

DENTAL CADMOS

E S T R A T T O

Dental Cadmos 2003; vol 71, 10: 63-86

Analisi biomeccanica dei sistemi implantari

G. Lorenzon, C. Bignardi, E. M. Zanetti, R. Pertusio

 **MASSON**

Analisi biomeccanica dei sistemi implantari

1. Introduzione

La base di questo studio è l'osservazione clinica della presenza dell'alterazione morfologica del colletto perimplantare che interviene al momento dell'applicazione delle forze occlusali. Tale variazione anatomica di forma tipicamente conoide è caratteristica di tutti gli impianti lasciati lavorare singolarmente come entità funzionale meccanica. Questo reperto è facilmente riscontrabile radiologicamente e con il sondaggio, con una tempistica variabile e dipendente dalla trasmissione della struttura protesica. L'approfondimento dell'alterazione non ha un andamento lineare nel tempo in quanto dipende direttamente dall'aumento del braccio di leva che viene a crearsi. Tale evenienza è la responsabile della frattura del collo delle viti monostrutturali o dell'*abut-*

ment nel caso delle *fixture* come descritto nei lavori di Pietrabissa e Soncini (23). Come è noto, il carico immediato non è un'indicazione introdotta recentemente, ma è patrimonio di tutta l'implantologia di prima generazione. Molto è stato fatto negli anni per contrastare il rimodellamento osseo. Va qui ricordato il grande apporto di ricercatori tra cui va citato Dino Garbaccio (4), il quale valorizzò il concetto di bicorticalismo. Tale nozione prende spunto dalle tecniche ortopediche che ricercano assolutamente l'appoggio o la fissazione corticale.

Per contrastare quindi l'azione negativa delle tensioni intorno alla sezione di passaggio intracorticale è stata adottata la tecnica di solidarizzazione mediante saldatura intraorale per sincristallizzazione secondo Pierluigi Mondani (15, 16).

Grazie alla felice intuizione e agli studi di tale brillante ricercatore è stato possibile introdurre una tecnica di facile esecuzione esente da rischi e con risultati stabili nel tempo, superando i limiti delle metodologie preceden-

Abstract Biomechanical analysis of implant systems

The peri-cervical conoid resorption of implants is the first sign of a biological response of bone to the occlusal forces transmitted by implant structures. In literature this phenomenon is considered physiological, provided that it doesn't take on such a dimension which doesn't cause the loss of the considered element through the increase of the lever bracket. The bone response observes the Wolff and Roux laws also in the oral cavity like in the other parts of human body. (Roux: The increase of compressive forces leads to the formation of new bone tissue, whereas the decrease and lack of compressive stimuli leads to the formation of osteoid tissue. Wolff Each functional stimulus leads to a modification of the bone and consequently every alteration in the intensity and direction of forces leads to a structural change either micro or macro).

continues page 64

Key words

Implant systems
Conoid resorption
Bone tissue
Synerystallisation

* Il contributo della professoressa Cristina Bignardi e dei suoi collaboratori è relativo agli studi numerici condotti con un metodo di analisi strutturale detto "agli Elementi Finiti" noto con l'acronimo FEM (Finite Element Method).

The passing section through the cortical zone with its changes under loading is an element of study in common with orthopaedics.

It's known, infact, that the fixing screws of synthesis means concentrate stresses in the zones around the first undercortical spiral. Thanks to the use of Finite Element Method different implant systems have been analyzed. In particular we compared at the level of the passing section the cortical stresses of implants type "fixture" to multi-type electrowelded implants through intraoral welding by syncrystallisation according to Mondani.

This analysis put in evidence the clean fall of stresses in favour of these last (multi-type electrowelded implants) which well inserted do not present conoid resorption.

Different histological correspondences related to the tissue interface allows a different interpretation about the peri-implant microstructural physiology.

ti soggette a fallimento per desolvenza dei materiali impiegati.

Da un punto di vista costruttivo si realizzano così delle strutture intraossee che partecipano all'azione meccanica similmente alle strutture in ferro del cemento armato. I singoli impianti perdono la loro individualità meccanica partecipando a una struttura che, interponendosi tra il sistema protesico e il sistema osseo, media le differenti rigidità.

Questo fatto si osserva clinicamente come una costante assenza di riassorbimento pericervicale. Infatti, il diverso comportamento della struttura così ottenuta non comporta mai il verificarsi di tale alterazione.

A ulteriore dimostrazione, poi, questa va incontro a remissione spontanea, mediando i livelli ossei in quanto impianti con mobilità di primo e secondo genere possono essere recuperati solidarizzandoli con tale metodica.

La figura 1a-c mostra chiaramente la diversa risposta ossea nello stesso paziente operato quasi contemporaneamente (2 mesi) con le diverse tecniche. È evidente la risposta intorno alle fixture del quadrante inferiore destro in cui si può facilmente individuare il livello perimplantare iniziale.

Così pure è evidente il rispetto del livello iniziale delle strutture saldate, anch'esse inserite otto anni prima.

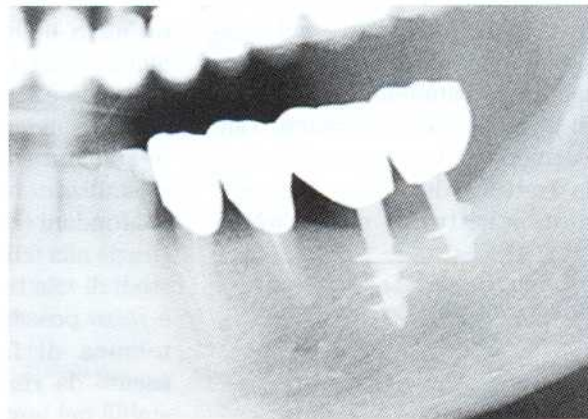
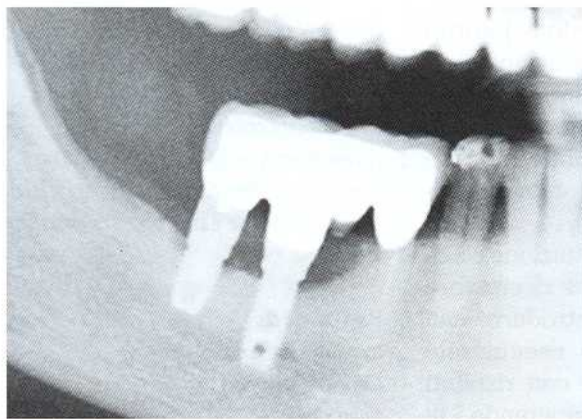
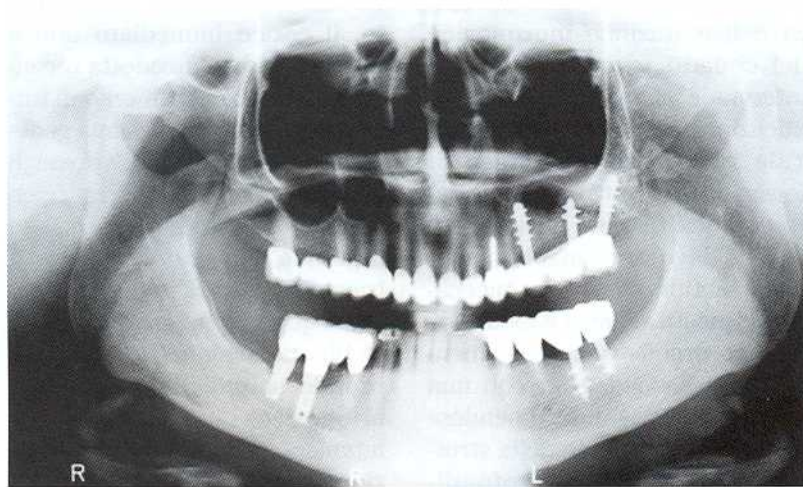


Fig. 1a-c Rx di implantologia multitypo nel medesimo paziente

2. Materiali e metodi

È stato ormai da tempo dimostrato come il successo o il fallimento degli impianti di varia natura aventi chiara funzione strutturale (in particolare quelli ortopedici e dentari) sia legato, oltre a condizioni puramente biologiche, alla situazione strutturale del sistema biomeccanico osso-impianto che è stato realizzato. In questo lavoro è stato analizzato lo stato di sollecitazione ottenuto in seguito alla riabilitazione dei mascellari mediante impianti tipo fixture o con una combinazione di forme multitypo ad aghi, a vite, a staffa bifasica (di Lorenzon) tra loro resi solidali mediante saldatura di un filo tondo di diametro 1,5-1,7 mm in titanio.

Il sistema biomeccanico da analizzare è estremamente complesso in quanto interagiscono una varietà di elementi aventi diverse caratteristiche meccaniche e geometria complessa. È possibile utilizzare codici agli Elementi Finiti utilizzati per l'analisi strutturale di strutture complesse mediante loro suddivisione in un elevato numero di elementi di semplice geometria (tetraedri o parallelepipedi). Per quanto riguarda la costruzione della geometria di base nell'ambito del codice agli Elementi Finiti, la simulazione della situazione reale può avere diversi livelli di approssimazione. I modelli più diffusi sono piani o assialsimmetrici: con essi solita-

mente viene considerato un solo impianto isolato e l'osso viene considerato omogeneo e isotropo.

In modelli più complessi si distinguono osso trabecolare e osso corticale. Il modello di un solo impianto non permette però di cogliere l'interazione tra diversi impianti. I più complessi prevedono, quindi, la ricostruzione di più impianti contigui e sono tridimensionali.

In questo lavoro si è scelto di operare costruendo rispettivamente un modello tridimensionale di una porzione del mascellare superiore e un modello costituito da una emimandibola parzialmente edentula nel settore distale. Nel mascellare supe-

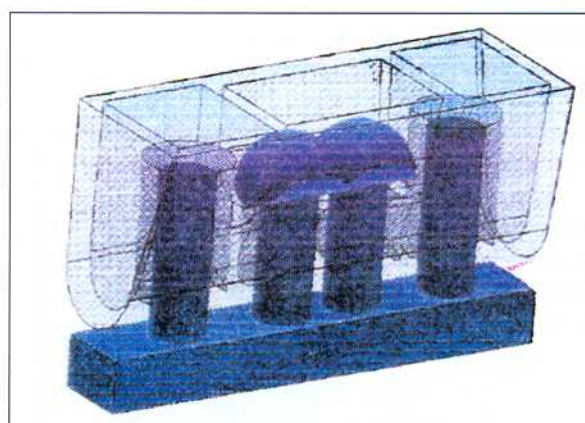
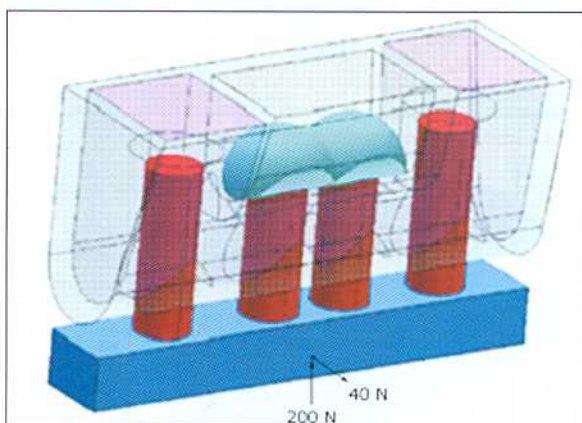


Fig. 2a, b Modello della mascella operata con impianti tradizionali

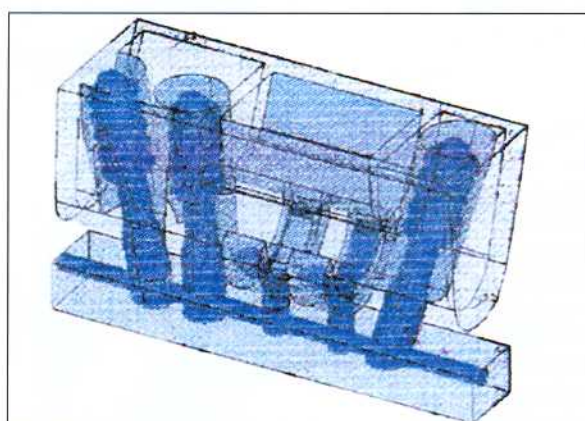
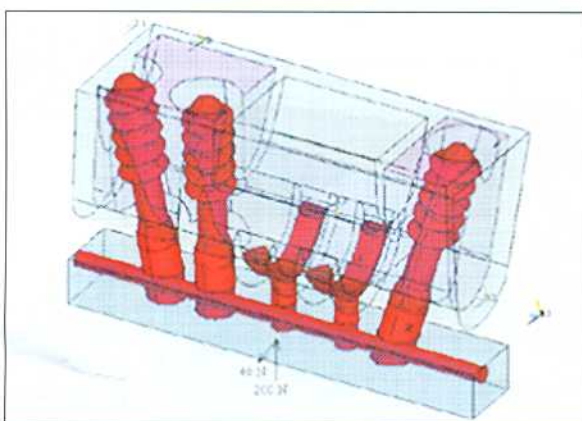


Fig. 3a, b Modello della mascella con impianti a vite e a staffa

riore sono state messe a confronto quattro fixture le cui due interprossimali sono circondate apicalmente da osso neoformato in seguito a grande *sinus lifting*. La struttura di paragone è costituita da cinque impianti, due mesiali e uno distale nel tuber collegati a due staffe bifasiche secondo Lorenzon, mediante i quali è stato possibile bypassare il seno mascellare.

