

# 1. INTRODUZIONE

A partire da Bränemark, l'evoluzione dei protocolli clinici e delle caratteristiche tecnologiche dei materiali ha determinato un numero sempre crescente di pazienti trattati con riabilitazioni impianto-protesi permettendo un aumento del comfort e delle prestazioni masticatorie.

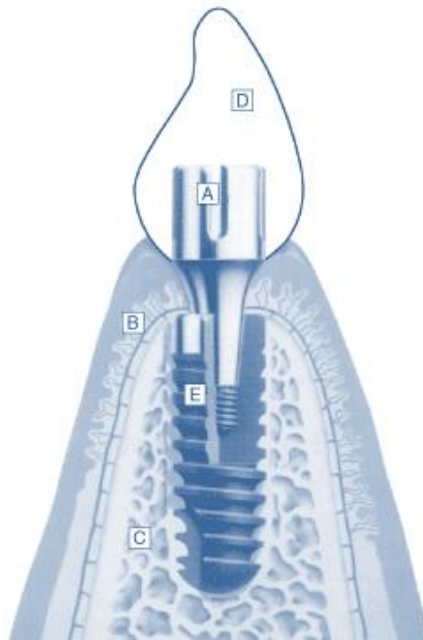
Nel 1986 Albrektsson stabilì i seguenti criteri di successo implantare:

- *un impianto singolo, non protesizzato, è clinicamente immobile;*
- *le radiografie non mostrano alcuna rarefazione attorno all'impianto;*
- *dopo il primo anno di carico, il riassorbimento osseo verticale non supera 0,2 mm all'anno;*
- *non sono presenti segni e sintomi come: dolore, infezioni, invasione del canale mandibolare, parestesie e neuropatie.*

Lo stesso Albrektsson definì la percentuale di successo degli impianti osteointegrati: 85% a 5 anni dal posizionamento e 80% a 10 anni. Successivamente, sono state introdotte le superfici implantari modificate (sabbiate, mordenzate ecc.) che hanno portato a migliorare quantitativamente e qualitativamente il processo di osteointegrazione riducendo anche i tempi di guarigione. Nel 2000 Misch ha quindi modificato le percentuali

di successo passando a 90% a 5 anni e a 85% a 10 anni. Spostando poi l'attenzione sul successo dell'intera riabilitazione, Misch nel 2005 ha affermato che la sopravvivenza di una riabilitazione protesica implantare è di circa il 90% a 10 anni. Per ottenere il successo è necessario conoscere le diverse variabili che coinvolgono la riabilitazione impianto-protesica nei suoi diversi aspetti biologici e biomeccanici (fig.1.1), quali:

1. Interfaccia Osso/Impianto
2. Interfaccia Abutment/Impianto / Tessuti Molli
3. Interfaccia Abutment / Protesi



**Fig. 1.1- Disegno 3D di un impianto osteointegrato; si notino le diverse interfacce coinvolte nel sistema.**

## 1.1 INTERFACCIA OSSO-IMPIANTO

Il processo di guarigione dei tessuti attorno agli impianti dentali è un fenomeno complesso che conduce all'osteointegrazione.

L'osteointegrazione non coinvolge l'intera superficie implantare: una piccola parte di quest'ultima rimane disponibile per permettere il rimodellamento osseo che prevede, per tutta la durata dell'impianto, un continuo alternarsi di apposizione e riassorbimento di tessuto. In particolare, dopo il tradizionale periodo di guarigione ossea, 3-6 mesi, la percentuale di superficie implantare a contatto con l'osso raggiunge normalmente il 60-70%.

Successivamente con la protesizzazione dell'impianto i carichi masticatori stimolano il rimodellamento e la maturazione del tessuto osseo.

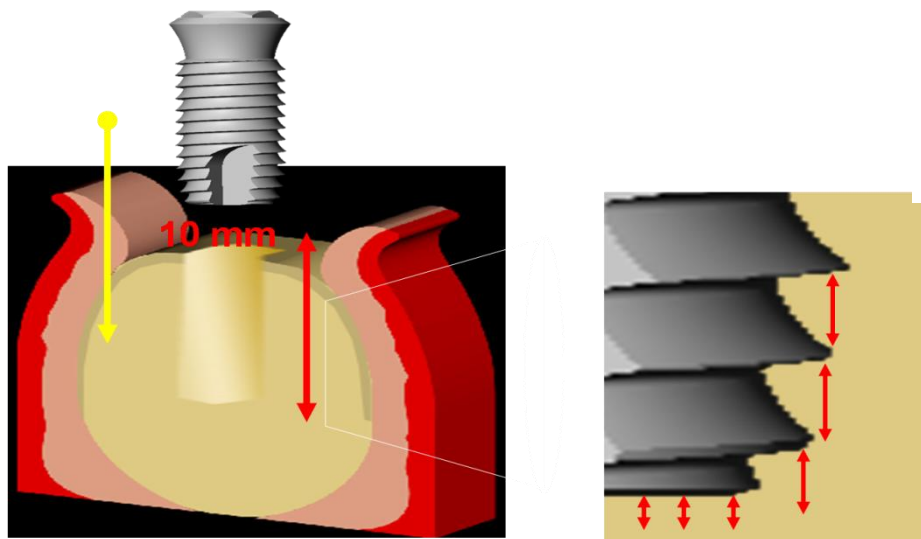
Da un punto di vista cronologico si evidenziano 3 diverse fasi:

- stabilità primaria
- stabilità secondaria
- mantenimento dell'osteointegrazione sotto carico funzionale.

### 1.1.1 Stabilità primaria

La stabilità primaria dell'impianto viene ottenuta durante la prima fase chirurgica ed è necessaria per evitare micromovimenti che potrebbero portare a formazione di tessuto fibroso periimplantare e conseguente fibrointegrazione.

Essa viene garantita dall'osso che circonda e delimita il sito implantare (fig. 1.2).

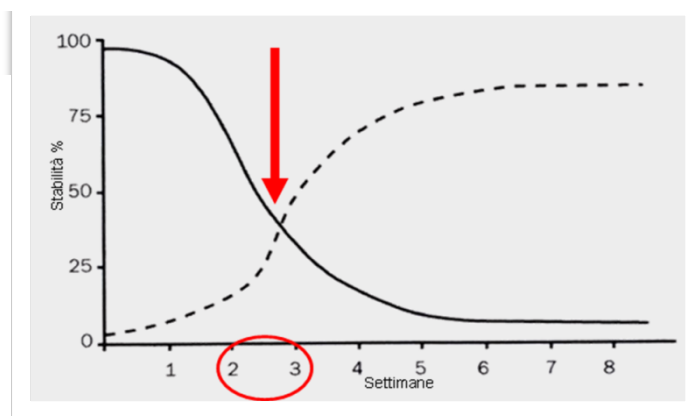


**Fig.1.2 - Congruenza tra sito impiantare e forma dell'impianto endosseoso**

La stabilità primaria dipende sia dal disegno macroscopico dell'impianto, sia dal modo con il quale viene realizzato il sito implantare: il risultato è un incastro meccanico con l'osso. E' quindi necessario inserire l'impianto secondo il protocollo del produttore ottenendo un torque d'inserzione ottimale.

### 1.1.2 Stabilità secondaria

Al momento del posizionamento dell'impianto (settimana 0) si ha la massima stabilità primaria, che viene garantita dall'osso preesistente del paziente: linea continua (old bone). Subito dopo la chirurgia ha inizio il processo di guarigione, che coinvolge da una parte gli osteoblasti, che producono la nuova matrice ossea, e dall'altra gli osteoclasti che provvedono ad eliminare i residui prodotti durante la fase chirurgica. La nuova matrice ossea va incontro a progressiva mineralizzazione e maturazione ed è responsabile della stabilità secondaria dell'impianto: linea tratteggiata (new bone) (fig. 1.3). L'andamento di questa curva può essere modificato tramite l'utilizzo di superfici implantari modificate (sabbiate, mordenzate, ecc.) che permettono un'elevata stabilità del coagulo ed accelerano il processo di osteointegrazione.



**Fig.1.3 - Il grafico mette in relazione il tempo con la stabilità (primaria e secondaria).**

Esiste una fase critica (nel grafico punto di interscambio tra le due curve) che corrisponde circa alla terza settimana di guarigione in cui l'impianto è caratterizzato da una scarsa stabilità in quanto l'osso preesistente è in fase di riassorbimento avanzato e l'osso neoformato non è ancora sufficientemente maturo per sopportare i carichi masticatori. Proprio in questa fase il clinico deve garantire protesi provvisorie ben progettate e ribasate ed istruire il paziente ad evitare sollecitazioni degli impianti, perché spesso dopo due o tre settimane i pazienti hanno dimenticato i disagi postoperatori e stanno recuperando confidenza nella masticazione.

### **1.1.3 Mantenimento dell'osteointegrazione sotto carico funzionale**

E' complesso prevedere come vengono trasmesse le forze all'interfaccia osso-impianto, cosa succede all'impianto e come reagisce l'osso rimodellandosi.

In primo luogo, la trasmissione dei carichi masticatori agli impianti osteointegrati è caratterizzata da differenze biomeccaniche significative rispetto ai denti naturali. Il dente naturale è collegato all'osso dalle fibre collagene del legamento parodontale che ne permettono l'intrusione fino a 50-100  $\mu\text{m}$ ; l'impianto invece è a diretto contatto con l'osso e l'elasticità del sistema dipende dall'elasticità dell'osso.

Una forza è quindi potenzialmente più lesiva per un impianto osteointegrato rispetto al dente naturale, perché viene trasmessa direttamente al tessuto osso (fig. 1.4). Inoltre, la presenza nel legamento dei mecano recettori parodontali (PMR), assicura un raffinato sistema di feedback di controllo sull'entità e la direzione dei carichi masticatori. Nel caso degli impianti tale funzione è demandata solamente a semplici terminazioni nervose libere non specializzate presenti nel tessuto osseo circostante; di conseguenza l'azione di controllo e di difesa nei confronti dei sovraccarichi funzionali non può essere così sensibile e precisa come nel caso dei denti naturali.



**Fig.1.4 - Rappresentazione schematica delle forze agenti sul'osso nei denti naturali e negli impianti.**

In secondo luogo, bisogna considerare le proprietà biomeccaniche del tessuto osseo.

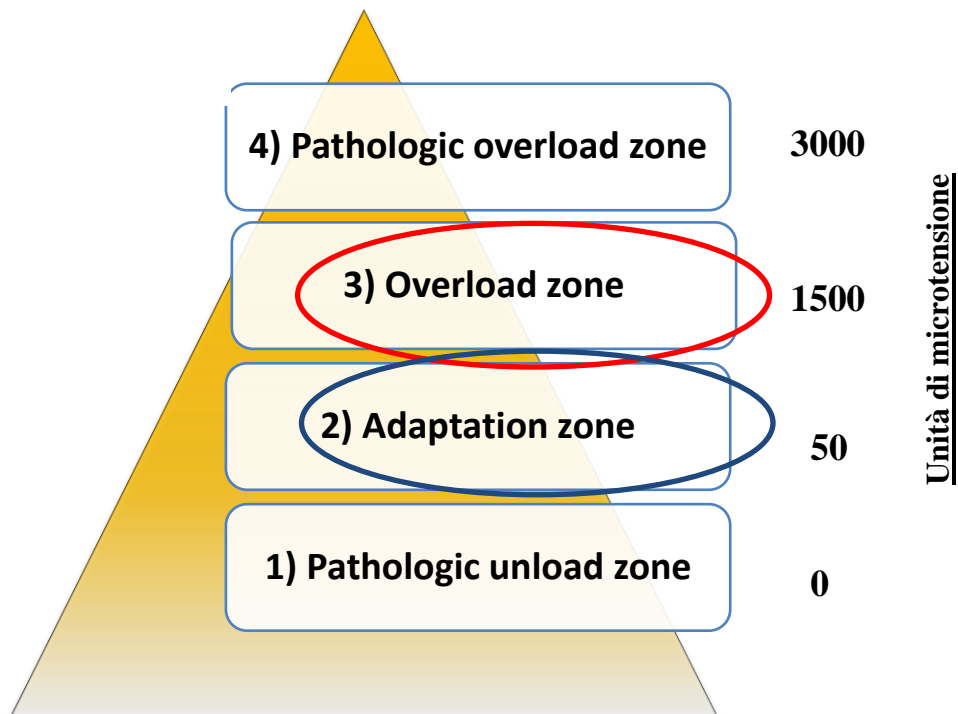
Il tessuto osseo è caratterizzato da:

- anisotropia: le proprietà variano con la direzione della sollecitazione;
- disomogeneità: le proprietà variano da punto a punto all'interno del tessuto;
- specificità soggettiva: i valori delle proprietà variano da un soggetto all'altro;
- viscoelasticità: le proprietà meccaniche dipendono dal tempo; la deformazione è crescente nel tempo anche a carico costante;
- adattamento funzionale: le proprietà biomeccaniche si modificano in risposta alle sollecitazioni. L'adattamento funzionale dell'osso è caratterizzato dalla capacità delle cellule ossee di produrre o riassorbire la componente minerale della matrice ossea.



