

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Prestazioni meccaniche a fatica
di un impianto dentale sperimentale**

**Rossella Bedini (a), Giorgio De Angelis (a), Alessandro Fasano (a),
Marco Tallarico (b), Rosario Ielapi (b), Luciano Pacifici (b)**
(a) Laboratorio di Ingegneria Biomedica, Istituto Superiore di Sanità, Roma
*(b) Cattedra di Clinica Odontostomatologica, Facoltà di Medicina e Chirurgia,
Università degli Studi di Roma "La Sapienza"*

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

01/10

Istituto Superiore di Sanità

Prestazioni meccaniche a fatica di un impianto dentale sperimentale.

Rossella Bedini, Giorgio De Angelis, Alessandro Fasano, Marco Tallarico, Rosario Ielapi, Luciano Pacifici
2001, 29 p. Rapporti ISTISAN 01/10

Questo studio descrive le prestazioni meccaniche a fatica di un impianto dentale sperimentale a espansione nel terzo medio. Prototipi di impianti dentali sperimentali sono stati costruiti di titanio grado medicale e la parte apicale di ogni prototipo è stata immobilizzata in resina per 13 mm, come se fosse inserita in osso. Una macchina servoidraulica per test a fatica è stata utilizzata per applicare carichi adeguati per mezzo di un punzone metallico di forma cilindrica con una punta arrotondata del diametro di 0,5 mm. Sono state seguite le procedure di prova indicate nella CEN/TC55 del febbraio 1994 nell'ambito della ISO/TC 106/SC 8 Dentistry. Tutti i campioni sono stati soggetti alla procedura completa del test. Soltanto uno è risultato integro alla fine delle prove. Le fratture osservate negli altri campioni forniscono le indicazioni per effettuare le modifiche all'impianto sperimentale.

Parole chiave: Impianto dentale sperimentale, Prove meccaniche a fatica

Istituto Superiore di Sanità

Mechanical fatigue performance of an experimental dental implant.

Rossella Bedini, Giorgio De Angelis, Alessandro Fasano, Marco Tallarico, Rosario Ielapi, Luciano Pacifici
2001, 29 p. Rapporti ISTISAN 01/10 (in Italian)

This study describes the mechanical fatigue performance of an experimental dental implant to expansion in the third middle. Experimental dental implant prototypes were manufactured of medical grade titanium and the apical end of each prototype was vertically embedded in epoxy-resin material up to 13 mm, the point it would reach if used in a real bone. A servohydraulic fatigue testing machine was used to apply a sufficient loading with a cylindrical metallic press with a rounded point tip of 0.5 mm diameter. Testing procedures have been executed according to the draft proposal CEN/TC55 February 1994, developed within ISO/TC 106/SC 8 Dentistry. All specimens have been subjected to complete testing procedure. At the end of tests, only one, free from cracks, is resulted. The observed fractures in other specimens have showed the modifications to make in experimental dental implant design.

Key words: Experimental dental implant, Mechanical fatigue tests

Il rapporto è disponibile online nel sito di questo Istituto: www.iss.it.

INDICE

Introduzione	1
1. L'implantologia	3
1.1. Storia dell'implantologia	3
1.2. Fisiologia del tessuto osseo	6
1.2.1. Cenni di anatomia	6
1.2.2. Concetti di osteointegrazione.....	7
1.2.3. Effetti delle forze compressive sul tessuto osseo.....	8
1.2.4. Riscaldamento del tessuto osseo.....	8
2. Il titanio	9
2.1. Il titanio in odontoiatria	9
2.2. Proprietà fisiche e meccaniche	10
3. Indagine sperimentale	12
3.1. Progettazione e realizzazione	12
3.2. Fasi di realizzazione del prototipo	14
4. Prove meccaniche di resistenza a fatica	17
4.1. Introduzione.....	17
4.2. Materiali e metodi.....	18
4.3. Risultati	21
4.3.1. Analisi macroscopica.....	21
4.3.2. Analisi dei dati.....	21
4.3.3. Analisi radiografica	21
4.3.4. Analisi microscopica	22
4.4. Discussione.....	23
4.5. Conclusioni.....	24
Bibliografia	27

INTRODUZIONE

Secondo la definizione della normativa UNI EN 1642 (1), un impianto dentale è un dispositivo progettato per essere collocato chirurgicamente all'interno del o sull'osso mandibolare o mascellare per fornire resistenza allo spostamento di una protesi dentale.

Il carico protesico precoce o imillimetriadiato è attualmente oggetto di numerosi studi. Ad oggi il periodo medio di attesa per la protesizzazione su impianti si attesta attorno ai quattro mesi per la mandibola e sei mesi per il mascellare superiore. La progettazione di un impianto che supporti un carico imillimetriadiato nasce dal desiderio di ridurre al minimo i tempi di realizzazione implantoprotesica.

La fisiologia ci insegna che nessuna struttura è migliore di quella anatomica, da qui l'esigenza di disegnare un impianto che riproducesse, nella sua configurazione geometrica, la forma globosa delle radici dentarie. È in quest'ottica che è nata l'idea di un impianto ad espansione nel terzo medio. La geometria di questo impianto è particolarmente indicata nei casi di stabilità primaria non sufficiente (tessuto osseo spongioso) o nell'implantologica post-estrattiva.

La caratteristica espansione dell'impianto proposto, permette un ancoraggio meccanico alla cavità alveolare residua, favorendone il carico protesico imillimetriadiato o precoce.

Un impianto endosseo ad espansione apicale è stato già ideato e commercializzato. La ditta produttrice assicura che il meccanismo ad alto ancoraggio al tessuto osseo, stimoli l'osteogenesi e permetta di caricare immediatamente l'impianto medesimo (2, 3).

L'effetto espansivo dell'impianto determina principalmente un'azione ritentiva sulle pareti ossee ottenuta mediante forze di natura compressiva. Alcuni autori hanno dimostrato che il carico protesico precoce può essere causa di mancata osteointegrazione (4). Tuttavia, la maggior parte degli autori concorda con l'opinione che la stabilità primaria dell'impianto è uno dei fattori determinanti nel garantire un'adeguata osteointegrazione.

Prima di produrre in serie un sistema implantare è necessario elaborare una serie di componenti e modificarli nel corso della sperimentazione, al fine di verificarne l'idoneità ai requisiti imposti dalle normative vigenti (UNI EN 1642); gli impianti dentali sperimentali sono realizzati manualmente al tornio.

Le ditte produttrici hanno messo a punto delle apparecchiature dedicate alla produzione di impianti dentali, coordinate da sistemi computerizzati all'avanguardia nel settore, che sono in grado di produrre da dieci a venti impianti dentali, per ogni ora lavorativa. L'intento del fabbricante è di ottenere il maggior numero di componenti meccanici nel minor tempo possibile, riducendo i costi di gestione.

Indipendentemente dalle tecniche di realizzazione adottate, il prodotto finito deve ottenere il marchio CE prima di essere commercializzato nel mercato europeo.

Lo scopo di questo lavoro è progettare, realizzare e sperimentare in vitro l'impianto ad espansione nel terzo medio. L'efficacia del sistema proposto è stata valutata per mezzo di una prova di funzionalità e di un test dinamico di resistenza a fatica, accettato dal CEN (Comité Européen de Normalisation).

La realizzazione di un impianto dentale non può prescindere dalla conoscenza dei concetti fondamentali di anatomia e fisiologia dei tessuti perimplantari e dei principi generali dell'osteointegrazione; nonché, dalla comprensione delle proprietà generali del titanio e delle basi fondamentali della biomeccanica. È in quest'ottica che è stato strutturato e sviluppato il presente studio.

1. L'IMPLANTOLOGIA

1.1. Storia dell'implantologia

Nel museo Archeology and Ethnology dell'Università di Harvard, negli Stati Uniti, è conservato il primo vero reperto implantologico di cui la civiltà moderna possiede prova. Risale all'epoca dei Maya (900 d.C.). Il merito di questa scoperta è da attribuire al professor Bobbio, di San Paolo del Brasile (5). Il reperto è costituito da una mandibola umana in cui sono state impiantate tre conchiglie. Questa scoperta testimonia come la tecnica implantologica fosse già affermata in questa civiltà.

L'eccellenza del ritrovamento sta nella lavorazione delle conchiglie che sono state opportunamente scelte e sagomate. Di notevole importanza è lo studio radiografico del reperto che mostra chiari segni di un'avvenuta osteointegrazione. Questo dimostra che si è di fronte ad un intervento eseguito in vita e non di un ornamento *post-mortem*.

Si deve attendere l'inizio del XIX secolo per avere testimonianza del primo impianto metallico, completamente realizzato in oro che consisteva di una struttura a tre parti, inserite separatamente all'interno dell'osso, con un sistema abbastanza elaborato (6).

La prima definizione di implantologia si ebbe nel 1856, con Younger, che la definì come un intervento che permette di costruire un alveolo in un mascellare, sia nel posto dove già ne esisteva un altro, chiusosi nel tempo, sia in una zona nuova, che mai aveva ospitato un dente, per impiantarne.

I primi impianti in porcellana, a forma di radice piena, furono realizzati a partire dal 1891 con Hillicher (7).

Il primo autore a parlare di impianti sommersi fu Greenfield nel 1909. Questo concetto è oggi molto sentito da parte dell'implantologia moderna. L'impianto si componeva di una griglia di platino iridiato. La tecnica chirurgica ne prevedeva l'inserzione nell'alveolo residuo e la sua successiva chiusura. Grazie agli studi di Greenfield, questo concetto innovativo fu ripreso dalla scuola svedese di Goteborg.

Altri tentativi di realizzare impianti in materiali alloplastici si ebbero nel 1931 con Fhlor che realizzò un impianto in resina con geometria a vite. L'innovazione portata da Fhlor fu nell'uso del maschiatore nella preparazione del sito impiantare.

Nel 1939, con l'impianto a vite piena di Strock (8), realizzata interamente in acciaio, ebbe inizio un importante periodo che ha condotto all'implantologia moderna.

Nel 1941, Formiggini realizzò la prima vite cava in acciaio.

Dalle opere di questi ammirabili pionieri, si susseguirono numerose modifiche e perfezionamenti. Nel 1962, Chercheve, da un modello di Formiggini, creò un impianto endosseo in vitallio a doppia elica, costituito di una lega biocompatibile di cromo e cobalto (9).

Nel 1960, Muratori ideò una spirale cava in titanio con due pilastri verticali. Progettò un sistema impiantare per creste ossee particolarmente sottili, definito impianto intermedio. Introdusse, inoltre, il concetto di vite di fissaggio per la protesi (10-13).