L'analisi strutturale ha permesso di evidenziare, per entrambe le modalità di intervento, a parità di vincoli e carichi, le zone aventi maggiori criticità, ossia le zone nelle quali si verificano significative concentrazioni di tensione alle quali potrebbe corrispondere nel tempo un sensibile riassorbimento osseo.

L'analisi tensionale è stata eseguita mediante un apposito co-

dice di calcolo agli Elementi Finiti. Le geometrie di base utilizzate per la costruzione del modello sono visibili nelle figure 2 e 3; si noti che è stato simulato un caso di perfetta osteointegrazione; infatti, in entrambi i modelli, le viti sono totalmente circondate da osso corticale.

Le geometrie degli elementi protesici considerati corrispondono a quelle reali, mentre l'osso corticale ha ovunque uno spessore pari a 1 mm.

I volumi evidenziati nelle figure 2 e 3 sono stati suddivisi in 49.000 tetraedri, nel caso di impianti con staffa, e in 15.000 tetraedri nel caso di impianti tradizionali (la maggiore semplicità della geometria ha permesso di utilizzare tetraedri aventi maggiori dimensioni).

L'Elemento Finito utilizzato è un tetraedro a 10 nodi in cui i nodi sono posizionati ai vertici e in corrispondenza della metà di ciascun lato (i nodi sono i punti dello spazio in cui effettivamente vengono calcolate le tensioni e le deformazioni).

I volumi evidenziati in diversi colori nelle figure 2a e 3a corrispondono ad altrettanti diversi materiali:

- osso trabecolare: è stato considerato un osso di media qualità con modulo elastico pari a 300 MPa (1, 2);
- osso corticale: secondo i valori presenti in letteratura (1, 2) si è attribuito un modulo elastico pari a 11.000 MPa;
- osso impiantato: si è ipotizzato con caratteristiche uguali a quelle dell'osso corticale;
- impianti: il modulo elastico

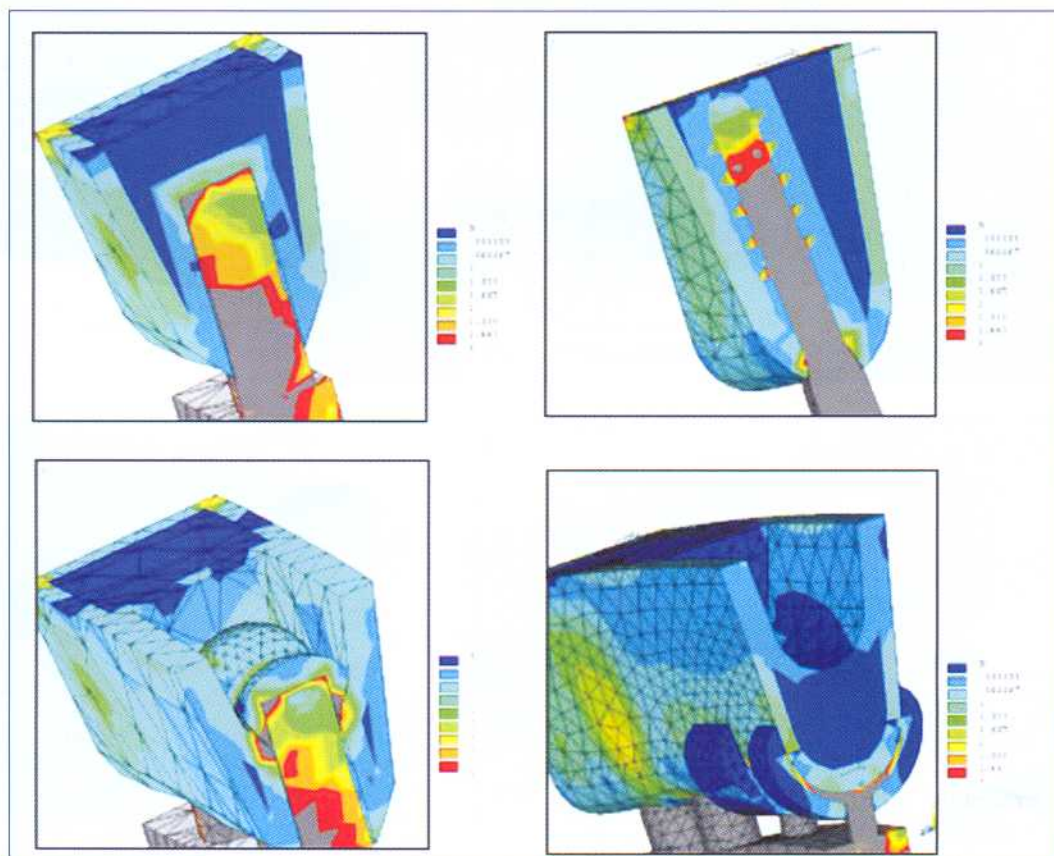


Fig. 4
Risultati:
carico
puramente
verticale
(coassiale agli
impianti);
sezioni
diametrali
degli impianti

del titanio è pari a 100.000 MPa;
- denti protesici: nel modello sono stati modellati come una trave omogenea avente modulo elastico equivalente pari a 110.000 MPa.

Tutti i materiali sono stati considerati omogenei e isotropi (comportamento strutturale uguale su tre piani ortogonali) per motivi di semplicità anche se è noto che l'osso ha spiccato comportamento ortotropo (comportamento strutturale diverso su tre piani ortogonali). Si ritiene che tale approssimazione non sia tale da invalidare i risultati ottenuti a livello di confronto tra le due diverse modalità di intervento.

La porzione di osso modellata è stata considerata completamente vincolata in corrispondenza delle pareti verticali estreme (a sinistra e a destra).

Si sono volute considerare due condizioni di carico gravose in cui è presente una forza localizzata a metà del segmento osseo considerato. Nel primo caso la forza imposta è puramente verticale, pari a 200N. Nel secondo caso è stata aggiunta una componente orizzontale pari a 40N.

3. Risultati

L'analisi dei risultati è stata effettuata considerando, per ciascuna condizione di carico, diverse zone. Il carico puramente verticale è stato analizzato nella figura 4. Il carico misto verticale e orizzontale è stato analizzato nella figura 5:

- superficie esterna dell'osso corticale;
- superficie di interfaccia tra l'osso corticale e osso trabecolare;

- sezioni diametrali di ciascun impianto.

Le immagini relative agli impianti tradizionali sono state riportate due volte. A sinistra compaiono riprodotte con una scala di colori ottimizzata. Centralmente compaiono riprodotte con la stessa scala colori utilizzata per l'immagine relativa agli impianti "solidarizzati". Si è operato in questo modo al fine di rendere più evidente il confronto tra le due diverse modalità di intervento.

In tutti i casi si sono analizzate le sole tensioni presenti nell'osso, demandando a un altro tipo di analisi lo studio delle sollecitazioni presenti nell'impianto. Per permettere una visione sintetica è stato riportato l'andamento della sola tensione equivalente, cioè di una tensione indicativa della gravosità dello stato complessivo di sollecitazione descritto in realtà da ben 6 componenti (tensioni normali secondo i tre assi e tensioni di taglio secondo i tre piani ortogonali).

In generale si è visto che in entrambi i casi le sollecitazioni sono abbastanza ben distribuite interessando comunque tutta la porzione di osso analizzata nonostante il carico fosse localizzato. Vengono raggiunte tensioni che potrebbero essere superiori alla tensione di rottura dell'osso solo in punti molto localizzati: la zona di interfaccia tra vite e osso impiantato nel caso degli impianti tradizionali e la zona di interfaccia tra le "graffette" della staffa e osso corticale per il secondo tipo di impianto.

I livelli tensionali raggiunti sono abbastanza simili per le due diverse modalità di intervento, si ravvisano comunque le seguenti differenze:

- la superficie esterna dell'osso corticale è più caricata nel caso

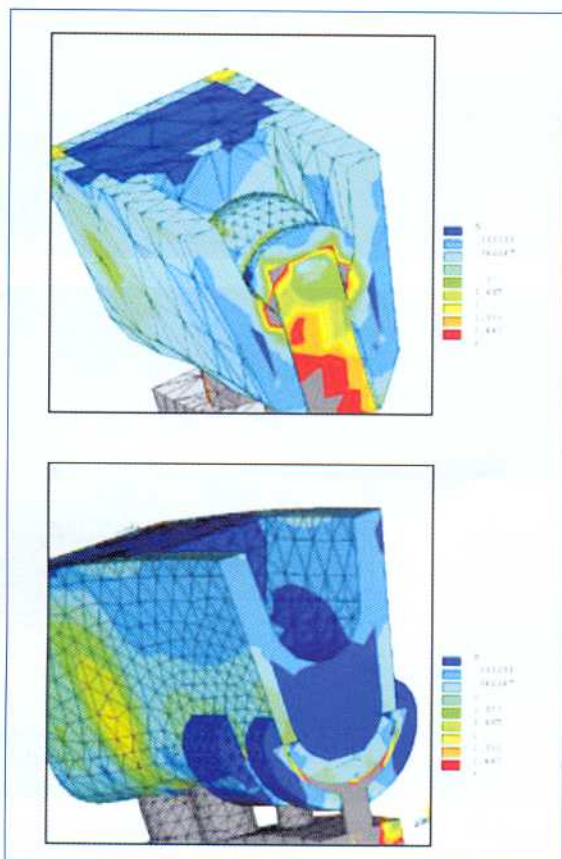


Fig 5 Risultati:
carico misto
verticale e
orizzontale; sezioni
diametrali degli
impianti

di impianto con staffa in quanto evidentemente le staffe appoggiano direttamente su questa superficie, non vengono comunque raggiunte tensioni pericolose grazie al fatto che nel modello la superficie inferiore della staffa copia perfettamente quella dell'osso;

- l'osso trabecolare è poco caricato in corrispondenza della superficie di interfaccia con l'osso corticale in quanto l'osso corticale, avendo un modulo elastico più elevato, sopporta la maggior parte del carico. Nel caso di impianti con staffa si possono avere concentrazioni di tensione in corrispondenza dei punti in cui le viti, impiantate in modo obliquo, perforano l'osso trabecolare per andarsi ad appoggiare sull'osso corticale; le tensioni rimangono comunque di modesta entità.