Un modello per spiegare l'adattamento funzionale dell'osso sottoposto a carico è rappresentato dalla Teoria Meccanostatica di Frost (1989).

### TEORIA MECCANOSTATICA DI FROST (1989)



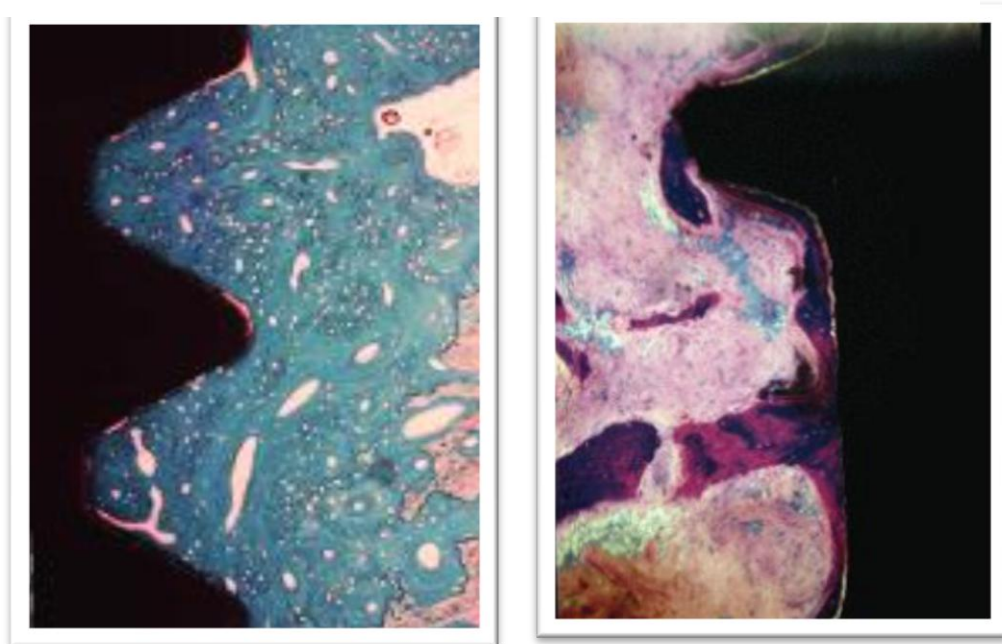
In base a questa teoria si distinguono 4 livelli di carico crescente del tessuto osseo.

1. **Pathologic unload zone:** se sull'osso non viene applicata nessuna forza, viene persa gradualmente la sua mineralizzazione e di conseguenza la sua resistenza (*atrofia ex non usu*).
2. **Adaptation zone:** se l'osso viene correttamente stimolato si viene a creare il giusto rimodellamento fisiologico che permette il mantenimento dell'osso stesso;
3. **Overload zone:** se la forza applicata supera la zona di adattamento, il tessuto osseo reagisce opponendosi allo stimolo esterno con attivazione degli osteoblasti ed apposizione ossea
4. **Pathologic overload zone:** se il carico supera il range fisiologico si può inibire la funzione degli osteoblasti, e quindi prevale la funzione osteoclastica. Di conseguenza l'osso diventa più debole e nel caso degli impianti dentali viene meno l'osteointegrazione. Infine, al superamento del limite elastico e di resistenza del tessuto si assiste alla frattura ossea.

In Letteratura Internazionale numerosi studi sono stati condotti per analizzare le caratteristiche, morfologiche, biomeccaniche e funzionali dell'interfaccia osso-impianto. Vengono di seguito presentate alcune delle metodiche impiegate.

- Analisi istologica

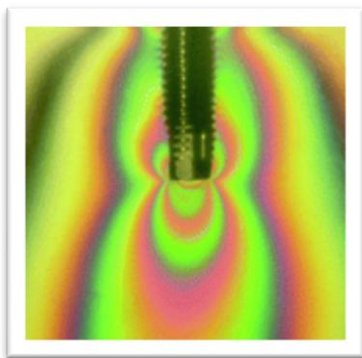
Si tratta di preparati di tessuto periimpiantoare e degli impianti prelevati da animali o da pazienti vivi o *postmortem*. In particolare, si esegue una valutazione delle caratteristiche morfologiche dei tessuti in condizioni fisiologiche, patologiche o nel caso di procedure di rigenerazione (fig. 1.5).



**Fig.1.5 - Immagini istologiche di osteointegrazione**

- Analisi con resine fotoelastiche

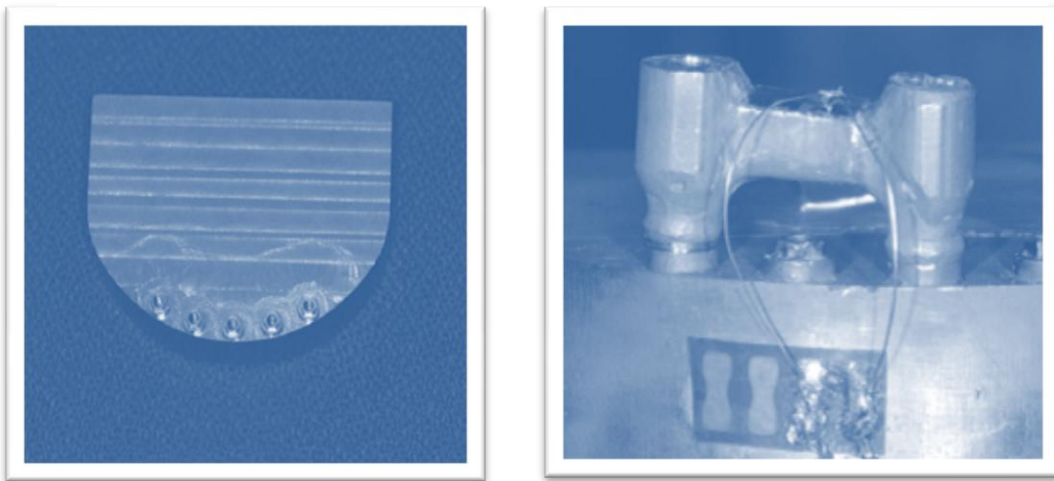
Si tratta di una metodica derivata dall'ingegneria meccanica che risale ai tempi precedenti all'avvento dei computer ad elevate prestazioni di calcolo e di risoluzione grafica. In particolare, tramite le resine fotoelastiche è possibile effettuare delle valutazioni semiquantitative dirette del componente meccanico in esame. Nel caso degli impianti dentali essi vengono inseriti in un modello realizzato in resina fotoelastica. Successivamente, un fascio di luce polarizzata viene fatto passare attraverso al modello: la sollecitazione dell'impianto tramite carico provoca delle deformazioni della resina fotoelastica nella quale si formano delle bande colorate che si distribuiscono e si alternano nello spazio (*fringe pattern*) (fig. 1.6). La fotoelasticità dà un'immagine ragionevolmente esatta della distribuzione delle tensioni anche intorno alle discontinuità brusche in un materiale. Il metodo è un sistema importante per la determinazione dei punti critici di tensione in un materiale ed è spesso usato per la determinazione dei fattori di concentrazione di tensione nel caso di geometrie irregolari.



**Fig.1.6 - Fascio di luce polarizzata che viene fatto passare attraverso l'impianto dentale.**

- Analisi con estensimetri resistivi (Strain Gauges)

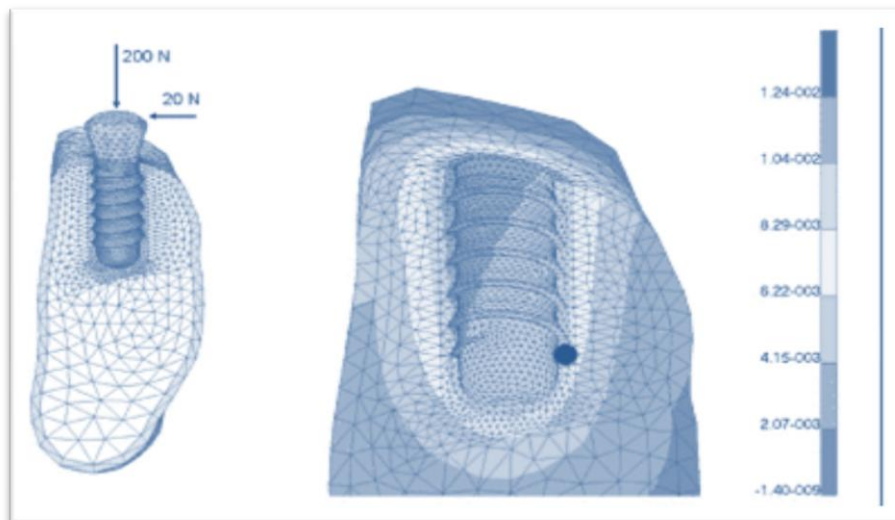
Gli estensimetri resistivi (Strain Gauges) permettono di eseguire test diretti sul dispositivo meccanico da esaminare (fig. 1.7). Essi, vengono incollati alla superficie di una struttura più rigida e si deformano insieme a tale superficie misurando la variazione di lunghezza rispetto alla lunghezza originale.



**Fig.1.7 - Estensimetri resistivi collegati al modello master ed alla travata metallica per la valutazione della distorsione**

- Analisi agli elementi finiti: Finite Element Method (FEM)

L'analisi agli elementi finiti - Finite Element Method (FEM) – è una simulazione computerizzata tridimensionale del comportamento biomeccanico della struttura analizzata: ad esempio l'impianto dentale ed il tessuto osseo (fig. 1.8). Si parte dalla conoscenza delle reali caratteristiche morfologiche e meccaniche del sistema osso-impianto. Successivamente tutti questi dati vengono inseriti nel software che genera una rappresentazione virtuale tridimensionale ed attribuisce le specifiche proprietà biomeccaniche. Quindi, si esegue la scomposizione in elementi finiti e si simula la distribuzione dei carichi masticatori a livello dell'interfaccia osso impianto.



**Fig.1.8 - Rappresentazione FEM di un impianto posizionato nell'osso.**

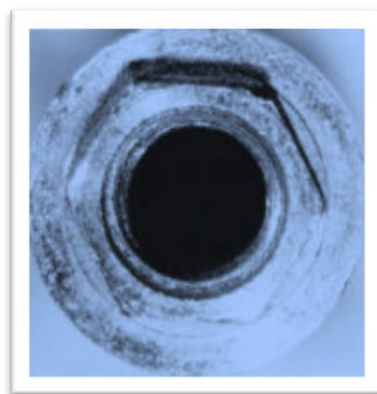
Bisogna ricordare che alcune delle metodiche descritte vengono anche utilizzate per lo studio dell'interfaccia abutment/impianto / tessuti molli e dell'interfaccia abutment / protesi.

## 1.2 INTERFACCIA ABUTMENT-IMPIANTO- TESSUTI MOLLI

La connessione abutment-impianto rappresenta un'importante variabile nella distribuzione dei carichi masticatori dalla protesi all'interfaccia osso-impianto.

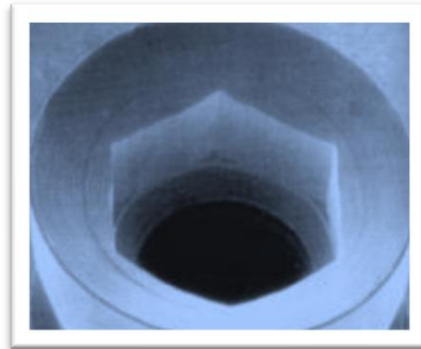
Vengono di seguito riportate le principali tipologie di connessione.

**Esagono esterno:** a livello del collo dell'impianto è presente un esagono esterno con funzione antirotazionale. La base dell'abutment, di forma cilindrica, appoggia sul bordo dell'impianto.

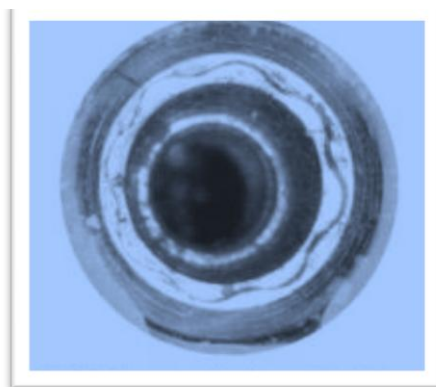




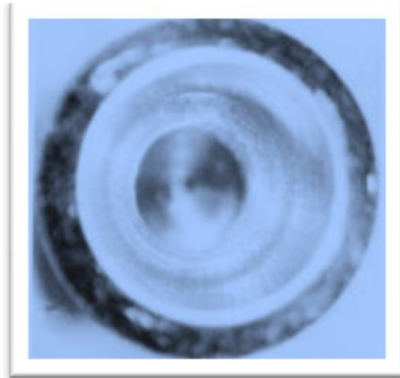
**Esagono interno:** le pareti del collo dell'impianto sono svasate verso l'interno e terminano con un esagono a scopo antirotazionale.



