



**"SAPIENZA" UNIVERSITÀ DI ROMA
I FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA**

SCUOLA DI SPECIALIZZAZIONE IN
ORTOGNATODONZIA

Direttore: Prof.ssa Ersilia Barbato

TESI DI SPECIALIZZAZIONE

**EFFETTO DI FORZE ORTODONTICHE SU
IMPIANTI GIA' OSTEOINTEGRATI E
FUNZIONALIZZATI**

Relatore :

Chiar.mo

Prof.Roberto Di Giorgio

Specializzando:

Dott. Mario Chieffo

matr.932030

ANNO ACCADEMICO 2009/2010

INDICE

-INTRODUZIONE	Pag 2
-BIOLOGIA E ISTOLOGIA DI IMPIANTI CARICATI ORTODONTICAMENTE	pag.4
-INDICAZIONI AL TRATTAMENTO	pag.22
-REVISIONI DELLA LETTERATURA	pag.32
-MATERIALI E METODI	pag.43
-RISULTATI	pag.52
-DISCUSSIONE	pag.61
-CONCLUSIONI	pag.65
-BIBLIOGRAFIA	pag.68

INTRODUZIONE

Scopo della presente tesi è di avere conferma istologica nell'uomo, della assoluta assenza di controindicazioni e complicanze nell'utilizzo come mezzo di ancoraggio ortodontico di fixture in titanio già osteointegrate, protesizzate e funzionalizzate da tempo. Si è scelto tale ancoraggio perché riteniamo che in futuro, sempre più spesso, ci si troverà nella condizione di dover eseguire un trattamento ortodontico su paziente adulto la cui parziale edentulia sia già stata sostituita con monoimpianti.

Si è programmato un semplice dispositivo ortodontico fisso di tipo sezionale ancorato su impianti con metodo "split mouth".

Il successivo carotaggio delle fixture osteointegrate avrà come scopo principale la valutazione degli effetti di forze ortodontiche intense sulle cellule perimplantari dopo anni che queste ultime

hanno mantenuto una osteointegrazione stabile. Con questo obiettivo non vogliamo solamente valutare un probabile successo o un inaspettato insuccesso ma anche riscontrare eventuali variazioni, ispessimenti o microdifetti della compagine ossea che possano esitare in patologia (perimplantite, riassorbimento osseo perimplantare) o che semplicemente creino una qualche modificazione istologica. Ciò è interessante anche dal punto di vista medico-legale in caso di perdita dell'impianto durante o diverso tempo dopo questo tipo di terapia ortodontica. Un eventuale perdita di osso sul collo dell'impianto, infatti, potrebbe predisporre l'instaurarsi di una perimplantite che darebbe sintomi e conseguente insuccesso implantare solo molto tempo dopo.

L'ipotesi di studio è che non ci sia differenza tra un impianto sottoposto a forze e uno di controllo nello stesso paziente.

BIOLOGIA E ISTOLOGIA DI IMPIANTI SOLLECITATI ORTODONTICAMENTE

Biologia e Istologia normale

E' ormai ben conosciuta la risposta ossea e parodontale all'applicazione di una forza ortodontica continua. La risposta dipende dall'entità della forza persistente : forze più leggere sono compatibili con la sopravvivenza delle cellule del legamento parodontale e inducono un rimodellamento indolore dell'alveolo dentale attraverso il "riassorbimento frontale" di quest'ultimo (Fig.1).

Forze pesanti inducono rapidamente dolore, necrosi degli elementi cellulari del legamento parodontale e il fenomeno del "riassorbimento sotto-

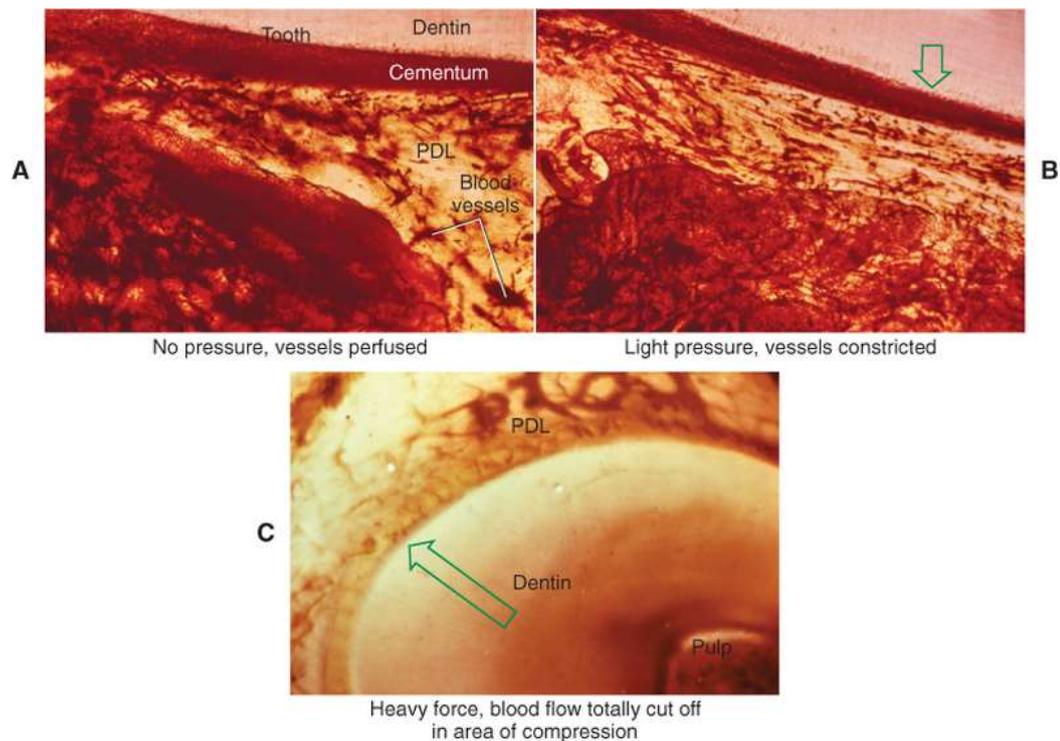


Fig.1 Effetti istologici di un carico ortodontico: A) nullo; B) Lieve di circa 50gr.; C) Pesante. (da Profitt)

minante" dell'osso alveolare vicino al dente interessato (Fig.2) (18,40,41). Tutto questo accade quando tra l'elemento sottoposto a carico e il tessuto osseo è presente il legamento parodontale .

Nel caso degli impianti in titanio osteointegrati e funzionalizzati l'interfaccia che si viene a creare con i tessuti vitali ha altre caratteristiche peculiari che sono state descritte e definite da Branemark come una "connessione diretta, strutturale e funzionale senza

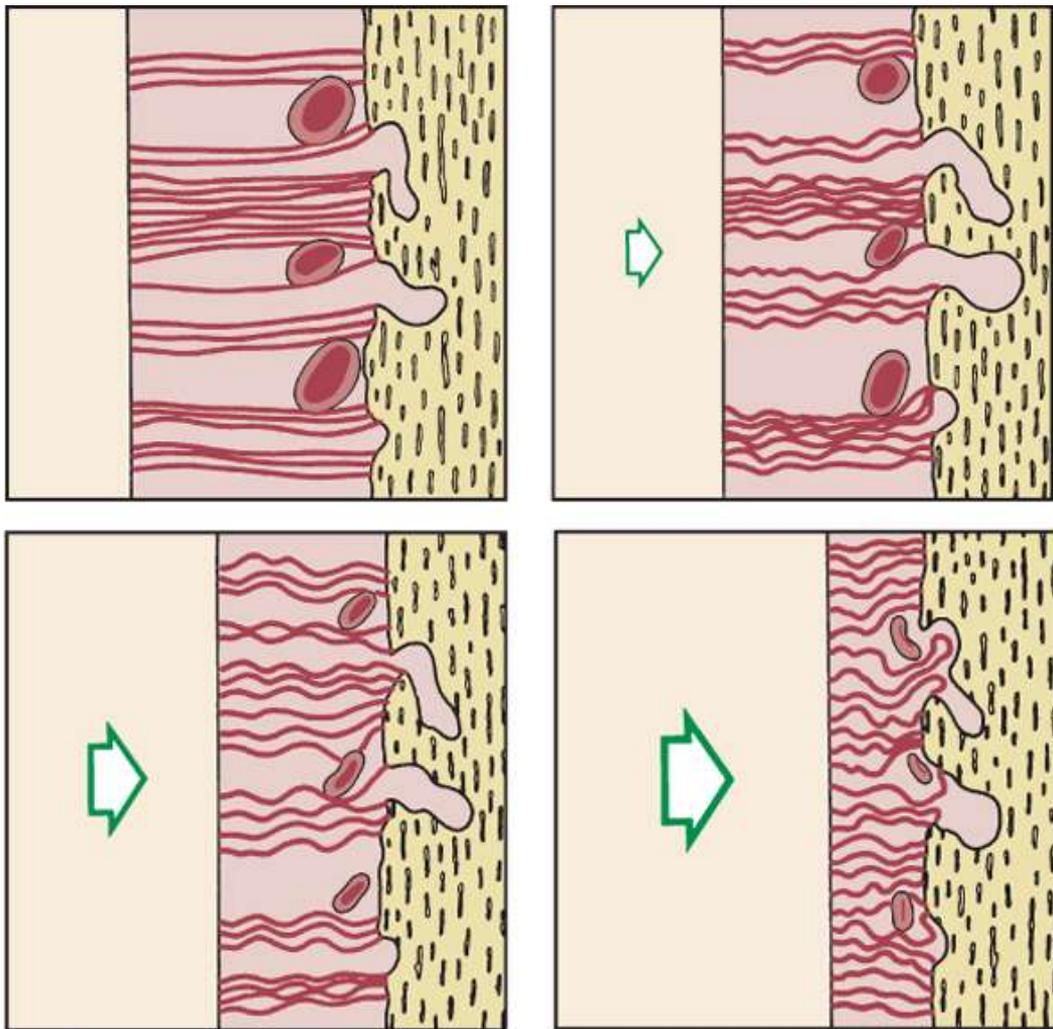


Fig.2 Rappresentazione degli effetti di un carico ortodontico progressivamente pesante sulle fibre del legamento e sul lume dei vasi sanguigni (da Profitt)

interposizione di tessuto connettivo tra superficie ossea e la superficie di una fixture sottoposta a carico” (41).

Questo comporta l'assenza del legamento parodontale, e di uno strato di cemento radicolare sulla superficie implantare con conseguenti differenze

dal punto di vista biomeccanico e biologico. Dal punto di vista biomeccanico l'osteointegrazione crea una rigidità del sistema osso-impianto che clinicamente risulta superiore di almeno 10 volte rispetto al sistema osso-dente (37). Dal punto di vista biologico, l'assenza del legamento parodontale e del cemento rende impossibile l'esplicarsi delle varie fasi del movimento ortodontico. La presenza di cellule mesenchimali del legamento parodontale e dei relativi fibroblasti e fibroclasti è infatti un presupposto necessario affinché sia possibile lo spostamento ortodontico dell'elemento (41).

Nello sforzo di ottimizzare le interazioni fra osso e impianti sia a finalità protesica che ortodontica, molti ricercatori si sono quindi concentrati sullo studio dell'interfaccia impianto-tessuti (32). Questa è una regione di relazioni estremamente dinamica. Infatti cambia completamente carattere durante la sua maturazione, dalla sua genesi (inserimento dell'impianto nell'osso) alla sua maturità (condizione di cicatrizzazione terminale).