Per quanto riguarda le sezioni, i valori raggiunti dalle tensioni sono simili per le due sezioni estreme, mentre, per quanto riguarda le due sezioni interne, nel caso di impianti tradizionali si verificano importanti concentrazioni di tensione in corrispondenza dei punti in cui la vite entra nell'osso corticale e similmente nelle zone di discontinuità tra osso corticale originale e osso impiantato e in corrispondenza dell'estremità distale della vite.

I risultati ottenuti hanno permesso di operare alcuni confronti verificando come gli stati tensionali non producano tensioni di rottura in nessuno dei due casi (se non in punti estremamente localizzati da esaminare con maggior dettaglio), tuttavia nel caso in cui si utilizzino impianti tradizionali si verificano importanti concentrazioni di tensione nell'osso in corrispondenza dei punti in cui la vite entra nell'osso corticale; intorno alla discontinuità tra osso corti-

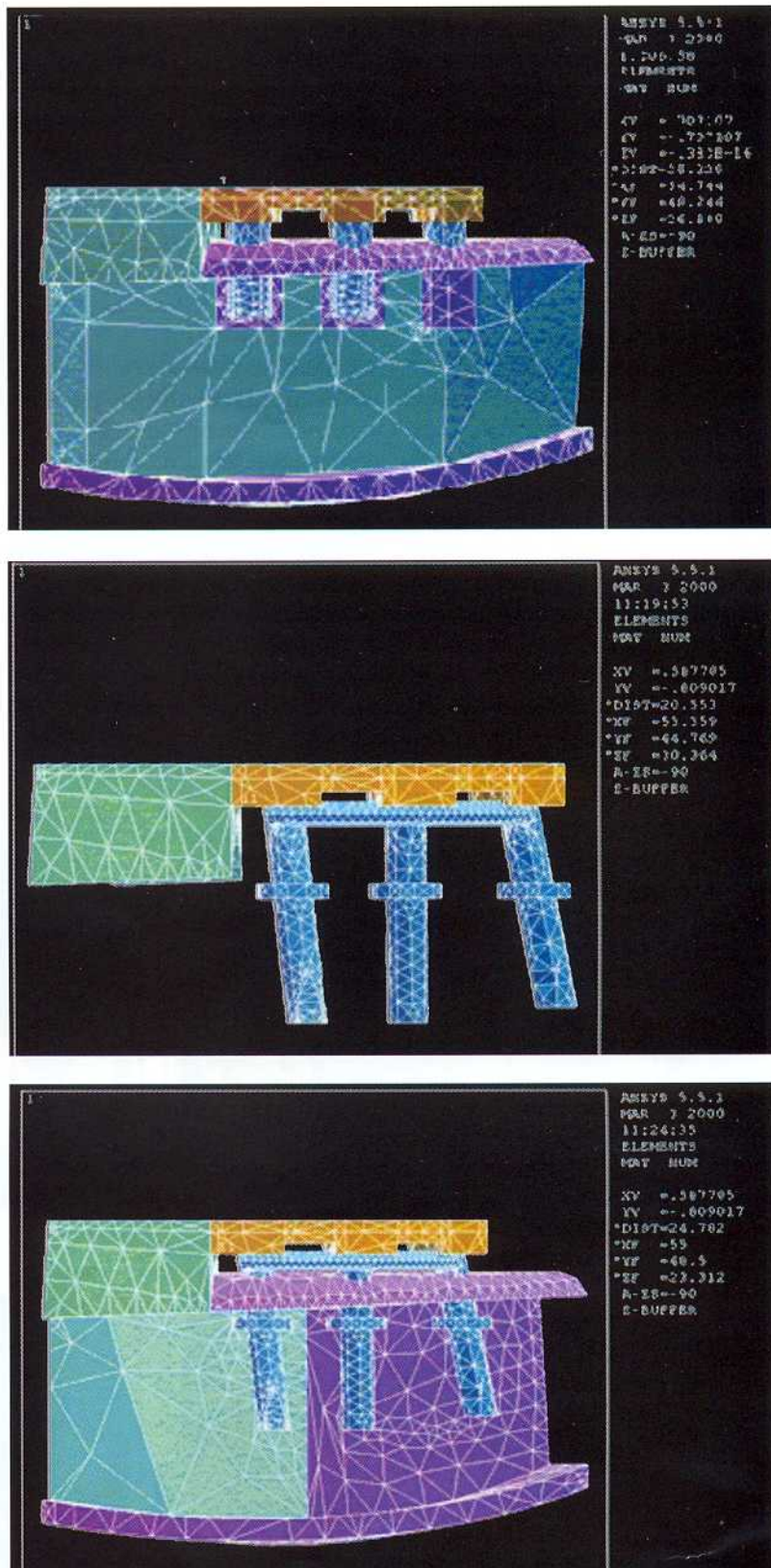


Fig. 6-8 Modello di tre fixture osteointegrate (fig. 6); modelli di impianti elettrosolidarizzati (fig. 7 e 8)

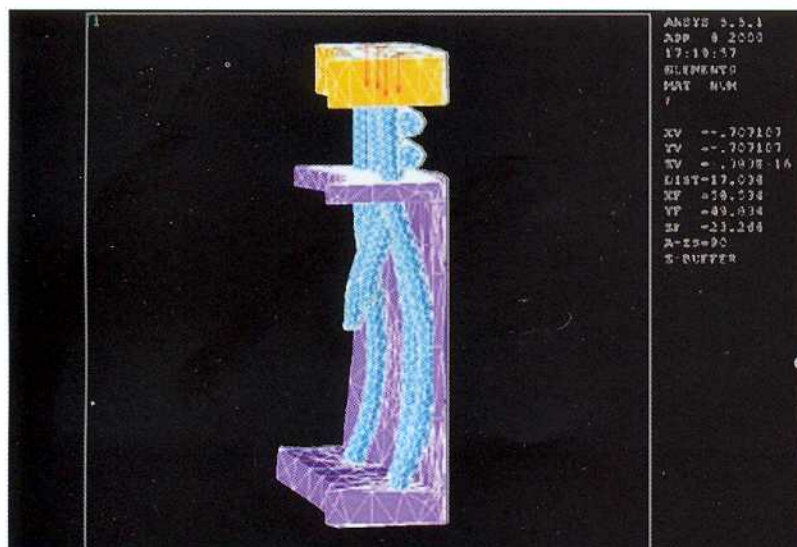


Fig. 9-11 Modelli di impianti ad aghi

cale originale e osso impiantato e in corrispondenza dell'estremità distale della vite. Il colore viola indica nella scala colori le concentrazioni maggiori.

Si può concludere che per il tipo di sistema osso-impianto modellato (qualità dell'osso, geometria, osteointegrazione, numero di elementi utilizzati per la realizzazione della *mesh*), gli impianti con vite e staffa risultano produrre uno stato tensionale nell'osso più omogeneo degli impianti tradizionali.

Per quanto riguarda lo studio del *mascellare inferiore* è stato realizzato un modello agli Elementi Finiti di emimandibola così costituito:

- volume compatto di osso corticale con modulo di Young pari a 11.000 MPa (caratterizzato nella figura 6 dal colore viola)
 - volume di osso corticale con modulo di Young pari a 11.000 MPa (caratterizzato dal colore viola) al cui interno è presente un volume di osso spongioso con modulo di Young di 300 MPa (caratterizzato dal colore azzurro).
- I valori del modulo di Young sono stati tratti dalla letteratura. L'emimandibola è stata vincolata in modo da consentire esclusivamente uno spostamento fisiologico verticale.

4. Tipi di impianto considerati

Sono stati simulati tre diversi tipi di impianto:

- impianto *rootform*,
- impianti a viti solidarizzate,
- impianto ad aghi.

I denti protesici, situati sopra l'impianto, caratterizzati nelle figure dal colore giallo, sono stati modellizzati considerandoli un solido omogeneo, di rigidità complessiva tale da consentire una freccia verticale, nei punti di applicazione dei carichi, pari

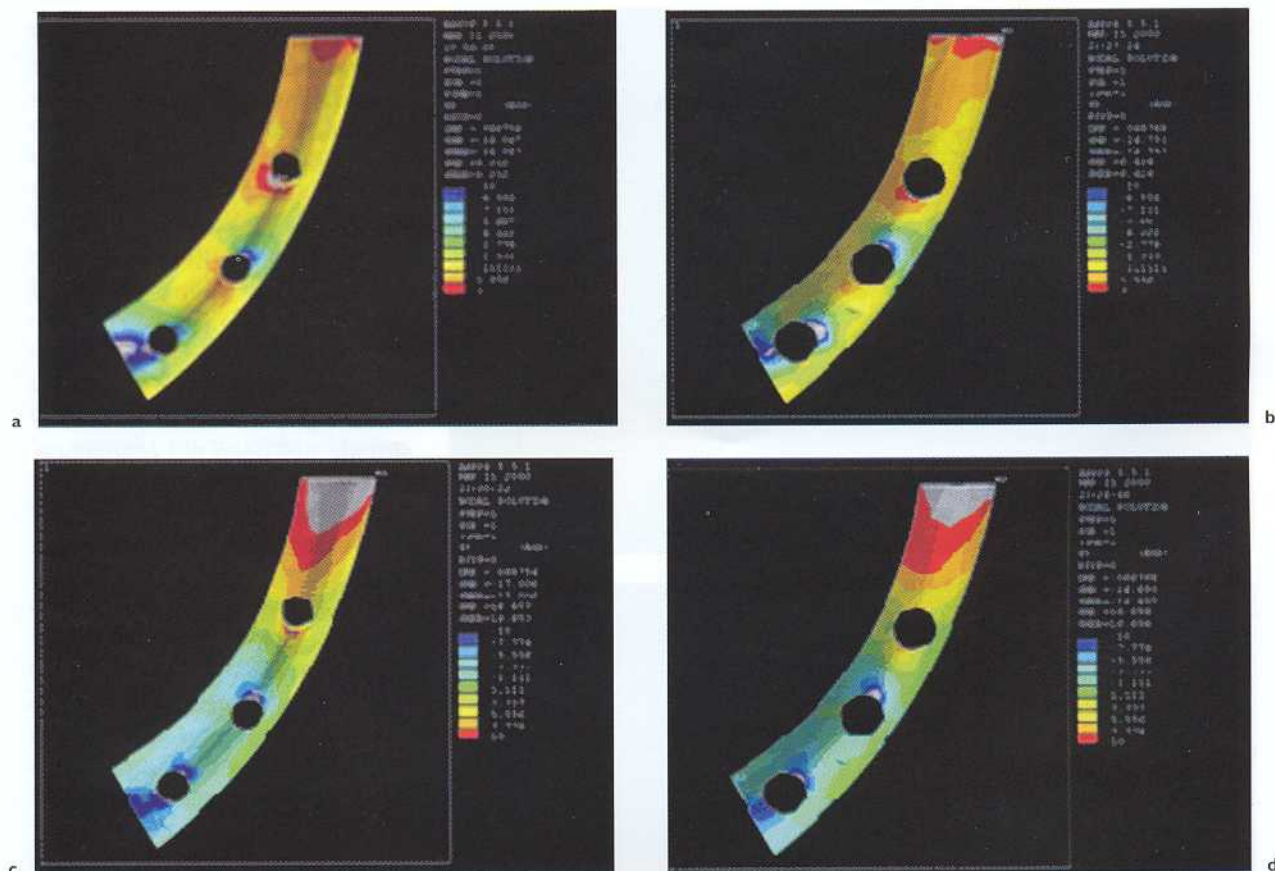


Fig. 12a-d a) Tensioni lungo X ($\rightarrow$) per impianto collegato; b) tensioni lungo X ($\rightarrow$) per impianto rootform; c) tensioni lungo Y ($\uparrow$) per impianto collegato; d) tensioni lungo Y ($\uparrow$) per impianto rootform

a 0,1 mm. Quando esistente, è stato considerato l'ancoraggio con i denti pilastro, caratterizzati nelle figure dal colore verde.