A dominare gli anni cinquanta fu la controversia tra i sostenitori delle viti piene e quelli delle viti cave. Nello stesso periodo, Linkow sviluppò gli impianti a lama (14-16) e Scialom quelli ad ago (17).

Unitamente allo sviluppo e alla diffusione degli impianti endossei, ci fu quello dei sistemi iuxtaossei e di altri metodi, oggi completamente abbandonati. Con un panorama così ampio di

impianti, si rese necessario fare ordine, classificando i diversi sistemi in base alle specificità d'utilizzo clinico e alle variabili morfologiche.

Nel 1975 fu redatta la prima classificazione italiana degli impianti alloplastici in metallo, per opera di De Michelis, Modica e Barlotta (6).

Gli autori suddivisero gli impianti in:

- iuxtaossei (totali o parziali);
- iuxta-endossei;
- endossei: a spirale; cava; piena; mista; a lama; ad ago; ad ansa.

Nel giugno 1988 il National Institute Dental Research (NIDR), insieme ai National Institutes of Health (NIH), l'Office of Medical Applications of Research (OMAR) e la Food and Drug Administration (FDA), convocò una conferenza per approfondire, nella sua interezza, l'argomento implantologia. Al termine dei lavori fu elaborata la seguente classificazione dei sistemi implantari:

- impianti endossei: a vite, a lama;
- impianti subperioste: completi, unilaterali, circonferenziali;
- impianti transossei: a graffetta, a perno singolo, ad ago;
- impianti intramucosi;
- impianti endodontici;
- sostituti d'osso.

Attualmente gli impianti più utilizzati sono a quelli a vite, autofilettante e non filettata. La maggior parte degli autori è a favore delle prime. La tecnica chirurgica prevede l'avvitamento dell'impianto nella struttura ossea preparata. Con questo procedimento si garantisce un grado idoneo di stabilità primaria, di fondamentale importanza in questo tipo di chirurgia.

Il concetto di osteointegrazione è stato introdotto per primo dalla scuola svedese, con il professor Brånemark. Negli anni Sessanta, studiando la microcircolazione nella fibula di coniglio, egli adoperò una micro-telecamera in titanio con risultati sorprendenti. A distanza di alcune settimane notò un'osteointegrazione tra la telecamera e il tessuto osseo.

L'indagine istologica dell'epoca non consentiva un accurato studio sul tipo di ancoraggio all'osso e quindi, i criteri per valutare il successo implantare si basavano sulla stabilità medesima. La scuola svedese definì l'osteointegrazione come un processo grazie al quale si ottiene e si mantiene nell'osso una fissazione rigida, clinicamente asintomatica, di materiale alloplastico durante il carico funzionale (18).

Questa definizione fu sconcertante in un consesso scientifico ancora scettico, secondo cui l'impianto orale doveva inglobarsi solo nei tessuti molli (osteofibrointegrazione), non garantendo la necessaria stabilità. Fu lo stesso Brånemark, con i suoi esperimenti sull'integrazione ossea negli animali nel 1952 e sulla mandibola umana nel 1965, a far vacillare una così rigida torre di distorte convinzioni (19, 20).

Un altro famoso ricercatore definì l'osteointegrazione come il contatto diretto tra il tessuto osseo vitale e la superficie di un impianto dentale, senza interposizione di tessuti molli (21).

Alcuni ricercatori supportarono definitivamente il concetto di osteointegrazione, fornendo le prime microfotografie istologiche (22-24).

L'osteointegrazione, tuttora, non può in nessun caso essere definita come una peculiarità comune a tutti gli impianti, né è verosimile che si verifichi in modo analogo in ogni singolo caso.

Altri ricercatori resero noti i principi fondamentali da rispettare onde poter garantire un'efficace osteointegrazione (25):

- biocompatibilità;
- forma;

- condizioni di superficie dell'impianto;
- stato del sito implantare;
- tecnica chirurgica di inserimento;
- condizioni di carico applicate successivamente.

Allo scopo di aumentare la superficie di contatto tra impianto ed osso, in modo da garantire un maggior grado di osteointegrazione, sono state proposte differenti tecniche di microtrattamento della superficie esterna. La sabbiatura con allumina (Al_2O_3), i rivestimenti di idrossilapatite e Titanium Plasma Sprayed (TPS) sono i trattamenti più diffusi. Recentemente sono state proposte tecniche di mordenzatura con acidi forti, associate a tradizionale sabbiatura (Sand-blasted Large-grid Acid-etched abbreviato in SLA) (26).

Altre tecniche rivolte a perseguire gli stessi scopi prevedono la possibilità di modificare il disegno geometrico dell'impianto. Sono nate a questo proposito delle viti, filettate o lisce, variamente modificate dalla presenza di fori sulla superficie implantare.

Sono stati proposti fori passanti, che attraversano completamente l'impianto o rimangono superficiali. La maggior parte degli impianti presenta queste caratteristiche a livello del terzo apicale della vite. Alcune ditte hanno proposto degli impianti con fori passanti disposti fino al terzo coronale. Una buona percentuale di insuccessi in implantologia, con impianti di questo tipo, deriva proprio dalla possibilità di contaminazione batterica a livello dei fori in questa sede. Il danno che ne consegue si traduce in una perimplantite che può portare alla perdita dell'impianto (27).

Altre caratteristiche che differenziano gli impianti sono la geometria della porzione coronale (collo dell'impianto) e le modalità di connessione con la struttura protesica.

A prescindere dal disegno geometrico, la maggior parte degli autori sono concordi nel realizzare un collo liscio, così da favorire la guarigione dei tessuti molli, e ridurre il rischio di colonizzazione batterica (28, 29). Tuttavia, il collo liscio non favorisce l'osteointegrazione, venendosi a creare in queste aree una zona di riassorbimento. La soluzione ottimale sarebbe quella di limitare la zona non trattata e non filettata a pochi millimetri.

Le modalità di connessione dell'impianto con il moncone prevedono, poi, un'ulteriore suddivisione tra impianti monofasici e bifasici.

I primi non necessitano di collegamento poiché, impianto e moncone protesico, sono forgiati in un unico elemento. Questo sistema, oltre a prevedere una ridotta componentistica protesica, elimina un punto di minore resistenza, presente invece negli altri impianti: la vite che collega il moncone protesico all'impianto; infatti, parte degli insuccessi in implantologia si verifica a seguito della frattura di questa vite.

Gli impianti bifasici, di gran lunga più diffusi, prevedono diversi sistemi di connessione con il pilastro o con il restauro protesico.

Alcune ditte prevedono la realizzazione di impianti con un sistema di connessione antirotazionale, dotato di un esagono esterno o interno. Delle case produttrici hanno proposto un sistema di connessione di tipo conico, che garantisce un ottimo sigillo marginale tra impianto e moncone protesico. Altre ditte adottano un sistema composto di un esagono interno unitamente ad una porzione a geometria conica. L'unione di questi due sistemi permette di ottenere notevoli vantaggi durante le fasi di presa dell'impronta, propri del sistema esagonale, mantenendo sempre le buone capacità di sigillatura, proprie del sistema conico.

Negli ultimi anni sono state proposte alcune innovazioni al fine di migliorare i risultati estetici e funzionali delle riabilitazioni protesiche su impianti. A tale scopo il protocollo protesico della Nobel Biocare prevedeva, sin dall'inizio, l'utilizzo di un componente intermedio avvitato all'impianto, il pilastro protesico. Negli ultimi anni si sono sviluppati e affermati i componenti che prevedono la cementazione della riabilitazione protesica. L'utilizzo di tali componenti consente di realizzare pilastri individuali, capaci di essere preparati, per morfologia

e dimensioni, per ogni caso clinico, rispettando sempre i tessuti perimplantari. La Nobel Biocare, ha recentemente introdotto una tecnica per la realizzazione di pilastri protesici individuali in lega di titanio, per mezzo di CAD/CAM.

1.2. Fisiologia del tessuto osseo

1.2.1. Cenni di anatomia

L'osso è un tessuto anatomico costituito da elementi di natura organica ed inorganica, organizzati in una struttura, i cui fondamenti sono: minimo peso, unito alla massima resistenza alla trazione, capacità di rimodellamento dinamico per adattarsi alle condizioni organiche e ridotta elasticità. Nel 1985, Lekholm e Zarb classificarono il tessuto osseo suddividendolo in quattro diversi tipi come descritto in Tabella 1 (29).

Tabella 1. Classificazione del tessuto osseo

Tipo	Caratteristiche
I	Osso molto compatto e poco vascolarizzato
II	Struttura ossea compatta, buona midollare
III	Poca compatta ossea, molta midollare
IV	Poca compatta ossea, scarsa midollare

L'architettura di base consta di una parte periferica di osso compatto, rivestita da una particolare membrana, il periostio, e da una porzione centrale o spongiosa, con presenza di lacune e trabecolature midollari. Le proprietà fisiche del tessuto osseo derivano dalla sua composizione lamellare. Il tropismo cellulare è assicurato dalle membrane di rivestimento, che ospitano nel loro strato più interno le cellule osteoprogenitrici, mentre la periferia è oligocellulare, ma ricca in vasi e fibre collagene.

Le cellule ossee hanno due precursori: gli osteoblasti e gli osteociti che sono cellule osteoformatrici e derivanti da elementi di natura mesenchimale; gli osteoclasti, deputati alla fagocitosi ossea, hanno precursori ematici quali le cellule mononucleate.

La formazione ossea attiva, espletata dagli osteoblasti, si realizza tramite l'elaborazione di matrice ossea, sostanza osteoide, costituita da collagene tipo uno, proteoglicani e glicoproteine che vanno successivamente incontro alla mineralizzazione.

Gli osteociti rappresentano dei blasti in fase quiescente, rimasti intrappolati durante la mineralizzazione del tessuto osteoide, in vere e proprie lacune ossee. La loro presenza è sinonimo di vitalità tessutale (30).

Gli osteoclasti hanno un'origine mononucleare ematopoietica e appartengono al sistema monocito-fagocitico. La loro attività principale è il riassorbimento dell'osso mineralizzato e/o della cartilagine. Trovano spazio nelle lacune di Howship e sono modulati dall'attività dei blasti ossei.

Analizzando al microscopio elettronico a scansione una sezione di tessuto osseo, si osserva un fitto sistema canalicolare, responsabile della diffusione dei nutrienti dalle regioni endoperiostali. Tali canali, in cui sono contenute anche strutture nervose, sono i canali di Havers, a decorso longitudinale ed intersecati da omologhe strutture perpendicolari, detti canali di Volkman.