Tutte le ricerche dimostrano che un impianto stabile nell'osso al momento dell'inserimento avrà un'interfaccia che andrà incontro ad osteointegrazione con più probabilità. All'opposto piccoli movimenti tra impianto e osso al momento dell'inserimento, favoriranno la crescita e lo sviluppo di un interconnessione fibro-ossea.

La fase di guarigione dell'interfaccia, sebbene di primaria importanza, rappresenta solo l'inizio dell'evoluzione dinamica della stessa. La messa in funzione degli impianti comporta un'influenza biomeccanica che provoca ulteriori cambiamenti a livello di questa superficie. Se si confronta istologicamente l'osso perimplantare di fixture sottoposte a carico (impianti sperimentali) e di altre non sottoposte a carico (impianti di controllo) si osservano differenti meccanismi di adattamento del tessuto osseo. Gli impianti sperimentali (sottoposti ad un carico non eccessivo dopo osteointegrazione) presentano tutto all'intorno ispessimenti dell'interfaccia osso-impianto, aumento del

rimodellamento del mantello osseo pre-esistente, ampliamento della quantità del tessuto osseo e formazione di trabecole orientate funzionalmente (44,47). L'origine di questi rimodellamenti ossei è dovuto a sollecitazioni deformanti dell'osso, alle differenze di potenziale e agli effetti piezoelettrici . Quelli non sottoposti a carico mostrano minore rimodellamento osseo nei 500 micron circostanti e riscontri istologici piuttosto stabili nel tempo.

Oltre all'interfaccia osteointegrata in vece del legamento parodontale ci sono ulteriori differenze : rara presenza di fibroblasti , vascolarizzazione quantitativamente inferiore rispetto al tessuto parodontale e differente orientamento delle fibre collagene a livello del collo dell'impianto.

Non avendo cellule di cemento alle quali legarsi, i fasci di fibre collagene decorrono soprattutto parallelamente alla superficie dell'impianto.

Nell' elemento dentale invece decorrono anche perpendicolarmente alla radice creando un vero e proprio attacco connettivale : una sorta di barriera ad

eventuali infiammazioni a partenza dal colletto dente. Questa protezione non è presente sul collo dell'impianto. Di conseguenza anche biologia e patologia dei tessuti molli perimplantari hanno insorgenza , decorso e prognosi diverse in virtù della differente anatomia e istologia (22,33).

Riassumendo, la mucosa perimplantare ha la caratteristica di un tessuto cicatriziale (poco vascolarizzato) e questo probabilmente ne riduce le capacità di difesa verso le irritazioni esterne.

Metodi di Valutazione dell'interfaccia osso-impianto

La stabilità dell'impianto dipende, come detto, dalla natura del contatto fra osso e superficie implantare.

Sono stati sviluppati diversi metodi sperimentali e clinici miranti a valutare la stabilità dell'impianto nell'osso. Donath e Breuner (1982) e Donath (1988) hanno messo a punto una tecnica che consente la

preparazione di sezioni non decalcificate spesse circa 10micron di interfaccia intatta osso-impianto per il microscopio ottico. Per analizzare queste sezioni interstiziali si è fatto ampio uso dell'istomorfometria: la reazione del tessuto osseo agli impianti filettati viene descritta in base alla quantità del contatto osso-metallo e alla superficie di osso presente tra le spire (12).

L'analisi della frequenza di risonanza (RFA) messa a punto nel 1997 da Meredith (31), è un metodo relativamente nuovo, e non invasivo per valutare la stabilità dell'impianto e l'osteointegrazione. L'analisi della frequenza di risonanza misura la stabilità applicando un carico di flessione minimale, che simula un carico funzionale di lieve entità. La tecnica utilizza un trasduttore ad "L" attaccato all'impianto o al pilastro. Usando un analizzatore di reazione di frequenza , un Pc e un software specializzato, si eccita il raggio del trasduttore su una gamma di frequenza (tipicamente da 5 a 15 kHz), si misura la sua risposta e si registra la frequenza di risonanza

(RF) del sistema. La RF viene determinata in base a due parametri : il grado di rigidità all'interfaccia impianto-osso e il livello di osso che circonda il trasduttore. Dato che la rigidità dei componenti dell'impianto e il trasduttore sono costanti, diventa determinante la rigidità dell'interfaccia impianto-tessuto. Se la rigidità dell'interfaccia impianto-tessuto è alta la RF sarà alta, il che indica anche alta stabilità dell'impianto.

Purtroppo questa metodica necessita di connettori tipo abutment protesici , individualizzati al tipo e alla marca di impianti. Nel nostro studio, non conoscendo a priori marca né modello utilizzato , risultava particolarmente indaginoso e criticabile, la realizzazione in laboratorio con metodica indiretta di questi elementi trasduttori di precisione. Per questo motivo, questa indagine è stata esclusa nella ricerca che stiamo per descrivere.

Considerazioni biomeccaniche sull'utilizzo ortodontico di impianti

E' sempre risultata difficile la valutazione quantitativa e secondo modelli fisico-matematici dell'entità dei carichi che agiscono su un impianto per cui gli effetti dei singoli parametri possono essere non realisticamente valutati (44). I modelli teorici, nella valutazione dei rapporti di carico, presentano quindi una scarsa attendibilità e vengono applicati alla pratica clinica in modo assai limitato.

Nemmeno gli studi o la comparazione con forze masticatorie possono essere utilizzati in questo caso. La durata delle forze di masticazione sui denti infatti varia ampiamente. In condizioni ideali i denti si toccano durante la deglutizione e la masticazione solo per tempi molto brevi . Il tempo totale di questi episodi è inferiore ai 30 minuti al giorno (32). In linea di massima anche gli impianti caricati protesicamente sono soggetti a queste alte forze intermittenti di masticazione mentre i carichi ortodontici comunemente

utilizzati sono leggeri e continui.

Tenuto conto di queste premesse, assumono una certa importanza le valutazioni cliniche sperimentali come quella che ci apprestiamo a descrivere. Ragionevolmente l'entità della forza ortodontica applicata a impianti o miniviti dovrebbe essere proporzionale alla stabilità dell'ancoraggio e alla quantità di osteointegrazione. Queste variabili dipendono a loro volta dal tipo di guarigione e dalla superficie di contatto tra il materiale e il tessuto osseo.

Un modo ovvio per aumentare la stabilità dopo l'intervento implantare è quello di permettere all'osso circostante di guarire prima di applicare il carico ; questo è uno dei molti motivi per i quali Branemark (1977) in origine aveva sostenuto la necessità di una tecnica in due tempi. Attualmente, però, questo concetto di carico applicato a distanza di tempo dall'inserimento dell'impianto ha perso un poco di importanza a causa della esigenza apparentemente irrinunciabile di concentrare al massimo i tempi di

guarigione fino ad annullarli nell'intento di utilizzare e di caricare il più presto possibile le fixture.

Il dimensionamento degli impianti dentali segue poi il principio scientifico secondo cui un aumento del diametro dell'impianto aumenta l'area su cui le forze (occlusali o ortodontiche) possono essere scaricate . Ad esempio un impianto cilindrico di 4mm. ha una superficie maggiore del 33% rispetto ad un impianto cilindrico da 3mm. (37). Oltre al diametro sono coinvolti in questo aumento di superficie : lunghezza e forma della fixture. Favero suggerisce, nella scelta del dispositivo da sottoporre a carico, di tenere presente la relazione inversa tra la lunghezza e il diametro delle fixture : quando il diametro decresce la lunghezza deve aumentare e viceversa.

La superficie funzionale può essere inoltre ulteriormente modificata variando tre parametri: il passo, la forma e la profondità delle spire , quando presenti (32).

La regione dove avviene la più alta concentrazione degli stress meccanici è situata nella porzione

transossea del corpo implantare denominata “modulo crestale” (32) . Negli impianti di qualsiasi tipo e forma, dopo l’applicazione del carico protesico, la perdita di osso fino alla prima spira ha rappresentato una comune osservazione clinica.

Con l’aumentare dell’angolo di carico il modulo crestale è ancora quella parte anatomica più sottoposta alla sollecitazione .

Per questo motivo e per le limitazioni istologiche precedentemente descritte la parte coronale o crestale dell’elemento artificiale è quella più vulnerabile (32,33).

Si è sempre cercato, quindi, di progettare ed inserire perpendicolarmente al piano occlusale le fixture protesiche : per l’applicazione di un carico assiale al corpo dell’impianto che riduca la quantità di stress crestali. Così facendo, l’allineamento assiale sollecita meno i componenti dei monconi e diminuisce il rischio di fratture sugli stessi sia a breve che a lungo termine. Tali considerazioni , seppur non ricalcanti esattamente la situazione dell’ancoraggio

ortodontico, sono da tenere particolarmente presenti nel nostro caso, dove le fixture costituiscono ancoraggio di forze che hanno direzioni all'incirca perpendicolari all'asse dell'elemento caricato. Per questo, quando possibile, alcuni Autori , suggeriscono di posizionare fixture da caricare ortodonticamente inclinandole rispetto alla direzione della forza (14). Studi istomorfometrici su femori di coniglio dimostrano riduzione degli stress sul modulo crestale ed aumento della stabilità delle miniviti . Particolare il fatto che, con un angolo di circa 60 gradi, la stabilità e il contatto osso-metallo aumentano sia inclinando la minivite nel verso della trazione, che nel verso opposto ad essa (14).

Per quanto riguarda le caratteristiche di superficie delle mini-viti diversi studi clinici (8,37) dichiarano che queste non sembrano influenzare la percentuale di sopravvivenza quando si applica un carico immediato. Quando invece , in osso poco compatto, si punta all'osteointegrazione di fixture in titanio o si attende comunque un periodo superiore alle tre settimane, le

caratteristiche di superficie sembrano influenzare la guarigione dell'interfaccia. Studi sperimentali hanno fornito ampie prove che la quantità di osso è maggiore su impianti con superfici ruvide rispetto a quelli con superfici lisce (2,37). Sono stati anche rilevati dei valori di torque di rimozione più alti e test di istomorfometria più favorevoli per gli impianti con superfici ruvide. In ogni caso, data la mancanza di studi clinici comparativi, prospettici e controllati tra impianti lisci e ruvidi nei vari tipi di osso, si può solo asserire che gli impianti ruvidi abbiano benefici clinici quando usati in osso poco compatto (2,37).

Dal punto di vista micromeccanico è inoltre indubbia la migliore stabilità primaria di fixture micro ruvide al posto delle lisce.

Gli impianti testati in questo studio hanno una particolare superficie doppiamente mordenzata creata con un processo bio-ingegneristico che prevede l'applicazione di acido idrocloridrico e solforico su un impianto di Titanio commercialmente puro. Dal punto di vista teorico questa superficie ruvida fa sì che la

contrazione del coagulo di fibrina avvenga a livello della superficie implantare piuttosto che a distanza dall'impianto. In questo caso le cellule osteogeniche generano tessuto osseo partendo direttamente dal coagulo di fibrina adeso alla superficie dell'impianto, attraverso un processo chiamato "osteogenesi di contatto" che consente una guarigione ossea precoce ed accelerata (44). Questa particolare osteogenesi è tipica dei materiali bioinerti (come il Titanio) che non causano liberazione di ioni a contatto con il tessuto di sostegno né altre reazioni, come invece accade nei materiali Bioreattivi (es. Impianti rivestiti di Idrossiapatite) o Biotollerabili (es. Acciaio, Leghe al titanio).