Impianto rootform

La struttura implantare è costituita da tre fixture posizionate verticalmente e parallelamente tra di loro.

Ciascun impianto, realizzato in lega di titanio con modulo di Young pari a 100.000 MPa (caratterizzato dal colore blu), ha un diametro di 3,5 mm e una lunghezza di 10 mm. È stata ipotizzata una situazione di completa osteointegrazione: come si può notare nella sezione di figura 6, l'impianto è completamente circondato da un involucro di osso corticale di spessore pari a 1 mm.

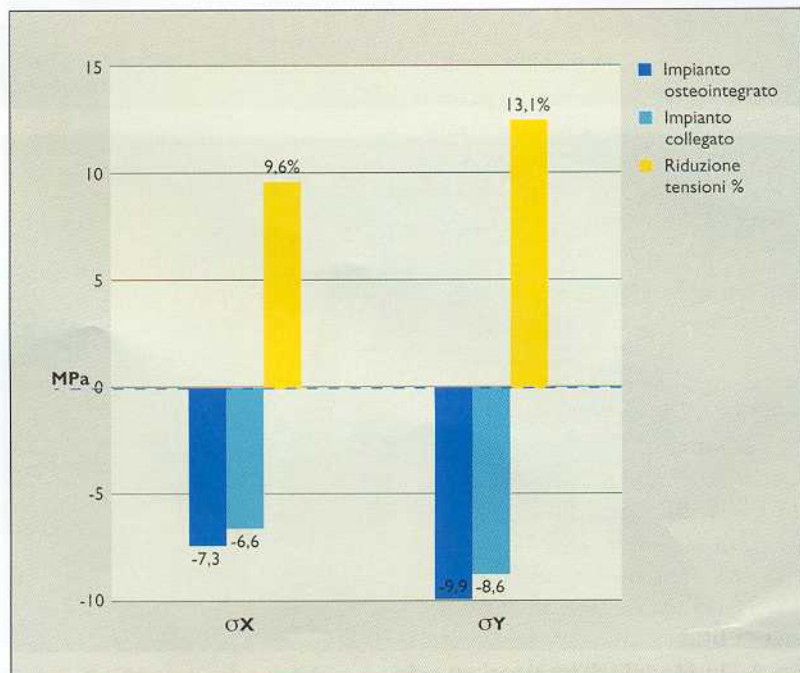


Fig. 13 Carico di 200N su secondo dente

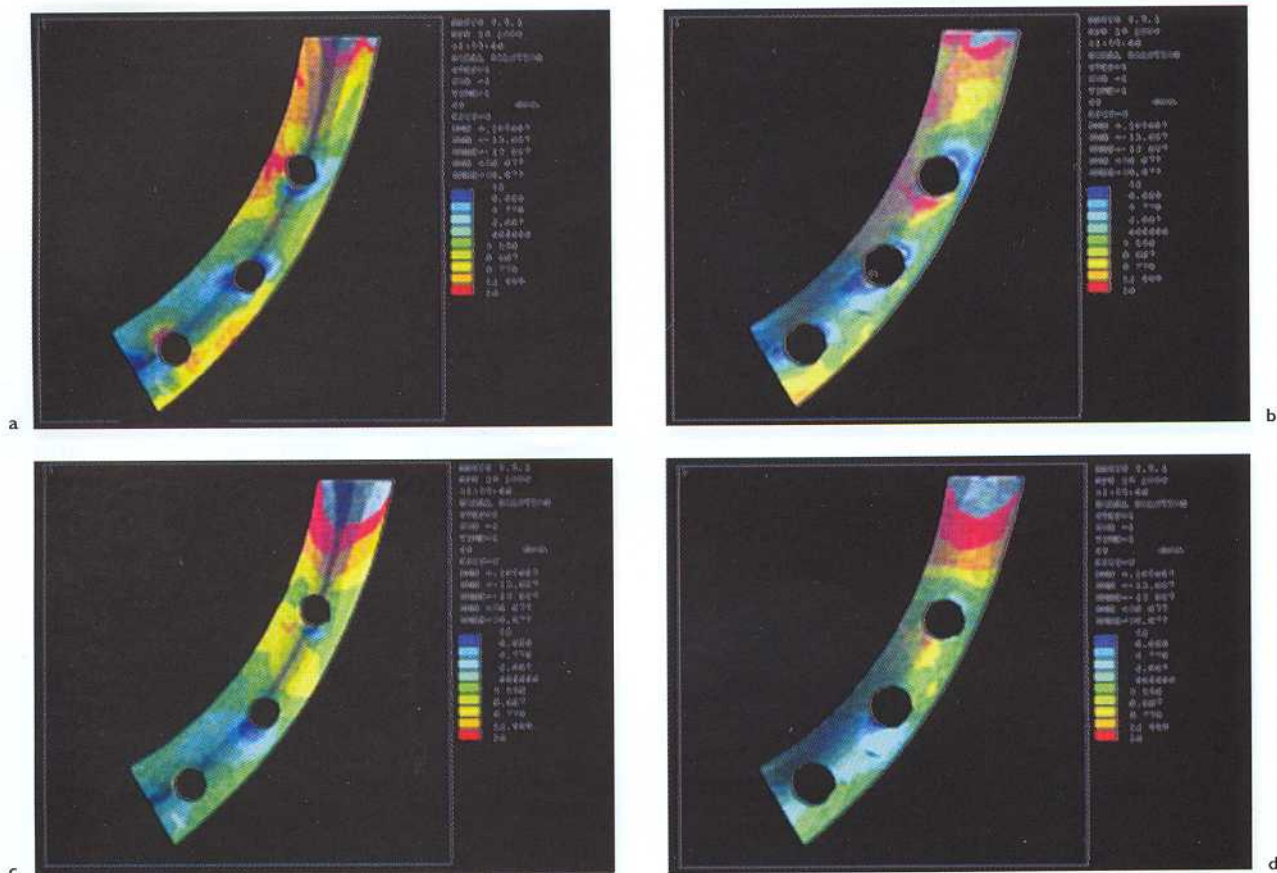


Fig. 14a-d a) Tensioni lungo X (→) per impianto collegato; b) tensioni lungo X (→) per impianto rootform; c) tensioni lungo Y (↑) per impianto collegato; d) tensioni lungo Y (↑) per impianto rootform

Impianti a viti solidarizzate

La struttura implantare è costituita da tre viti posizionate non parallelamente tra loro, in modo da formare una struttura che si appoggia all'osso corticale. Il contatto può essere basale o murale. Quest'ultimo va inteso come linguale o vestibolare. Può in alcuni casi essere combinato nel caso in cui le spire sono tangenti a una corticale e l'apice raggiunge quella basale. L'impianto è in lega di titanio, le viti hanno un diametro di 2,8 mm e una lunghezza di 20 mm, il filetto ha un diametro di 5 mm (figg. 7, 8). L'elemento di collegamento tra le viti è costituito da una barra in lega di titanio di 1,75 mm di diametro ed è saldato alle viti con una compenetrazione di 0,5 mm.

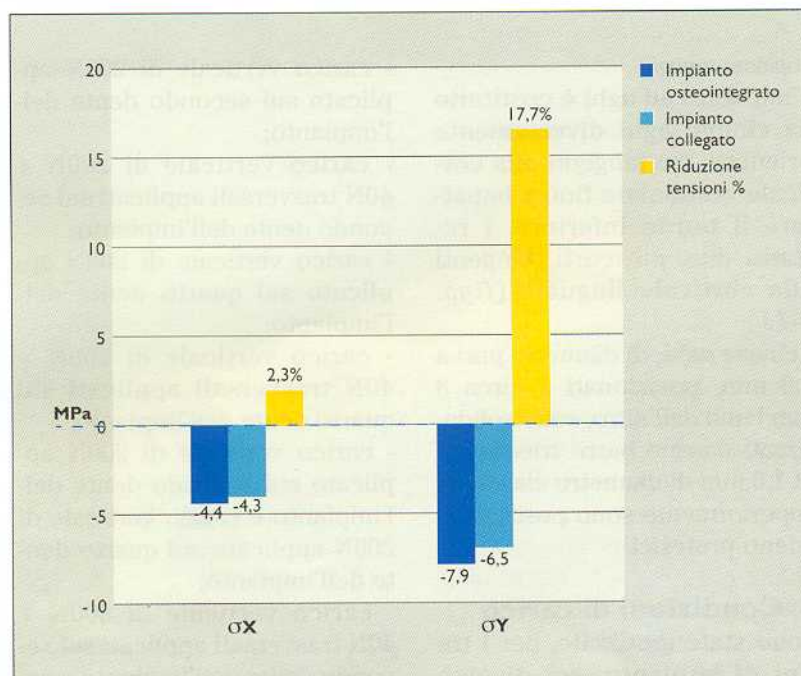


Fig. 15 Carico 200N su IV dente

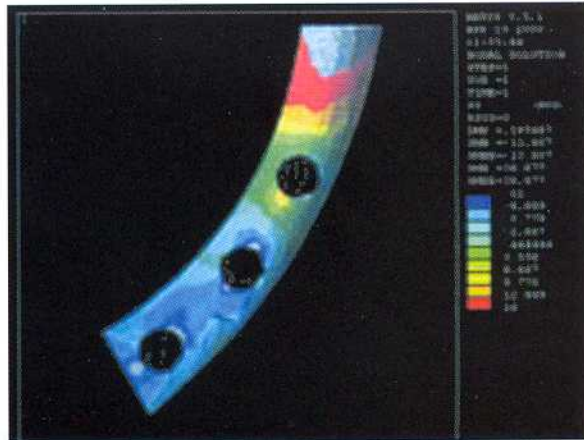
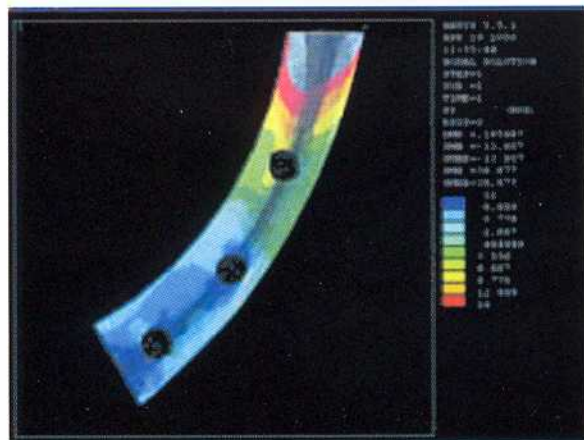
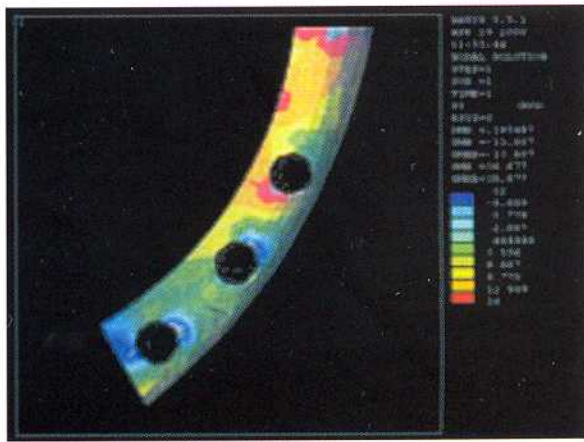
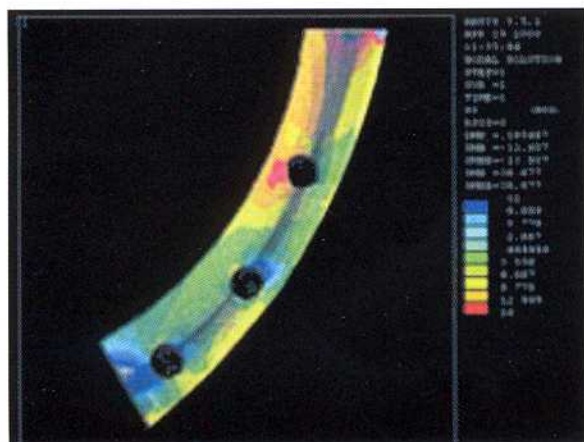


Fig. 16a-d a) Tensioni lungo X (→) per impianto collegato; b) tensioni lungo X (→) per impianto rootform; c) tensioni lungo Y (↑) per impianto collegato; d) tensioni lungo Y (↑) per impianto rootform

Impianto ad aghi

L'impianto ad aghi è costituito da cinque aghi diversamente orientati: tre tangenti alla corticale vestibolare fino a impattare il bordo inferiore. I restanti due, più corti, tangenti alla corticale linguale (figg. 9-11).