L'unità di base, comprensiva di ceppi cellulari blastici e clastici, zone lacunari e sistemi canalicolari, ha forma cilindrica e prende il nome di osteone. La matrice organica è costituita di collagene (90%) e sostanze non collagene (osteocalcina, proteoglicani e fosfoproteine).

Importante componente proteica, in relazione alla crescita e allo sviluppo osseo, è la Matrix Growth Protein (MGP). Analoga funzione svolgerebbe la Bone Morphogenetic Protein (BMP), glicoproteina di 18.000 dalton. Un peso in percentuale variabile è dato dalla matrice calcificata, costituita principalmente di: fosfato di calcio (85%), carbonato di calcio (10%), carbonato di magnesio (1,5%), fluoruro di calcio (0,3%) e cloruro di calcio (0,2%).

La mineralizzazione è la fase di maturazione della componente inorganica. Si compone di un processo enzimatico a cascata, che inizia a partire dalla fosfatasi alcalina, prodotta dalle cellule ossee e coinvolta nella scissione degli esteri inorganici e dell'acido fosforico ematici, con conseguente precipitazione di fosfato di calcio insolubile. È il collagene a fungere da impalcatura base, ponte di reazione tra proteine osteospecifiche ed osso, per favorirne la mineralizzazione.

Possiamo differenziare una nucleazione iniziale del minerale, ed un accrescimento a partire da questo sito. Si tratta di fasi governate dalle vescicole della matrice, contenenti fosfolipidi, fosfatasi alcalina, ATPasi alcalina e pirofosfatasi. Il metabolismo osseo soggiace, oltre che alla funzione dell'organismo, anche al metabolismo generale.

1.2.2. Concetti di osteointegrazione

Si definisce osteointegrazione, il contatto diretto tra il tessuto osseo vitale e la superficie di un impianto dentale, senza interposizione di tessuti molli (31).

L'osteointegrazione implica un collegamento solido, diretto e durevole fra il tessuto osseo vitale e impianti in titanio, con geometria sagomata a vite. I requisiti fondamentali per ottenere una valida osteointegrazione sono stati codificati da Bränemark e dai suoi collaboratori, nei primi anni Ottanta, ed ancora oggi risultano validi (32, 33).

Fra i fattori determinanti l'osteointegrazione, il primo è rappresentato dalle caratteristiche del materiale utilizzato. Il titanio definito puro rappresenta il metallo, attualmente in commercio, con le migliori proprietà di integrazione al tessuto osseo.

Il secondo fattore, estremamente importante, è la geometria del sistema implantare. Il disegno dell'impianto deve essere tale da favorire la stabilità primaria dell'impianto nella fase di guarigione. La distanza ideale alla quale il tessuto osseo conserva un'elevata attività osteoblastica è di 200 micron. Uno spazio eccessivo fra la superficie dell'impianto e il tessuto osseo può consentire la migrazione di tessuto molle di proliferazione. La conseguenza è l'osteofibrointegrazione, ovvero, la guarigione per mezzo dell'interposizione di tessuto fibroso all'interfaccia fra osso e impianto. Gli impianti osteofibrointegrati, quando sottoposti all'azione di carichi masticatori, sviluppano una reazione infiammatoria perimplantare. La presenza di questo stato di infiammazione determina un eccessivo riassorbimento osseo, responsabile della diminuzione della funzionalità dell'impianto e in seguito della sua perdita (34).

Il terzo fattore fondamentale è costituito dall'impiego di una tecnica chirurgica di preparazione del sito implantare, definita gentile. Per ottenere una tecnica chirurgica ideale si dovrebbe sempre impiegare il set chirurgico dedicato per il sistema implantare utilizzato. Ogni azione chirurgica dovrebbe essere eseguita sotto irrigazione con soluzione fisiologica.

La temperatura ideale per non surriscaldare eccessivamente l'osso, è di 39°C (la necrosi si raggiunge a temperature superiori ai 43°C).

Un protocollo standardizzato prevede l'impiego di un micromotore tarato a 2000 giri/min, durante la preparazione del sito implantare ed a 15/20 giri/min durante l'installazione (35, 36).

Il quarto punto, oggi al centro di un estremo interesse, è il tempo di attesa tra la fase chirurgica e la connessione con la struttura protesica. Bränemark ha definito i tempi di guarigione in sei mesi per il mascellare superiore e quattro mesi per la mandibola.

Il quinto fattore riguarda un concetto molto importante: la stabilità primaria del sistema implantare.

1.2.3. Effetti delle forze compressive sul tessuto osseo

Una qualsiasi struttura ad espansione, inserita in sede endossea, produce inevitabilmente una forza di tipo compressivo che determina un'alterazione dell'omeostasi del tessuto stesso.

La crescita ossea è direttamente proporzionale alle sollecitazioni di trazione e, entro certi limiti, anche a quelle compressive, mentre se queste ultime superano i valori limite di resistenza, si può verificare inibizione apposizionale e stimolazione del riassorbimento osseo.

Alcuni studiosi hanno dimostrato l'assenza di infezione, o perdita di tessuto osseo, intorno agli impianti sottoposti a forze laterali variabili tra i 250 e i 300 grammi al millimetro. La durata del carico è stata di 3 mesi (34).

Altri ricercatori, in uno studio istologico condotto su animali, hanno valutato, mediante l'azione di viti osteocompressione, la risposta ad un carico immediato del tessuto osseo di cane (33). Un totale di 8 impianti, due per quadrante, sono stati inseriti e valutati istologicamente dopo tre giorni in un cane e dopo tre mesi in un altro. Sono stati utilizzati impianti di 4 millimetri di diametro e 13 millimetri di lunghezza. Il secondo cane aveva due unità fissate a ponte. La protesi è stata messa immediatamente dopo il trattamento chirurgico in rapporto occlusale con gli antagonisti. Sul lato opposto, gli impianti sono stati collocati senza nessun rapporto di occlusione e valutati come controllo. Istologicamente, non è stata osservata nessuna necrosi dell'osso all'interfaccia di ognuno degli 8 impianti, in entrambi i periodi. I parametri clinici non hanno denunciato differenze fra le due tecniche implantoprotesiche. L'impianto valutato a tre mesi ha mostrato più del 50% di densità ossea sulla superficie perimplantare, rispetto agli impianti dello stesso disegno non caricati.

1.2.4. Riscaldamento del tessuto osseo

Il riscaldamento eccessivo del tessuto osseo, generato dagli strumenti rotanti utilizzati nella fase chirurgica, induce la necrosi cellulare, a strati incostanti, del sito implantare, con degenerazione degli elementi proteici. Gli esiti si riflettono sul potenziale di osteointegrazione del tessuto stesso, con arresto temporaneo o permanente della capacità di rigenerazione.

A livello sperimentale, è stata misurata la temperatura ossea a 0,5 mm di distanza dalla punta della fresa con refrigerazione esterna di soluzione fisiologica, durante la preparazione di una piastra "Richard", riscontrando una temperatura media di 89°C.

Il danno cellulare dipende non solo dalla temperatura, ma dal tempo d'applicazione. Dopo 1 minuto a 50°C la rigenerazione ossea circostante si blocca per quattro settimane circa. Temperature di 47°C per 1 minuto rallentano significativamente il processo di neoformazione ossea, mentre, con temperature di 44°C la formazione ossea non subisce alcuna compromissione (36).

Gli stessi autori hanno misurato la temperatura sviluppata durante l'inserimento dell'impianto utilizzando tecniche in accordo con i principi dell'osteointegrazione. La temperatura massima è stata di 33,8°C e non ha determinato alcun danno al tessuto osseo.

2. IL TITANIO

2.1. Il titanio in odontoiatria

Il titanio è particolarmente apprezzato in odontoiatria per la sua estrema leggerezza (pesa quattro volte meno dell'oro), la bassa conduttività termica (circa quattordici volte in meno dell'oro) e per la presenza di un modulo di elasticità simile a quello del tessuto osseo.

Questo permette l'assorbimento dei carichi masticatori, trasmessi al tessuto osseo, attraverso la struttura implantare, senza sviluppo di tensioni. Possiede, inoltre, ottime caratteristiche di durezza, robustezza e resistenza alla masticazione.

Queste condizioni sono fondamentali per il raggiungimento dell'osteointegrazione che è alla base dell'interazione impianto - tessuto osseo (37).

Secondo una standardizzazione internazionale il titanio viene identificato e classificato come indicato in Tabella 2.

Tabella 2. Classificazione del titanio

Forma	Lega	Normativa
I grado	Ti (0,15 Fe; 0,12 O ₂)	ASTM F 67 e ISO 5832-2
II grado	Ti (0,20 Fe; 0,18 O ₂)	ASTM F 67 e ISO 5832-2
III grado	Ti (0,25 Fe; 0,25 O ₂)	ASTM F 67 e ISO 5832-2
IV grado	Ti (0,30 Fe; 0,35 O ₂)	ASTM F 67 e ISO 5832-2
V grado	Ti (0,06 Al; 0,04 V)	ASTM F 136 e ISO 5832-3

Il titanio non libera sostanze tossiche, è resistentissimo ai processi chimici che avvengono naturalmente all'interno della bocca e non provoca allergie o alterazioni, igienicamente ed esteticamente rilevanti, a carico delle gengive più sensibili.

Le proprietà meccanico-fisiche e biologiche del titanio permettono un impiego universale di questo metallo per corone, ponti, scheletrati ed implantologia.

Il grado di titanio maggiormente impiegato in campo medico è il secondo. Il titanio di grado II è il materiale che unisce alle idonee proprietà fisiche, delle eccellenti caratteristiche di biocompatibilità e resistenza alla corrosione.

Tali caratteristiche sono legate in primo luogo alla formazione di una pellicola di rutilio (TiO₂) e di altri ossidi (TiO, Ti₂O₃, Ti₃O₄) sulla sua superficie (38). Tale pellicola è inerte ed estremamente omogenea, tenace e aderente e se asportata si rigenera autonomamente in un millisecondo. A tale pellicola di passivazione, si attribuisce anche l'azione batteriostatica del metallo e la facilità con la quale si può rimuovere placca e tartaro dalla sua superficie (39, 40).

Così si è cercato di incrementare la stabilità del film passivo e di ridurre il tasso di dissoluzione attraverso trattamenti di superficie perimplantari (polarizzazione anodica, lucidatura industriale con paste di Al₂O₃ con granulometria da 6 a 0,05 micron, passivazione con acido nitrico al 20-40%, trattamenti termici e di invecchiamento perimplantari, deposizione di nitrato di titanio o di plasma (41).