**A margherita:** la base dell' abutment presenta un disegno di tipo multilobato a scopo antirotazionale.



**Conica:** l'abutment, il cui profilo è rastremato si innesta nell'apposito alloggiamento nell'interno dell'impianto creando, mediante accoppiamento conico, un tutt'uno con l'impianto stesso. Non ha funzione antirotazionale.



La connessione rappresenta un punto di discontinuità e di debolezza del sistema. Idealmente, una connessione dovrebbe essere:

- precisa, per garantire il massimo sigillo possibile tra abutment ed impianto in modo da rendere minima la possibilità di adesione e proliferazione batterica;
- stabile, per garantire un'adeguata resistenza alle sollecitazioni masticatorie; i due componenti connessi non devono subire movimenti relativi l'uno rispetto all'altro, siano essi movimenti rotatori torsionali o flessionali.
- semplice, per garantire la massima praticità di utilizzo per il clinico sia nella fase chirurgica, sia nella fase protesica.

### **1.2.1 Precisione della connessione**

La precisione della connessione condiziona la possibilità di sigillo del sito dove alloggia l'abutment all'interno dell'impianto. Se non si viene a creare questo sigillo, si forma infatti un serbatoio di batteri che, pur non essendo patogeni, sono in grado di spostarsi dall'alloggiamento dell'abutment ai tessuti perimplantari. Come conseguenza si può verificare la formazione di ICT (Inflammatory Connective Tissue), ovvero una zona di tessuto perimplantare in cui risiedono cellule continuamente attivate per opporsi agli insulti microbici provenienti dal cavo

orale. Tuttavia, la precisione della connessione non può essere assoluta. Si deve sempre considerare che nella produzione industriale di due componenti meccanici che si devono accoppiare deve essere tollerato un margine di errore dimensionale ( $\pm 10 \mu\text{m}$ ). Se a tale dato aggiungiamo la possibilità che i due componenti meccanici, durante la funzione masticatoria, subiscano delle deformazioni elastiche è facilmente intuibile come il sistema non possa essere perfettamente sigillato. Data quindi per scontata un'ottima igiene orale del paziente, la possibilità che la placca batterica si accumuli dipende dalla precisione nella connessione abutment –impianto e dalla rugosità superficiale dell'abutment.

A livello clinico un accumulo di placca può determinare l'insorgenza di perimplantite, processo infiammatorio su base infettiva che tende ad approfondirsi mettendo a rischio la resistenza dell' interfaccia osso/impianto.

### **1.2.2 Fenomeno della rottura**

La connessione abutment-impianto deve essere adeguatamente resistente ai carichi masticatori trasmessi dalla protesi soprastante. La connessione deve pertanto opporre resistenza al fenomeno della rottura.

La rottura dei materiali è un fenomeno che dipende dalle caratteristiche fisiche chimiche e strutturali dello stesso, dal

carico applicato e dalle sue modalità di applicazione.

Esistono due tipi di rottura alla quale può andare incontro un impianto dentale:

- la rottura statica
- la rottura dinamica

La rottura statica avviene per il raggiungimento di un valore di sforzo locale pari a quello del limite elastico del materiale. Inoltre, se il materiale è duttile si produce una deformazione, se invece è fragile esso si rompe.

Nel caso del materiale duttile la deformazione può crescere all'ulteriore aumento dello sforzo fino a produrre come ultimo esito il cedimento. È evidente comunque che già la deformazione plastica può inficiare sul corretto funzionamento dello stesso, prima ancora che questo si rompa definitivamente.

Un'altra modalità importante di rottura è la rottura per fatica. Si tratta di un evento molto rischioso per l'affidabilità dei dispositivi meccanici in quanto determina la propagazione progressiva di un danno o di un difetto presente nel materiale, anche microscopico, che improvvisamente ne causa la rottura, spesso imprevista; se facciamo l'ipotesi, spesso verificata, che lo sforzo cresca linearmente con la forza applicata e che l'impianto sia stato ben progettato per cui normalmente il carico masticatorio genera livelli di sforzo inferiori al limite elastico del materiale, allora ne consegue che l'impianto non si può rompere staticamente se non a fronte di carichi eccezionali non prevedibili.

Di fatto però è possibile che dopo un certo periodo di tempo l'impianto ceda meccanicamente, anche se lo sforzo non ha mai superato lo sforzo massimo ammissibile. Ciò succede come conseguenza dell'applicazione ripetuta del carico, anche per carichi relativamente modesti.

In genere la ripetizione dei cicli di carico non avviene con periodicità fissa, né tra valori precisi, ma in modo casuale, l'effetto è però il medesimo. Si verifica che, a causa di possibili difetti che sono sempre presenti all'interno del materiale o sulla sua superficie, la distribuzione dello sforzo può crescere

significativamente rispetto alle altre zone e portare localmente ad un aumento del difetto.

Tale difetto prende il nome di “cricca” e tende a propagarsi ciclo dopo ciclo, spesso molto lentamente.

Quando la cricca o le cricche raggiungono estensioni percentualmente significative rispetto alla sezione resistente, la riduzione di quest’ultima causa un innalzamento dello sforzo che, raggiungendo lo sforzo di rottura, produce il cedimento strutturale del componente.

Se l’impianto viene caricato ciclicamente con una forza  $F$  è possibile che, a causa della presenza di difetti nel materiale, localmente venga raggiunto uno sforzo molto superiore rispetto allo sforzo medio. Allora si produce una cricca che si propaga dal punto di innesco danneggiando progressivamente la sezione del componente.

I difetti spesso dipendono da processi tecnologici e quindi non sono caratteristici dei materiali ma dei pezzi finiti. È possibile pertanto ottenere un aumento della resistenza a fatica migliorando i processi tecnologici o effettuando trattamenti del



materiale che ne migliorino le proprietà di superficie. Non bisogna dimenticare che la fatica meccanica è un problema critico nei dispositivi medici impiantabili in generale e negli impianti dentali in particolare perché sono dispositivi sempre sottoposti a carichi ripetuti.

Pertanto la progettazione e la realizzazione devono tenere conto non solo delle forze massime che possono essere applicate, ma anche delle numerose applicazioni alle quali il prodotto andrà incontro nella sua vita.

### 1.3 INTERFACCIA ABUTMENT-PROTESI

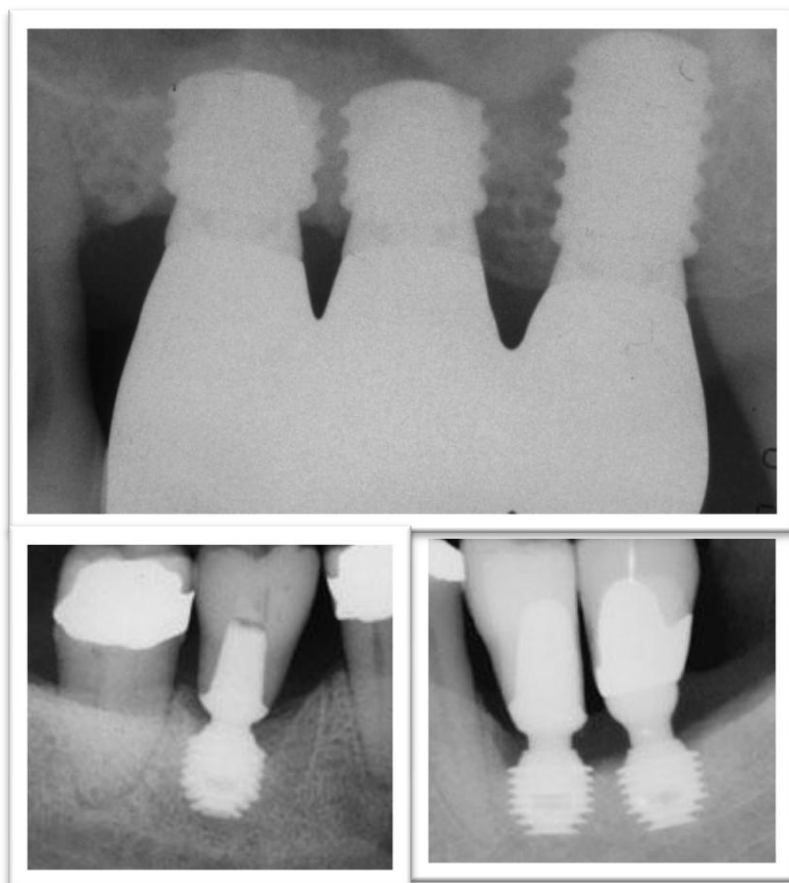
Durante la masticazione i carichi occlusali in condizioni fisiologiche sono compresi tra i 100 e i 400 N. Essi vengono trasmessi tramite il sistema protesi-abutment-impianto fino all'osso senza la mediazione ammortizzante del legamento parodontale.

Si può quindi dedurre quanto siano pericolosi i sovraccarichi dovuti a parafunzioni (serramento e bruxismo): in tal caso le forze sviluppate possono raggiungere gli 800N e le componenti eccentriche possono superare di gran lunga quelle assiali.

Queste forze, ad esempio, possono essere amplificate dal braccio di leva generato dai cantilever (estensioni a sbalzo mesiali o distali dei ponti) e dalla lunghezza della corona protesica che a sua volta dipende dallo spazio intermascellare esistente. Come avviene nella protesi su denti naturali, il rapporto ideale corona/impianto è di 1 a 2. Nel caso invece di pazienti in cui si osserva un elevato riassorbimento osseo, il rapporto risulta essere invertito a scapito della resistenza del sistema.

Tuttavia, numerosi studi effettuati sull'argomento hanno dimostrato che si possono utilizzare impianti corti di grande diametro (*short implants – wide diameter implants*) ottenendo percentuali di successo sovrapponibili a quelle degli impianti standard (fig. 1.13).

Si tratta di una valida alternativa qualora si voglia evitare per motivi clinici o di volontà del paziente una chirurgia rigenerativa più sofisticata e invasiva.



**Fig.1.13 - Impianti corti (wide diameter implants)**

Al fine di ridurre l'entità delle forze occlusali e trasmettere un carico corretto al tessuto osseo si può agire in diverse fasi:

- inserimento degli impianti: posizione, numero, lunghezza, diametro
- progettazione della protesi: altezza e larghezza delle corone, splintaggio degli impianti tra di loro
- schema occlusale

Per garantire la durata nel tempo dell'osteointegrazione, l'unione (splintaggio) di due o più impianti richiede la realizzazione di protesi che devono rispettare due requisiti fondamentali:

- Precisione del fit
- Passività

Idealmente una protesi dovrebbe garantire una corretta chiusura marginale sull'abutment (precisione del fit) per limitare l'infiltrazione batterica marginale. Nello stesso tempo, essa dovrebbe garantire un'insertione passiva senza esercitare trazione sugli impianti e dunque sul tessuto osseo. In assenza, quindi, di funzione dell'apparato stomatognatico (mandibola in rest position) nessuna forza dovrebbe essere applicata agli impianti dentali.

Tuttavia, passività e precisione del fit sono due caratteristiche difficili da ottenere contemporaneamente. Il numero dei passaggi

clinici e di laboratorio e i differenti materiali utilizzati nella realizzazione delle protesi implantari sono responsabili di deformazioni e quindi errori che sono difficili da prevedere e controllare.

Tanto più la travata protesica tende alla passività tanto più diminuisce la precisione marginale e viceversa tanto più la travata protesica è precisa tanto meno essa risulta passiva ed il clinico avverte elevata frizione sui monconi durante l'inserzione. Questa frizione si traduce in una forza costante che viene applicato sull'interfaccia osso-impianto e che si viene a sommare ai carichi masticatori: tale forza viene definita precarico (*preload*).

Bisogna quindi adottare una metodica che sia in grado di garantire un buon bilanciamento tra passività e precisione del fit, limitando le possibilità di generare un preload potenzialmente dannoso.