Quanto detto sugli impianti, come abbiamo accennato, non vale completamente sulle mini-viti che presentano una interfaccia differente dovuta a materiali, dimensioni e tempi di attesa diversi. Il breve periodo di guarigione utilizzato nei protocolli con miniviti è possibile grazie ad una buona ritenzione meccanica iniziale e ad una sufficiente stabilità

primaria. Queste caratteristiche consentono sì, il carico ortodontico immediato, ma non l'osteointegrazione né la creazione di una unità rigida di ancoraggio. Nonostante questo periodo sia infatti sufficiente per la guarigione, non lo è per l'osteointegrazione. Istologicamente è stato dimostrato che il carico prematuro genera la formazione di tessuto fibroso tra l'osso e la vite. Questo strato di tessuto dà alla vite una ritenzione meccanica più o meno sufficiente a non spostarsi nella direzione della forza applicata. In alcuni casi, poi, sempre a causa della ristrettezza dei tempi che non consentono l'osteointegrazione, questo strato diventa tessuto di granulazione.

Ultimamente lo studio dei fattori che influenzano la terapia implantare di supporto all'ortodonzia si è indirizzato anche verso la ricerca genetica e immunologica. Una recente revisione di queste pubblicazioni (3) individua tra tanti, tre fattori biologici statisticamente connessi al fallimento della terapia ortodontica a supporto implantare. (validi anche nel

caso della protesi su impianti):

-L'aumento della quantità di citochine (in particolare della interleuchina (IL) -1 β) presenti nel fluido crevicolare gengivale o perimplantare direttamente proporzionale alla infiammazione della mucosa gengivale ; questa può servire in futuro come indice di valutazione di una eventuale perimplantite .

-Il riconoscimento del polimorfismo del gene IL-1 (genotipo IL-1B-511 2/2) come fattore genetico associato alla perdita di osso marginale attorno ad impianti non infetti .

-La particolare risposta umorale verso vari agenti patogeni presenti nel cavo orale e soprattutto verso *Stafilococcus Aureus* e *Bacteroides forsythus*.

Ulteriori approfondimenti sono necessari anche in questa promettente direzione.

INDICAZIONI ALL'UTILIZZO DI FORZE ORTODONTICHE SU IMPIANTI

La principale indicazione all'utilizzo di impianti e mini-impianti in ortodonzia è costituita dall'ancoraggio. E' questo è un fattore molto importante rappresentato dal sistema messo in atto per contrastare la forza di reazione, uguale e contraria, che sempre si sviluppa all'atto dell'applicazione della forza necessaria per spostare i denti (18,40,41).

I sistemi di ancoraggio (ancoraggio attivo) (18) possono essere rappresentati da dispositivi intra-oralì (solidarizzazione di più denti tra di loro, elastici, archi palatali, bottone di Nance, lip bumper, apparecchi

mobili e molle) o da dispositivi extra-orali (Trazione Extra-Orale, maschera facciale). Ognuno di questi sistemi ha una diversa indicazione ed efficacia anche se è sempre stato riconosciuto che l'ancoraggio extraorale è superiore a quello intraorale (18).

Nel caso di pazienti parodontopatici, parzialmente edentuli o di denti con lunghezza radicolare ridotta è difficile ottenere un solido ancoraggio dentale ed è, allo stesso modo, poco realistico ricorrere ad ausili come la T.E.O. o anche solo ad elastici intraorali. Questi presidi, sono efficaci solo se c'è una collaborazione reale e motivata del paziente.

Un nuovo capitolo nella storia dell'ancoraggio si è aperto con il progresso dell'implantologia osteointegrata. Data la loro assoluta immobilità, gli impianti rappresentano un ancoraggio perfetto in assenza di richiesta di cooperazione da parte del paziente : in teoria la soluzione ideale.

Le possibilità offerte da questa branca dell'odontoiatria sono state esplorate in varie direzioni, anche in campo ortodontico (Tab.1).

I primi ad essere utilizzati sono stati i classici impianti da carico protesico: cilindrici a tassello , a

	IMPIANTI PROTESICI	IMPIANTI O FIXTURE ORTODONTICHE			
		MINI VITI	IMPIANTI PALATALI	MINI PLACCHE	ONPLANTS (imp. sottoperiosteali)
1- Siti Anatomici per l'inserzione	Processo alveolare di mascella mandibola e processo zigomatico del mascellare	Ogni struttura dove è presente sufficiente osso corticale	Sutura mediana del palato, paramediana	Ogni struttura dove è presente sufficiente osso corticale	Sutura mediana del palato, paramediana
2- Età del paziente	Non utilizzare fino a 18 anni di età a causa della crescita scheletrica	Non ci sono controindicazioni		Non ci sono controindicazioni	
3- Timing di applicazione del carico	Caricare ad osteointegrazione completata(3-6 mesi)	Carico immediato	Caricare ad osteointegrazione completata(3-6 mesi)	Caricare dopo la guarigione chirurgica	Caricare ad osteointegrazione completata(3-6 mesi)
4-Tipo di chirurgia	Necessità di chirurgia a lembo e alesaggio del sito	Necessità della sola perforazione della mucosa	Necessità di perforazione della mucosa e alesaggio del sito	Necessità di chirurgia a lembo	
5- Periodo post-operatorio	Dolore e gonfiore per una settimana circa	Minimo disagio per il paziente	Dolore e gonfiore per una settimana circa		
6- Uso	Per ancoraggio ortodontico e ortopedico	Per ancoraggio ortodontico, rimossi dopo il trattamento			
7- Dimensioni	2,9-6mm. diametro 6-18mm. lunghezza	1,2-2,3 mm diametro 6-14mm.lunghezza	3,3 diametro 4-6mm. lunghezza	2mm.diametro 5mm. lung. (viti)	10mm. diametro 2mm. spessore

Tab 1. Comparazione tra impianti protesici e vari tipi di impianti ortodontici (da Labanauskaite et al.)

VANTAGGI IMPIANTI	VANTAGGI MINI VITI
<ul style="list-style-type: none"> -ANCORAGGIO MOLTO RIGIDO -SUCCESSO 100% (OHASI 31) -SUCCESSIVO UTILIZZO COME FIXTURE PROTESICHE DI SOSTITUZIONE -POSSIBILITÀ DI SFRUTTARLI A LUNGO DURANTE IL TRATTAMENTO -POSSIBILE APPLICARE ANCHE FORZE ROTATORIE SULLA VITE 	<ul style="list-style-type: none"> -NO LIMITAZIONI ANATOMICHE -BASSO COSTO -NON NECESSITA DI UN VERO INTERVENTO CHIRURGICO -NON NECESSITA DI LABORATORIO -FACILE RIMOZIONE -BREVE PERIODO DI GUARIGIONE PRIMA DEL CARICO
SVANTAGGI IMPIANTI	SVANTAGGI MINI VITI
<ul style="list-style-type: none"> -POSIZIONAMENTO CONDIZIONATO DALLE GRANDI DIMENSIONI -DIFFICOLTA' NELLA RIMOZIONE (CAROTAGGIO NECESSARIO) -ALTO COSTO -PROBLEMATICHE DI MANTENIMENTO DELL'IGIENE 	<ul style="list-style-type: none"> -SPOSTAMENTO/MIGRAZIONE DELL VITI -PERCENTUALE INFERIORE DI SUCCESSO -LIMITAZIONE NELL'INTENSITA' DELLE FORZE APPLICABILI -DURATA LIMITATA NEL TEMPO

Tab 2 Comparazione tra impianti classici e le mini-viti

vite, o rastremati a forma radicolare e con diverse caratteristiche di superficie. Questi offrono, tra gli altri aspetti, il vantaggio di poter costituire un pilastro protesico già pronto alla fine del trattamento ortodontico (17).

Tuttavia non mancano numerosi svantaggi (Tab.2):

- sono ingombranti e richiedono una quantità sufficiente di osso (spesso non presente)
- possono interferire con il movimento ortodontico
- rappresentano una spesa aggiuntiva non indifferente per il paziente
- la guarigione avviene in 4-6 mesi (nel caso della chirurgia a due tempi), allungando considerevolmente i tempi della terapia
- sono utilizzabili solo in pazienti adulti
- è necessario richiedere esami radiografici endorali, Ortopanoramici o Dentscan Cone Beam.

L'evoluzione successiva ha quindi portato alla produzione di mini-impianti retromolari, i cui vantaggi sono rappresentati dal fatto che l'area è anatomicamente sicura, la disponibilità ossea adeguata (necessari solo 7mm. in altezza) e, per questo, si può assicurare la stabilità primaria dell'impianto. Anche queste sono fixture osteointegrate e hanno lo "svantaggio" di dover essere rimosse alla fine della terapia.

Nell'arcata superiore è sempre stata studiata la possibilità di sfruttare il palato come area di ancoraggio,

nelle regioni mediane e paramediane: on-plants (impianti sottoperiostei), mini-viti e mini-placche sono stati proposti a tale scopo, per fornire ancoraggio assoluto dei settori posteriori a dispositivi come la barra transpalatale, il bottone di Nance, il distal-jet o il pendulum.

Gli svantaggi sono rappresentati dal fatto che possono essere usati solo in pazienti adulti, richiedono un lungo periodo di guarigione (4-6 mesi), un adeguato supporto osseo, un intervento chirurgico di rimozione ed un accurato esame pre-operatorio (clinico e radiografico) per non ledere le importanti strutture anatomiche limitrofe. Bisogna infatti valutare lo spessore osseo, la morfologia e il decorso del canale nasopalatino, la posizione delle radici dei denti incisivi e il rapporto con le cavità nasali.

Un'altra proposta è stata l'introduzione delle viti bicorticali, adatte nei casi di ancoraggio minimo per la chiusura degli spazi estrattivi o agenesici. Queste offrono il vantaggio di poter essere caricate immediatamente, di poter essere posizionate negli spazi interradicolari e rimosse con il semplice svitamento. Anche queste

richiedono accurata analisi radiografica e un attenta programmazione.

Una vera evoluzione si è realizzata con le microviti che caratteristicamente non si osteointegrano. Queste sono costituite da acciaio o leghe al titanio, sono utilizzabili anche con carico immediato e nei pazienti in crescita (anche se con maggiori insuccessi). Negli ultimi anni si sono dimostrate adatte soprattutto nell'intrusione dei settori frontali sovraestrusi o di singoli elementi. Meno ingombranti rispetto ad altri modelli di ancoraggio presentati, hanno un posizionamento più veloce e meno invasivo rispetto ad altri sistemi. Vanno rimosse con un semplice svitamento dopo circa 6 mesi.

Dalla esperienza clinica ortodontica e dalla revisione della letteratura si possono quindi elaborare delle indicazioni e controindicazioni all'uso di questi dispositivi di ancoraggio extradentale intraorale (7,19,36).