In condizioni ideali si è notato che il titanio è liberato in piccole quantità nei tessuti circostanti un impianto osseo integrato, senza danni di alcun tipo per alle cellule adiacenti (42).

Altri studi dimostrano che alla concentrazione di 1×10^{-7} g/ml le particelle di titanio di 1-3 micron non sono tossiche per gli osteoblasti, ma si assiste ad una riduzione dell'attività della loro fosfatasi alcalina. Non sembrano esserci effetti sulla maturazione e proliferazione di queste cellule, ma sembra che esista un effetto inibente la loro attività mineralizzante.

Le proprietà biomeccaniche del titanio sono:

- notevole resistenza alla corrosione;
- alto grado di biocompatibilità;
- basso coefficiente di espansione termica;
- assenza di proprietà magnetiche.

Una lega a base di titanio con il 4% di vanadio e il 6% di alluminio, particolarmente apprezzata per la sua durezza, è utilizzata in campo implantologico per la realizzazione delle componenti protesiche. L'alluminio migliora la durezza e riduce il peso specifico, migliorando il modulo di elasticità. Il vanadio migliora la durezza, riduce la conducibilità termica (circa il 50% in meno) ed aumenta la resistenza all'usura e alla fatica.

L'American Society for Testing and Materials (ASTM) definisce questa lega con la sigla ASTM F 136 e ISO 5832-3, conosciuta anche come titanio di grado V.

Gli impianti, realizzati in titanio, sono stati sottoposti a procedimenti di decontaminazione a plasma freddo. Questo permette di rimuovere qualsiasi impurità superficiale (residui della lavorazione industriale) che determinerebbero le premesse di una non corretta osteointegrazione.

2.2. Proprietà fisiche e meccaniche

Il titanio è stato scoperto in Inghilterra da William Gregor nel 1791. Il suo nome deriva dal greco (Titani: mitici giganti).

Ha una densità relativa di 4,5, fonde a 1677°C e bolle a 3277°C , ha una conducibilità termica molto bassa ($22 \text{ Wm}^{-1} \text{ K}^{-1}$). Presenta un'elevatissima resistenza meccanica (resistenza alla trazione pari a $730\text{-}950 \text{ N/cm}^2$) con un allungamento alla rottura pari al 12%. Il modulo di elasticità è relativamente basso e simile a quello dell'osso ($110\,000 \text{ N/cm}^2$). Le caratteristiche fondamentali di questo metallo sono l'elevata resistenza alla corrosione e l'alto grado di biocompatibilità.

Dal punto di vista chimico, di grande interesse è la sua reattività alle alte temperature, che crea enormi problemi di fusione, saldatura e di lavorazione. In natura si trova essenzialmente come biossido (TiO_2) in tre modificazioni polimorfe: rutilio, anatasio e brookite. E' contenuto nell'ilmenite (FeTiO_3) e nella titanite (CaSiTiO_5). Per preparare industrialmente il titanio si usa la reazione di riduzione del tetracloruro con sodio o con magnesio. Una volta ottenuta la sua forma spongiosa, è fuso in recipienti di grafite, utilizzando forni d'induzione e atmosfera di argon, oppure in forni ad arco voltaico, all'interno di recipienti di rame raffreddati.

Il titanio metallico allo stato solido ha una durezza Brinell di 120 e Vickers compresa tra i 167 e i 217 VHN, secondo le impurità presenti. E' stabile all'aria ma con concentrazioni di ossigeno superiori al 35% e su superficie fresca di metallo (quella che si ottiene dopo la prova del taglio), si ossida rapidamente. Questo metallo, durante il suo passaggio dallo stato liquido a quello solido, cristallizza in un reticolo esagonale compatto (forma alfa), alla temperatura di 882°C è in grado di passare alla forma cubica a faccia centrata e quindi dare luogo a leghe di sostituzione.

Il titanio puro è suddiviso in quattro gradi secondo la standardizzazione dell'ASTM F 67 e ISO 5832-2 (Tabella 2). All'aumentare del grado del titanio aumenta la presenza di elementi impuri (O₂, Fe) che determinano da una parte il miglioramento delle proprietà meccaniche (durezza, modulo di elasticità), dall'altra la diminuzione della capacità di osteointegrazione.

3. INDAGINE SPERIMENTALE

3.1. Progettazione e realizzazione

L'impianto ad espansione nel terzo medio si pone come un sistema implantoprotesico a carico immediato o precoce. La geometria del sistema implantare è particolarmente idonea all'impiego in situazioni anatomiche particolari, ovvero, in casi di stabilità primaria non sufficiente. La caratteristica espansione permette un solido ancoraggio alla cavità alveolare residua, utile nella tecnica chirurgica post-estrattiva.

Il carico protesico precoce o immediato è attualmente oggetto di numerosi studi. La progettazione di un impianto che supporti un carico immediato nasce dal desiderio di ridurre al minimo i tempi di realizzazione implantoprotesica.

Impianti endossei ad espansione apicale sono stati già proposti (2, 3). Questi impianti sono costituiti di una *fixture* espandibile nella porzione apicale. La tecnica chirurgica prevede l'inserimento nel tessuto osseo e successivamente l'espansione girando l'apposita vite all'interno del canale centrale. Una forza considerevole è esercitata da questa espansione, la quale condensa e compatta l'osso attorno all'impianto, in modo simile alla compattazione dello stesso in un'osteotomia. Queste manovre consentono di creare un tessuto osseo basale più denso e più fisso. Inoltre, questo processo appare incentivare il tessuto osseo circostante a reagire, fisiologicamente, con un aumento della sua densità, rendendo possibile il carico immediato con una restaurazione provvisoria fissa, lì dove l'osso è di qualità e quantità adeguate. Il fine di questo processo, da un punto di vista clinico, è la riduzione del riassorbimento della cresta alveolare che permette di preservare i contorni e il profilo di emergenza originale, molto importante da un punto di vista estetico.

Il sistema protesico è semplice e simile alle procedure tradizionali.

Una schematizzazione delle procedure di collocamento di tale dispositivo è la seguente:

- collocazione immediata, dopo estrazione, con attivazione del meccanismo di espansione;
- riduzione della perdita di cresta ossea grazie al trasferimento delle forze in direzione apicale;
- capacità di rimozione se l'osteointegrazione è persa;
- inserimento e caricamento immediato in caso di fallimenti in endodonzia;
- mantenimento del profilo originale e dell'anatomia delle papille in seguito ad estrazione di elementi dentari.

La concezione dell'impianto ad espansione nella porzione media è stata stabilita su considerazioni sia di natura anatomica sia fisiologica. La geometria dell'impianto attivato riproduce la forma delle radici dei denti naturali.

L'espansione dell'impianto si determina a carico della componente midollare del tessuto osseo, che presenta una densità ed un modulo di elasticità inferiori rispetto alla porzione corticale. Ne consegue un'omogenea distribuzione dei carichi attorno alle strutture perimplantari.

L'attivazione del meccanismo interno di espansione determina lo spostamento delle pareti laterali dell'impianto verso i tessuti ossei adiacenti. Questo fenomeno provoca un aumento dell'interfaccia tra impianto e osso, riducendo lo spazio tra essi.

La zona di massima espansione rappresenta l'area di pressione, viceversa, nella regione apicale e coronale del taglio si svilupperanno delle aree di tensione. Questi fenomeni sono del tutto sovrapponibili a quello che si verifica nel trauma di tipo ortodontico. Essendo l'espansione omogenea lungo tutta la circonferenza dell'impianto, si sviluppano delle forze d'intensità e direzione uguali ma di verso opposto. Questo permette all'impianto di stabilizzarsi all'interno del sito chirurgico. Lo sviluppo di aree di tensione e pressione determina un adattamento dei tessuti ossei alla nuova situazione, attraverso quel che è definito adattamento funzionale.

Le reazioni che si sviluppano nelle aree di pressione sono di tipo vascolare e cellulare. Si determina un aumento della vascolarizzazione, l'aumento della permeabilità vascolare ed una trombosi vascolare. Se l'intensità delle forze è tale da permettere la vitalità degli elementi cellulari, la zona di pressione si popola di osteoclasti. Ha inizio la fase di riassorbimento osseo diretto. Questo fenomeno permette al tessuto osseo di adattarsi alla nuova situazione.

Se l'intensità della forza generata è elevata, si verifica la necrosi degli elementi cellulari perimplantari. Gli osteoclasti compaiono negli spazi midollari all'interno del tessuto osseo adiacente alla *fixture* e realizzano il riassorbimento osseo definito indiretto. Questo tipo di riassorbimento ha direzione centripeta rispetto alla *fixture*. Si determina la formazione di una lacuna di tessuto osseo, che può influire negativamente sulle fasi di guarigione e quindi sul mantenimento a lungo termine dell'impianto.

Nelle zone di tensione si verificherà, in entrambi i casi, la neo-apposizione di tessuto osseo.

La situazione favorevole è quella che determina un riassorbimento osseo diretto nelle zone di pressione e neo-apposizione di tessuto osseo nelle zone di tensione. Questo permette l'aumento della stabilità primaria dell'impianto, sia per la riduzione dello spazio marginale tra impianto e osso, che per ancoraggio diretto. In queste condizioni, può essere favorito il carico precoce o immediato.

La tecnica chirurgica segue i protocolli tradizionali. Si può decidere di inserire l'impianto con tecnica sommersa o non sommersa (variante transmucosa). Quest'ultima permette di ridurre notevolmente i disagi a carico del cittadino e si pone più vantaggiosa per la protesizzazione precoce. Permette di evitare l'intervento di riapertura del sito implantare e l'inserimento del moncone di guarigione.

Valutate le condizioni anatomiche, si decide se attivare il sistema di espansione. In caso positivo si agisce serrando l'apposita vite attraverso il canale centrale dell'impianto. Per facilitare l'attivazione ed evitare effetti non desiderati, il protocollo chirurgico prevede l'utilizzo di un sistema di *anti-torque* per bloccare l'impianto evitandone la rotazione.

La forza esercitata durante il serraggio, compatta l'osso midollare attorno all'impianto, colmando lo spazio tra la *fixture* e la superficie ossea. Queste manovre consentono di modellare il tessuto osseo e favorire la guarigione per prima intenzione della ferita chirurgica.