### **1.3.1 La vite di connessione**

L'unione degli abutment e/o della protesi sull'impianto avviene tramite la vite di connessione. Nel caso della protesi avvitata la vite di connessione viene utilizzata o per il fissaggio diretto della protesi sull'impianto o per il fissaggio dell'abutment sull'impianto e poi (tramite una seconda vite) per il fissaggio della protesi sull'abutment. Invece, nella protesi cementata la vite di connessione viene utilizzata per il solo fissaggio dell'abutment sull'impianto e poi la protesi viene cementata sull'abutment. In ogni caso, il problema che spesso si pone nell'uso della vite di connessione, è garantire l'affidabilità del serraggio, impedendone la rottura in uso o lo svitamento nel corso del tempo. La tenuta della vite dipende da molteplici aspetti di natura meccanica.

Se noi consideriamo la figura (fig. 1.15) nella quale sono rappresentati due componenti meccanici (1 con foro passante e 2 con foro filettato) che devono essere connessi mediante la vite 3. Il componente 1 è equivalente all'abutment e il 2 all'impianto. La vite 3 viene inserita inizialmente nel suo alloggiamento, successivamente viene iniziato l'avvitamento durante il quale il moto di rotazione della vite si trasforma in un moto di avanzamento che consente alla vite di entrare all'interno del foro filettato.

Questa fase avviene senza sensibile attrito e quindi applicando un bassissimo torque. Quando la testa della vite raggiunge la battuta del componente 1 non può avanzare e diventa difficoltoso avvitarla ulteriormente.

Se si applica un torque elevato la vite ruota ancora, la parte filettata della vite scende all'interno del foro filettato del componente 2, ma la testa rimane in battuta con il primo componente senza seguire il filetto. Ciò produce un allungamento del fusto della vite (il fusto è quella parte compresa tra la testa e il primo filetto in presa). Questo fusto allungato è sottoposto ad uno stato di sforzo tanto maggiore quanto minore è la sezione resistente.

L'aumento del torque di serraggio aumenta però la forza di trazione e lo sforzo nel fusto. È importante che lo sforzo rimanga nel campo elastico del materiale con cui è fabbricata la vite.

Se il torque è eccessivo lo sforzo eccede il limite elastico e quindi si produce una deformazione plastica del fusto della vite, o dei filetti in presa. In questo modo si produce una riduzione della forza di contatto e il danneggiamento della vite stessa: non è più in grado di mantenere il serraggio corretto.

Sia un serraggio insufficiente che eccessivo possono quindi portare allo svitamento della vite. Nel primo caso la vite si svita progressivamente perché l'attrito che si oppone alla rotazione è insufficiente rispetto alle coppie torsionali casualmente derivanti dai carichi masticatori. Nel secondo caso la vite si svita perché la sua plasticizzazione ne riduce la sua capacità di tenuta come precedentemente descritto.

In generale comunque il carico ideale è quello che consente di ottenere lo sforzo medio e questo dipende dal materiale, dalla sezione della vite e dalla lunghezza iniziale della vite.



### **1.3.2 Il misfit**

E' quindi evidente che la tenuta della connessione tramite la vite di serraggio è negativamente influenzata dagli errori e dalle imprecisioni di accoppiamento delle protesi, definiti dagli autori di lingua anglosassone (misfit).

Il più semplice caso di misfit riguarda un ponte sostenuto da due soli impianti che presenta un errore di interasse: la distanza tra gli impianti e tra i siti di connessione del ponte è diversa, ad esempio è maggiore quella tra gli impianti. Nell'avvitare o nel cementare il ponte sugli impianti il ponte deve essere allungato e il richiamo elastico dovuto alla deformazione del materiale induce uno stato di sforzo nell'osso perimplantare. Questo sforzo non dipende dal carico masticatorio applicato sulle corone protesiche ed è quindi uno sforzo costante simile ad un carico ortodontico che può indurre il rimodellamento dell'osso.

Quattro sono i possibili errori che possono indurre misfit in un ponte dentale sostenuto da due soli impianti.

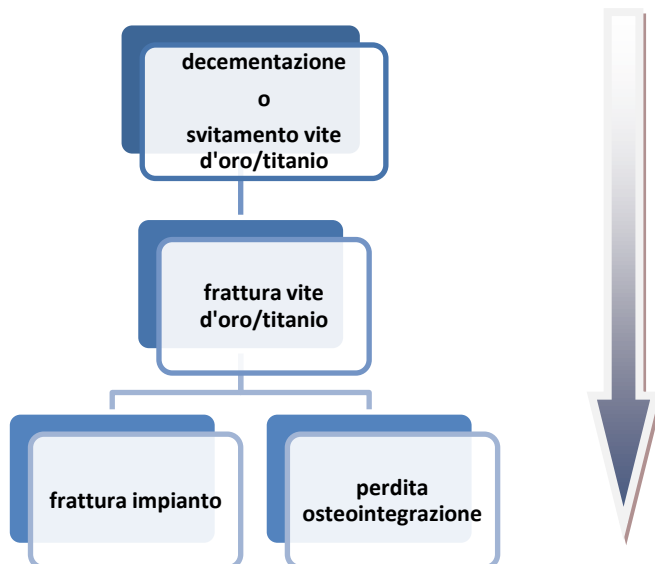
La prima tipologia di errore è quella di lunghezza con errore di interasse, precedentemente descritta. Il secondo caso riguarda l'errore di taglio in cui la forzatura del ponte sugli impianti induce uno sforzo di taglio nel ponte (errore in altezza).

Come terzo errore si considera quello di rotazione rispetto ad un asse perpendicolare all'asse lungo del ponte. È definito errore di flessione perché la forzatura del ponte sugli impianti induce uno sforzo di flessione nel ponte.

Infine si ha l'errore di rotazione rispetto ad un asse parallelo all'asse lungo del ponte, ed è chiamato errore di torsione perché la forzatura del ponte sugli impianti provoca uno sforzo di torsione nel ponte.

L'errore di misfit è la risultante di più errori singoli che sono dovuti al numero dei passaggi clinici e di laboratorio ed ai materiali che vengono utilizzati per la realizzazione delle protesi. In presenza di misfit, il bloccaggio forzato della protesi con la cementazione o con le viti di connessione genera un preload incontrollabile sull'interfaccia osso-impianto mettendo in pericolo l'osteointegrazione (fig. 1.17).

A livello clinico, in caso di misfit e preload, il primo segnale di allarme è data dalla decementazione della protesi o dallo svitamento della viti di fissazione protesica o dell'abutment oppure dalla loro rottura. Quando le forze sono particolarmente intense ed improvvise, il sovraccarico viene trasmesso direttamente all'impianto con possibilità di frattura dello stesso o di cedimento dell' interfaccia osso-impianto con perdita di osteointegrazione.



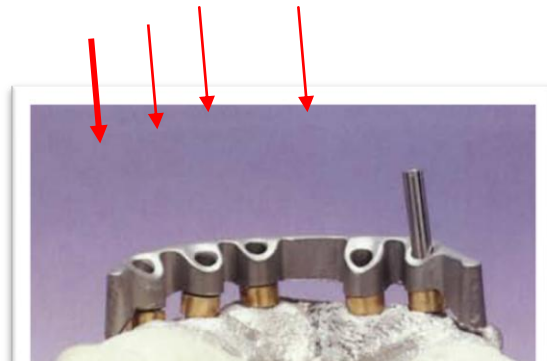
**Fig.1.17 - Schema delle conseguenze del misfit.**

### **1.3.3 Valutazione clinica di fit e passività**

Per la valutazione clinica della precisione del fit e della passività della protesi, l'odontoiatra può ricorrere alle seguenti metodiche.

1. Valutazione clinica visiva: il limite è rappresentato dalla accessibilità sopragengivale limitata della connessione protesi-abutment-impianto.
2. Valutazione clinica tramite specchio: il limite è rappresentato dalla limitata accessibilità a 360° della connessione protesi-abutment-impianto e dalle dimensioni della punta dello specchio.
3. Valutazione clinica tramite pasta fit-checker: questo metodo è in grado di evidenziare solo interferenze grossolane ed è difficile il controllo delle correzioni effettuate.
4. Valutazione radiografica: l'ortopantomografia e più nel dettaglio le radiografie endoorali (eseguite con il centratore di Rinn) sono in grado di evidenziare solo problemi di fit a livello mesiale e distale.
5. Valutazione clinica manuale: l'operatore valuta l'inserzione passiva della travata protesica e si affida alla propria esperienza ed alla percezione tattile.
6. Il test di Sheffield permette di valutare passività della protesi su impianti avvitata sia sul modello che in bocca al

paziente. La travata protesica deve essere avvitata utilizzando un'unica vite, scegliendo quella in posizione più distale. Il torque di avvitamento è di circa 15 Ncm. In presenza di misfit, man mano che ci si allontana dall'abutment che è stato avvitato si mette in evidenza la progressiva imprecisione della protesi sugli impianti (fig. 1.18). Premendo la travata protesica con un dito dalla parte opposta alla vite, si può notare una leggera flessione della travata dovuta alla presenza di disallineamento verticale.



**Fig.1.18 - Test di Sheffield: man mano che ci si allontana dall'abutment che è stato avvitato si mette in evidenza la progressiva imprecisione della protesi**

7. Valutazione strumentale: alcuni produttori forniscono dei manipoli in grado di misurare e rappresentare su un grafico il torque di avvitamento della vite di connessione istante per istante. In presenza di misfit si evidenzia un repentino ed anticipato aumento del torque della vite di connessione

corrispondente.

In conclusione, non esiste al momento un unico metodo clinico affidabile e riproducibile per il controllo del fit e della passività della protesi sugli impianti. Le varie metodiche devono essere scelte ed utilizzate a seconda dei casi senza mai rinunciare all'esecuzione di una valutazione radiografica. A seconda delle diverse situazioni, il clinico deve conoscere i materiali e le procedure che sta utilizzando, i loro vantaggi ed i loro limiti in modo da trarre il miglior vantaggio possibile.

## 1.4 METODICHE PER OTTENERE PRECISIONE DEL FIT E PASSIVAZIONE

A partire dalla semplice monofusione, i ricercatori delle aziende produttrici, i clinici e gli odontecnici hanno costantemente sfruttato l'evoluzione tecnologica dei materiali. Insieme, hanno elaborato differenti metodiche cliniche e di laboratorio con lo scopo di ottenere il miglior fit passivo riducendo la componente di preload delle protesi su impianti.

Le metodiche principalmente utilizzate sono :

1. Elettroerosione
2. Sistema Cresco Ti-Precision
3. Sistema Procera: CAD/CAM
4. Incollaggio intraorale: tecniche per la passivazione in protesi avvitata ed in protesi cementata.

### **1.4.1 Elettroerosione**

L'elettroerosione è un procedimento usato nella lavorazione di conduttori metallici o leghe metalliche.

Nell'elettroerosione l'asportazione di metallo dal pezzo in lavorazione avviene per mezzo di scariche periodiche a partenza dall'elettrodo dell'utensile. Il pezzo in lavorazione viene collegato all'anodo (polo positivo) o al catodo (polo negativo) e immerso, durante il processo di asportazione, in un mezzo fluido (dielettrico) che aumenta la conducibilità elettrica. Il fluido è un olio leggero innocuo dove si ha un campo elettrico statico anche in assenza di una costante alimentazione di carica.

L'elettrodo dell'utensile viene collegato al catodo o all'anodo e avvicinato al pezzo in lavorazione con una spinta di avanzamento programmata.

Questo fa in modo che si producano scariche di energia, la cui successione viene controllata tramite un generatore d'impulsi e che asportano mediante fusione minuscole quantità di materiale dal pezzo. Anche sull'elettrodo dell'utensile può verificarsi un distacco, seppur insignificante, di particelle di metallo.

Nella tecnica Secotec gli analoghi degli impianti inglobati nel modello di lavoro, riproducono gli impianti osteointegrati del paziente. La necessità di sostituire l'analogo nel modello con l'elettrodo implantare presuppone che questi abbiano la



possibilità di essere avvitati in una bussola fissata nel modello in gesso stesso da risultare quindi sostituibili. Gli elettrodi implantari sono costituiti da una lega che permette una forte emissione di scariche.

Le bussole con gli elettrodi implantari formano uno degli elettrodi (anodo) e l'armatura della protesi costituisce l'altro elettrodo (catodo).

Durante il processo elettroerosivo la sovrastruttura viene abbassata sul modello; in tal modo il metallo che viene asportato corrisponde esattamente al design dei monconi implantari degli impianti inseriti nell'osso del paziente (fig. 1.19).

Durante il processo si rende necessario sostituire tre volte nella bussola gli elettrodi implantari consumati con elettrodi nuovi. Avvengono in successione: sgrossamento, lisciamento, lisciamento fine o secondario.

Al termine del processo erosivo gli elettrodi vengono manualmente sostituiti con gli analoghi degli impianti; verrà fatta una centratura del modello per un'ulteriore elettroerosione o rettifica se necessaria.