I cinque aghi, di diametro pari a 1,3 mm, posizionati a circa 3 mm l'uno dall'altro, sono solidarizzati da due barre trasversali di 1,6 mm di diametro ciascuna; superiormente sono posizionati i denti protesici.

5. Condizioni di carico

Sono state ipotizzate, per i tre tipi di impianto, sei diverse condizioni di carico:

- carico verticale di 200N applicato sul secondo dente dell'impianto;
- carico verticale di 200N + 40N trasversali applicati sul secondo dente dell'impianto;
- carico verticale di 200N applicato sul quarto dente dell'impianto;
- carico verticale di 200N + 40N trasversali applicati sul quarto dente dell'impianto;
- carico verticale di 200N applicato sul secondo dente dell'impianto e carico verticale di 200N applicato sul quarto dente dell'impianto;
- carico verticale di 200N + 40N trasversali applicati sul secondo dente dell'impianto e carico verticale di 200N + 40N

trasversali applicati sul quarto dente dell'impianto.

Nell'analisi dello stato tensionale dei diversi sistemi biomeccanici sopra illustrati è stata posta particolare attenzione alla parte superiore dell'osso corticale mandibolare, in quanto è risultata una delle parti maggiormente caricate; inoltre sono stati confrontati i valori di tensione nelle zone di interfaccia con l'impianto, che l'esperienza indica come maggiormente colpite dal riassorbimento osseo.

Sono state considerate e confrontate le tensioni orientate lungo gli assi X e Y, che si verificano sul piano in cui è posizionato l'osso corticale superiore dell'emimandibola.

I valori negativi indicano uno stato di compressione, mentre i valori positivi indicano uno stato di trazione.

I valori di tensione nelle figure e nei grafici sono espressi in MPa.

6. Confronto tra sistema con impianto rootform e sistema con impianto con viti solidarizzate

Le tensioni lungo X e Y, rappresentate con la stessa scala di colori, risultano inferiori nell'impianto con le viti solidarizzate (*fig. 12a-d*).

Nel grafico di figura 13 sono riportati i valori massimi di compressione riscontrati nell'osso in entrambi i casi, con la riduzione percentuale del valore della tensione nella situazione più favorevole.

I valori massimi di trazione non sono stati considerati in quanto situati in posizioni lontane dagli impianti.

In questa condizione di carico l'impianto rootform genera tensioni di poco maggiori lungo X e in modo più rilevante lungo Y rispetto all'impianto con le viti collegate (*figg. 14-16*).

Le tensioni lungo X e Y risultano inferiori nell'impianto con le viti solidarizzate.

Nel grafico di figura 17 sono riportati i valori massimi di compressione riscontrati nell'osso in entrambi i casi, con la riduzione percentuale del valore della tensione nella situazione più favorevole.

Come si evince dai quadri riassuntivi, la riduzione delle tensioni σ lungo X e Y può essere espressa come valore medio in X (- 10% circa), e Y (- 11%) (*figg. 17-21*). Questo valore è estremamente esplicativo delle

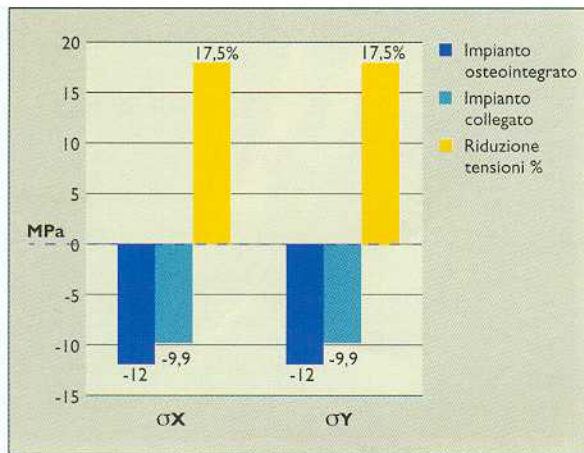


Fig. 17 Carico 200N + 200N

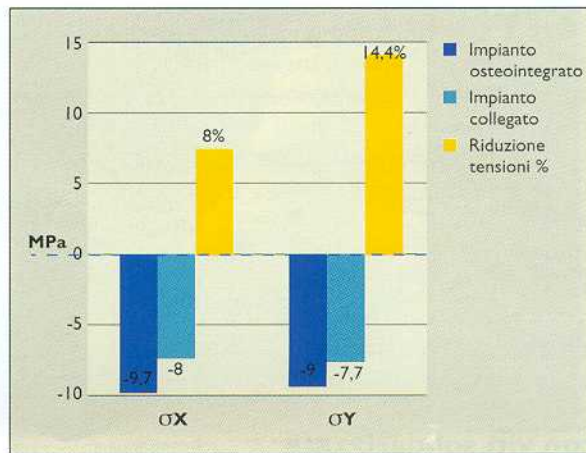


Fig. 18 Carico 200N+40N su secondo dente

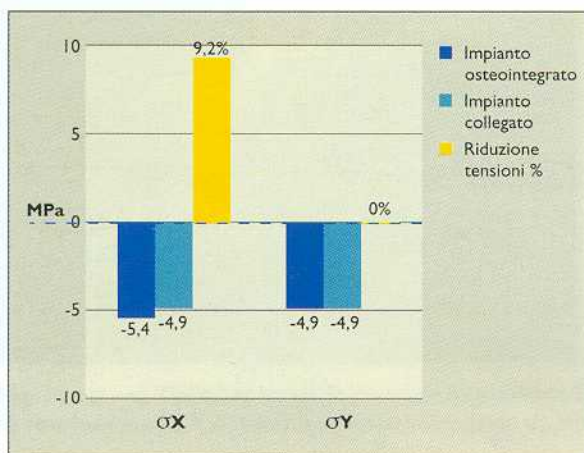


Fig. 19 Carico 200N+40N su quarto dente

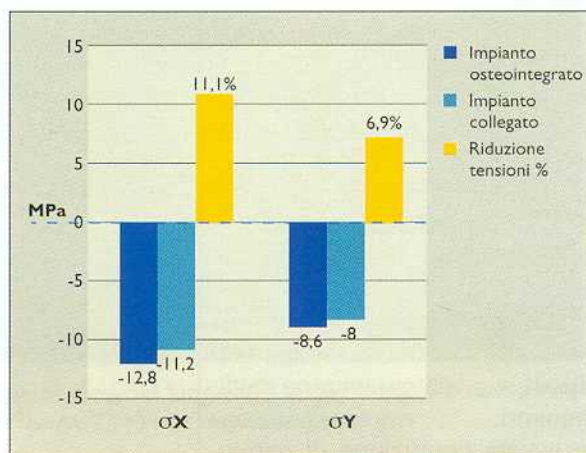


Fig. 20 Carico 200N+40N (su secondo dente) + 200N+40N (su secondo dente)

sollecitazioni a livello della sezione di passaggio intracorticale spiegando la genesi del riassorbimento conoide in accordo con le leggi di Wolff e di Roux.

7. Distribuzioni di tensione con l'impianto ad aghi

Le tensioni raggiunte sono percentualmente inferiori e non raggiungono entità pericolose per il trofismo corticale pur caricato con le stesse modalità sovraesposte, in una prima fase, e successivamente raddoppiate in 400N verticali e 80N trasversali (fig. 22).

