

**ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ**

**Protocollo preliminare  
di analisi microtomografica *in vitro*  
dell'interfaccia osso-impianto dentale**

Rossella Bedini (a), Alessandra Bianco (b),  
Paolo Colangelo (c), Raffaella Pecci (a), Francesca Rizzo (d),  
Paolo Trisi (c), Pietro Ioppolo (a).

*(a) Dipartimento di Tecnologie e Salute, Istituto Superiore di Sanità, Roma*  
*(b) Dipartimento di Scienze e Tecnologie Chimiche,  
Università degli Studi di Roma Tor Vergata, Roma*  
*(c) Libero professionista in medicina e chirurgia implantologica*  
*(d) Dipartimento di Scienze Odontostomatologiche, Facoltà di Medicina e Chirurgia,  
Università Sapienza di Roma, Roma*

ISSN 1123-3117

**Rapporti ISTISAN**  
**09/39**

Istituto Superiore di Sanità

**Protocollo preliminare di analisi microtomografica *in vitro* dell'interfaccia osso-impianto dentale.**

Rossella Bedini, Alessandra Bianco, Paolo Colangelo, Raffaella Pecci, Francesca Rizzo, Paolo Trisi, Pietro Ioppolo  
2009, ii, 85 p. Rapporti ISTISAN 09/39

Lo scopo di questo lavoro è stato lo studio dell'interfaccia osso-impianto definita in letteratura come BIC (*Bone Implant Contact*) sottoposta all'applicazione di un carico precoce. Le condizioni reali di utilizzo di impianti dentali sottoposti a carico precoce sono state simulate *in vitro*, su osso animale, tramite l'utilizzo di strumentazione servo-pneumatica. Secondo un protocollo di prove dinamiche a fatica, messo a punto per questo studio, sono stati testati diversi tipi di impianti, da quelli trattati superficialmente (*Sandblasted Large-grid Acid-etched*, SLA) a quelli non trattati, dai modelli standard a quelli sperimentali. Per lo studio dei campioni è stata utilizzata una metodica non distruttiva, la microtomografia computerizzata tridimensionale, che permette di analizzare il campione prima e dopo il test di fatica al fine di confrontare un campione impiantato in osso animale con lo stesso dopo averlo sottoposto al ciclo di fatica. Il trattamento dei dati permette di valutare qualitativamente e quantitativamente le caratteristiche dell'interfaccia osso-impianto sottoposta al carico a fatica per la simulazione *in vitro*. Si sono ottenute immagini longitudinali e trasversali per mostrare l'inserimento dell'impianto in osso. Per evitare un alto livello di degenerazione del tessuto, alla fine della fatica ciclica e dell'analisi microtomografica, ciascun campione è stato immediatamente inserito in formalina e sottoposto ad analisi istologica, ampiamente utilizzata in questo settore.

*Parole chiave:* Interfaccia osso-impianto; Microtomografia 3D; Analisi istologica

Istituto Superiore di Sanità

**Preliminary protocol of *in vitro* microtomographic analysis of the bone-dental implant interface.**

Rossella Bedini, Alessandra Bianco, Paolo Colangelo, Raffaella Pecci, Francesca Rizzo, Paolo Trisi, Pietro Ioppolo  
2009, ii, 85 p. Rapporti ISTISAN 09/39 (in Italian)

The aim of this work has been bone-implant interface study, defined in literature like BIC (Bone Implant Contact) subjected to early loading testing. The implant conditions during early loading have been simulated *in vitro* on animal bone subjected to fatigue test by means of servo-hydraulic testing machine. According to a fatigue testing protocol set up in this work, different kind of dental implants have been tested, from Sandblasted Large-grid Acid-etched (SLA) surface treatment to no treated surface and from implant standard model to the experimental ones. A new non destructive sample analysis, named 3D microtomography, has been used to investigate before and after fatigue testing, in order to compare a sample implanted in animal bone with the same one after early loading testing. Data processing, after sample 3D reconstruction, allows qualitative and quantitative evaluating about the characteristics of bone-implant interface subjected to *in vitro* early loading simulation. Vertical and horizontal slices have been obtained to display the implant displacement in bone. To avoid an high level of tissue degeneration, at the end of fatigue test and microtomography analysis, each sample has been immediately glued in formalin and subjected to traditional histological analysis, more often used in bone and implant investigations.