Ultimata la fase di guarigione della ferita chirurgica si provvederà alla restaurazione provvisoria. L'elemento temporaneo ha un'importanza fondamentale nel condizionamento dei tessuti perimplantari. I tessuti molli si adattano fisiologicamente alla nuova situazione, realizzando una crescita conforme al profilo dell'elemento dentale provvisorio. Il tessuto osseo circostante reagisce, fisiologicamente, con un aumento della sua densità.

La fisiologia ci insegna che è la funzione che crea l'organo ed esiste un rapporto tra forma e funzione. Il fine di questo processo si esprime, da un punto di vista clinico, con una netta riduzione del riassorbimento della cresta alveolare ed una riduzione del grado di recessione dei tessuti molli gengivali.

Il vantaggio principale offerto dal carico precoce è il mantenimento del profilo della cresta ossea, in modo particolare nei casi di estrazione di denti e immediata sostituzione con impianti, allo scopo di preservare i contorni e il profilo di emergenza originale, molto importanti da un punto di vista estetico.

3.2. Fasi di realizzazione del prototipo

La realizzazione di un impianto dentale richiede un approccio multidisciplinare.

Le fasi di progettazione dell'impianto sperimentale sono state eseguite in collaborazione con il reparto di Ingegneria Biomedica dell'Istituto Superiore di Sanità. I componenti meccanici sono stati realizzati presso l'officina meccanica dello stesso istituto. In dettaglio, i passaggi sono stati i seguenti:

- progettazione con AutoCad 14;
- realizzazione dei componenti meccanici;
- analisi della funzionalità dell'impianto.

La prima fase è stata la progettazione della *fixture* e del sistema di espansione interno con AutoCad 14, con il quale si è concretizzata l'idea dell'impianto ad espansione nel terzo medio.

L'evoluzione del progetto si è svolta attraverso l'attuazione di una serie di piani di lavoro che hanno preso in considerazione principi di natura clinica e meccanica. La progettazione di un sistema implantare non può fondarsi sulla valutazione e sperimentazione di un singolo sistema; la realizzazione dell'impianto si svolge valutando più varianti del progetto principale.

Per quel che concerne il prototipo, il disegno del corpo dell'impianto è ispirato ad uno già in commercio allo scopo di poter reperire con facilità la componentistica protesica e lo strumentario chirurgico per eseguire le prime fasi di sperimentazione meccanica. L'impianto ha un classico disegno a vite cilindrica, con la particolarità di presentare all'interno il meccanismo di espansione. Nel primo prototipo la vite di espansione è inserita e attivata dalla porzione coronale dell'impianto.

Questo permette una buona praticità di attivazione e offre la possibilità di ottenere un impianto chiuso nella porzione apicale. Gli svantaggi obiettivi sono legati alla difficoltà di gestire sia la vite di espansione, sia quella di connessione con la sovrastruttura protesica dalla sola porzione coronale.

Si è reso necessario configurare le due viti con lo stesso diametro, oppure realizzare la vite di espansione di un diametro più piccolo di quella di connessione. La riduzione di dimensioni della vite di espansione rende però necessario un aumento della forza richiesta per ottenere l'attivazione.

È stato pertanto progettato un secondo prototipo in cui la vite di espansione si inserisce dalla porzione apicale. L'attivazione, in questo caso avviene, dalla porzione coronale dell'impianto, attraverso l'impiego di strumenti rotanti o a mano inseriti nel canale centrale. I vantaggi di questo sistema sono quelli di realizzare la vite di espansione con un diametro superiore alla vite di connessione. Il progetto prevede la produzione della vite di espansione con un diametro di 2,5 mm, dove la vite di connessione presenta un diametro di 1,7 mm (massimo 2 mm).

L'impianto presentato in questo studio è stato realizzato utilizzando un tornio Shaublin 125. Il materiale impiegato per la fabbricazione del prototipo è titanio puro al 99,75%.

La fabbricazione dei componenti meccanici è avvenuta secondo una lavorazione meccanica ad asportazione di truciolo, a partire da una barra in titanio di 5 mm. La geometria del prototipo ha un classico disegno a vite cilindrica autofilettante cava all'interno.

Il collo dell'impianto è lucido e provvisto di un'emergenza transmucosa. La connessione con la sovrastruttura protesica è assicurata da un sistema ad esagono interno abbinato ad un accoppiamento di tipo conico. Eseguita la porzione transmucosa del collo, è stato possibile conseguire il diametro del corpo dell'impianto. Queste fasi sono state realizzate con utensili da taglio, sotto lubrificazione.

All'interno dell'impianto si colloca il meccanismo d'espansione. Esso compone di un sistema a vite esercitante un'azione sulle pareti interne dell'impianto, le quali sono realizzate

secondo un disegno geometrico di tipo conico. Serrando il dispositivo, la vite procede applicando una forza sulle pareti interne dell'impianto. Queste sono disegnate in modo tale da opporsi all'azione esercitata dalla vite di espansione, scomponendo la forza esplicita in direzione esterna (regola del triangolo). L'espansione che si desidera raggiungere è valutata intorno ai 300 micron, ottenibile in 1,5 giri della vite, oppure fino a 4 decimi di mm in 2 giri di vite.

La realizzazione dell'espansione nel terzo medio dell'impianto determina l'aumento del diametro nella porzione attivata, portando ad una sostanziale riduzione dello spazio fra impianto e tessuto osseo. I vantaggi sono un maggiore ancoraggio alla struttura ossea, con aumento della stabilità primaria dell'impianto e la guarigione per prima intenzione. Tutti questi fattori favoriscono nel complesso, i processi di osteointegrazione.

Il collo dell'impianto è liscio. La superficie lucida favorisce la ricrescita dei fibroblasti e l'adesione degli elementi cellulari ai tessuti molli perimplantari. Questo evita possibili accumuli di placca batterica e conseguenti fenomeni infiammatori che potrebbero invalidare l'intero lavoro.

Si prevede la presenza di un'emergenza transmucosa che permetterà di non intervenire con un lembo di riapertura ad integrazione avvenuta.

L'intima connessione con il moncone è stabilita attraverso un sistema conico più un sistema ad esagono interno. Questa concezione moderna offre un sistema antirotazionale che riduce al minimo lo spazio tra il collo dell'impianto e la sovrastruttura protesica, che altrimenti si rende responsabile della maggior parte dei casi di insuccesso in implantologia. L'esagono interno offre anche la possibilità di bloccare l'impianto con una chiave apposita *anti-torque*, durante le fasi di avvitamento della vite di espansione.

Il vantaggio di entrambi i sistemi consiste nell'elevata precisione di accoppiamento; il sistema conico garantisce in più il sigillo ermetico, mentre l'esagono interno offre una buona stabilità meccanica. Gli svantaggi si incontrano nelle fasi dell'impronta e della protesizzazione.

I monconi a sistema esclusivamente conico rendono difficile ritrovare la posizione dei pilastri angolati.

Con la forma ad esagono interno è più difficile la fase dell'impronta con la tecnica *pick-up*. Una struttura di connessione che unisce questi due sistemi ne mantiene le qualità, minimizzandone gli svantaggi.

Il sistema ad espansione nel terzo medio va considerato un meccanismo indipendente dal tipo di impianto. Nelle fasi successive di sperimentazione è prevista la realizzazione di varianti del prototipo con caratteristiche analoghe al progetto descritto in precedenza, ma con sistema di connessione antirotazionale ad esagono esterno. I vantaggi generici di questo sistema sono la precisione di accoppiamento con il moncone, la facilità nel rilevare l'impronta con la tecnica *pick-up* e la robustezza delle componenti protesiche (compresa la chiave per l'*anti-torque*). Nel caso specifico, il vantaggio di avere un esagono esterno lo ritroviamo nella maggiore libertà di gestione della vite di espansione e nella possibilità di adottare componentistiche protesiche più robuste; gli svantaggi sono soprattutto legati alla stabilità meccanica precaria. Alcune ditte hanno proposto in commercio impianti con esagono esterno con altezza aumentata rispetto agli standard noti in precedenza.

Il corpo dell'impianto è dotato di una geometria autofilettante che evita le procedure di maschiatura (salvo in presenza di un tessuto osseo molto compatto). Un disegno implantare che preveda poche e grandi spire, aumenta la formazione di lacune in prossimità delle porzioni acuminate, indice di non idonea osteointegrazione.

La filettatura è stata eseguita al tornio mediante utensili di taglio montati perpendicolarmente all'asse lungo dell'impianto. Le spire sono molto ravvicinate tra loro, con un passo di 0,625 mm e contraddistinte da forme rotondeggianti che eludono gli spigoli vivi. Analizzando l'impianto

al proiettore di profili, si può notare come i denti della filettatura presentino una geometria a tronco di cono. Questo disegno non favorisce l'osteointegrazione. La presenza di angoli troppo acuti, infatti, determina un accumulo notevole di stress sulla superficie ossea, tuttavia, per convenienza lavorativa è stata accettata questa geometria.

L'impianto sperimentale si caratterizza per la presenza di quattro tagli sagittali sulla superficie esterna. La sezione dei tagli si colloca in prossimità della porzione media del corpo dell'impianto, senza interessarne le estremità. I tagli sono disposti assialmente, a 90° l'uno dall'altro. Questo permette l'apertura dell'impianto nella sola zona interessata, favorendo, sia un controllo del sistema meccanico di apertura, sia un'omogenea distribuzione delle forze.

I tagli sagittali sono stati realizzati presso una ditta specializzata. La tecnica di realizzazione dei tagli è stata quella di elettroerosione a filo, che si basa sulla capacità della scintilla di rimuovere il metallo senza che il filo entri in contatto con esso. Per produrre il taglio è stato inizialmente realizzato un foro di partenza del diametro di 0,35 millimetri con la tecnica di elettroerosione a tuffo. L'impianto è stato successivamente montato su un'attrezzatura realizzata appositamente per il centraggio in asse degli impianti. Essa si compone di dieci fori in grado di ospitare lo stesso numero di impianti in linea. Il centraggio è stato eseguito dalla porzione apicale della *fixture*. Tramite un filo di ottone zincato sono stati realizzati i tagli con precisione millesimale. La lunghezza finale è stata di 7 mm, per un diametro di 0,3 mm. Con la tecnica di elettroerosione a filo è possibile realizzare solo un numero pari di tagli, poiché il filo è fatto passare entro il foro praticato in precedenza, interessando tutto il diametro implantare.

Il trattamento della superficie degli impianti condiziona molto la risposta biologica delle cellule ossee e, quindi, l'osteointegrazione.

La superficie esterna del prototipo è stata sabbiata e successivamente mordenzata con acido nitrico. Per la sabbiatura è stata utilizzata una polvere di ossido di allumina (Al₂O₃) del diametro di 95-150 micron, la cui composizione è indicata nella Tabella 3.