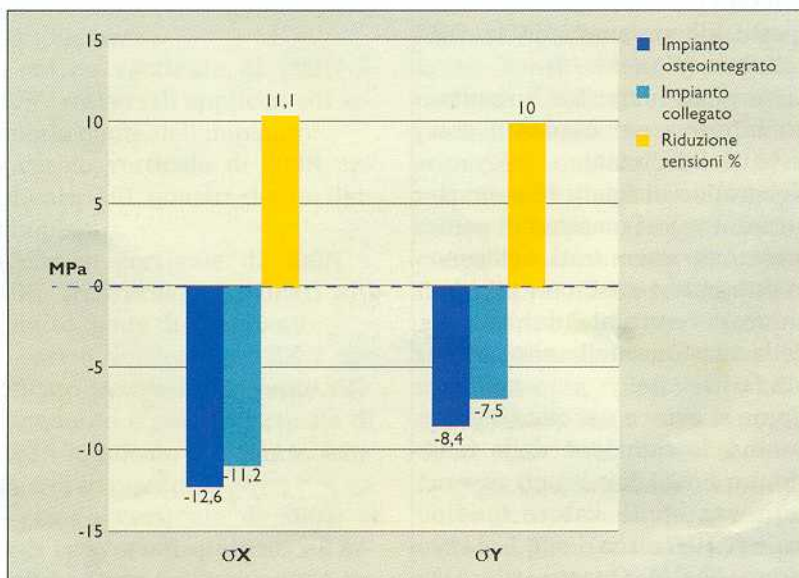


Fig. 21 Quadro riassuntivo delle tensioni

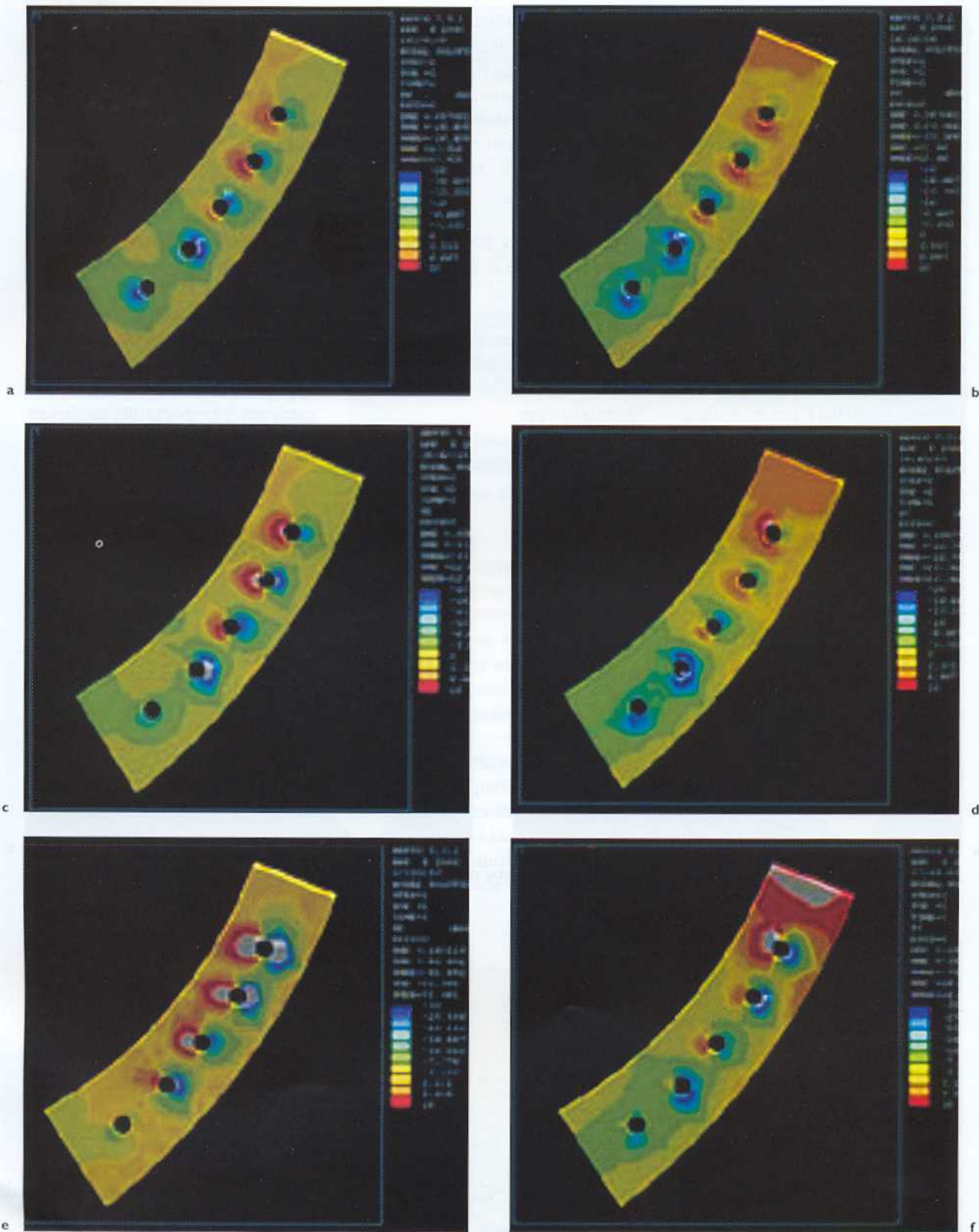


Fig. 22a-f 200N verticali sull'impianto protesico anteriore: a) andamento delle tensioni σ_x ; b) andamento delle tensioni σ_y ; 200N verticali + 40N trasversali sull'impianto protesico anteriore: c) andamento delle tensioni σ_x ; d) andamento delle tensioni σ_y ; e) andamento delle tensioni σ_x ; f) andamento delle tensioni σ_y

8. Caso particolare

Impianto ad aghi con mandibola più cedevole

Si è studiata una specifica condizione di carico (200N su II dente + 200N su IV dente) in un particolare modello in cui si è mantenuto identico l'impianto ad aghi, ma si è modificata la mandibola, rendendola più cedevole; si è infatti ridotto a 8000 MPa il modulo di Young dell'osso corticale del nuovo modello, essendo il valore finora considerato pari a 11.000 MPa. Questo modello è stato realizzato in quanto, in base all'esperienza, gli impianti ad aghi dan-

no un esito clinicamente migliore se inseriti in strutture non particolarmente rigide.

In seguito sono riportate le distribuzioni sia delle tensioni, sia delle deformazioni sulla parte superiore dell'osso corticale (figg. 23, 24).

Carico verticale di 200N su II dente + carico verticale di 200N su IV dente

Da un confronto con i risultati ottenuti dal precedente modello, ugualmente sottoposto a un carico verticale di 400N, si è evidenziato che:

- le deformazioni presenti nel modello più cedevole, sia lungo

X sia lungo Y, sono maggiori rispetto al modello base;

- le tensioni, invece, risultano minori sia a compressione sia a trazione.

L'osteointegrazione, a patto che gli aghi si appoggino sulla corticale, non è presupposto necessario alla stabilità dell'impianto, al punto che esso può essere caricato immediatamente con la protesi stessa. L'osso compatto si forma comunque velocemente attorno all'ossido di titanio dei sottili aghi, e risulta, dopo appena qualche mese, già meccanicamente portante anche se di spessore inferiore a quello delle viti: proprio per questo

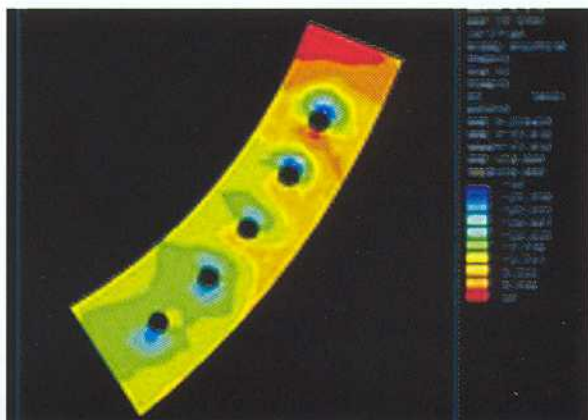
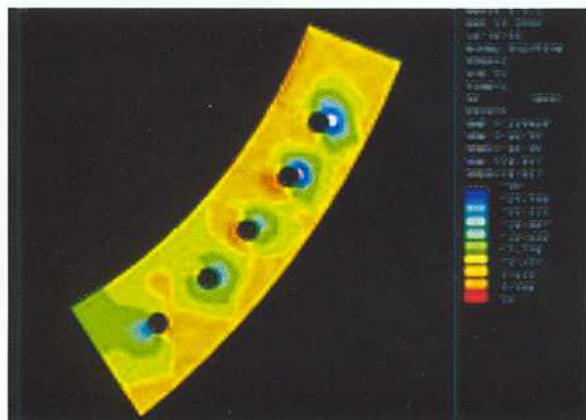


Fig. 23a, b Distribuzione delle tensioni: a) andamento delle tensioni x; b) andamento delle tensioni y

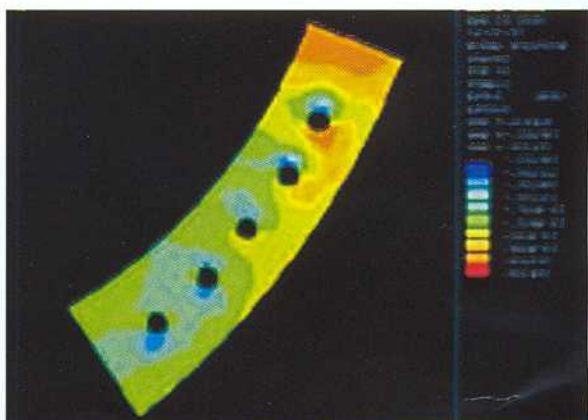
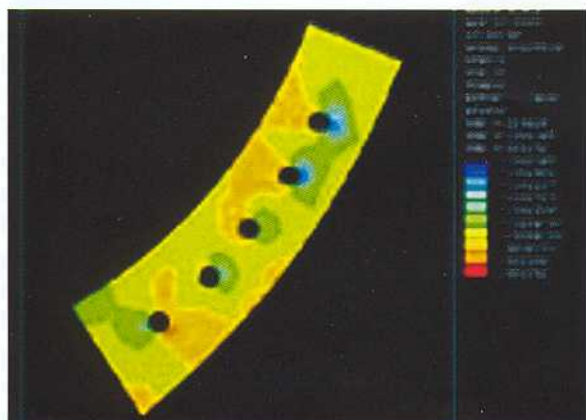


Fig. 24a, b Distribuzione delle deformazioni: a) andamento delle deformazioni ϵ_x ; b) andamento delle deformazioni ϵ_y

motivo l'osso addensato risulta elasticamente solidale con gli aghi stessi, assecondandone i movimenti (che sono comunque limitati).

Questo sistema potrebbe essere assimilato longitudinalmente (cioè lungo l'arcata dentaria) a una trave rigida su appoggio elastico (come per esempio la trave Winkler appoggiata sul terreno) (fig. 25).

Infatti i denti protesici caricati si possono equiparare ai pilastri dell'edificio; la travatura saldata alle parti emergenti corrisponde alla trave rovescia sottostante i pilastri; gli aghi corrispondono al terreno, considerato come una serie di molle indipendenti fra loro; le corticali possono rappresentare lo strato di terreno non cedevole. Una differenza costruttiva è che l'interasse relativo fra i pilastri è molto maggiore di quello fra i denti protesici, e ciò va a favore dell'impianto stesso. In senso trasversale poi questo sistema di aghi divergenti è assimilabile per alcuni versi a un sistema di pali radice, per altri a una sospensione a balestra (fig. 26).

Infatti i pali radice permettono ardite soluzioni costruttive, scavando gli strati di terreno meno

Questo sistema potrebbe essere assimilato longitudinalmente (cioè lungo tutta l'arcata dentaria) a una **trave rigida su appoggio elastico** (come per esempio la **trave Winkler appoggiata sul terreno**)

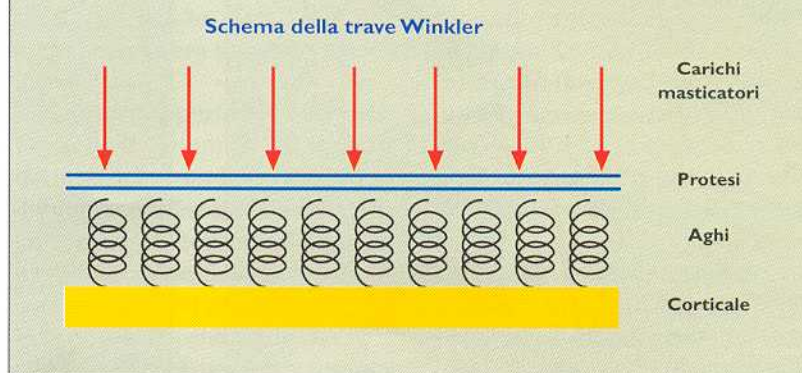


Fig. 25 Schema della trave Winkler

portanti e ripartendo i carichi assiali che ricevono (si veda l'esempio della stessa Venezia).

Le sospensioni a balestra poi contribuiscono ad ammortizzare i carichi dinamici anche trasversali provenienti dall'autoveicolo.

Un primo pregio di questo sistema, perciò, è quello di riuscire a realizzare un collegamento sufficientemente elastico (o, se si preferisce, ammortizzato) tra la corona protesica e l'osso sottostante.

Un altro vantaggio, se gli aghi sono inseriti curvati in modo da avere più di un punto di contatto con l'osso corticale, è costituito dal fatto che si ha una più uniforme distribuzione delle tensioni lungo tutto lo sviluppo mandibolare sopprimendo le sollecitazioni negative date dalla pressoflessione.

Come si evince dal lavoro originale di Mondani la costituzione del sistema pressoflesso ha come scopo la creazione di una struttura che riceve sollecitazioni

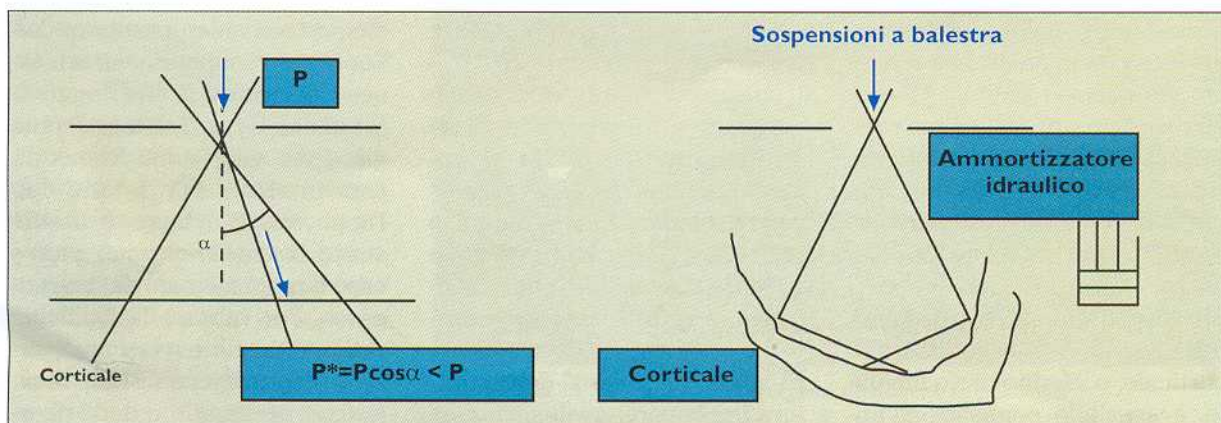
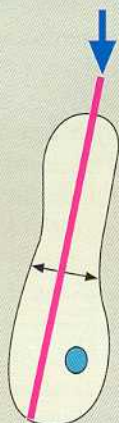


Fig. 26 Schema di scarico vettoriale delle forze

Schema di rappresentazione della flessibilità dell'ago sotto carico masticatorio



Schema di rappresentazione della flessibilità dell'ago sotto carico masticatorio con appoggio murale

Dr. G. Lorenzon

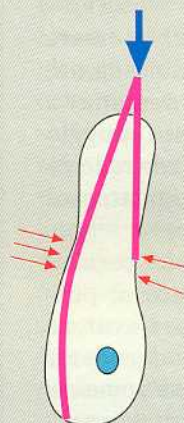


Fig. 27a, b a) Rappresentazione della bio direzionalità della pressoflessione; b) Rappresentazione della monodirezionalità

ni assiali tendenti a eliminare il carico di forze flessorie e soprattutto la pressoflessione. La tecnica operatoria attualmente usata, elimina totalmente questo pericolo utilizzando il principio di appoggio corticale. Si passa quindi da un bicorticalismo a un tricorticalismo.