INDICAZIONI GENERALI:

-Pazienti parzialmente edentuli

-Pazienti affetti da malattia parodontale
(parodontopatici)

-Pazienti scarsamente collaboranti

INDICAZIONI LOCALI:

- arretramento e/o intrusione dei settori frontali
- distalizzazione di molari iper-estrusi in assenza degli antagonisti
- chiusura di spazi estrattivi o agenesici in casi di ancoraggio massimo o minimo
- proinclinazione del gruppo frontale inferiore in assenza di unità reattiva
- estrusione extra arcata
- disinclusioni chirurgiche
- ancoraggio ortodontico per distalizzazione
- ancoraggio ortodontico dopo distalizzazione
- ancoraggio per impattamento (chiusura morsi aperti)
- ancoraggio per dispositivi distalizzanti o di ancoraggio (pendulum, distal jet, bottone di nance)

CONTROINDICAZIONI

- Spazi interradicolari stretti
- Pregresso utilizzo di farmaci interferenti con metabolismo osseo (es. difosfonati)

Le complicanze (20,36) sono rappresentate essenzialmente da:

- Anchilosi delle radici dei denti adiacenti;
- Frattura iatrogena delle radici adiacenti;
- Riassorbimento del cemento e della dentina (sulla superficie radicolare opposta a quella dove viene inserita la mini vite);
- Perdita dell'impianto per : scorretto posizionamento; forze eccessive o torsionali ; caricamento troppo precoce degli impianti osteointegrabili;
- Infiammazione dei tessuti molli dovuta a : non corretta igiene orale; testa della vite troppo grossa o sporgente ; impianto posizionato in mucosa alveolare.

REVISIONE DELLA LETTERATURA

L'uso di impianti protesici come ancoraggio ortodontico non può più basarsi esclusivamente sfruttando la letteratura prodotta nel campo della protesi . Purtroppo a differenza di questa, che ha avuto un grande sviluppo negli ultimi 40 anni, la letteratura in campo ortodontico a riguardo (4,30,47,49) presenta dei follow up limitati nel tempo, sia per la recente diffusione della metodica, sia per la tempistica sempre collegata alla terapia ortodontica che si svolge in un arco di tempo relativamente breve.

Con lo sviluppo di impianti osteointegrati a fine protesico , progressivamente molti Autori hanno pubblicato casi comprovanti l'efficienza della metodica e, ultimamente, hanno dimostrato la "stabilità" delle stesse fixture sottoposte a forze ortodontiche con trial clinici e controlli istologici su animali e sull'uomo (Block, Hoffmann 1995; Wehrbein et al 1997; Melsen, Lang 2001).

A partire dal 1970 fino all'anno 2000 i più importanti studi pubblicati sono quasi sempre stati finalizzati alla validazione di impianti classici osteointegrati utilizzati come ancoraggio ortodontico.

L'introduzione e la diffusione delle miniviti ha dato un ulteriore contributo allo studio degli ancoraggi scheletrici in ortodonzia ma quanto studiato e pubblicato per il carico su impianti osteointegrati non è completamente valido e applicabile alle miniviti. Questo per noti motivi strutturali , biologici e di protocollo che abbiamo già trattato nel precedente capitolo.

Soprattutto l'ancoraggio scheletrico temporaneo (miniviti) , nonostante abbia una sempre maggiore diffusione e un dichiarato successo , ha un utilizzo limitato in quanto non sono stati ancora ben definiti e riconosciuti scientificamente i protocolli di utilizzo.

Consultando gli studi più recenti che revisionano la letteratura pubblicata si evidenzia, quindi, una giusta differenziazione di protocolli e indicazioni tra impianti e miniviti.

Labanauskaite (17) et al. nel loro studio metanalitico

revisionano la crescente letteratura sugli ancoraggi ortodontici scheletrici, catalogano e classificano i TAD (Temporary Anchorage Devices) secondo forma , dimensioni , contatto con l'osso e tecniche di inserimento. (vedi Tab.1, pag.21). Nella loro revisione documentano un crescente utilizzo di miniancoraggi (miniviti) che necessitano di minor trauma chirurgico rispetto alle classiche fixture ma che presentano anche limitazioni dovute alla minore superficie di osteointegrazione (17).

Ohashi (36) , rilevando spesso una controversia sul protocollo di carico da usare, ha eseguito una revisione della letteratura nell'anno 2006. Un primo gruppo di studi su impianti standard (clinical trial sull'uomo, carico esclusivamente ortodontico, assenza di altre patologie) documentava sempre un quantificabile periodo di guarigione ed un carico applicato dagli 80 ai 550 gr.. Un secondo gruppo riguardava protocolli su miniviti (clinical trial sull'uomo, carico esclusivamente ortodontico, assenza di altre patologie) e documentava invece un periodo di guarigione da zero a due settimane ed un carico applicato che variava dai 30 ai 250gr.

Sia gli impianti tradizionali che le miniviti sembravano efficienti sul piano clinico. Dopo aver revisionato con metanalisi la letteratura ece la revisione metanalitica della letteratura, ad una analisi statistica dei dati, risultavano molto più efficienti le fixture di dimensioni standard rispetto alle miniviti (36).

Anche Cornelis et al. nel 2007 ha effettuato una revisione della letteratura questa volta con lo scopo, simile al nostro, di individuare non solo il successo, ma anche i cambiamenti funzionali e morfologici a livello dei tessuti che circondano gli ancoraggi scheletrici (miniviti e/o miniplacche). Gli articoli revisionati erano trial clinici in vivo su animale, periodo di guarigione da 0 a 12 settimane e forze in un range compreso tra 25 e 500gr. Gli studi con carico immediato o ritardato di 1 sola settimana hanno mostrato fallimenti dal 3% al 19% mentre quelli con tempi di guarigione dalle 3 alle 12 settimane hanno dato il 100% di stabilità (10). Si conclude che, oltre al parametro “tempo di guarigione”, i fallimenti sui mini-impianti sono spesso dovuti alla tecnica chirurgica (meglio senza trapanazione) e al sito di inserzione . Clinicamente minori

i fallimenti in gengiva cheratinizzata piuttosto che in mucosa alveolare e minori nell'osso mandibolare rispetto al mascellare. Istologicamente si osservava contatto osso-impianto maggiore nella inserzione "self tapping" (autofilettante senza trapanazione) e nella mandibola (10,23,29,30). Quest'ultimo dato riguarda il tipo di osso più compatto e valido nella mandibola piuttosto che essere un indicatore di maggior successo per arcata inferiore (10,11).

Al contrario, molti studi che considerano la validità del trattamento ortodontico con TAD sull'uomo, dichiarano una percentuale di successo significativamente più alta nel mascellare (89,0%) piuttosto che nella mandibola (79,6%) . Questo dato è motivato in virtù della differente meccanica e dei diversi utilizzi di TAD nelle 2 arcate. Inoltre appare plausibile considerare maggiori le interferenze masticatorie e quindi i fallimenti presenti sulle miniviti quando queste sono inserite nell'arcata inferiore (11). Alle stesse conclusioni giunge uno studio prospettico di Weichmann 2007 (50) che constatava sempre una buona percentuale di successo (86,8%) ma

osservava un tasso statisticamente maggiore di fallimenti quando le fixture venivano impiantate sulla porzione linguale della mandibola.

Lee e altri nel 2010 hanno effettuato una nuova analisi statistica sulla sopravvivenza dei mini-impianti ed hanno avuto risultati simili a quelli di Cornelis (19). Inoltre, hanno riscontrato una percentuale superiore di fallimenti nei pazienti giovani al di sotto dei 20 anni. Difficile trarre conclusioni univoche sull'entità di carico applicato. Si rilevano infatti troppe differenze , oltre che metodologiche , legate alla differente taglia e turnover osseo degli animali (scimmie, maiali, conigli, cani).

Ulteriore motivo di discrepanza sulle miniviti è la direzione di applicazione delle forze ortodontiche. Se il carico applicato genera una componente rotatoria che si scarica lungo l'asse della minivite, questo causerà un probabile fallimento (27). Una forza , invece, direzionata perpendicolarmente all'asse delle viti, può essere ragionevolmente meno dannosa per queste, se esse sono inserite con una ulteriore inclinazione dai 20 ai 60° (14) .Tale accorgimento clinico può diminuire non poco la

sollecitazione che insiste sul modulo crestale della fixture

Le conclusioni sono contraddittorie anche quando si valuta la capacità dei mini impianti di mantenere la posizione iniziale . Mentre alcuni lavori non menzionano questa importante caratteristica , Liou et al. (21) affermano che i mini impianti sono sì stabili, ma assolutamente non stazionari quando sottoposti a carico. Questo rilievo trova riscontro anche in altre pubblicazioni non considerate in questa revisione (9,36). Per questo , nella scelta del sito di inserzione , si dovrebbe preferire una posizione del miniancoraggio a distanza di almeno 2 mm. dalle strutture vitali (denti,nervi).

Sempre basandosi su trial clinici su animali, diversi Autori (10,26), trovano evidenza che , all'applicazione del carico aumenta il contatto osso-metallo. Questo risulta essere maggiore su lato della pressione rispetto a quello della tensione (10,29,30). Anche in termini di turnover osseo, la maggior parte degli studi osserva un evidente aumento dell'attività osteogenetica attorno ad impianti caricati rispetto ad impianti non sottoposti ad alcun carico.

Purtroppo nessuno degli studi dimostra differenze statisticamente significative.

Chen e al. (9) nell'anno 2009 confermano, sempre nell'animale (cane beagle) la sopravvivenza (dal 75% al 89%) delle miniviti sottoposte a carico e riscontrano un maggiore rimodellamento osseo nelle miniviti caricate rispetto a quelle controllo. La migrazione delle miniviti è stata osservata in misura maggiore nel mascellare ($0,98\text{mm} \pm 0,57$) rispetto alla mandibola ($0,53\text{mm} \pm 0,48$).

Crismani et al. nell'anno 2010 revisionano sistematicamente i trial clinici esistenti in letteratura e concludono che tutti gli studi mostrano una buona percentuale di successo per il trattamento ortodontico che comprende l'utilizzo delle miniviti, anche se i protocolli di inserzione variano ancora molto da uno studio all'altro (11). Dalla loro revisione della letteratura si indicano come "non affidabili", le viti sotto gli 8mm. di lunghezza e gli 1,2mm. di diametro. Questo perché, ad esempio, la differenza di efficienza tra una minivite da 6 e una da 8mm. è sempre molto rilevante. Si asserisce invece che i carichi immediati o precoci, se leggeri, non

compromettono la stabilità della vite; questi comunque devono essere mantenuti in un range certamente al di sotto dei 200 cN (11).

Dalla letteratura si rileva anche che la percentuale di osteointegrazione attorno ai mini-impianti è tra il 10-58% (10) mentre si assesta intorno al 75% degli impianti tradizionali caricati ortodonticamente (10). Se accanto a questi dati si considerano le differenti dimensioni di miniviti ed impianti si comprende che non è ragionevole applicare forze ortodontiche pesanti alle miniviti.

Proffit nel 2009 considera al 85% la percentuale di “sopravvivenza” delle mini-viti. Percentuale che scende al 57% dopo un anno di permanenza in bocca. Anche qui si consiglia per il successo : chirurgia one-stage, posizionamento sulla giunzione mucogengivale, lunghezza della vite di almeno 10mm.

La discrepanza tra risultati scientifici e rilievi clinici è comprensibile, ad esempio, considerando il fatto che per avere una “stabilità clinica” di un mini impianto basta mantenere una osteointegrazione (reale) su appena il 5% della superficie. Per contro , altri Autori dichiarano

facilmente “svitabili” alcune miniviti con contatto osso-metallo intorno al 25% ,considerate quindi stabili clinicamente (10). La stabilità clinica in questi casi è quindi un parametro che genera equivoci. A nostro parere , questa sarebbe più oggettivamente valutabile con l’ausilio della RFA .