Dopo la ceramizzazione la mesostruttura potrebbe aver subito delle tensioni o deformazioni che creano delle imperfezioni di adattamento, il manufatto verrà sottoposto ad una nuova rettifica del processo erosivo al fine di avere una precisione e passivazione ottimali.



**Fig.1.19 - Macchina per elettroerosione**

La tecnica elettroerosiva offre quindi i seguenti vantaggi:

- non risente della durezza del metallo perché è un processo termico;
- offre una superficie liscia priva di sbavature;
- le caratteristiche adesive del pezzo da lavorare non influiscono sulla metodica perché consiste in una rimozione del metallo senza contatto;
- non essendoci forze meccaniche si evitano distorsioni (anche su oggetti molto sottili);
- si può utilizzare a protesi terminata;
- ha una precisione di  $2,5 \mu\text{m}$ ;

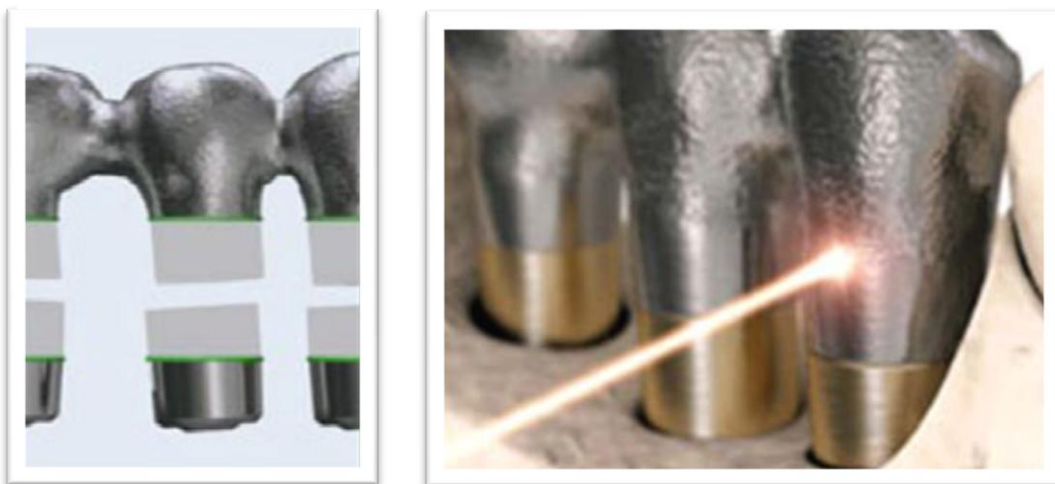
Gli svantaggi attribuiti a questa metodica sono la lentezza nella lavorazione e un elevato costo come investimento iniziale nelle

macchine da lavorazione.

### 1.4.2 Sistema cresco Ti-precision

Un'altra tecnica di passivazione per l'adattamento di strutture in Titanio è la Cresco Ti-Precision System (Kristianstad, Svezia). Essa combina precisione e saldatura al laser, assicurando la passività della protesi ed eliminando gli stress meccanici dalla struttura (fig. 1.20).

Con tale sistema è possibile angolare i fori per le viti della struttura, consentendo di sfruttare tutto il tessuto osseo disponibile anche in caso di scarse quantità e qualità dell'osso. Inoltre, può essere ridotto l'utilizzo di numerosi e costosi pilastri angolati, poiché è possibile lavorare direttamente a livello della connessione implantare.



**Fig.1.20 - Le cappette fornite dall'industria ,vengono tagliate dal laser e vengono allineate sullo stesso piano**

L'azienda fornisce le cappette in titanio da avvitare agli impianti,

che vengono posizionate sugli impianti e poi tagliate allineandole sullo stesso piano. Tale piano viene poi utilizzato nella fase successiva di saldatura laser delle cappette alla travata metallica della protesi. In questo modo vengono azzerate le eventuali discrepanze responsabili di misfit generate dalla fusione.

### **1.4.3 Sistema procera: cad/cam**

Il sistema viene utilizzato per produrre strutture metalliche (titanio o zirconio) mediante fresatori a controllo numerico.

La metodica prevede i seguenti passaggi:

- Scanner laser: lettura della posizione degli impianti sul modello master (fig. 1.21)
- CAD (Computer Aided Design): progettazione computerizzata della travata metallica
- CAM (Computer Aided Manufacturing): realizzazione della travata metallica in titanio o zirconio tramite fresatore a controllo numerico in base al progetto CAD (fig. 1.22).



**Fig.1.21- scanner laser**



**Fig.1.22 - arcata inferiore protesica realizzata con fresatori a controllo numerico**

La tecnica presenta i seguenti vantaggi :

- la struttura ha un fit ottimale ed è ottenuta per fresatura a partire da un unico blocco di metallo, senza fusione e saldature;
- la struttura può essere usata su numerose piattaforme implantari e con numerosi tipi di pilastri;
- questa tecnica non richiede grandi modifiche nella sequenza clinica tradizionale.

Le prime tre metodiche presentate permettono la passivazione della struttura protesica sul modello e viene eseguita dall'odontotecnico. In questo modo si annullano le eventuali distorsioni generate nelle fasi cliniche e di laboratorio precedenti legate alle caratteristiche dei materiali, alle loro distorsioni ed agli errori compiuti dagli operatori.

Tuttavia, una protesi così ottenuta che è passiva sul modello di lavoro può non avere le medesime caratteristiche di passive fit in bocca al paziente, a causa delle eventuali discrepanze esistenti tra il modello e la bocca stessa.

Questo problema può essere superato con la tecnica dell'incollaggio intraorale.

#### **1.4.4 Incollaggio intraorale: tecniche per la passivazione in protesi avvitata ed in protesi cementata.**

La filosofia operativa è la semplificazione e la standardizzazione dei passaggi clinici e di laboratorio: non sono necessarie apparecchiature sofisticate e costose ed è possibile mantenere costante il livello di qualità delle protesi su impianti consegnate ai pazienti.

La metodica prevede l'introduzione di una fase di incollaggio intraorale, che permette di ridurre il numero dei materiali e degli errori commessi dall'operatore e garantisce la passività. Il fit viene assicurato dall'impiego di prodotti di origine industriale.

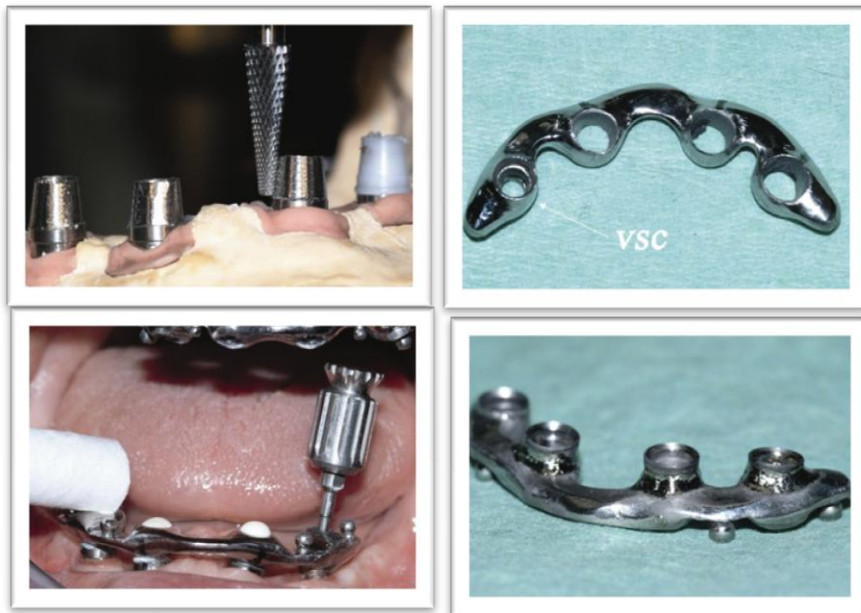
#### **PROTESI AVVITATA**

Nella protesi avvitata (barre per overdenture e Toronto-bridge) la tecnica prevede:

- utilizzo di cappe di titanio fornite dall'industria che vengono fresate e parallelizzate a 6°;
- realizzazione di una struttura metallica in titanio (utilizzando la fusione o la tecnologia cad-cam) in grado di calzare passivamente sulle cappe;
- incollaggio intraorale della struttura in titanio sulle cappe: questa è la fase della passivazione;

- completamento della travata tramite saldatura laser delle cappe incollate. In questo modo il cemento viene isolato dall'ambiente orale e si garantisce al paziente la stabilità del manufatto protesico. (Tale procedimento è mostrato nelle foto sotto riportate)

La precisione del fit marginale viene assicurata dalle cappe in titanio fornite dall'industria e la passivazione dalla fase di incollaggio intraorale.



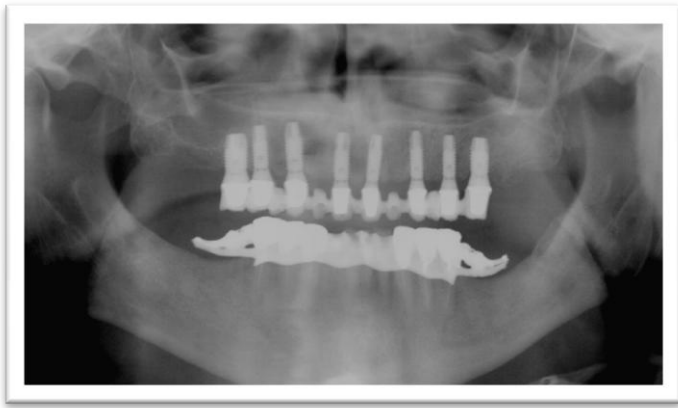




## PROTESI CEMENTATA

Per la protesi cementata, negli ultimi anni è stato introdotto da Weigl (2000) un protocollo operativo che prevede l'ottenimento della precisione tramite l'utilizzo di cappe aurogalvaniche (AGC) e della passivazione tramite l'incollaggio intraorale di una travata metallica sulle AGC. I passaggi clinici e di laboratorio di questa procedura sono illustrati dalle foto di seguito riportate.





Tra le numerose procedure clinico-tecniche utilizzate per la passivazione delle protesi fisse a sostegno implantare, l'impiego delle cappe auro-galvaniche rappresenta una metodica diffusa e validata dalla Letteratura Internazionale. Tuttavia, questa metodica presenta l'inconveniente di invadere lo spazio parodontale con diverse strutture: la cappa aurogalvanica (AGC), la travata metallica sovrastante, il cemento che le unisce ed il rivestimento estetico.

## 1.5 Procedura innovativa per la passivazione intraorale della protesi cementata su impianti.

Per ovviare a tale inconveniente, è stata messa a punto una nuova procedura con lo scopo di ridurre l'invasione dell'ampiezza biologica e di ottenere manufatti protesici estetici che rispettano la biologia dei tessuti periimplantari.

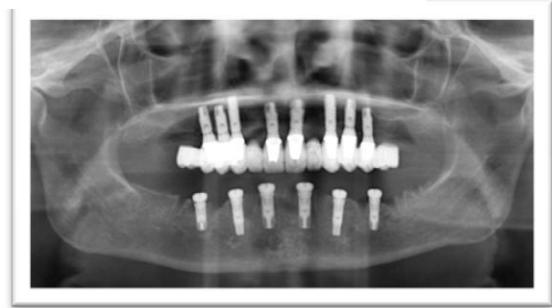
L'elemento chiave è rappresentato dalla travata metallica che viene realizzata con margine accorciato e posizionato almeno 2 mm coronale rispetto al margine della cappa galvanica. Di conseguenza il sottile bordino della AGC rappresenta l'unico elemento di chiusura marginale della protesi.

Vengono di seguito riportati i passaggi clinici e di laboratorio per la passivazione intraorale di protesi cementate su impianti secondo tale procedura.

La procedura è valida sia per i ponti parziali che per i full arch. Essa ha inizio con i modelli master montati in articolare a valori semi-individuali (Artex; Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, Germany) con i tessuti molli periimplantari riprodotti con silicone rosa (Gingifast Rigid; Zhermack, Badia Polesine, Italy).

*Prima fase di laboratorio: in questa fase l'odontotecnico fornisce all'odontoiatra i monconi, le cappe AGC, la travata metallica e la protesi provvisoria.*

1. Scegliere i monconi fresabili in relazione all'altezza dei tessuti molli periimplantari e alla relazione interarcata.
2. Controllare l'altezza ed il parallelismo dei monconi al parallelometro (Fresart; Artiglio, Parma, Italy) e fresarli se necessario.
3. Realizzare una dima di trasferimento dei monconi con resina autopolimerizzabile.
4. Realizzare la protesi provvisoria cementata utilizzando resina autopolimerizzabile (Sintodent; Sintodent srl, Rome, Italy).
5. Fabricare una mascherina in silicone (Silco MS extrahard; Simed srl, Milano, Italy) della



protesi provvisoria come indice di riferimento per la posizione denti al fine di guidare la realizzazione della protesi definitiva.