La curva di contatto nel tratto mesiale dell'ago permette di eliminare la bidirezionalità dello scarico delle forze che vengono convogliate in senso univoco per quel singolo ago verso l'appoggio murale. Sul versante opposto un ago di controventatura inserito con le medesime modalità completa il sistema meccanico unitario, che viene poi moltiplicato lungo tutta l'arcata costituita quindi di elementi che interagiscono fra loro attraverso le barre di collegamento saldate.

Sfruttando quindi la flessibilità dell'ago, dopo aver impattato la corticale, o vestibolare o linguale, è possibile conferire all'impianto una precurvatura che

scarica le forze lungo tutto il tratto aderente all'osso abbassando notevolmente il carico di punta che si verifica sulla corticale basale da parte dell'apice. Nella figura 27 questa modalità viene evidenziata seguendo la tecnica proposta da Lorenzon.

9. Discussione

Come si evince da quanto detto la ricerca ha permesso una completa valutazione dello stato tensionale pericervicale ovvero nella sezione più sollecitata e dove si verifica la variazione strutturale più importante per la durata dell'impianto.

Il fenomeno, infatti, non è stabile ma tende a progredire in modo strettamente correlato all'aumento del braccio di leva. Particolare significativo è il dato che regredisce se le fixture vengono solidarizzate in un tempo successivo al loro caricamento. Questo infatti rappresenta il vero inizio del "lavoro" della struttura implantare, qualunque essa sia.

10. Conclusioni

I risultati di questo lavoro, in associazione all'osservazione clinica, suggeriscono alcune valutazioni sul funzionamento della connessione osso-impianto. Questa non va considerata, secondo la statica, un semplice incastro con condizioni di stabilità immutabile della parte biologica. Occorre quindi prendere in considerazione i fenomeni di reazione che si innescano all'inizio dell'applicazione delle forze occlusali.

È in questo momento che il sistema meccanico costituito dall'osso e dall'impianto inizia a essere sottoposto alle leggi di Wolff e di Roux. Tali leggi, come già detto, esprimono le modificazioni strutturali indotte dall'applicazione di forze su un substrato biologico che nel nostro caso è rappresentato dal tessuto osseo. Per valutare la fisiologia dell'interfaccia ovvero analizzare le strutture con visione dinamica è necessario quindi ricorrere a indagini indirette che non

siano influenzate da artefatti che possono avvenire nei reperti prelevati, che esprimono uno stato istantaneo fissato nel tempo e non evidenziano la fisiologia dei tessuti perimplantari. Questi poi non sono esclusi dall'azione delle suddette leggi fondamentali della biomeccanica. Presupposto fondamentale perché avvenga l'osteointegrazione attorno a qualunque tipo di impianto immerso in una qualsiasi struttura ossea è la quiescenza meccanica. Questo fatto ritenuto dogmatico e di importanza assoluta fino a poco tempo fa, sta andando incontro a una revisione critica. Finalmente in tempi recenti si è presa coscienza da parte degli adepti di questa "nuova" implantologia che è possibile caricare la struttura in tempi brevi.

I due atteggiamenti estremi però hanno insiti in loro rischi e benefici tutt'altro che trascurabili.

Va ricordato quindi all'interno del cavo orale la presenza di forze di intensità notevole, che espongono la struttura ossea di appoggio a rischi di trasformazione in senso positivo e negativo, in accordo alle leggi di Roux e di Wolff.

Occorre brevemente ricordare a questo scopo la fisiologia della gonfosi.

La connessione dell'elemento dentario all'osso è realizzato dalle cellule dell'epitelio giunzionale e da quel complesso di fibre collagene che sono parte costituente della struttura di tutti i tessuti parodontali:

- fasci gengivo-dentali che connettono da una parte il cemento e dall'altra il tessuto gengivale o più precisamente in direzione occlusale il margine gengivale in direzione orizzontale e apicale la gengiva aderente;

- fasci circolari o di Kolliker che circondano il dente ad anello e contribuiscono a mantenere il tessuto gengivale strettamente aderente alla superficie del dente;

- fasci transeptali che connettono il colletto dei denti contigui scorrendo sopra le creste alveolari;

- fasci dento-periostei che connettono il cemento all'alveolo (fibre di Sharpey). Topograficamente questi fasci sono suddivisi in: gruppo della cresta alveolare, gruppo orizzontale, gruppo obliquo, gruppo apicale.

Tutte queste strutture inoltre esercitano la funzione di difesa contro agenti irritanti e carichi masticatori fisiologici o no.

Difesa passiva è svolta dall'azione dell'apparato legamentoso delimitato dalle fibre collagene che contengono sostanze glicoproteiche. Il funzionamento può essere paragonato a un ammortizzatore idraulico.

Sotto carico vi è interscambio tra spazio legamentoso e osseo dei proteoglicani con un vero e proprio meccanismo di pompa

che produce un movimento di va e vieni nei due sensi.

I fasci circolari coronali sigillano lo spazio verso l'esterno.

Dando quindi per scontata l'avvenuta osteointegrazione in fase di carico non ancora realizzato, dobbiamo porci la domanda se questo stato è destinato a durare immutato dal momento in cui iniziano ad agire le forze masticatorie oppure può assumere delle gradualità dipendenti dallo scarico delle forze sull'interfaccia.

Particolarmente interessante, è il lavoro di James (12-16) all'Università di Loma Linda in California citata da Pierazzini (6, 7) nel suo trattato a cui rimandiamo chi vuole approfondire l'argomento.

James ha eseguito ricerche al microscopio elettronico, non solo a livello del corpo implantare, ma anche dei colletti ove ha evidenziato la presenza di una lamina anista costituita da macromolecole di proteoglicani in cui è possibile individuare emidesmosomi provenienti dalle cellule epiteliali. Questa intima con-

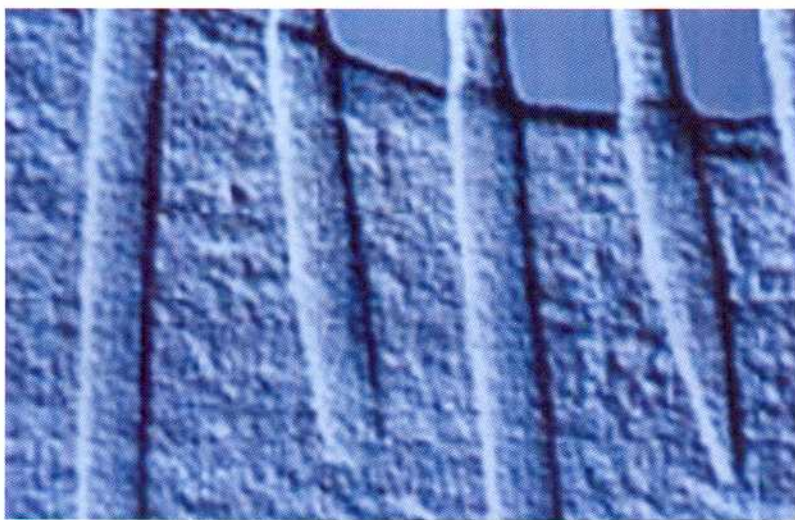


Fig. 28 Rx in 3D-Mode: l'immagine dimostra la perfetta integrazione degli aghi a distanza di 10 anni; notare l'assenza di cono di riassorbimento nella sezione di passaggio transcorticale

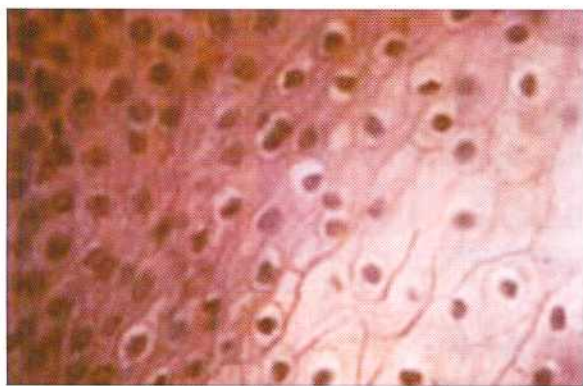


Fig. 29a, b Preparati istologici della mucosa pericervicale

nessione degli emidesmosomi epiteliali con la lamina di proteoglicani come interfaccia, porterebbe all'ipotesi della presenza di un sigillo non identico a quello del dente naturale e, quindi, con funzionalità differente.

La struttura perimplantare analizzata anche con indagini radiologiche può quindi essere sintetizzata in diversi piani concentrici all'asse dell'impianto:

- stato proteoglicani aderenti al titanio implantare;
- stato di fibrille collagene ad andamento circolare, ma nel quale sono presenti fibre obli-

que che penetrano nello strato dei proteoglicani;

- stato vascolare intermedio vasi e fibre disposte in struttura più lassa in bagno di proteoglicani;
- stato periferico di fasci densi ad andamento circolare e radiale con funzione di ancoraggio alla lamina ossea neoformata.

Da tutto ciò ne consegue l'osservazione che l'integrazione dell'impianto è diversa a seconda dei distretti anatomici.

Il contatto osso-titanio non è univoco ma può presentarsi sotto varie forme lungo tutto il suo decorso.

L'interfaccia presenta morfologia differente a seconda delle zone in cui si scaricano le forze. Nei punti in cui sono più concentrate, l'osteointegrazione mira verso la fibrointegrazione.