Ancora molti quesiti rimangono aperti anche riguardo alle forze applicate a impianti o miniviti. E’ evidente che queste dovrebbero essere proporzionali alla quantità di osteointegrazione, che a sua volta dipende dalla superficie di contatto tra il materiale e il tessuto osseo.

E’, inoltre , necessaria prudenza nell’applicare clinicamente sull’uomo le terapie valide sperimentalmente sull’animale se non altro per grosse differenze di taglia e turn-over osseo.

Dalla revisione della letteratura non risulta comunque ancora effettuato sull’uomo un lavoro con le stesse caratteristiche di questo che ci approntiamo a descrivere. Le pubblicazioni su animale (2,10,26) al riguardo confermano l’assenza di complicanze come riassorbimenti ossei e rilevano addirittura una leggera apposizione ossea

nella porzione del collo di impianto dove si esplica la pressione ortodontica.

Tutti questi studi però, hanno previsto, dopo l'inserimento degli impianti e prima dell'applicazione del carico ortodontico, un tempo di attesa al massimo di 12 mesi.

MATERIALI E METODI

Premettiamo la storia clinica del paziente che riporta all'anamnesi un trattamento ortodontico per la risoluzione di una classe II div1. da protrusione mascellare con estrazione di 1.4 e 2.4 in adolescenza. Si ricorda anche una scarsa collaborazione e quindi una recidiva che, all'età di anni 20, lo motivava a risolvere con protesi su impianti la parziale edentulia su 1.4 e 2.4 (Fig. 3) . Attualmente, l'affollamento dei sei elementi anteriori , la loro situazione parodontale e la contrazione a livello osseo della premaxilla richiedevano la distalizzazione dei canini mono o bilateralmente .

E' stata quindi effettuata un'indagine su 2 fixture implantari di diametro mm.3,75 e lunghezza 13 mm. e 11,5 mm. presenti sulla arcata mascellare superiore di un paziente maschio di anni 32 in buona salute che negli

ultimi 6 mesi non ha assunto farmaci interferenti con il metabolismo osseo o il movimento dentale (3).



Fig.3 Rx ortopanoramica pre-trattamento

Le fixture in questione erano modello Premium® della ditta Sweden & Martina prodotte nell'anno 1998 . Queste sono state inserite e protesizzate circa 12 anni or sono, in posizione 14 e 24 , dove residuava uno spazio edentulo.

La lunghezza degli impianti differisce nei due lati e risulta essere di 13mm. a sx (lato usato come controllo) e di 11,5 a destra (lato test).

Una forza ortodontica distalizzante , costante di 180gr. è stata applicata su una sola fixture in zona 1.4. lasciando protesizzata, ma senza carichi ortodontici, la

fixture in zona 2.4 .

La forza è stata applicata con un apparecchio sezionale di semplice realizzazione che comprende un'ansa di Locatelli (Fig.4 e Fig.5) . E' questa un'ansa utilizzata come primo passaggio terapeutico nelle classi II da risolvere senza estrazioni. Il suo scopo è quello di distalizzare i molari superiori in classe I sfruttando l'elasticità di un arco termico che non comporta deformazioni permanenti e che garantisce un rilascio di forza costante alla temperatura del cavo orale (5).

La prescrizione originale dell'Autore risale ai primi anni '90: si segna un repere distale al bracket del primo premolare, mono o bilateralmente, su cui grippare uno stop per archi rettangolari: calcolando quindi i millimetri necessari alla distalizzazione, si ripeterà l'operazione del grippaggio di un altro stop in posizione subito mesiale al primo molare (5). L'azione di forza necessaria ad inserire l'arco nel bracket del



F

ig.4
Spa
zio
ede
ntul
o
rido
tto

in zona 1.6 da ripristinare



Fig.5 Ansa di Locatelli con ancoraggio implantare su 1.4

quarto e nella cannula del sesto (senza cementare il racket sul secondo premolare) genera un “eccesso” di filo che forma un ansa verso l’alto ampia quanto la distalizzazione desiderata. E’ determinante ricordare di lasciare una “coda di filo” distale al primo molare, perché durante il funzionamento del sistema, il filo termico bloccato dagli stops non potrà altro che riprendere la sua forma originale spostando all’indietro i molari ed in avanti i premolari. Per contrastare la terza legge di Newton, che genera una mesializzazione indesiderata del gruppo premolare-premolare l’Autore suggerisce l’uso di elastici di classe II di pari forza distalizzante.

Nel nostro caso abbiamo invece sfruttato la presenza della fixture protesica in zona primo premolare. In questo modo la prima fase terapeutica può essere limitata all’utilizzo di un semplicissimo apparecchio sezionale , più estetico, comodo e adatto per iniziare la terapia nel modo più nascosto possibile.

Il livello osseo è stato determinato acquisendo radiografie endorali standardizzate utilizzando un centratore di Rinn individualizzato con resina Duralay in

modo da essere riposizionato ogni volta nella stessa posizione prima e dopo l'applicazione della forza ortodontica (Figure 6,7).



Fig.6 Rx endorale eseguita prima dell'applicazione della forza

Le misure mesiali e distali sono state prese dalla connessione impianto-abutment fino al primo contatto osso-impianto (42).

La valutazione dei tessuti molli perimplantari durante la terapia ortodontica è stata fatta secondo l'indice di Loe e Silness modificato da Mombelli (22,33) ed ha sempre dato per entrambi assenza di segni gengivali di infiammazione e di placca livelli fisiologici (punteggio uguale a 0 o 1). Nella cartella clinica sono stati annotati , inoltre, i seguenti indici parodontali :Plaque Index,

Bleeding on Probing, Suppuration, Peri-implant Probing Depth, RX.



Fig.7 Rx endorale eseguita durante il trattamento ortodontico

Dopo la distalizzazione durata 15 settimane si è proceduto al carotaggio di entrambe le fixture ambulatorialmente in anestesia locale e bilateralmente nello stesso tempo chirurgico.

Per questa procedura abbiamo utilizzato una fresa trephine sotto abbondante irrigazione di diametro interno 5mm. (diametro esterno 5,75) in modo da preservare circa 0,5mm. di osso circolarmente oltre il diametro esterno delle spire (3,75 mm.)

I prelievi così ottenuti (Fig.8) sono stati quindi processati per ottenere sottili sezioni con il Precise i

Automated System (Assing, Roma).



Fig. 8 Carote di osso contenenti gli impianti da analizzare

I campioni sono stati disidratati in una serie di alcool a concentrazioni crescenti e successivamente infiltrati in resina Technovit 7200 VLC (Kulzer, Wehrheim, Germania). Il blocchetto così ottenuto è stato sezionato a circa 150 microns ed abraso fino a 20-30 microns. Si sono ottenute tre sezioni per ogni impianto.

I preparati istologici sono stati quindi colorati con fucsina acida e blu di toluidina ed esaminati con un microscopio Laborlux (Leitz, Wetzlar, Germania).

L'analisi istomorfometrica è stata eseguita utilizzando un Pc con processore Intel-Pentium II MMX, un sistema di acquisizione di immagini Matrox, una videocamera ed un software KS 100 (Zeiss, Hallbergmoos, Germania). Le immagini acquisite sono state analizzate utilizzando il software menzionato in precedenza.

Le misurazioni istomorfometriche inclusa la stima del contatto osso-metallo lungo il versante mesiale e distale dell'impianto sono state espresse percentualmente riferendoci alla lunghezza totale della fixture.

RISULTATI

Dopo la rimozione della forza ortodontica gli impianti non hanno mostrato alcun aumento di mobilità clinica in accordo con quanto osservato da tutti gli studi presenti in letteratura su fixture standard osteointegrate e caricate ortodonticamente (10,26). Ovviamente non si è verificato alcuno spostamento degli impianti. Questo è facilmente dimostrabile oltre che da misurazioni cliniche anche confrontando le radiografie endorali eseguite con centratore di Rinn individualizzato con morso in resina.

Gli indici parodontali (Plaque Index, Bleeding on Probing, Suppuration, Periimplant Probing Depth, Rx) hanno sempre mostrato assenza di segni gengivali di infiammazione sia sull'impianto di controllo che su quello test .

La misurazione del livello osseo mesiale e distale, confrontando le rx endorali acquisite con centratore di Rinn individualizzato, non ha mostrato differenze dopo l'applicazione del carico ortodontico. Unica nota da riportare è un difetto osseo a conca molto lieve a livello della prima spira sull'impianto test. Questo dato però non è peggiorativo né differente rispetto alla situazione clinica e radiografica di partenza.

Alla rimozione gli impianti si presentavano macroscopicamente ben integrati.

Microscopicamente viene confermato che a contatto con gli impianti è presente osso compatto maturo, e nell'osso marginale non sono presenti osteoclasti o lacune di Howship. L'osso a contatto con gli impianti inizia in corrispondenza della seconda spira nell'impianto test (Fig. 9 e Fig.10) e dalla prima spira in quello controllo (Fig.11). Pochi osteoblasti sono presenti in entrambi i casi. L'osso si presenta maturo e, solo in alcune aree, a livello dell'interfaccia osso-impianto è presente matrice osteoide non ancora mineralizzata. L'osso si adatta alle microirregolarità della superficie e tra l'osso e gli impianti

non si osservano spazi otticamente vuoti. La superficie risulta essere molto osteoconduttiva in entrambi i casi.

Non si evidenzia la presenza di cellule multinucleate, linfociti od altre cellule tipiche dell'infiammazione. Non sono presenti zone di riassorbimento osseo nella porzione delle spire; in tali zone l'andamento delle lamelle ossee è parallelo alla superficie dell'impianto (Fig.14). La porzione inferiore e superiore delle spire si presenta circondata da osso compatto e maturo, con scarsa presenza di spazi midollari(Figg.15 e 16).

L'analisi istomorfometrica dà una percentuale di contatto osso-impianto del $76 \pm 3\%$ per l'impianto test e del $72 \pm 4\%$ per quello controllo.

Neanche si possono documentare oggettivamente grandi differenze qualitative tra la superficie di tensione e quella di pressione dell'impianto test (Fig.9) né tra le porzione apicali e quella coronale. Nella fixture test, oltre al lieve difetto osseo a livello della prima spira (documentabile clinicamente già prima dell'applicazione del carico ortodontico) si rileva , nelle spire successive,

una osteointegrazione e una conformazione ossea non dissimile dalle altre aree del campione.

Quindi non si osservano differenze tra l'impianto test e quello controllo.