6. Avvitare i monconi fresati sugli analoghi da laboratorio e prepararli per la fabbricazione delle cappe aurogalvaniche AGC.

7. Realizzare le AGC con uno spessore di 0.3 mm.

8. Riposizionare i monconi fresati sui modelli master.

9. Posizionare le AGC sui monconi.



10. Trattare le AGC con lo spaziatore (Tru-fit; Geo.Taub Prod and Fusion Co Inc, Jersey City, NJ) per garantire lo spazio necessario al cemento per la fase di incollaggio intraorale.

11. Modellare la travata in cera (Flex wax; Micerium srl, Genova, Italy). Il margine della travata deve essere 1.5 mm più corto del sigillo marginale delle cappe AGC. In questa fase utilizzare la mascherina in silicone precedentemente descritta per valutare le dimensioni della travata in relazione alla posizione ed al volume dei denti.



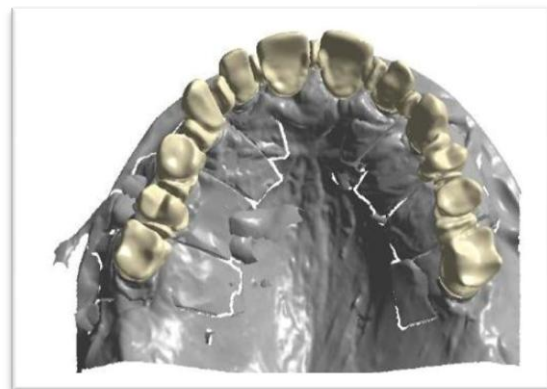
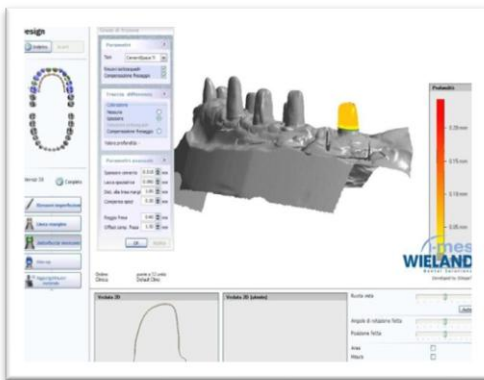




12. Fondere la travata: questa tecnica permette l'utilizzo della lega solitamente utilizzata dall'odontotecnico.



In particolare la travata può anche essere progettata e fresata tramite i sistemi CAD-CAM.



13. Controllare la passività della travata fusa sulle AGC posizionate sul modello master.



14. Sabbiare le cappe AGC e la

superficie interna della travata metallica per irruvidire le superfici di reciproco contatto.



#### *Prima fase clinica.*

1. Avvitare i monconi nella bocca del paziente (secondo le indicazioni del produttore) utilizzando la dima di trasferimento in resina dei monconi precedentemente descritta (prima fase di laboratorio, step n° 3)

2. Posizionare le AGC sui monconio e controllare la correttezza della loro posizione tramite radiografie.



3. Controllare la travata metallica la stabilità e la passività. Se la struttura non è

completamente passiva utilizzare lo spray indicatore di fit (Spy Spray; Apex Dental srl; Milano, Italy) e correggere la struttura fino a raggiungere la completezza passività.

4. Incollare la travata sulle AGC con un cemento resinoso per metalli (Nimetic cem; 3M ESPE, Seefeld, Germany).



5. Trascorso il tempo di indurimento del cemento (6 minuti) rimuovere la struttura incollata (travata + AGC) dalla bocca del paziente e pulire gli eccessi di cemento.
6. Posizionare la struttura incollata nella bocca del paziente.
7. Registrare la relazione interarcata con resina autopolimerizzabile (Futura Lay P; Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Germany).

8. Eseguire un'impronta di posizione della struttura appena incollata con polietere di media



viscosità (Impregum Penta; 3M ESPE) per registrare la posizione dei tessuti molli.



9. Cementare la protesi provvisoria in bocca al paziente.

### *Seconda fase di laboratorio*

1. Montare il nuovo modello in articolatore a valori semiMount the new cast in a semi-individuali (Artex; Grrrbach Dental GmbH) utilizzando la relazione interarcata precedentemente registrata (prima fase clinica, step n °7).
2. Controllare la struttura incollata e rimuovere gli eccessi di cemento utilizzando strumenti appuntiti e piccole frese servendosi del microscopio (20 x).
3. Completare la protesi definitiva con il rivestimento estetico utilizzando ceramica ibrida (Estenia; Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan).



### *Seconda fase clinica*

1. Rimuovere la protesi provvisoria dalla bocca del paziente.
2. Effettuare la prova estetica generale e controllare l'occlusione della protesi



definitiva.

3. Restituire la protesi provvisoria al paziente.

*Terza fase di laboratorio*

1. Rifinire e lucidare la protesi definitiva.

*Terza fase clinica*

2. Rimuovere la protesi provvisoria dalla bocca del paziente.
3. Consegnare la protesi definitiva al paziente utilizzando cemento specifico per protesi implantari (Cem-Implant; BJM Laboratories Ltd, Hassadna St. Industrial Park, Israele).



1.6 Differenze nel design protesico tra la metodica tradizionale e la metodica innovativa di passivazione tramite cappe aurogalvaniche - AGC.



**Fig. 1.23 - A sinistra metodica tradizionale e a destra metodica innovativa**

Utilizzando la metodica tradizionale di passivazione della protesi cementata con cappe aurogalvaniche (AGC), nella zona immediatamente adiacente alla gengiva è presente un margine protesico di elevato spessore (fig. 1.23 a sinistra). Di solito, infatti, il bordo di questi ponti è costituito dai seguenti materiali disposti in sequenza dall'interno verso l'esterno: cappa AGC (0.3

mm), strato di cemento per l'incollaggio (0.14 mm), metallo della travata (0,5 mm) e rivestimento estetico (totale circa 1.1 mm). Con la nuova procedura, invece, si utilizza una travata metallica passiva che viene realizzata con margine accorciato e posizionato circa 2 mm coronale rispetto al margine della cappa galvanica (fig. 1.23 a destra). In particolare, la travata può essere realizzata tramite la tecnica della fusione a cera persa oppure può essere progettata e fresata tramite i sistemi CAD-CAM. In conclusione, il sigillo protesico risulta costituito dal solo margine della AGC (0.3 mm) che si estende appena oltre il limite del rivestimento estetico limitando il rischio di invasione dell'ampiezza biologica.

## **2. SCOPO DELLA RICERCA**

Scopo della ricerca è la valutazione della salute parodontale in pazienti riabilitati con protesi fissa cementata sostenuta da impianti del tipo full-arch, nelle quali la passivazione è stata ottenuta tramite la metodica innovativa (paragrafo 1.5) di incollaggio intraorale con cappe aurogalvaniche AGC e travata metallica in titanio con margine accorciato.

In particolare, si tratta di uno studio retrospettivo in cui si è anche effettuato un confronto preliminare tra la salute parodontale dei pazienti trattati con la metodica tradizionale (paragrafo 1.4) ed i pazienti trattati con la metodica innovativa (paragrafo 1.5).

## **3. MATERIALI E METODI**

### **3.1 Arruolamento dei pazienti**

Sono stati arruolati i pazienti che sono stati riabilitati dal Gennaio 2003 al Febbraio 2006 con protesi fissa cementata sostenuta da impianti, nelle quali la passivazione è stata ottenuta tramite incollaggio intraorale con cappe aurogalvaniche AGC secondo la metodica tradizionale (paragrafo 1.4) e secondo la metodica innovativa (paragrafo 1.5) successivamente introdotta.

#### **3.1.1 Criteri di inclusione**

Sono stati utilizzati i seguenti criteri di inclusione.

- Riabilitazione protesica fissa cementata sostenuta da impianti del tipo full-arch sia mascellare che mandibolare
- Riabilitazione protesica in funzione da almeno 3 anni.
- Passivazione eseguita intraoralmente secondo la metodica tradizionale (paragrafo 1.4) e secondo la metodica innovativa (paragrafo 1.5).
- Pazienti inseriti all'interno del programma di follow-up semestrale che prevede: visita clinica, valutazione della salute parodontale, igiene orale professionale e controllo radiografico annuale.

### **3.1.2 Criteri di esclusione**

Sono stati esclusi i seguenti pazienti.

- Pazienti fumatori.
- Pazienti affetti da patologie orali.
- Pazienti affetti da patologie sistemiche che interferiscono con la salute parodontale.
- Pazienti che assumono farmaci che interferiscono con la salute parodontale.
- Pazienti con scarsa compliance e che non seguono regolarmente il programma di follow-up semestrale.

### **3.1.3 Riabilitazione protesica: progettazione e materiali**

I pazienti sono stati tutti riabilitati con protesi fissa cementata sostenuta da impianti del tipo full-arch sia mascellare che mandibolare, nelle quali la passivazione è stata ottenuta tramite incollaggio intraorale con cappe aurogalvaniche AGC secondo la metodica tradizionale (paragrafo 1.4) e secondo la metodica innovativa (paragrafo 1.5).

La progettazione protesica ha previsto in tutti i casi:

- per l'arcata superiore 8 impianti a livello mascellare impostando la scelta dei diametri in relazione al profilo di emergenza del dente corrispondente;
- per l'arcata inferiore 6 impianti impostando la scelta dei diametri in relazione al profilo di emergenza del dente corrispondente;
- posizionamento degli impianti un dente sì e un dente no in modo da avere un elemento in estensione tra un impianto e l'altro per sfruttare l'azione estetica dell'intermedio di ponte (ovate pontic) per modellare i tessuti;
- utilizzo di cappe aurogalvaniche AGC con uno spessore di 0.3 mm;
- realizzazione della travata metallica in titanio (titanio di grado 4 nel caso della fusione e titanio di grado 5 nel caso della fresatura al CAD-CAM);
- rivestimento estetico in ceramica ibrida (Estenia; Kuraray





Medical Inc, Okayama, Japan).

In questo modo si è limitato il numero delle variabili che potevano influire sulla ricerca eseguita rendendo il più omogeneo possibile il campione di pazienti selezionato.

### 3.1.4 Descrizione del campione

Secondo i criteri descritti nei precedenti paragrafi sono stati selezionati 25 pazienti: 15 pazienti riabilitati con la tecnica di passivazione intraorale tradizionale (paragrafo 1.4) e 10 pazienti riabilitati con la tecnica di passivazione intraorale innovativa (paragrafo 1.5).

La composizione del campione viene riportato nella Tabella 3.1.

**Tabella 3.1 - Composizione del campione selezionato.**

	<b>PASSIVAZIONE CON METODICA TRADIZIONALE</b>	<b>PASSIVAZIONE CON METODICA INNOVATIVA</b>
<b>MASCHI</b>	8	4
<b>FEMMINE</b>	7	6
<b>TOTALE PAZIENTI</b>	15	10
<b>IMPIANTI</b>	210	140
<b>ETA' (Min-Max)</b>	42-65	40-63
<b>ETA' Media</b>	56,8	57,2

## 3.2 Valutazioni cliniche effettuate sul campione

Dopo la consegna della protesi definitiva i pazienti sono stati controllati a 7 e a 30 giorni e si sono effettuate le eventuali correzioni dell'occlusione. Successivamente, ciascun paziente è entrato nel programma di follow-up: per il primo anno esso ha previsto dei controlli con cadenza trimestrale e successivamente i pazienti con adeguata compliance sono stati controllati con cadenza semestrale. In particolare, ad ogni appuntamento sono state effettuate: visita clinica, valutazione della salute parodontale, igiene orale professionale. Il controllo radiografico è stato programmato con cadenza annuale.

### **3.2.1 Visita clinica**

Durante la visita clinica sono stati eseguiti il controllo dell'integrità della protesi, il controllo dell'occlusione ed il controllo dell'eventuale decementazione della protesi.

### **3.2.2 Valutazione della salute parodontale**

La valutazione della salute parodontale ha previsto la valutazione dei seguenti parametri clinici:

- indice di placca
- indice di sanguinamento

L'indice di placca MPI (Modified Plaque Index) è stato valutato secondo Mombelli *et al.* (1987) effettuando 4 misurazioni per ogni impianto. Si sono esaminate le superfici Vestibolare, Linguale, Mesiale e Distale assegnando i seguenti punteggi:

0: assenza di placca

1: placca evidenziata facendo scorrere la sonda sulla superficie

2: placca visibile ad occhio nudo

3: presenza di depositi abbondanti di placca

L'indice di sanguinamento mod SBI (Modified Sulcus Bleeding Index) è stato valutato secondo Mombelli *et al.* (1987) effettuando 4 misurazioni per ogni impianto. Si sono esaminate le superfici Vestibolare, Linguale, Mesiale e Distale assegnando i seguenti punteggi:

0: assenza di sanguinamento

1: sanguinamento a spot isolati

2: sanguinamento lineare confluyente

3: presenza di sanguinamento spontaneo profuso

Gli indici di placca e di sanguinamento sono stati misurati per le 4 superfici Vestibolare, Linguale, Mesiale e Distale di ogni impianto e si è calcolata la media ottenendo il punteggio per l'impianto esaminato. Successivamente si è eseguita la media dei punteggi di tutti gli impianti presenti in bocca al paziente per

ottenere il punteggio relativo al singolo paziente.

