piano di trattamento in implantologia, consentendo la valutazione del sito implantare in termini di qualità e spessore osseo e di rapporti reciproci tra strutture anatomiche importanti ed evitando l'esposizione del paziente e dell'operatore a pericolose radiazioni ionizzanti (11).

Un problema non risolto, tuttavia, resta nella tendenza della RMN di produrre artefatti in prossimità delle strutture metalliche eventualmente presenti nel cavo orale e nella difficoltà conseguente di eseguire dei controlli sugli impianti nel postoperatorio (12).

Inoltre la RMN appare gravosa per l'odontostomatologo e per l'implantologo sia per motivi tecnici sia per gli alti costi (14).

Bibliografia

1. Abbott JR, Netherway DJ, Wingate PG et al. Computer generated mandibular model: surgical role. *Aust Dent J* 1998; 43(6): 373-8.
2. Aung SC, Tan BK, Foo CL et al. Selective laser sintering: application of a rapid prototyping method in cranio-maxillofacial reconstructive surgery. *Ann Acad Med Singapore* 1999; 28(5): 739-43.
3. Berry E, Brown JM, Connell M et al. Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. *Med Eng Phys* 1997; 19(1): 90-6.
4. Cappelli M, Testori T, Francetti L et al. Modelli stereolitografici in chirurgia implantare. Grado di affidabilità. *Dental Cadmos* 1999; 7:43-8.
5. Chiapasco M. *Manuale illustrato di chirurgia orale*. Milano: Masson, 2002.
6. Gaggi A, Schultes G, Santler G et al. Treatment planning for sinus lift augmentation through use of 3-dimensional milled model derived from computed tomography scans: a report of 3 cases. *Oral Surg Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 86(4): 388-92.
7. Girod S, Teschner M, Schrell U et al. Computer-aided 3-D simulation and prediction of craniofacial surgery: a new approach. *J Craniomaxillofac Surg* 2001; 29(3): 156-8.

8. Gray CF, Staff RT, Redpath TW et al. Assessment of maxillary sinus volume for the sinus lift operation by three-dimensional magnetic resonance imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2000; 29(3): 154-8.
9. Gray CF, Redpath TW, Smith FW et al. Assessment of the sinus lift operation by magnetic resonance imaging. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1999; 37(4): 285-9.
10. Gray CF, Redpath TW, Smith FW. Magnetic resonance imaging: a useful tool for evaluation of bone prior to implant surgery. *Br Dent J* 1998; 184(12): 603-7.
11. Gray CF, Redpath TW, Smith FW. Pre-surgical dental implant assessment by magnetic resonance imaging. *J Oral Implantol* 1996; 22(2): 147-53.
12. Hassfeld S, Fiebach J, Widmann S et al. Magnetic resonance tomography for planning dental implantation. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2001; 5(3): 186-92.
13. Levy RA, Guduri S, Crawford RH. Preliminary experience with selective laser sintering models of the human temporal bone. *Am J Neuroradiol* 1994; 15(3): 473-7.
14. Mezzanotte P, Re G. Diagnostica per immagini a uso odontoiatrico. *Dental Cadmos* 2001; 69(14): 9-35.
15. Rimell JT, Marquis PM. Selective laser sintering of ultra high molecular weight polyethylene for clinical applications. *J Biomed Mat Res* 2000; 53(4): 414-20.
16. Santler G. 3-D Cosmos: a new 3-D model based computerized operation simulation and navigation system. *J Craniomaxillofac Surg* 2000; 28(5): 287-93.
17. Santler G, Karcher H, Gaggl A et al. Stereolithography versus milled three-dimensional models: comparison of production method, indication and accuracy. *Comput Aided Surg* 1998; 3(5): 248-56.
18. Santler G, Karcher H, Kern R. Stereolithography models vs milled 3D models. Production, indications, accuracy. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1998; 2(2): 91-5.
19. Santler G, Karcher H, Ruda C. Indications and limitations of three-dimensional models in craniomaxillofacial surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 1998; 26(1): 11-6.
20. Sun W, Lal P. Recent development on computer aided tissue engineering: a review. *Comput Methods Programs Biomed* 2002; 67(2): 85-103.
21. Undt G, Wild K, Reuther G et al. MRI-based stereolithographic models of the temporomandibular joint: technical innovation. *J Craniomaxillofac Surg* 2000; 28(5): 258-63.

Si ringrazia la dottoressa Annalisa Chialà per la collaborazione nella stesura di questo lavoro.

Felice Roberto Grassi
via Celentano 16
70121 Bari
tel. 080 5247297