Tabella 3. Composizione della polvere utilizzata per la sabbiatura superficiale del prototipo

Componente	Percentuale
Al ₂ O ₃	99,8
Na ₂ O	0,1
SiO ₂	0,02
Fe ₂ O	0,03
TiO ₂	0,04

Al termine delle fasi di lavorazione meccanica, gli impianti sono stati sottoposti a scrupolose metodiche di decontaminazione, che permettono di rimuovere qualsiasi impurità residua della lavorazione industriale, favorendo le premesse per una corretta osteointegrazione.

L'impianto sperimentale è stato inserito in contenitori di vetro, imbustato e successivamente sterilizzato in autoclave. Con l'impiego di un'autoclave è possibile eseguire cicli di sterilizzazione, grazie all'uso dei vapori saturi d'acqua a pressioni relativamente alte (fino a 2,5 bar circa).

È stata realizzata in titanio di grado V. Le proprietà di durezza di questa lega favoriscono l'attivazione del sistema di espansione, evitandone la deformazione. Il tutto si traduce nell'impiego di una forza minore per conseguire l'espansione desiderata. La realizzazione della vite di espansione è stata eseguita al tornio con tecniche tradizionali, precedentemente descritte.

Il materiale utilizzato per la realizzazione dell'impianto è titanio per uso medico.

4. PROVE MECCANICHE DI RESISTENZA A FATICA

4.1. Introduzione

La permanenza all'interno del cavo orale di un impianto dentale e della sua sovrastruttura protesica dipendono da molti parametri, che non possono essere simulati totalmente in laboratorio. Il test dinamico di resistenza a fatica valida la capacità dell'impianto di resistere a carichi che simulano lo stress masticatorio, attraverso condizioni sperimentali *in vitro*, molto vicine alla realtà.

Lo scopo di questo studio è valutare la resistenza a fatica dell'impianto dentale innovativo ad espansione nel terzo medio. L'impianto sperimentale si differenzia dai sistemi tradizionali per la sua capacità di espandersi, che configura necessariamente una struttura cava al suo interno e caratterizzata dalla presenza di quattro tagli sagittali sulla superficie esterna. Secondo alcuni studiosi, la rigidità di un tubo intatto è maggiore rispetto a quella di un tubo aperto longitudinalmente (43).

Il test proposto è concepito su un disegno di normativa Europea, sottoposto all'attenzione dei membri del CEN ed accettato dalla commissione CEN/TC 55 Dentistry. Il test descrive una procedura di collaudo per la determinazione della resistenza a fatica e delle proprietà di durata di singoli impianti dentali endossei, combinati con la loro sovrastruttura protesica (44).

Il lavoro complessivo, cui è stato sottoposto ciascun campione, è equivalente al ciclo di impiego, in situazioni *in vivo*, pari ad un periodo di circa sei anni. I requisiti minimi sono stati specificati dall'esperienza di numerosi dati clinici raccolti per tipi di impianti.

Il test prevede l'applicazione di carichi dinamici con andamento di tipo sinusoidale e frequenza pari a 10 Hertz. Seguendo il protocollo ufficiale, il test si divide in tre fasi di 200 000 cicli ciascuna, per un totale di 600 000 cicli di lavoro. I valori di carico inizialmente applicati sono di 15 e 140 Newton a compressione. Nella seconda fase si produce un incremento di 50 Newton del valore massimo, per poi raggiungere i 340 Newton nell'ultima fase del test. Requisito fondamentale è mantenere il rapporto tra il valore minimo e massimo della sinusoide, equivalente a dieci.

Alcuni ricercatori hanno misurato le massime forze verticali di chiusura in soggetti adulti, portatori di protesi sostenute da impianti, trovando valori compresi tra i 42 e 412 Newton, con una media di 143 Newton (45).

Il carico dinamico è applicato per mezzo di una strumentazione di tipo servoidraulica, specifica per effettuare prove dinamiche. Il sistema impiegato nel test è il modello 858 Mini Bionix II della MTS Corporation, concepito con una configurazione di base che permette di esaminare il funzionamento a fatica della maggior parte dei dispositivi biomedicali.

L'apparecchiatura utilizzata per l'esecuzione del test è predisposta per applicare carichi di tipo assiale, per mezzo di un pistone meccanico ed un'adeguata cella di carico. Questa è una specie di bilancia, in grado di assorbire i carichi, determinarne i valori e trasmetterli al sistema computerizzato della macchina. La cella di carico utilizzata per le prove corrisponde al valore massimo di 500 Newton.

4.2. Materiali e metodi

Per l'esecuzione della prova dinamica a fatica sono stati presi in considerazione tre impianti sperimentali, collocati in un materiale di supporto a base resinosa (Figura 1).

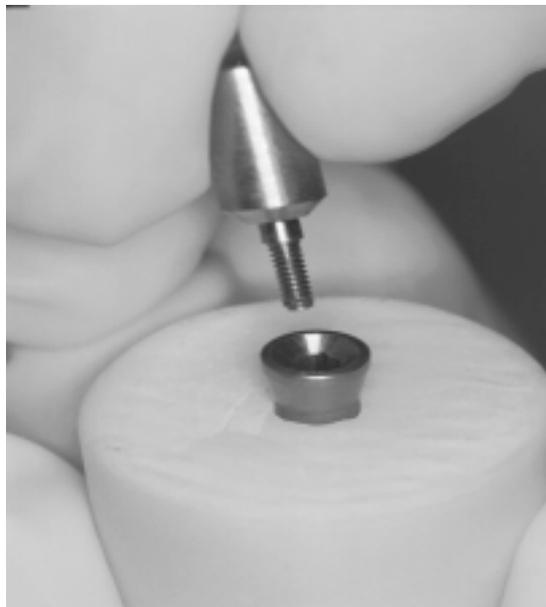


Figura 1. Visione del prototipo di impianto dentale inserito in resina

La prima fase di preparazione al test è stata l'allestimento del campione nel materiale di supporto. In totale sono stati realizzati tre campioni. Ciascuno di questi si compone dell'impianto ad espansione, della vite di serraggio e della sovrastruttura protesica. Come materiale di supporto, si deve usare un cemento osseo su base acrilica, come in accordo con la normativa ISO 5833/1. In alternativa, si può usare una resina epossidica o un altro materiale di supporto con proprietà meccaniche equivalenti.

Per il seguente studio è stato utilizzato il cemento osseo Cemex RX (Mediven). Per la realizzazione dei supporti in cemento è stato utilizzato uno stampo in teflon, realizzato presso l'officina meccanica dell'Istituto Superiore di Sanità. Lo stampo è di forma troncoconica, di due millimetri di altezza per due millimetri di diametro alla base minore. L'angolo di conicità è di 2,5 gradi. E' dotato di un piatto estraibile per mezzo di un contatto a vite per facilitare l'estrazione del cemento dopo la reazione di indurimento.

Il cemento osseo è un composto autopolimerizzante su base acrilica. Presenta una parte in polvere ed una parte liquida. La polvere contiene il polimetilmetacrilato come polimero, bario solfato FU come riempitivo e perossido di benzoile come catalizzatore. Il liquido è costituito dal metilmetacrilato come monomero, N dimetil-p-toluidina come attivatore e idrochinone come stabilizzatore.

Quando il monomero e il polimero sono miscelati tra loro, la dimetil-p-toluidina attiva il perossido di benzoile che dà inizio alla polimerizzazione del monomero. Il processo di polimerizzazione è progressivo e la miscela, inizialmente fluida, accresce la propria viscosità, fino a raggiungere lo stato solido. La reazione di indurimento è esotermica, con valori di

temperatura massimi di circa 55°C (il limite massimo secondo la normativa ISO 5833/1 è di 90°C). Terminata la polimerizzazione il cemento osseo presenta una resistenza a compressione superiore a 100 MPa (il valore minimo richiesto dalla normativa ISO 5833/1 è di 70 MPa) ed un modulo di elasticità di circa 2750 MPa (il valore minimo richiesto dalla normativa ISO 5833/1 è di 1800 MPa).

Realizzati gli stampi in cemento, sono stati effettuati i fori per l'inserimento degli impianti. Allo scopo di azzerare le variabili legate allo strumentario e all'operatore, i fori sono stati realizzati tramite una fresatrice standardizzata, presso l'officina meccanica dell'Istituto Superiore di Sanità. Per testare l'impianto da 3,8 mm di diametro, è stato praticato un foro da 3,4 mm. L'inserimento degli impianti è avvenuto manualmente, con l'ausilio di strumenti meccanici, previa maschiatura del sito implantare.

Dopo l'inserimento dell'impianto nel supporto in cemento, è stato collegato il componente meccanico che simula la sovrastruttura protesica, in accordo con la normativa europea. I componenti meccanici sono stati realizzati presso un'officina specializzata nella costruzione di dispositivi dentali. Essi sono interamente realizzati in titanio di grado II.

La connessione del campione con la cella di carico della macchina è stabilita per mezzo di particolari afferraggi, realizzati su misura presso l'officina meccanica dell'Istituto Superiore di Sanità. Essi si compongono di un disco metallico da avvitare sulla cella di carico, al di sopra del quale è situato l'alloggiamento per il campione, predisposto in modo da poterlo bloccare con sistemi di serraggio a vite. I componenti sono stati fabbricati con tecniche di fresatura sotto irrigazione continua con lubrorefrigerante. Alcune operazioni sono state realizzate mediante tornitura a secco o con lubrorefrigerazione minimale.

Il campione, come da proposta della normativa, è inclinato, rispetto al piano di riferimento della cella di carico, di 15 gradi (Figura 2).



Figura 2. Posizionamento del prototipo di impianto dentale nella strumentazione per le prove meccaniche a fatica

La forza assiale esercitata dal pistone si scompone in una componente assiale (F_1) ed una laterale (F_2), pari a:

$$F_1 = F_a \times \cos a;$$

$$F_2 = F_a \times \sin a.$$

Considerati i valori di carico definiti dalla proposta di normativa, le forze massime risultanti sono:

$$F_1 = 340 \times 0,966 = 324,44 \text{ Newton};$$

$$F_2 = 340 \times 0,256 = 101,01 \text{ Newton}.$$

Il tutto è chiuso per mezzo di un contenitore in PVC e sommerso di soluzione di cloruro di sodio allo 0,9%. Per simulare le condizioni fisiologiche ed eventuali fenomeni corrosivi, la temperatura è mantenuta a valori costanti di 37°C, con un'isteresi di 1°C, per mezzo di un apposito termostato.