In particolare, si è scelto di prendere in considerazione le misurazioni effettuate ai pazienti inseriti nel programma di follow-up e mantenimento in occasione della visita semestrale di controllo corrispondente all'inizio del quarto anno di funzione della protesi definitiva. Si tratta quindi di rilevazioni eseguite al termine del terzo anno dalla consegna della protesi stessa (followup a 36 mesi).

In questo modo, si è potuto eseguire un confronto preliminare tra la tecnica di passivazione con cappe aurogalvaniche AGC tradizionale e la tecnica di passivazione con cappe aurogalvaniche AGC innovativa uniformando il tempo di permanenza e funzione delle protesi nella bocca dei pazienti.

## 4. RISULTATI

Da Gennaio 2003 al Febbraio 2006 sono stati riabilitati 25 pazienti tramite protesi fisse cementate sostenute da impianti del tipo full-arch sia mascellare che mandibolare, nelle quali la passivazione è stata ottenuta tramite incollaggio intraorale con cappe aurogalvaniche AGC secondo la metodica tradizionale (paragrafo 1.4) e secondo la metodica innovativa (paragrafo 1.5).

In totale sono stati protesizzati con 50 full-arch 350 impianti con un follow-up compreso da 3 a 6 anni (media 4,5 anni).

Nessun impianto è stato perso e tutte le protesi sono *in situ*: ne risultano una sopravvivenza implantare ed una sopravvivenza protesica del 100%.

I risultati delle misurazioni degli indici di placca MPI e di sanguinamento modSBI eseguite in occasione della visita semestrale di followup a 36 mesi dalla consegna della protesi definitiva sono riportati di seguito nella Tabella 4.1 (Passivazione con metodica tradizionale) e nella Tabella 4.2 (Passivazione con metodica innovativa).

**Tabella 4.1 - Risultati delle misurazioni degli indici di placca MPI e di sanguinamento modSBI: followup a 36 mesi.**



**PASSIVAZIONE CON METODICA TRADIZIONALE**

	<b>MPI</b>	<b>SBI</b>
<b>Paziente 1</b>	1,4	1,2
<b>Paziente 2</b>	1,6	1,4
<b>Paziente 3</b>	0,8	0,9
<b>Paziente 4</b>	1,1	1,2
<b>Paziente 5</b>	1,2	0,9
<b>Paziente 6</b>	1,3	1,1
<b>Paziente 7</b>	1,6	1,3
<b>Paziente 8</b>	1,3	1,1
<b>Paziente 9</b>	1,1	0,9
<b>Paziente 10</b>	0,9	0,7
<b>Paziente 11</b>	0,8	0,5
<b>Paziente 12</b>	1,1	1,2
<b>Paziente 13</b>	1,6	1,3
<b>Paziente 14</b>	1,3	1,2
<b>Paziente 15</b>	1,1	0,9
<b>MEDIA ±DS</b>	1,2 ± 0,2	1,0 ± 0,2

**Tabella 4.2 - Risultati delle misurazioni degli indici di placca MPI e di sanguinamento modSBI: followup a 36 mesi.**



**PASSIVAZIONE CON METODICA INNOVATIVA**

	MPI	SBI
<b>Paziente 1</b>	0,5	0,3
<b>Paziente 2</b>	0,3	0,1
<b>Paziente 3</b>	1,1	0,7
<b>Paziente 4</b>	0,2	0,3
<b>Paziente 5</b>	0,5	0,3
<b>Paziente 6</b>	0,9	0,6
<b>Paziente 7</b>	0,2	0,4
<b>Paziente 8</b>	0,4	0,1
<b>Paziente 9</b>	0,6	0,2
<b>Paziente 10</b>	0,7	0,4
<b>MEDIA ±DS</b>	0,5 ± 0,3	0,3 ± 0,2

Analizzando i dati riportati nelle Tabelle 4.1 e 4.2 si è osservata una differenza statisticamente significativa (Student t-test;  $P < 0,05$ ) per i valori sia dell'Indice di Placca (MPI) sia dell'Indice di Sanguinamento (modSBI): le protesi cementate passivate con metodica innovativa sono pertanto caratterizzate da un livello di salute parodontale superiore a quello delle protesi cementate passivate con metodica innovativa.

Infine, si è eseguita la correlazione statistica tra gli indici di placca e di sanguinamento nei due gruppi di pazienti. I risultati vengono di seguito riportati nei Grafici 4.1 e 4.2.

In entrambi i casi si è dimostrata una buona correlazione tra l'indice di placca MBI e l'indice di sanguinamento SBI.

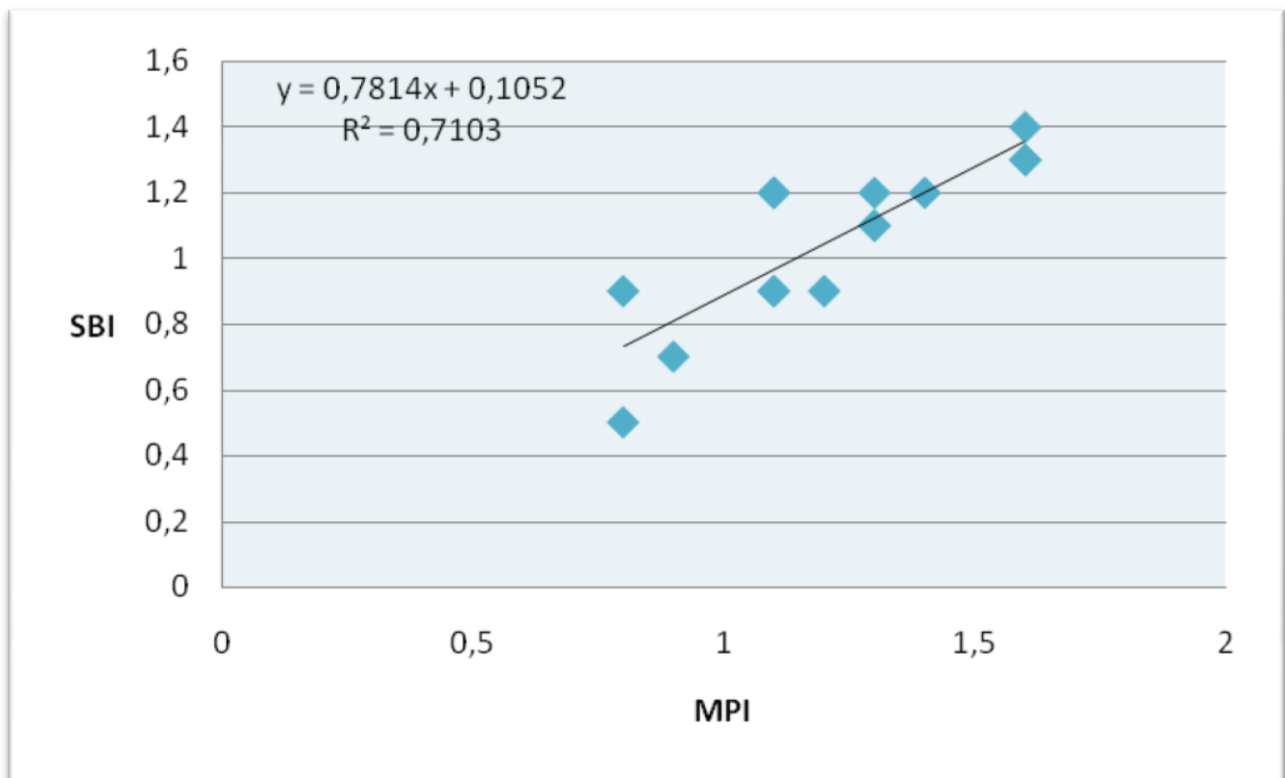
In particolare, nella passivazione con metodica tradizionale si è ottenuto  $R=0,8428$  (Grafico 4.1) e nella metodica innovativa si è ottenuto  $R=0,7394$  (Grafico 4.2).



**Grafico 4.1 - Correlazione delle misurazioni degli indici di placca MPI e di sanguinamento modSBI: followup a 36 mesi.**



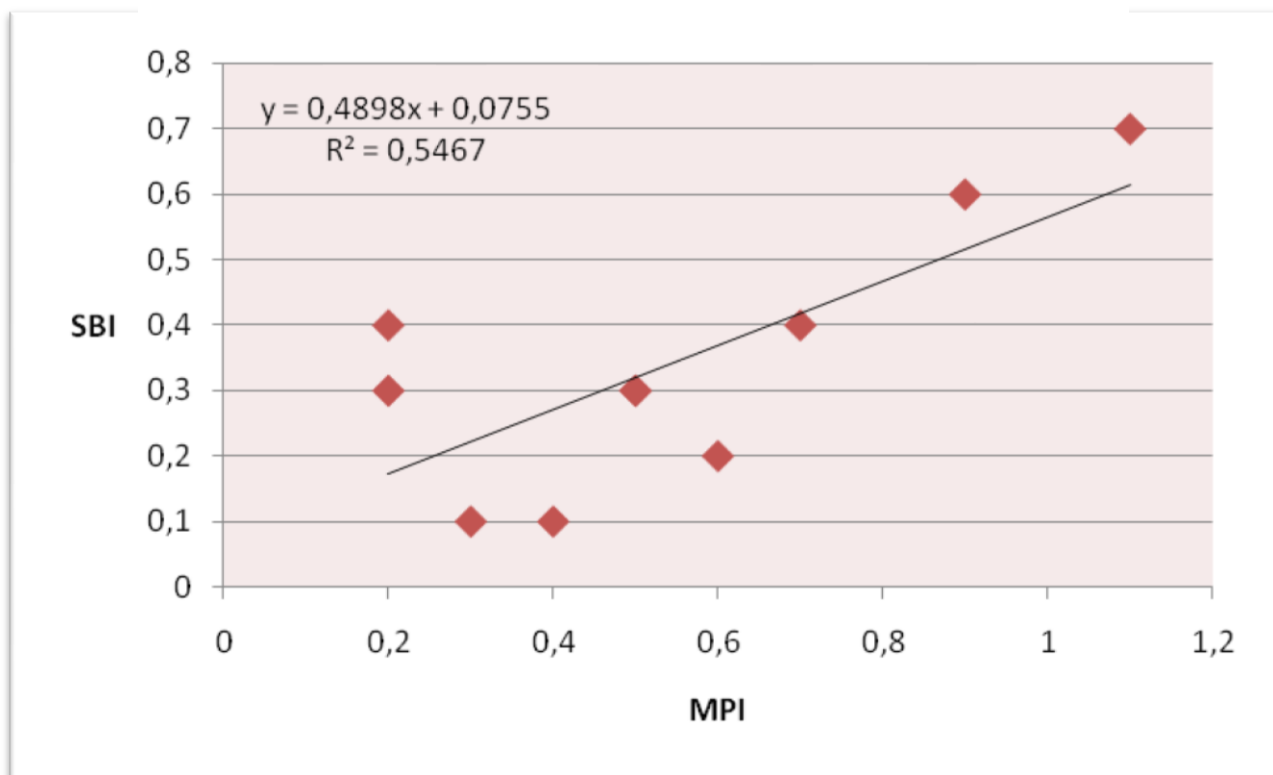
### **PASSIVAZIONE CON METODICA TRADIZIONALE**



**Grafico 4.2 - Correlazione delle misurazioni degli indici di placca MPI e di sanguinamento modSBI: followup a 36 mesi.**



### **PASSIVAZIONE CON METODICA INNOVATIVA**



## 5. DISCUSSIONE

Per garantire la durata nel tempo dell'osteointegrazione la protesi su impianti deve rispettare due requisiti fondamentali:

- Precisione del fit
- Passività

La precisione del fit significa che la protesi deve garantire una corretta chiusura marginale sull'abutment. Lo scopo è quello di limitare l'infiltrazione batterica e la conseguente reazione infiammatoria che si genera a livello dei tessuti molli e duri periimplantari.

Nello stesso tempo, la travata protesica dovrebbe avere un'inserzione passiva sugli abutment; si devono cioè limitare le trazioni sugli impianti e dunque sul tessuto osseo.