Elemento comune anche nelle zone di intimo contatto (soprattutto le paracorticali) è la presenza costante dei proteoglicani. La tipica zona in cui questa alterazione si manifesta è la sezione di passaggio pericervicale. È qui, infatti, che si manifestano le prime modificazioni determinate dallo scarico delle forze secondo le leggi di Wolff e

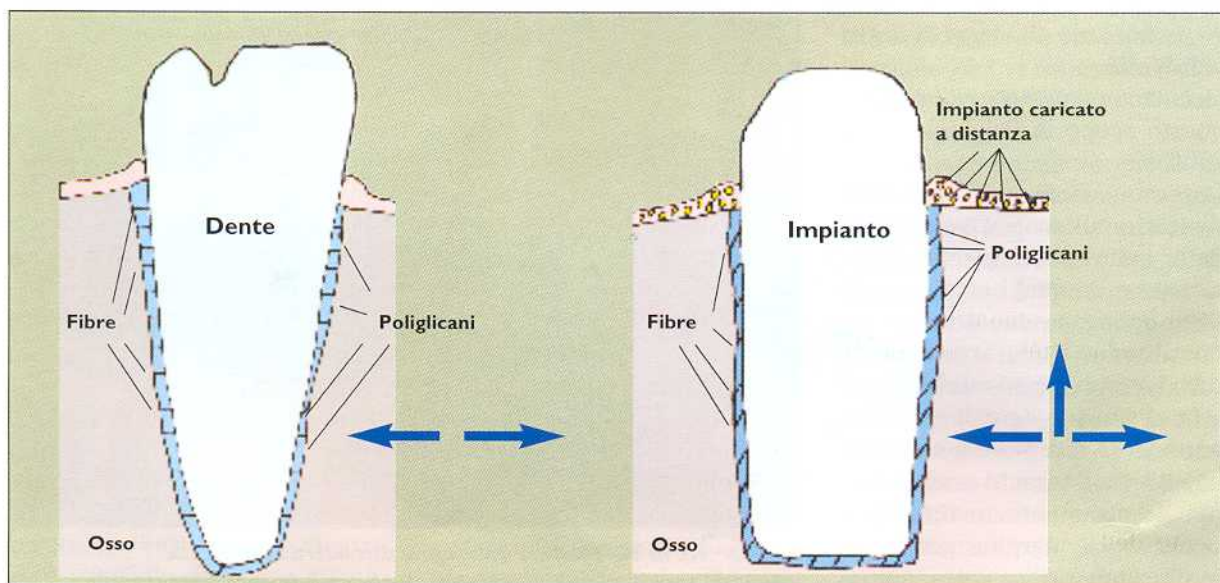


Fig. 30 Diverse modalità del meccanismo di pompa dei proteoglicani

di Roux. Da tutto ciò deriva una visione dinamica della fisiologia dei tessuti perimplantari che, per quanto sovraesposto, non possono e non devono essere considerati come immutabili nel tempo, in quanto anch'essi soggetti alle modificazioni che valgono per qualunque tessuto osseo di qualsiasi distretto sottoposto a forze.

II. Osservazione personale

Nel 1980, Zerosi (27) presentò al X Meeting Internazionale Impianti e Trapianti Dentari tenutosi a Bologna, una comunicazione riguardante l'istologia dei tessuti intorno a monconi implantari: occorre ricordare che in quegli anni i quesiti erano spesso incentrati sulla possibilità che l'impianto costituisse una via di ingresso dei foci infettivi. La comunicazione di Zerosi che assolve la metodica da questa accusa, conclude descrivendo un'alterazione di tipo degenerativo delle cellule più superficiali dell'epitelio di contatto, denominata "pallone", quadro istologico che conferma le osservazioni di vari ricercatori (fig. 29).

Infatti tale "infarcimento citoplasmatico" è la prova di un meccanismo funzionale diverso del neo-parodonto perimplantare.

Il meccanismo di pompa dei proteoglicani evidentemente non è solamente bidirezionale nei confronti della lamina dura come avviene nella gonfosi.

La differente architettura strutturale dell'andamento delle fibre collagene non riesce a contenere ai livelli profondi la circolazione fluida che nella zona pericervicale si manifesta in modo più evidente a causa dell'allargamento dell'interspazio delimitato dal cono di riassorbimento.

La sperimentazione meno fram-

mentata del neo-parodonto produce nell'interspazio pressioni laterali specifiche più elevate, secondo il teorema di Laplace.

I carichi, quindi, danno origine a un effetto pistone che, non potendosi scaricare sulle pareti in modo fisiologico, porta ad affiorare lo stato dei proteoglicani.

(Ricordiamo la minore tenuta cervicale dovuta alla mancanza di fasci circolari, fisiologici sostituiti da quelli neoformati e non ugualmente efficaci).

La natura finalistica insita in ogni organismo porta quindi le cellule epiteliali cervicali della gengiva a esercitare una funzione di barriera e di eventuale recupero dei fluidi di derivazione profonda.

Da qui l'infarcimento citoplasmatico che è testimonianza della fisiologia profonda.

Riassumendo, quindi, possiamo dire che nella gonfosi la circolazione fluida dei proteoglicani ha un andamento di pompa bidirezionale reversibile al momento dello scarico delle forze. Per quanto riguarda i tessuti perimplantari a ciò si aggiunge una terza direzione di flusso che porta a un affioramento irreversibile della fase liquida a causa dell'alterata anatomia.

La degenerazione citoplasmatica è fenomeno osservabile in tutti i tipi di impianti non solidarizzati sia a tecnica sommersa sia transmucosa.

I primi riscontri istologici attorno all'emergenza degli elementi elettrosaldati dimostrano un'assenza totale del fenomeno o una presenza in forma molto attenuata, dimostrazione dell'effetto di una caduta delle tensioni per una migliore distribuzione delle forze.

È in corso una ricerca per verificare il comportamento profon-

do delle strutture solidarizzate. Queste, come dimostrano le ricerche biomeccaniche effettuate, manifestano una caduta delle tensioni corticali del 10-11%. Tale fatto porta alla non formazione del cono di riassorbimento, ma a un intimo contatto in cui la quota glicoproteica è ai livelli minimi e contenuta in sede.

Il comportamento del parodonto perimplantare è analogo in tutte le forme implantari, ovvero la fisiologia risente dello scarico delle forze occlusali che sono trasmesse in modo ed entità intesa come carico per centimetro quadro in modo differente a seconda della forma. Tale fatto si estrinseca in spazi ultrastrutturali diversi lungo tutto il perimetro dell'elemento con differenti modalità di contatto, che dipendono direttamente dalle forze agenti sullo stesso.

Riassunto

Il riassorbimento conoide pericervicale degli impianti rappresenta il primo segno di risposta biologica dell'osso alle forze occlusali trasmesse attraverso le strutture implantari. La letteratura ammette come fisiologico questo fenomeno purché non assuma dimensioni tali da non portare, aumentando il braccio di leva, alla perdita dell'elemento considerato. La risposta ossea segue le leggi di Wolff e di Roux anche nel cavo orale come in tutte le altre parti del corpo umano. Secondo Roux, l'aumento delle forze di compressione porta alla formazione di un nuovo tessuto osseo, mentre la riduzione e la mancanza di stimoli di compressione porta alla formazione di tessuto osteoide. Secondo Wolff, ogni stimolo funzionale porta a una modificazione dell'osso e

conseguentemente ogni modificazione dell'intensità e della direzione delle forze conduce a una variazione strutturale sia micro sia macro.

La sezione di passaggio attraverso la corticale con le sue modificazioni sotto carico costituisce un elemento di studio comune con l'ortopedia.

È fatto ben noto, infatti, che le viti di fissazione dei mezzi di sintesi concentrano le tensioni nelle zone intorno alla prima spira sottocorticale.

Attraverso il calcolo mediante il metodo numerico di analisi strutturale degli Elementi Finiti sono stati analizzati vari sistemi implantari. In particolare è stato messo a confronto lo stato tensionale in zona corticale a livello della sezione di passaggio di impianti tipo "fixture" con impianti multitypo solidarizzati mediante elettrosaldatura intraorale per sincristallizzazione secondo Mondani.

L'analisi effettuata ha messo in evidenza la netta caduta delle tensioni a favore di questi ultimi che, inseriti a regola d'arte, non presentano riassorbimento conoide. Riscontri istologici differenti riguardanti l'interfaccia dei tessuti hanno permesso di avere una diversa interpretazione riguardo alla fisiologia microstrutturale perimplantare.

Parole chiave

Sistemi implantari
Riassorbimento conoide
Tessuto osseo
Sincristallizzazione

Bibliografia

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U et al. Studio con un lungo follow-up su impianti osteointegrati per la ricostruzione delle mascelle completamente edentule. Quintessence Int 1992; 3: 235-47.

2. Bidez MW, Mish CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral Implantol 1992; 18: 264-74.
3. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J et al. In vivo quantification of preload as a consequence of tightening a fixed oral prosthesis on oral implants. J Biomech 1998; 31(suppl 1): 91.
4. Garbaccio D. Vite autoflettante bi-corticale. Rivista Europea di Implantologia 1982; 1.
5. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997; 23: 104-11.
6. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. I carichi meccanici sugli impianti Branemark influiscono sul modellamento e rimodellamento osseo dell'interfaccia. Quintessence Int 1995; 4: 309-32.
7. Jacob HAC, Huggler AH. Biomechanical causes of prosthesis stem loosening. J Biomech 1980; 20: 159-73.
8. James RA. Histopatologic study of supporting tissues of an endosteal implant. Implantologist 1976/1977; Vol 1, 1.
9. James RA, Altman AF, Clem DC, Lozada J. A critical review of the "osteointegrated literature. Branemark "fixtures" fail to meet recommendations of Harvard implant consensus conference. Implantologist 1986; Vol. 3, 3: 35-41.
10. James RA, Kelln EE. A histopathological report on the nature of the epithelium and underlying connective tissue which surrounds oral implants Biomed. Mater. Res. Symposium, 1974; 5 (part 2): 373-93.
11. James RA, Schultz RL. Hemidesmosomes and the adhesion of junctional epithelial cells to metal implants. A preliminary report. Oral implantology. 1974; vol. 4, 3.
12. James RA, Schultz RL, Whittaker J, Corbet KJ. An ultrastructural study of the deep tissues found at the interface with subperiosteal oral implants. Oral Implantology 1976; vol. 6, 3.
13. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Int J Oral Maxillofac Impl 1996; 11: 151-8.
14. Lorenzon G. Il bypass del seno mascellare. Atti congresso Aisi, Verona 2002.
15. Mondani P. Nuove applicazioni della saldatrice endorale in impianto protesico. Atti del XII Meeting Internazionale Impianti e Trapianti dentari GISI, Bologna 21-23 maggio 1982.
16. Mondani P. La saldatrice endorale e le sue applicazioni. Atti del primo seminario internazionale di clinica

implantologica, Bari, 4 nov. 1982.

17. Mori S, Burr DB. Increased cortical remodelling following fatigue damage. Bone 1993; 14: 103-9.
18. Parachini L, Holzwarth U, Pastoni F et al. Distribuzione degli sforzi in impianti dentali. Il Dentista Moderno 1999; 7: 57-73.
19. Muratori G. Evoluzione storica delle vite per impianto di Formigini. Atti del 1° Seminario Internazionale di Clinica Implantologica. Bari, novembre 1982.
20. Pasqualini U. Le patologie occlusali. Milano: Ed. Masson, 1990.
21. Pierazzini A. L'istologia degli impianti endossei e iuxtaossei. Il Dentista Moderno 1985.
22. Pierazzini A. A che punto è l'implantologia oggi? Dental Cadmos 1985; 5:65.
23. Pietrabissa R, Contro R, Quaglini V et al. Evaluation of the biomechanical effects of the dimensional mismatches between dental bridges and supporting implants. J Biomech 1998; 31(suppl 1): 88.
24. Pietrabissa R., Soncini. Biomeccanica per gli impianti dentali. Il Dentista Moderno 2001; 10.
25. Rangert B, Jemt T, Journeus L. Forces and moment on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Impl 1989; 4: 241-8.
26. Tramonte S. La vite autoflettante. Rivista Europea di Implantologia 1980; 3.
27. Zerosi Comunicazione sull'istologia dei tessuti intorno a monconi implantari. Bologna: X Meeting Internazionale Impianti e Trapianti Dentari, 1980.

Ringraziamenti

Un vivo ringraziamento al professor Stefano Fanali, titolare della cattedra di Odontostomatologia dell'Università di Chieti, per l'aiuto e l'incoraggiamento. Lo stesso dicasi per il professor Francesco Mangini, titolare della cattedra di Chirurgia Orale dell'Università di Bari per l'ospitalità in numerosi congressi in cui questo lavoro è stato presentato durante i vari stadi di elaborazione.

Pervenuto in reazione nel mese di aprile 2003

Giorgio Lorenzon
c/o Centro Chirurgico
via Malonetto 49-a
10032 Brandizzo (TO)
tel. 011 9139350-913885

Sincristallizzatrice System Argon Control



Via Bissolati, 111/a - 26100 CREMONA
tel. 0372 24915 - 531787 - 531788 - fax 0372 22637
www.implamed.it info@implamed.it