Fig.9 Impianto (1.4) test – sezione longitudinale

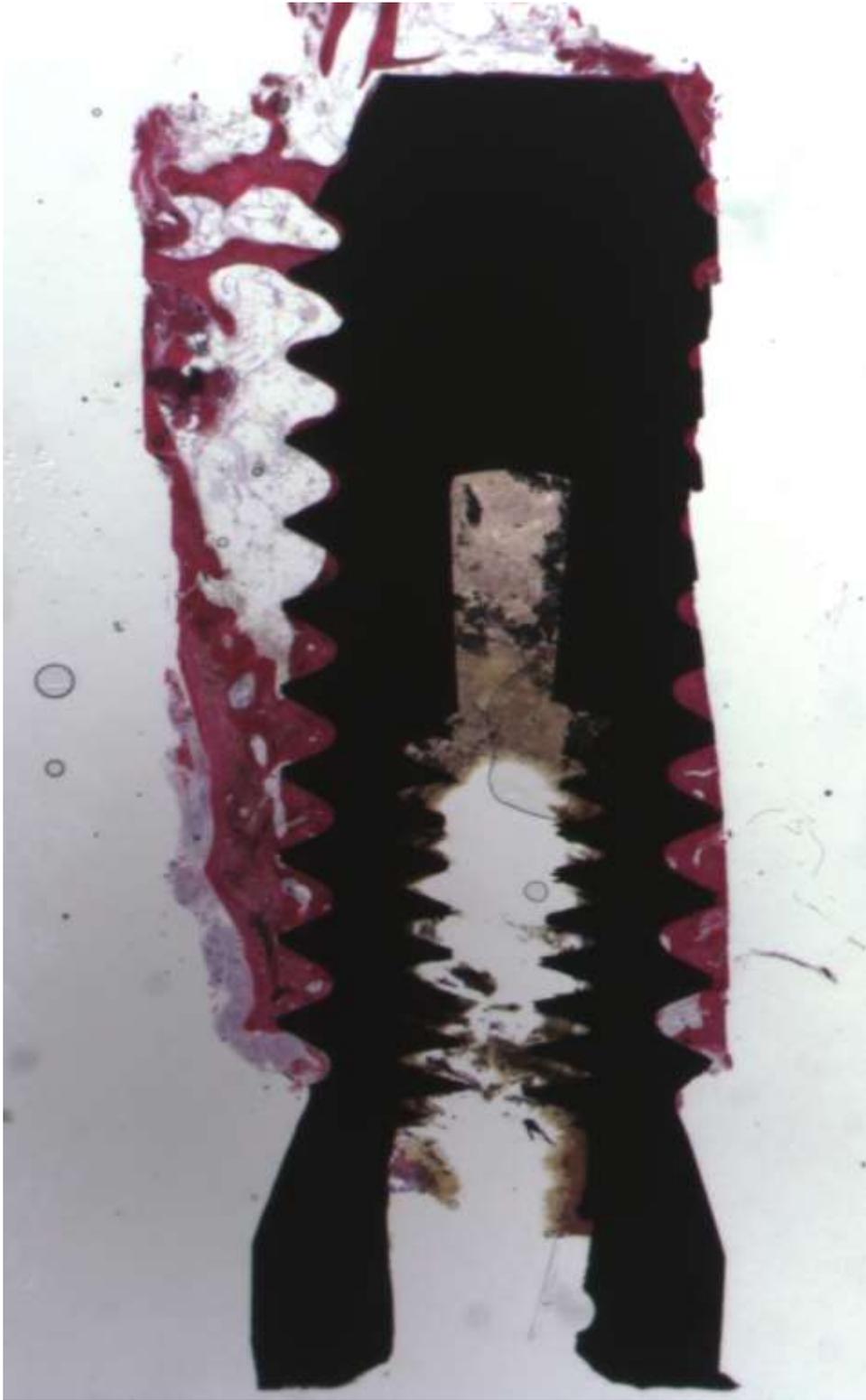


Fig.10 Impianto (2.4) controllo – sezione longitudinale

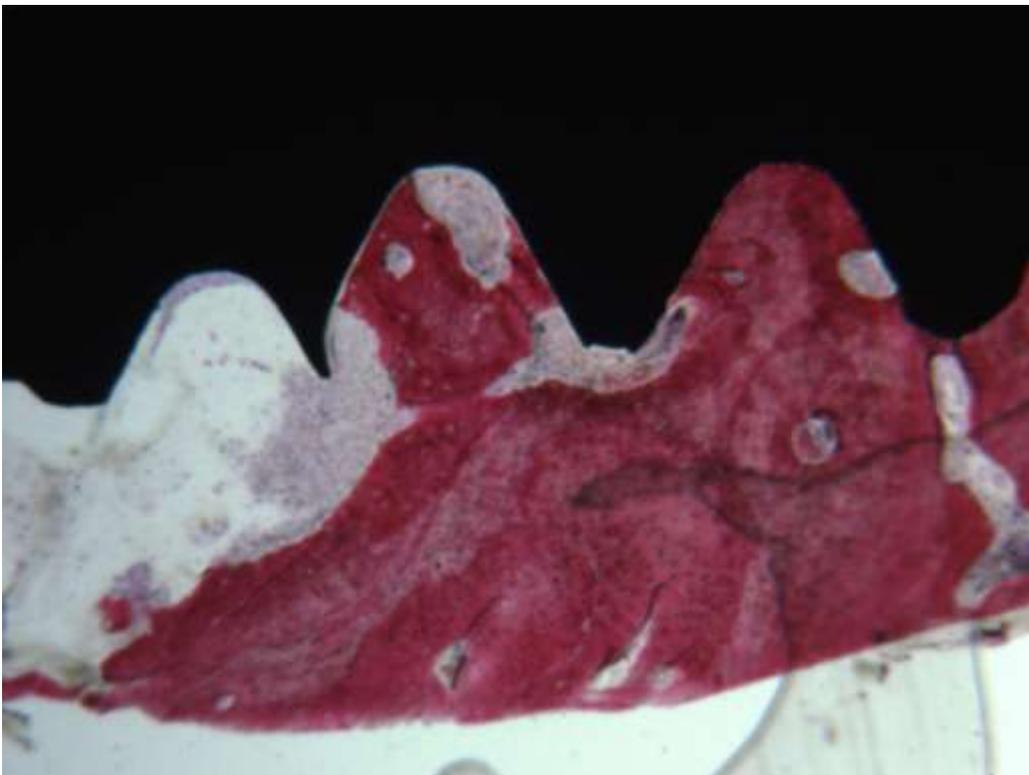


Fig.11 Impianto (1.4) Test – sezione longitudinale alla altezza di 1mm. circa da collo.Lato non compresso

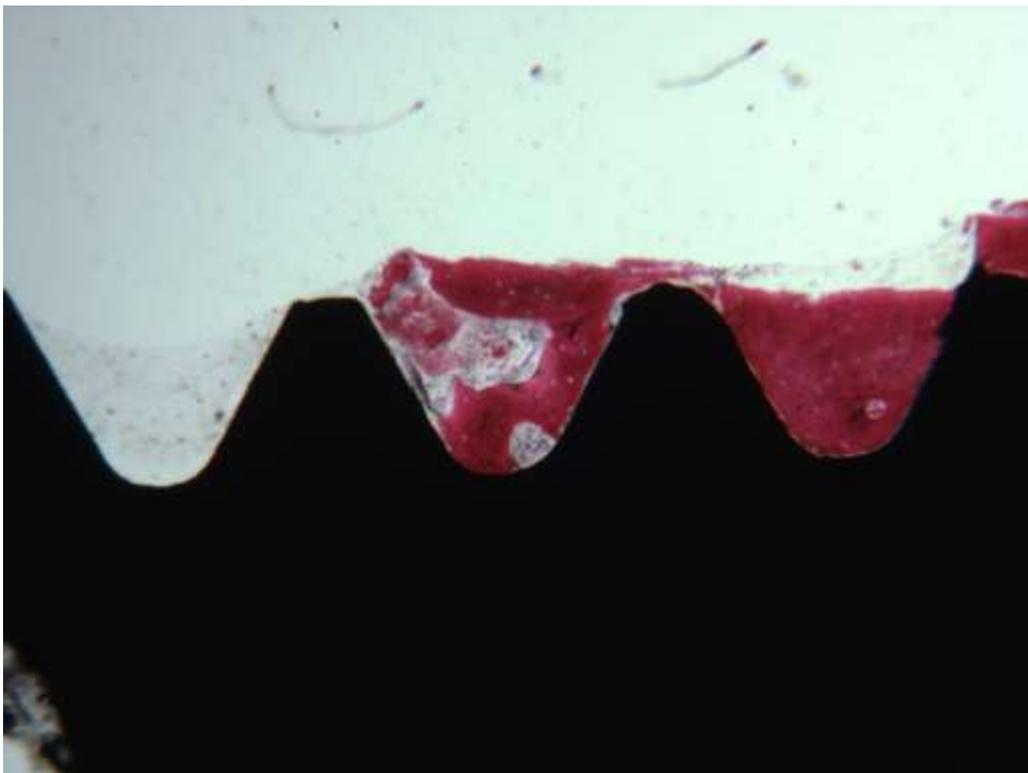


Fig.12 Impianto (1.4) Test – sezione longitudinale alla altezza di 1mm. circa da collo. Lato compresso.

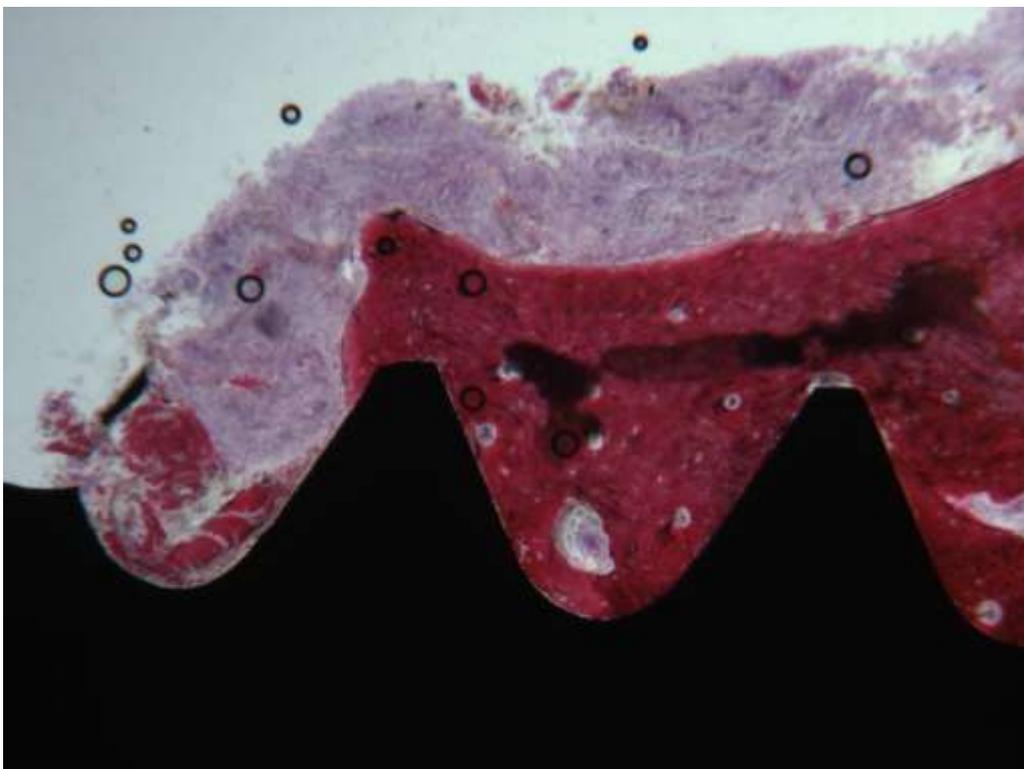


Fig.13 Impianto (2.4) controllo – sezione longitudinale alla altezza di 1mm. circa dal collo