In assenza, quindi, di funzione dell'apparato stomatognatico (mandibola in rest position) nessuna forza dovrebbe essere applicata agli impianti dentali.

Tuttavia, nella realtà clinica passività e precisione del fit sono due caratteristiche difficili da ottenere contemporaneamente. Il numero dei passaggi clinici e di laboratorio e i differenti materiali utilizzati nella realizzazione delle protesi implantari sono responsabili di deformazioni e quindi di errori che sono difficili da prevedere e controllare.

Tanto più la travata protesica tende alla passività tanto più diminuisce la precisione marginale e viceversa tanto più la

travata protesica è precisa tanto meno essa risulta passiva ed il clinico avverte elevata frizione sui monconi durante l'inserzione. Questa frizione si traduce in una forza costante che viene applicata sull'interfaccia osso-impianto e che si viene a sommare ai carichi masticatori: tale forza viene definita precarico (preload).

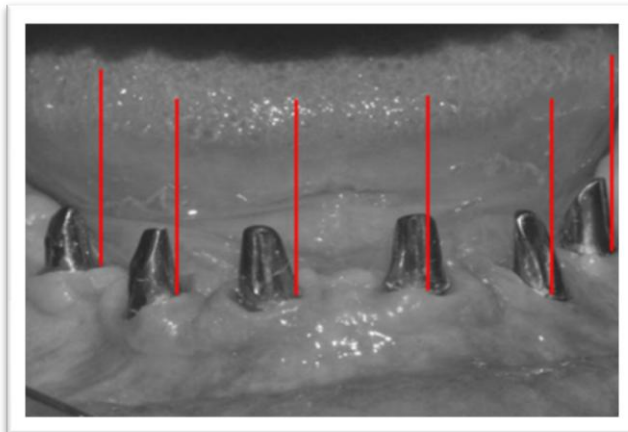
Bisogna quindi adottare una metodica che sia in grado di garantire un buon bilanciamento tra passività e precisione del fit, limitando le possibilità di generare un preload potenzialmente dannoso.

Tra le numerose procedure clinico-tecniche utilizzate per la passivazione delle protesi fisse a sostegno implantare, l'impiego delle cappe auro-galvaniche rappresenta una metodica diffusa e validata dalla Letteratura Internazionale. Tuttavia, questa metodica presenta l'inconveniente di invadere lo spazio parodontale con diverse strutture: la cappa aurogalvanica (AGC), la travata metallica sovrastante, il cemento che le unisce ed il rivestimento estetico.

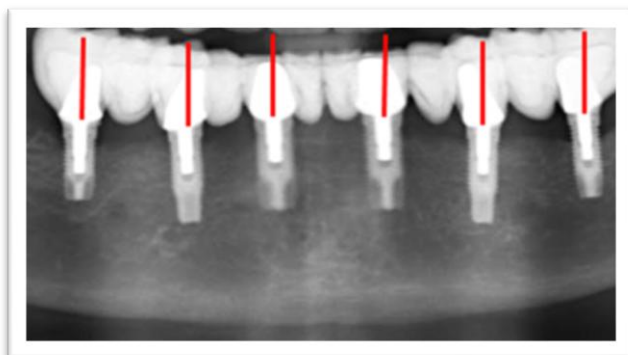
Per ovviare a tale inconveniente, è stata messa a punto una nuova procedura con lo scopo di ridurre l'invasione dell'ampiezza biologica e di ottenere manufatti protesici estetici che rispettano la biologia dei tessuti periimplantari.

L'elemento chiave è rappresentato dalla travata metallica che viene realizzata con margine accorciato e posizionato almeno 2 mm coronale rispetto al margine della cappa galvanica. Di

conseguenza il sottile bordino della AGC rappresenta l'unico elemento di chiusura marginale della protesi. Al vantaggio biologico e funzionale si somma anche la possibilità di ottenere riabilitazioni protesiche con caratteristiche estetiche elevate, grazie all'effetto di camouflage garantito dal sottile bordino



**Fig. 5.1 – Utilizzo dei monconi fresabili: in rosso l'asse d'inserzione della protesi**



aureo seguito dall'emergenza del materiale di

**Fig. 5.2 – Controllo radiografico del fit: in rosso l'asse di inserzione della protesi**

rivestimento. Inoltre, la tecnica ha il vantaggio di poter eseguita con tutti i sistemi implantari che prevedono l'utilizzo dei monconi fresabili per la protesi fissa cementata. L'utilizzo dei monconi fresabili è indispensabile per poter compensare anche i più piccoli disparallelismi presenti tra i diversi impianti posizionati ed individuare un'asse comune di inserzione della travata protesica (figg. 5.1 e 5.2). Dopo che l'incollaggio

intraorale è stato effettuato, tutte le cappe AGC presenti possono in questo modo calzare liberamente e sigillare a 360° la spalla dei monconi.

Per quanto riguarda la travata metallica il clinico ed il tecnico possono scegliere il metallo da utilizzare per la fusione o per la fresatura a controllo numerico CAD-CAM. In particolare, il titanio (di grado 4 nel caso della fusione o di grado 5 nel caso del CAD-CAM) offre diversi vantaggi inclusa una maggiore biocompatibilità ed una riduzione di incidenza dei fenomeni allergici. Naturalmente possono anche essere anche utilizzate le leghe preziose, ma oltre ad essere più costose esse sono caratterizzate da una minore resistenza e quindi la travata in questi casi deve essere progettata con volume e peso maggiori.

I risultati preliminari ottenuti in questa ricerca hanno dimostrato una migliore capacità delle protesi realizzate con questa metodica nell'aiutare a mantenere la salute dei tessuti periimplantari rispetto alle protesi cementate relizzate con tecnica tradizionale.

Infine, i risultati della correlazione tra gli indici di placca MPI e di sanguinamento modSBI sono in accordo con i risultati riportati da Sorensen (1989) e da Weber *et al.* (2006), dimostrando che un accumulo di placca ha condotto in entrambi i gruppi di pazienti ad un aumento della risposta infiammatoria del tessuto periimplantare.

In questo studio retrospettivo per il confronto tra le due metodiche di passivazione della protesi non si è presa in

considerazione la profondità di sondaggio periimplantare. Infatti, la variazione di questo parametro è fondamentale legata alle caratteristiche morfologiche del design del modulo crestale (collo) dell'impianto utilizzato e di conseguenza il design e la strategia costruttiva della protesi assume solo un ruolo secondario.

Un limite della metodica presentata è al momento rappresentato dal cemento per la fase di incollaggio intraorale (Nimetic cem; 3M ESPE, Seefeld, Germany), perchè non resiste al di sopra dei 120°C. Per questa ragione il rivestimento estetico è stato realizzato in ceramica ibrida (Estenia; Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan). In futuro, lo sviluppo di altri materiali per l'incollaggio permetterà probabilmente di superare questo limite e consentire l'utilizzo delle ceramiche a basso punto di fusione.

## **6. CONCLUSIONE**

La metodica innovativa di passivazione con cappe aurogalvaniche AGC per la protesi cementata sostenuta da impianti permette di ottenere precisione, passività ed estetica con una riduzione dei tempi di lavorazione. La semplificazione e la standardizzazione dei passaggi clinici e di laboratorio limitano il numero dei materiali utilizzati e degli errori. Inoltre, tale procedura assicura al paziente la possibilità di mantenimento di un buon livello di salute parodontale dei tessuti periimplantari con risultati superiori a quelli delle metodiche tradizionali.



## **7. PROSPETTIVE FUTURE**

In futuro, la tecnica di passivazione innovativa presentata potrà essere inserita all'interno di protocolli operativi che si baseranno sull'impronta digitale e sull'utilizzo di modelli virtuali generati da software di progettazione CAD. Successivamente tramite i fresatori a controllo numerico CAM sarà possibile inviare al clinico direttamente i monconi, le cappe aurogalvaniche AGC, la travata metallica fresata e passiva pronta per l'incollaggio intraorale ed i provvisori. Si potranno, quindi, ulteriormente ridurre i tempi ed i costi operativi e gli errori legati all'utilizzo di numerosi materiali sia nelle fasi cliniche che di laboratorio.

## 8. BIBLIOGRAFIA

1. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:444-54.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986 Summer;1:11-25.
3. Albrektsson T. Hard tissue implant interface. *Aust Dent J.* 2008;53 Suppl 1:S34-8.
4. Aparicio C. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Branemark implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:614-8.
5. Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994;14:404-19.
6. Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J.* 2008;19:358-63.

7. Berger JC, Driscoll CF. Rehabilitation of a spark erosion prosthesis: a clinical report. *J Prosthodont*. 2006;15:113-6.
8. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14:251-62.
9. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater*. 1992;10:153-201.
10. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res*. 1999;13:99-119.
11. Canay S, Akça K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dent*. 2009;18:239-48.
12. Ce Misch. *Contemporary implant dentistry*. 2000. Elsevier-Mosby, St Louis, US.
13. Ce Misch. *Dental implant prosthetics*. 2005. Elsevier-Mosby, St Louis, US.
14. Clelland NL, van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:793-9.

15. Di Felice R, Rappelli G, Camaioni E, et al: Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an in vitro retention study. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:108-13.
16. Gross M, Laufer BZ. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil.* 1997;24:863-70.
17. Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J.* 2008;53 Suppl 1:S60-8.
18. Hebel KS, Gajjar RC. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77:28-35.
19. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent.* 2003;89:346-51.
20. Hellden LB, Derand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:190-6.

21. Hellden LB, Ericson G, Olsson CO. The Cresco Bridge and implant concept: presentation of a technology for fabrication of abutment-free, passively fitting superstructures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:89-94.
22. Hjalmarsson L, Ortorp A, Smedberg JI, Jemt T. Precision of Fit to Implants: A Comparison of Cresco and Procera(R) Implant Bridge Frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009 Apr 23. [Epub ahead of print]
23. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, et al: Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993;69:503-9.
24. Janda R, Roulet JF, Latta M, Damerau G. Spark erosion as a metal-resin bonding system. *Dent Mater*. 2007;23:193-7.
25. Jemt T, Back T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont* 1999;12:209-15.
26. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:172-80.

27. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil* 1995;22:557-64.
28. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, et al: Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999;81:7-13.
29. Karl M, Rosch S, Graef F, et al: Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent*. 2005;93:324-30.
30. Kohn DH. Overview of factors important in implant design. *J Oral Implantol*. 1992;18:204-19.
31. Kökat AM, Cömert A, Tekdemir I, Akkocaoğlu M, Akça K, Cehreli MC. Human ex vivo bone tissue strains around immediately-loaded implants supporting mandibular fixed prostheses. *Implant Dent*. 2009;18:162-71.
32. Longoni S, Sartori M, Ariello F, et al: M. Passive definitive fit of bar-supported implant overdentures. *Implant Dent*. 2006;15:129-34.
33. Longoni S, Sartori M, Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent*. 2004;91:595-8.

34. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2009;9:61-71.
35. McCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent* 1993;70:17-20.
36. Mericske-Stern R. Prosthetic considerations. *Aust Dent J.* 2008;53 Suppl 1:S49-59.
37. Mombelli A, van Oosten M., Schurch E. Jr, Lang NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated failing titanium implants. *Oral Microbiology and Immunology.* 1987; 2:145–151.
38. Pietrabissa R, Contro R, Quaglini V, et al: M. Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *J Biomech.* 2000;33:1489-95.
39. Pietrabissa R, Baena R. *Introduzione alla biomeccanica per l'implantologia dentale.* 2002.
40. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:425-31.
41. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:425-31.
42. Rubeling G. New techniques in spark erosion: the solution

to an accurately fitting screw-retained implant restoration. *Quintessence Int* 1999;30:38-48.

43. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001;10:85-92.
44. Santos MD, Pfeifer AB, Silva MR, Sendyk CL, Sendyk WR. Fracture of abutment screw supporting a cemented implant-retained prosthesis with external hexagon connection: a case report with sem evaluation. *J Appl Oral Sci*. 2007;15:148-51.
45. Schneider A, Kurtzman GM, Silverstein LH. Improving implant framework passive fit and accuracy through the use of verification stents and casts. *J Dent Technol* 2001;18:23-5.
46. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:156-8.
47. Simon H, Yanase RT. Terminology for implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:539-543.
48. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989; 62: 264–269.
49. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent*. 2003;12:306-17.
50. Stumpel LJ 3rd, Quon SJ. Adhesive abutment cylinder



- luting. *J Prosthet Dent* 1993;69:398-400.
51. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JJ, et al: Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993;6:346-63.
  52. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9:257-70.
  53. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003;89:186-92.
  54. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* 2009;101:359-71
  55. Weber HP, Cochran DL. The soft tissue response to osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1998;79:79-89.
  56. Weber PH, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement-and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Impl Res.* 2006;17:375-379.
  57. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999;12:167-78.