Presso la stessa officina è stato realizzato il punzone stimolante collocato nella porzione terminale del pistone assiale della macchina. Esso è realizzato interamente in acciaio, conformemente alla normativa utilizzata per lo svolgimento delle prove dinamiche.

Il software di gestione del sistema MiniBionix è il TestStart II, tramite il quale è stato possibile realizzare il programma per effettuare, in modo automatico e ripetibile, il test a fatica. La procedura utilizzata si compone di otto applicazioni, che comprendono le fasi del carico, sistemi di acquisizione dei dati, nonché sistemi di controllo.

La prima procedura è una rampa di discesa del pistone, tale da farlo entrare in precarico di 14 Newton, in venti secondi, sul campione. Le fasi successive prevedono l'applicazione dei tre carichi sinusoidali per il totale di 600 000 cicli di lavoro. I valori dei carichi applicati sono compresi tra un minimo di 15 Newton ed un massimo di 340 Newton. Il processo che segue è una rampa di ritorno che ripristina il pistone nella posizione iniziale. Le procedure successive comprendono un sistema di acquisizione tale da catturare 10 cicli ogni 5000 effettuati.

I dati corrispondono ai valori di minimo e massimo della sinusoide. Il formato di acquisizione è compatibile con i comuni programmi di calcolo (MS Excel). Le ultime due procedure comprendono, un controllo su eventuali sovraccarichi della macchina, sia di forza che di spostamento, ed un sistema di arresto alla fine del test.

Il test proposto fornisce valori qualitativi sulla capacità o meno dell'impianto di resistere ai carichi a fatica cui è sottoposto. L'analisi dei campioni è stata completata con un'indagine macroscopica fotografica, radiografica e microscopica.

Per l'indagine fotografica macroscopica è stata utilizzata una Nikon F70 con obiettivo macro 105 mm della stessa ditta, duplicatore di focale Tamaron e flash anulare Sumpack. Le pellicole utilizzate sono state la Kodak Professional Press Chrome 100 per l'osservazione macroscopica e la Kodak Ektachrome 64T per l'indagine allo stereomicroscopio.

L'analisi radiografica è stata realizzata su pellicole Kodak Ultra-Speed DF-58 misura due. I campioni sono stati sistemati per mezzo del centratore allo scopo di poter effettuare radiogrammi ripetibili. La fonte radiogena è impostata a valori di 70 KV e 8 mA per un tempo di esposizione pari a 0,68 s.

L'indagine microscopica è stata eseguita con lo stereomicroscopio MBC 10 (Lomo), ad ingrandimenti variabili da 8X a 56X.

4.3. Risultati

4.3.1. Analisi macroscopica

Ad una prima osservazione macroscopica, il primo campione ha mostrato una flessione in prossimità della regione del collo, lungo il versante della direzione del carico, che ha determinato la compressione del supporto in cemento osseo; lungo il versante opposto si è verificato l'incremento dell'interfaccia tra l'impianto ed il cemento osseo.

Il secondo campione ha superato regolarmente i cicli di carico, richiesti dalla proposta di normativa, risultando macroscopicamente privo di alterazioni evidenti.

Il terzo campione ha subito la frattura della porzione coronale dell'impianto, in prossimità della regione iniziale dei tagli sagittali. Dopo la rimozione del campione si è potuta notare una seconda frattura a livello della vite di connessione della sovrastruttura protesica, in corrispondenza della sua porzione media.

4.3.2. Analisi dei dati

I valori di carico, espressi in Newton, sono stati acquisiti per mezzo delle procedure precedentemente impostate; in seguito sono stati importati ed elaborati tramite un software di calcolo (MS Excel), rendendo possibile la ricostruzione dell'andamento del test e la loro analisi quantitativa.

In alcune fasi della prova, i valori riscontrati si discostano per incrementi di circa il 2-3% da quelli richiesti dalla proposta di normativa.

Il secondo campione ha eseguito regolarmente tutti i 600 000 cicli di carico richiesti dalla normativa. A seguito della perdita di resistenza, dovuta alle deformazioni subite, il primo ed il terzo campione non hanno portato a termine il test, interrompendosi a 581 000 e 525 000 cicli, rispettivamente.

4.3.3. Analisi radiografica

In accordo con l'osservazione macroscopica, l'esame radiografico del secondo campione ha evidenziato la flessione dell'impianto lungo il versante della forza di carico, nonché la frattura incompleta lungo il versante opposto, in corrispondenza della porzione terminale della vite di connessione, a livello dell'origine dei tagli sagittali. Si può notare inoltre lo sviamento della vite interna di attivazione del sistema di espansione (Figura 3).

Il secondo campione non ha evidenziato nessuna alterazione della struttura implantare, né allentamenti della sovrastruttura protesica, rispetto al corpo dell'impianto, risultando in condizioni sovrapponibili a quanto rilevato prima della prova di carico.

Il terzo campione è stato radiografato nella sua porzione residua, non mostrando ulteriori alterazioni significative.

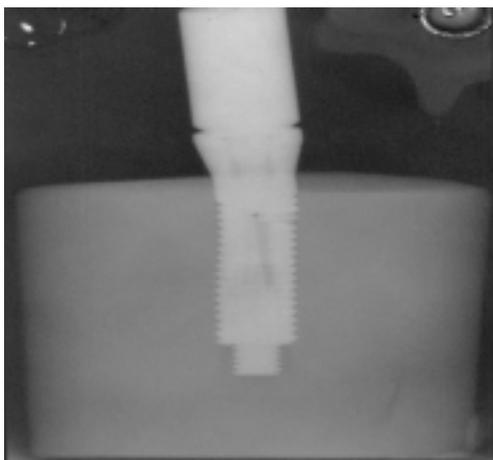


Figura 3. Radiografia del secondo prototipo campione che ha mostrato segni di flessione

4.3.4. Analisi microscopica

L'indagine microscopica del primo campione ha evidenziato, nella regione opposta alla direzione della forza di carico, l'aumento dello spazio tra l'impianto e il cemento osseo di circa 300 micron (Figura 4); mentre nel versante opposto, ha mostrato segni evidenti di compressione (Figura 5).



Figura 4. Analisi microscopica dello spazio creatosi tra impianto e cemento in un prototipo dopo le prove meccaniche



Figura 5. Analisi microscopica che mostra i segni di compressione presenti su un prototipo dopo le prove meccaniche

Questi dati confermano lo spostamento dell'impianto all'interno del supporto di cemento osseo, lungo la direzione della forza di carico.

Il secondo campione non ha mostrato valori significativamente differenti da quanto osservato nei campioni precedenti al carico.

L'indagine eseguita sui monconi di frattura del terzo campione ha permesso di apprezzarne la superficie di taglio, risultata piuttosto regolare.

4.4. Discussione

Il test dinamico di resistenza a fatica è stato eseguito in condizioni sperimentali molto vicine alla realtà clinica. Si differenzia, tuttavia, dalla situazione presente *in vivo* per due caratteristiche fondamentali: assenza del fenomeno dell'osteointegrazione, concetto alla base della stabilità primaria e mancanza della risposta dinamica del tessuto osseo alle sollecitazioni cui è sottoposto.

I carichi applicati durante le prove di resistenza a fatica, si trasmettono, a carico del campione, con una forza laterale massima di circa cinque volte superiore alle condizioni riscontrate *in vivo*; la componente verticale della forza, è quasi il doppio rispetto a quella media riscontrata su protesi sostenute da impianti (46).

La prova effettuata è da considerarsi come uno studio preliminare, sia perché condotto su un numero limitato di impianti, sia perché realizzata impiegando un materiale di supporto con buone proprietà meccaniche, che non ha permesso l'attivazione del sistema di espansione.

L'impianto sperimentale è stato realizzato in titanio puro al 99,75% (grado II), con un diametro di 3,8 mm. I tagli sono stati eseguiti mediante la tecnica di elettroerosione.

È probabile che la tecnica utilizzata per eseguire i tagli sulla superficie esterna dell'impianto, contribuisca ad indebolire la struttura implantare, cava al suo interno. In alternativa, i tagli superficiali possono essere realizzati con le metodiche laser. Con questa tecnica è possibile realizzare un numero di tre tagli, senza generare tensioni interne, potenzialmente dannose.

Ulteriori studi sono indispensabili per verificare quest'ipotesi, valutando se questo fenomeno sia dovuto alla tecnica utilizzata di elettroerosione a filo. Questa prevede l'esecuzione al tornio di un primo foro, in seguito, sono realizzati i tagli con un filo di rame zincato. Durante le fasi di taglio si generano delle temperature elevate che residuano come uno strato di ossidi intorno alla regione del taglio.

Lo svitamento della vite interna di attivazione del sistema di espansione, si è verificato, probabilmente, a causa delle notevoli vibrazioni subite durante la prova di carico e permessa dal sovradimensionamento verticale dell'alloggio dell'impianto e dalla mancanza di serraggio della vite stessa.

Altre osservazioni che si possono dedurre dallo studio dell'impianto sperimentale sono la presenza di una comunicazione tra l'ambiente interno e quello esterno, nonché la presenza di tagli in prossimità della regione coronale dell'impianto, potenzialmente a rischio di infezione se esposti all'ambiente esterno.

Possibili modifiche riguardano la possibilità di configurare i tagli in prossimità della regione medio-apicale, nonché la possibilità di utilizzare una lega di titanio di grado superiore.

Solo dopo queste modifiche, sarà opportuno rivalutare la resistenza a fatica dell'impianto sperimentale, su un numero maggiore di campioni e dopo loro attivazione.

4.5. Conclusioni

Il carico precoce, sulla base delle attuali conoscenze, può essere adottato in casi selezionati (buona qualità dell'osso, vascolarizzazione garantita) e deve avvalersi di impianti che abbiano determinate caratteristiche geometriche (25, 26). La progettazione dell'impianto ad espansione nel terzo medio si basa su un'architettura che rispetta la fisiologia del tessuto osseo.

L'intensità della forza di espansione deve essere scrupolosamente valutata al fine di non provocare fenomeni di riassorbimento o necrosi ossea, intorno all'impianto. Gli studi istologici di alcuni ricercatori (24) hanno dimostrato che il tessuto osseo non va incontro a fenomeni infiammatori e/o necrotici se sottoposto a forze di intensità moderata.

L'azione espansiva dell'impianto sperimentale permette l'aumento dell'interfaccia tra il tessuto osseo e la superficie implantare, con riduzione dello spazio marginale. Questo determina un aumento della stabilità primaria dell'impianto e una riduzione quantitativa della ferita ossea, con diminuzione importante dei tempi di osteointegrazione.