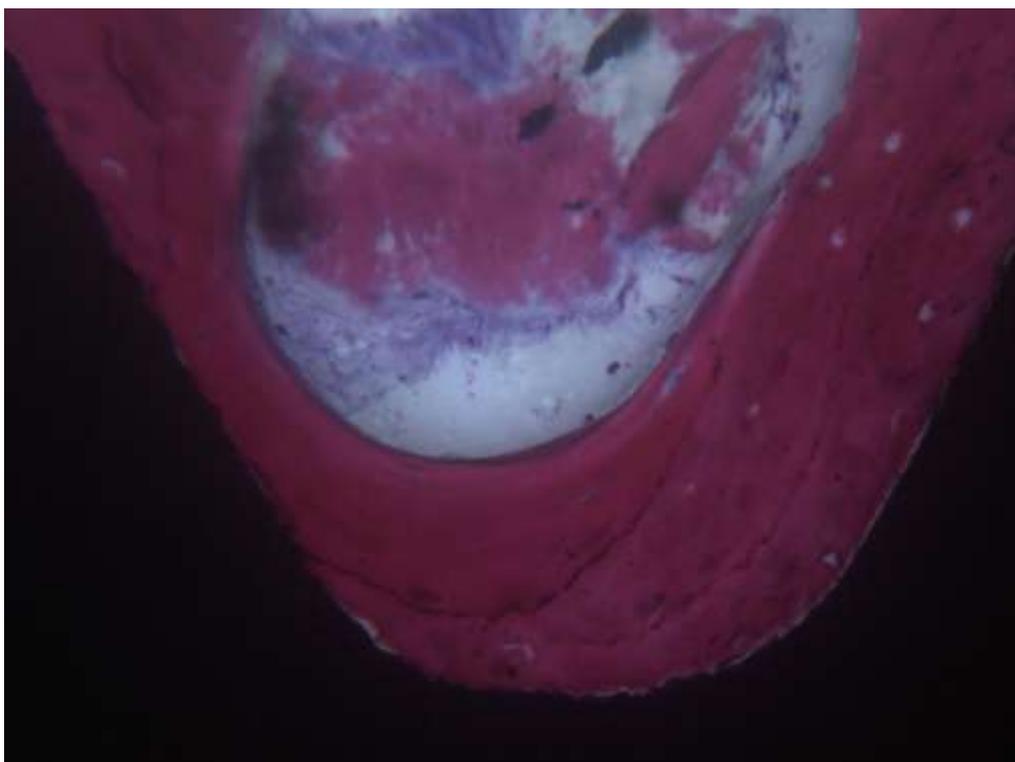


Fig.14 Impianto (1.4) Test – sezione longitudinale alla altezza di 7,5 mm. circa dal collo. Lamelle osse parallele alla superficie in titanio

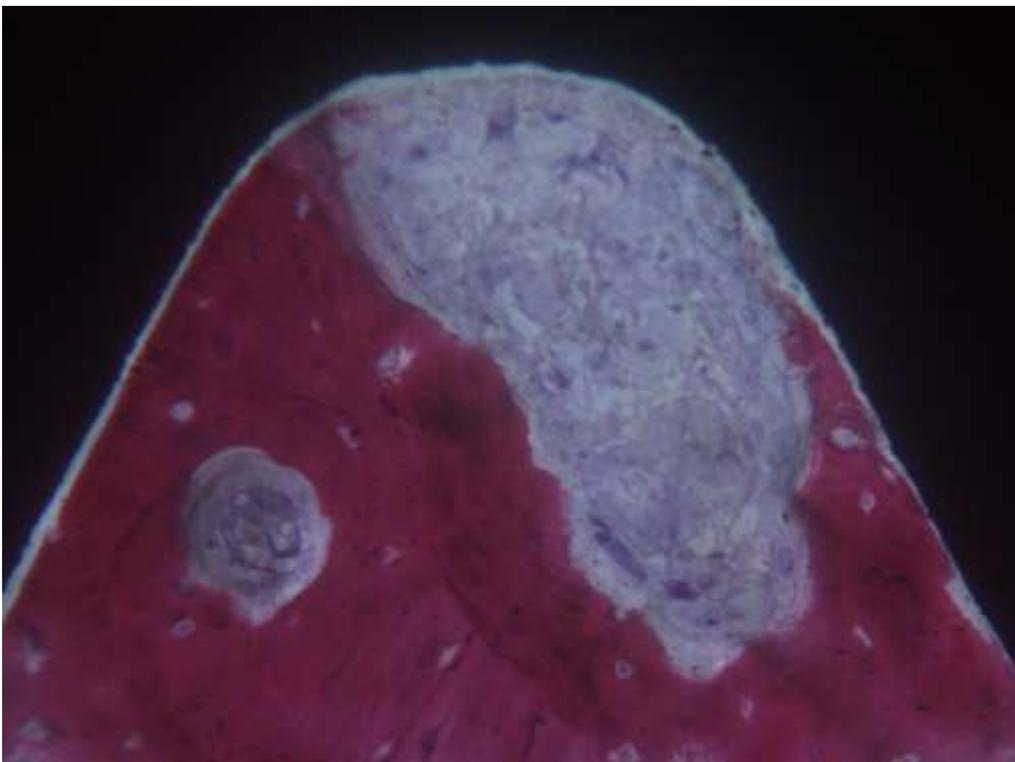


Fig. 15 Poco frequente presenza di spazio stroma fibroso. Linee cementanti dovute ad apposizione ossea in diverse fasi nel tempo

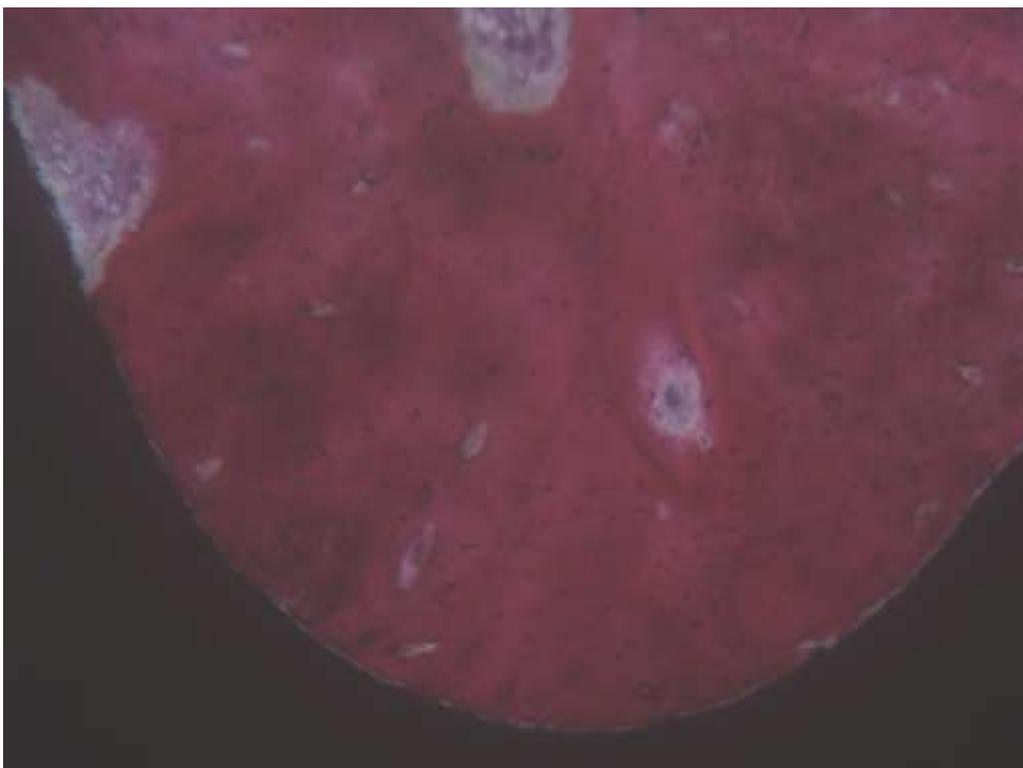


Fig.16 Matrice ossea ben rappresentata in entrambi i campioni; rara la presenza di spazi midollari

DISCUSSIONE

Dalla revisione della letteratura non risulta ancora effettuato sull'uomo un lavoro con queste stesse caratteristiche (carico ortodontico dopo oltre 10 anni di osteointegrazione e funzionalizzazione protesica, caso-controllo split-mouth). D'altro canto diverse pubblicazioni su animale (2,10,26), e su osteointegrazioni più "giovani", confermano l'assenza di complicanze come riassorbimenti ossei rilevando addirittura una leggera apposizione ossea nella porzione del collo di impianto dove si esplica la pressione ortodontica.

C'è da osservare però che questi studi hanno previsto, dopo l'inserimento degli impianti, un tempo di attesa molto più breve (da 0 a 12 mesi) prima dell'applicazione del carico ortodontico mentre noi lo abbiamo applicato dopo circa 12 anni di osteointegrazione e funzionalizzazione, in una situazione clinica di maggiore stabilità.

Alla nostra osservazione istologica non si rileva pressoché nessuna differenza qualitativa tra la superficie di tensione e di pressione dell'impianto test in un range di circa 500 micron dalla superficie implantare. Allo stesso tempo non si sono riscontrate differenze significative tra la porzione apicale e coronale di entrambi gli impianti, segno che la forza ortodontica applicata perpendicolarmente all'asse delle fixture non sollecitava la sensibile zona del collo implantare.

Anche la densità dell'osso a livello della superficie implantare, tra una spira e l'altra, era pressoché simile sull'impianto test (caricato) e su quello usato come controllo.

Unica differenza , anche se non rilevante, è quella istomorfometrica . Il valore percentuale di contatto osso-metallo da noi riscontrato era superiore sul lato test ($76 \pm 3\%$) rispetto al lato controllo ($72 \pm 4\%$). Quanto da noi riscontrato concorda ragionevolmente con le osservazioni dei vari Autori. Ad esempio con lo studio sperimentale di Majzoub et al. su 10 suture mediane della calvaria di conigli (26). L'analisi istomorfometrica aveva dato un

valore percentuale di contatto osso-impianto di circa 76,00 \pm 18,73 sulla superficie sottoposta a pressione sull'impianto test ; 75,00 \pm 11,54 sulla superficie sottoposta a trazione sull'impianto test e 68,00 \pm 15,55 sulle superfici non caricate dell'impianto di controllo.

Anche Cornelis, trovava evidenza nell'animale che il carico applicato aumenta il contatto osso-metallo ma questo incremento non è statisticamente significativo. In termini di turnover osseo, lo stesso Autore rilevava un evidente aumento dell'attività ossea attorno agli impianti caricati rispetto a quelli non sottoposti ad alcun carico. Infine il contatto osso-impianto tendeva ad essere maggiore su lato della pressione rispetto a quello della tensione (10,29,30).

Altro fattore di rischio importante in questo studio era la valutazione dell'infiammazione dei tessuti perimplantari. Il controllo periodico (ogni tre settimane) dei tessuti molli perimplantari ha sempre dato per entrambe le fixture assenza di segni gengivali di infiammazione e indici di placca numericamente bassi (punteggio uguale a 0 o 1). Anche se non direttamente dipendente dal carico

ortodontico applicato, ma solo dalla maggiore difficoltà a detergere la zona ingombra da dall'apparecchio fisso , questo fattore è rimasto pressoché identico al valore di partenza. Questo si è ottenuto grazie ad una buona motivazione e compliance del paziente.

CONCLUSIONI

Nel paziente adulto il problema dell'ancoraggio in ortodonzia è risolto sempre più spesso mediante miniviti, miniplacche o impianti osteointegrati. Quanto revisionato dalla letteratura recente e quanto testato in questo studio caso-controllo split-mouth può darci conforto nella pratica clinica quando si andranno ad utilizzare fixture protesiche già osteointegrate e funzionalizzate da anni.

Come visto in letteratura, questo tipo di ancoraggio differisce su molti aspetti, a volte avvantaggiandosi, rispetto alle miniviti. Inoltre è verosimile che, in futuro, ci si trovi più frequentemente nella condizione di dover eseguire un trattamento ortodontico su paziente adulto la cui parziale edentulia sia già stata sostituita con monoimpianti.

Il caso clinico qui proposto sfrutta una ortodonzia sezionale che trae spunto e giustificazione dal fatto che

l'ancoraggio può essere limitato ad una sola fixture situata in zona premolare. Tale caso è rappresentativo della situazione odontoiatrica del paziente adulto in quanto la sostituzione della monoedentulia con impianti è stata, in questi ultimi anni, molto utilizzata nel settore latero posteriore.

L'apparecchio utilizzato (ansa di Locatelli su impianto) prevede una semplice ansa di filo superelastico che si viene a formare mediante l'inserimento di stop che la mantengono compressa tra l'impianto (ancoraggio) e il molare da distalizzare. In questo modo la prima fase terapeutica può essere limitata all'utilizzo di un semplicissimo apparecchio sezionale, più estetico, comodo e adatto per iniziare il trattamento nel modo più nascosto possibile.

Il controllo istologico realizzato con metodo split mouth ha avuto come scopo principale la valutazione degli effetti di forze ortodontiche intense sui tessuti perimplantari dopo anni che questi hanno mantenuto una stabile osteointegrazione; nel nostro caso tessuti con osteointegrazione ultradecennale. L'ipotesi di studio era

l'assenza di differenze nell'interfaccia tra un impianto sottoposto a forze e uno di controllo nello stesso paziente.

I risultati , concordi con l'ipotesi di studio , hanno riscontrato assenza di eventuali modificazioni peggiorative della compagine ossea che possono indurre o predisporre patologia perimplantare.

Ciò è interessante anche dal punto di vista medico-legale in caso di fallimento implantare durante o diverso tempo dopo questo tipo di terapia ortodontica.

Alla luce delle attuali conoscenze , a cui contribuisce anche il nostro lavoro, il trattamento ortodontico con ancoraggio implantare non predispone quindi gli impianti osteointegrati ad alcuna patologia degenerativa o infiammatoria. Un'eventuale perimplantite o solamente una perdita di osso sul collo dell'impianto quindi sarà da ricercare e da imputare soprattutto ad altri fattori.

BIBLIOGRAFIA

1. Akin-Nergiz N, Nergiz I, Schulz A, Arpak N, Niedermeier W: Reactions of peri-implant tissues to continuous loading of osseointegrated implants ; Am J Orthod Dentofac Orthop ; 1998 sept : 292-298
2. Aldakti M, Acikgoz G, Turk T, Trisi P: Long Term evaluation of sandblasted and acid etched implants used as orthodontic anchors in dogs. ; Am J Orthod Dentofac Orthop 2004; 125 (2) : 139-47
3. Antoszewska J, Raftowicz-Wojcik K, Kawala B, Matthews-Brzozowska T : Biological Factors Involved in Implant-Anchored Orthodontics and in Prosthetic-Implant Therapy: A literature review ; Arch immunol Ther Exp 2010 ; 58(5):379-83
4. Block MS.; Hoffman, D. A new device for absolute anchorage for orthodontics. Am J. Orthod. Dentofac. Orthop., v. 107, p. 251-8, 1995
5. Bolla E, Doldo T : Metodiche ortodontiche per la distalizzazione molare ; Ed. Martina Bologna 2004 ; Cap.4.2.3 : 45-46
6. Borbely P, Dunay MP, Jung BA, Wehrbein H, Wilfried W, Kunkel M : Primary loading of palatal implants for orthodontic anchorage – A pilot animal study ; J Cran Maxfac Surg 2008 , 36 (1) : 21-27
7. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G : Clinical applications of the miniscrew anchorage system ; J Clin Orthod 2005 ; 39 : 9-24

8. Chaddad K, André FH, Geurs N, Reddy MS, Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants ; *The Angle Orthodontics* ; January 2008 ; 78 (1) : 107-113
9. Chen Y, Kang ST, Bae SM, Kyung HM : Clinical and histologic analysis of the stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dogs , *Am J Orthod Dentof Orthop* 2009 ; 136 (2) : 260-7
10. Cornelis MA, Scheffler NR, de Clerck HJ, Tulloch JF, Behets CN : Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics ; *Am J Orthod dentofac Orthop* 2007 ; 131 (4 suppl) : S 52-8
11. Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, Bantleon HP, Burstone CJ : Miniscrews in orthodontic treatment : review and analysis of published clinical trials ; *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010 ; 137 (1) . 108-13
12. Donath K, Breuner GA : A method for the study of undercalcified bones and theet with attached soft tissue ; *J Oral Pathol* 1982 (11) : 318-325
13. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G : Numerical/experimental analysis of the stress field around minicrews for orthodontic anchorage ; *Eur J Orthod* 2009 31 (1) : 12-20
14. Inaba M : Evaluatiuon of primary stability of inclined orthodontic mini-implants ; *J Oral Science* 2009 ; 51 (3) : 347-353
15. Jung BA, Harzer W, Gedrange T, Kunkel M, Moergel M, Diedrich P, Ludicke G, Wehrbein H : Spectrum of indication for palatal implants in treatment concepts involving immediate and conventional loading ; *J Orofac Orthop* 2010 Jul ; 71 (4) : 273-80
16. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, et al: Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage:

Success rates and postoperative discomfort. Am J Orthod Dentofac Orthop 131(1):9-15, 2007.

17. Labanauskaite B, Jankauskas G, Vasiliauskas A, Haffar N : Implants for orthodontic anchorage . Meta-analysis ; Stomatol, Baltic Dental e Maxillofacial Journal ; 2005 ; 7 (4) : 128- 132
18. Langlade M : Terapia Ortodontica ; 1985 Ed. Scienza e Tecnica Dentistica – Milano : 30-45 ; 56-80
19. Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW: Survival analysis of orthodontic mini-implants ; Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010 Feb ; 137 (2) :194-9
20. Lee YK ,Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI : Root and bone response to the proximity of a mini implant under orthodontic loading ; Angle Orthod 2010 ; 80 (3) : 452-8
21. Liou EJ, Pai BC, Lin JC : Do miniscrew remain stationary under orthodontic forces ? ; Am J Ortod Dentof Orthop 2004 ; 126 : 42-47
22. Loe H : The gingival index the plaque index and the retention Systems Index ; J periodontol 1967; 38(6) : 610-6
23. Luzi C, Verna C, Melsen B : A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage ; Prog orthod 2007; 8 (1) : 192-201
24. Luzi C, Verna C, Melsen B : Immediate loading of orthodontic nmini-implants : a histomorphometric evaluation of tissue reaction ; Eur J Orthod 31 (1) : 21-29
25. Lv T, Kang N, Wang C, Han X, Chen Y, Bai D : Biologic response of rapid tooth movement with periodontal ligament distraction ; Am J Orthod Dentofac Orthop 2009 ; 136(3) :401-11

26. Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, Giardino R, Nicoli Aldini N, Cordioli G : bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria : early continuous distalizing forces , Eur J Orthd 1999 (21) : 223-230
27. Marzola C, Massarioli-Oliveira LG, Toledo Neto JL, Toledo-Filho JL : Mini-implants for orthodontic anchorage. Literature review ; Ed.2007 ; Monography APCD S.Paulo Brazil : 136-154
28. Mazzocchi AR, Bernini S : Impianti osteointegrati : un ancoraggio facile e confortevole , V J Orthod ; 2.1 : 1997
29. Melsen B, Costa A : Immediate loading of implant used for orthodontica anchorage; Clin Orthod Res 2000 ; 3 : 23-28
30. Melsen B, Lang NP : Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants ; Clin Oral Implant Res 2001 ; 12 : 144-152
31. Meredith N . on the clinical measurement of implant stability and osseointegration (Thesis) : Goteborg Sweden ; Un. Of Goteborg 1997
32. Misch CE : Contemporary Implant Dentistry ; 2004 Mosby Ed. 22: 317-326 ; 23 :335;
33. Mombelli A : Microbiology and antimicrobial therapy of peri-implantitis ; Periodontology 2000, Vol. 28, 2002, 177-189
34. Nicolas G, Bart VV : Aspects in post-orthodontic removal of Orthosystem implants ; Clin Oral Impl Res 2008 ; 19 (12) :1290-4
35. Nojima K, Komatsu K, Isshiki Y, Ikumoto H, Hanai J, Saito C: The use of an osseointegrated implant for orthodontic anchorage to a class II div 1 malocclusion , case report ; Bull Tokyo Dent Coll 2001 ; 42 (3) : 177-183

36. Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere MO :
Implants vs Screw loading protocols in orthodontics . a
systematic review : Angle Orthod 2006 , 76 (4) : 721-
727
37. Palacci P , Ericsson I: Esthetic Implant Dentistry –
Soft and Hard Tissue Management ; Quintessence
Publishing Co Inc ; C Stream Ed. 2001 : 22-61
38. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M : Clinical and
histological features of a non-axial load on the
osseointegration of a posterior mandibular implant.
Report of a case ; Int J Oral Maxillofac Implants
1998;13: 273-275.
39. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M, Bertolai R, Panzoni
E : Histologic aspects of the bone and soft tissues
surrounding three titanium non-submerged plasma-
sprayed implants retrieved at autopsy: a case report ; J
Periodontol 1997;68:694-700
40. Nanda R : Biomechanics in Clinical Orthodontics
;1997 WB Saunders Company
41. Proffit WR, Fields HW, Sarver Jr and DM:
Contemporary Orthodontics ; 4th edition , Mosby ; 2007 :
338-349 ,
42. Rugani de Cravero M, Ibanez JC : Assessing double
acid-etched Implants submitted to orthodontic forces
and used as prosthetic anchorages in partially
edentulous patients ; open dent J 2008 (2) : 30-37
43. Scandurra M, Di Giorgio R, Lioi A, Caracciolo C, Letic-
Gavrilovic A : Ancoraggio ortodontico con impianti in
titanio : Convivio Odontostomatologica, Fasc. IV, 1999
44. Spiekermann H : Implantology ; Ed Masson 1999 : 14,
59-67, 81, 89 .

45. Tang CB, Ma JM, Tong X, Ding C, Li L.: A Clinical evaluation of implant dentures over 10 years ; Shanghai Kou Qiang Yi Xue , 2007 Oct ; 16 (5): 470-4
46. Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K : Osseointegration of histomorphometric evaluation ; Eur J Orthod 29 (2007) ; 437-442
47. Viwattanatipa N, Thanakitcharu S,Uttraravichien A : Survival analyses of surgical mini screw as ortodontic anchorage ; Am J Orthodont Dent Orthoped 136(1) 2009 : 29-36
48. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J : The use of palatal implants for othodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem , 2002 Jun , Clin Or Impl Res ; 7 (4) : 410-416
49. Wehrbein, H.; Glatzmeier, J.; Yildirim, M. Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. An experimental study in the dog. Clin. oral Impl. Res., v. 8, p. 131-41, 1997
50. Wiechmann D, Meyer U, Buchter A : Success rate of mini- and micro- implants used for orthodontic anchorage : a prospective clinical study , Clin Oral Impl Res 2007 Apr ; 18 (2) : 263-7