La geometria dell'impianto sperimentale si rende particolarmente utile nella fase chirurgica post-estrattiva. In questa tecnica, la stabilità primaria dell'impianto è fornita per la maggior parte dalla preparazione apicale del tessuto osseo. Un'estensione del diametro dell'impianto, su quattro pareti, garantisce un aumento dell'ancoraggio al tessuto osseo. Una volta inserito l'impianto, bisogna garantire un periodo sufficiente all'organizzazione di una struttura ossea lamellare, compatta e robusta. Sono sufficienti dai 30 ai 60 giorni per ottenere l'organizzazione del coagulo e la prima deposizione ossea. Questo garantisce la neoformazione di tessuto osseo

su circa il 40% della superficie implantare. L'osteointegrazione si completerà successivamente alla protesizzazione, raggiungendo il 98% in 18 mesi. Il carico dell'impianto è indispensabile per una buona osteointegrazione (27).

Il concetto di funzione come induttrice del trofismo cellulare è un principio fondamentale della fisiologia umana. Un importante contributo sul carico protesico immediato o precoce è fornito dagli studi sulla tecnica a rigenerazione ossea primaria, che dimostrano come sia plausibile un carico protesico precoce. Purtroppo, la quasi totalità di questi studi si avvale di sperimentazioni condotte su animali. Sarebbe necessaria una sperimentazione clinica che fornisse delle valutazioni statistiche indicative della reale possibilità di carico immediato dell'impianto, e che valutasse l'importanza del disegno geometrico e della funzione osteocompressiva nel carico protesico precoce (47).

Nel corso di questo studio sono state analizzate le fasi di progettazione e di realizzazione dell'impianto sperimentale ad espansione nel terzo medio. terminate le fasi di produzione sono stati valutati sia il funzionamento del meccanismo ad espansione e sia la resistenza a fatica del sistema sperimentale.

L'espansione a cielo libero dell'impianto sperimentale ha permesso di apprezzarne l'aumento del diametro nella sua porzione media. L'espansione ottenuta è stata di 0,3 micron.

Il test dinamico di resistenza a fatica è concepito su un disegno di normativa Europea, sottoposto all'attenzione dei membri del CEN. Valida la capacità dell'impianto di resistere a carichi che simulano lo stress masticatorio, attraverso condizioni sperimentali in vitro molto vicine alla realtà.

Il lavoro complessivo cui è stato sottoposto ciascun campione, è equivalente al ciclo di impiego, in situazioni *in vivo*, pari ad un periodo di circa sei anni.

Per l'esecuzione della prova dinamica a fatica sono stati presi in considerazione tre impianti sperimentali, collocati in un materiale di supporto a base resinosa e sommerso di soluzione di cloruro di sodio allo 0,9%, alla temperatura di 37°C, con un'isteresi di un grado. Il carico dinamico è applicato per mezzo di una strumentazione di tipo servoidraulica.

All'analisi macroscopica, due dei tre campioni hanno presentato delle alterazioni della sua struttura, mostrando la frattura dell'impianto in prossimità della regione del collo. L'indagine microscopica ha evidenziato l'aumento dello spazio tra l'impianto e il cemento osseo nella regione opposta alla direzione della forza, mentre, nella regione del carico, ha mostrato segni di compressione, dimostrando la flessione dell'impianto all'interno del supporto. Nel complesso, i tre campioni hanno concluso il 95% dei carichi richiesti dal test. Quanto osservato macro e microscopicamente, è stato confermato con l'esame radiografico.

Consideriamo questo lavoro come uno studio pilota che ha fornito delle valide informazioni sulla validità del sistema di espansione interno. Ulteriori studi, sono indispensabili per valutare un disegno implantare che preveda la presenza di soli tre tagli sagittali, in prossimità della regione medio-apicale, da realizzarsi con la tecnica laser. Da considerare, anche, la possibilità di utilizzare una lega di titanio di grado superiore.

Sarà opportuno, inoltre, rivalutare la resistenza a fatica dell'impianto sperimentale su un numero maggiore di campioni e dopo loro attivazione.

BIBLIOGRAFIA

1. UNI EN 1642. *Dispositivi medici per l'odontoiatria - Impianti dentali*. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione; 1997.
2. Nowzari H, Chee W, Tuan A, Abou-Rass M, Landesman HM. Clinical and microbiological aspects of the sargon immediate load implants. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19:693-4.
3. Garfield RE. An expandable implant fixture. *Dent Implantol Update* 1998;9:37-40.
4. Misch CE. Early bone loss etiology and its effect on treatment planning. *Dent Today* 1996;15:44-51
5. Bobbio A. Maya, the first authentic alloplastic, endosseous dental implant. A refinement of a priority. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 1973;27(1):27-36.
6. De Michelis B, Modica R, Re G. *Trattato di clinica odontostomatologica*. Roma: Edizioni Minerva Medica; 1992.
7. Hillicher HT. Implantation Kunstlicher Zahne. *Deutsch Machr Zanhnhk* 1981;9:439.
8. Strock AE, Strock MS. Method of reinforcing pulpless anterior teeth. *J Oral Implantol* 1987;13(3):527-30..
9. Chercève R. *Les implants endosseux*. Parigi: Maloine; 1962.
10. Muratori G. *Evoluzione storica della vite per impianto di Formaggini*. Roma: Arti Sanitarie Ausiliarie; 1962.
11. Muratori G. *L'impianto endosseo a sovrastruttura rimovibile e fissa (dall'intervento alla protesi)*. Milano: Edizioni Cadmos; 1969.
12. Muratori G. History of the development of the subperiosteal implant, its use and alternative suggestions. *Dent Cadmos* 1985;53(1):105-6, 109-14, 117-9.
13. Muratori G. Oral implantology: historico-scientific report 1. *Dent Cadmos* 1988;56(16):13, 15, 17-9
14. Linkow L. The blade vent - a new dimension in endosseous implantology. *Dent Concepts* 1968;11(2):3-12.
15. Linkow LI. Tripodial subperiosteal implants. *J Oral Implantol* 1986;12:228-46.
16. Linkow L, Chercève R. *Theories and histopathologic of oral implantology*. St. Louis: Mosby; 1970.
17. Scialom J. A new look at implants. A fortunate discovery: needle implants. *Inform Dent* 1962;44:737.
18. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration – A requiem for the periodontal ligament? An Editorial. *Int J Periodont Rest Dentistry* 1995;11:88-91.
19. Bränemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3(2):81-100.
20. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;16:1-132.
21. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Bränemark PI. Osseointegration Of Titanium Implants. *Acta Orthop Scand* 1986;57:285-9.
22. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1976;86(7):713-27.

23. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981;9:15-25.
24. Nystrom E, Kahnberg KE, Gunne J. Bone grafts and Branemark implants in the treatment of the severely resorbed maxilla: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:45-53.
25. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-70.
26. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889-902.
27. Zarb GA, Bränemark PI, Albrektsson T. *Prosthetic Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Ed.; 1985.
28. Andersson B, Odman P, Carlsson L, Branemark PI. RA new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:105-11.
29. Lekholm U, Zarb, Ga. Patient selection and preparation. In: Zarb GA, Bränemark PI, Albrektsson T. *Prosthetic Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Ed.; 1985. p. 199-209.
30. Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO. *Basic Histology*. Norwalk (Conn): Appleton and Lange; 1992.
31. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
32. Brunski JB, Moccia AF Jr, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg DI. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. II. Clinical aspects. *J Dent Res* 1979;58(10):1970-80.
33. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand* 1984;55:629-31.
34. Asikainen P, Klemetti E, Vuillemin T, Sutter F, Rainio V, Kotilainen R. Titanium implants and lateral forces. An experimental study with sheep. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:465-8.
35. Block CM, Tillmanns HW, Meffert RM. Histologic evaluation of the LaminOss osteocompressive dental screw: a pilot study. *Compend Contin Educ Dent* 1997;18(7):676-80, 682-4, 685.
36. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1986;44:4-7.
37. Passler K, Bestelmeyer F, Ohnmacht P, Sernetz F. Influences on quality and properties of dental cast titanium. *Dent Labor (Munch)* 1991;39(6):809-15.
38. Ortolani V. Le caratteristiche del titanio e di alcuni composti di interesse implantologico. *Il Dentista Moderno* 1991;3:513-19.
39. Suckert R, Bucking W. *Protesi su Impianti*. Brescia: Ed. Mea;1995.
40. Brevaglieri B, De Biase S, Mongelli M. *Perdita di protezione in impianti di titanio in contatto con oro*. Brescia: Ed. Odont. Italiana; 1995.
41. Hruska AR, Borelli P. Fusioni in titanio. Passato, presente, futuro. *Il Dentista Moderno* 1991; 8: 1495-508.
42. Paoli M, Pescarolo D. Biocompatibilità e corrosione delle leghe dentali e del titanio. Nota I: comportamento elettrochimico delle leghe considerate singolarmente. In: Collegio dei Docenti di Odontoiatria (Ed.). *Atti del IV Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria*. Roma, 27-30 aprile1997. Roma: Editore Collegio dei Docenti di Odontoiatria; 1997. p. 919-27.
43. Timoshenko PA. *Theory of elasticity*. New York: McGraw-Hill Book Company; 1979.

44. ISO SC 8 WG 3 Working Draft - CEN/TC 55 Dentistry. *Dental Implants – Dynamic continuous fatigue test*. Geneva: International Organization for Standardization; 1994.
45. Carlsson, GE, Haraldson T. *Tissue integrated prostheses*. Chicago: Quintessence Publ Co. Inc.; 1986.
46. Vrespa G, Casolo F, Ferretti A, Pazzaglia U, Corigliano M. Verifica Dell'osteointegrazione degli impianti Phi a riparazione ossea primaria. *Il Dentista Moderno* 1993:4.
47. Vrespa G, Veneziano W. Un caso clinico risolto con impianti a riparazione ossea primaria. *Il Dentista Moderno* 1992:9.

*Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità
e Direttore responsabile: Enrico Garaci*

*Coordinamento redazionale:
Paola De Castro e Sandra Salinetti*

*Stampato dal Servizio per le attività editoriali
dell'Istituto Superiore di Sanità, Viale Regina Elena, 299 - 00161 ROMA*

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.*

Reg. Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Roma, giugno 2001 (n. 2) 4° Suppl.

*La responsabilità dei dati scientifici e tecnici
pubblicati nei Rapporti e Congressi ISTISAN è dei singoli autori*