*Key words:* Bone-implant interface; 3D Microtomography; Histological analysis

Per informazioni su questo documento scrivere a: [rossella.bedini@iss.it](mailto:rossella.bedini@iss.it)

Il rapporto è accessibile online dal sito di questo Istituto: [www.iss.it](http://www.iss.it).

Citare questo documento come segue:

Bedini R, Bianco A, Colangelo P, Pecci R, Rizzo F, Trisi P, Ioppolo P. *Protocollo preliminare di analisi microtomografica in vitro dell'interfaccia osso-impianto dentale*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2009. (Rapporti ISTISAN 09/39).

---

Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità e Direttore responsabile: *Enrico Garaci*  
Registro della Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Redazione: *Paola De Castro, Sara Modigliani e Sandra Salinetti*  
La responsabilità dei dati scientifici e tecnici è dei singoli autori.

© Istituto Superiore di Sanità 2009

# INDICE

<b>1. Impianti dentali</b> .....	1
1.1. Storia recente dell'implantologia.....	1
1.2. Classificazione degli impianti.....	2
1.2.1. Impianti endossei.....	4
1.2.1.1. Impianti a forma di radice.....	4
1.2.1.2. Impianti a lama.....	6
1.2.2. Impianti sub-periostei.....	7
1.2.3. Impianti transossei.....	9
1.3. Valutazione del paziente.....	11
1.3.1. Indagini cliniche pre-operatorie.....	11
1.3.2. Esame radiografico.....	12
1.4. Procedura chirurgica.....	12
1.4.1. Incisione chirurgica del lembo d'accesso.....	13
1.4.2. Scollamento del lembo.....	13
1.4.3. Scelta della posizione e dell'inclinazione dell'impianto.....	13
1.4.4. Perforazione dell'osso e inserimento dell'impianto.....	14
1.4.5. Esposizione degli impianti.....	14
1.5. Biocompatibilità implantare.....	15
<b>2. Titanio</b> .....	17
2.1. Il titanio in natura.....	18
2.2. Processi e tecnologie di produzione.....	19
2.2.1. Tecnologie di fabbricazione.....	21
2.2.2. Tecniche di lavorazione superficiale.....	29
2.3. Proprietà fisiche del titanio.....	30
2.4. Il titanio e le sue leghe.....	32
2.4.1. Titanio commercialmente puro.....	34
2.4.2. Leghe alfa.....	34
2.4.3. Leghe alfa-beta.....	35
2.4.4. Leghe beta.....	36
2.5. Proprietà fisiche delle leghe di titanio.....	37
2.5.1. Proprietà meccaniche.....	38
2.5.2. Proprietà elettriche.....	42
2.5.3. Proprietà termiche.....	42
2.5.4. Proprietà di resistenza a corrosione.....	43
2.6. Applicazioni in campo biomedico.....	47
<b>3. Tessuto osseo</b> .....	49
3.1. Anatomia del tessuto osseo.....	49
3.2. Struttura macroscopica delle ossa.....	49

3.3. Struttura microscopica delle ossa.....	50
3.3.1. Osso compatto .....	51
3.3.2. Osso spugnoso .....	51
3.3.2.1. Periostio ed endostio.....	51
3.3.2.2. Struttura cellulare dell'osso .....	52
3.4. Tessuto osseo e dentina.....	53
3.5. Osteogenesi.....	54
3.5.1. Ossificazione intramembranosa.....	54
3.5.2. Ossificazione condrale.....	55
3.5.2.1. Centro primario o diafisario di ossificazione.....	55
3.5.2.2. Manicotto o collare periostale.....	56
3.5.2.3. Zona metafisaria .....	56
3.5.2.4. Cartilagine di coniugazione o disco epifisario.....	56
3.5.2.5. Centri di ossificazione secondari o epifisari .....	56
3.6. Modificazioni ossee dopo l'inserimento dell'impianto.....	57
3.7. Cause di danno al tessuto osseo .....	58
3.7.1. Effetti delle forze compressive sul tessuto osseo.....	58
3.7.2. Surriscaldamento dei tessuti .....	58
3.7.3. Fratture del tessuto osseo.....	59
3.7.4. Interruzioni vascolari .....	59
3.8. Modalità e tempi di guarigione .....	60
<b>4. Indagine sperimentale.....</b>	<b>61</b>
4.1. Materiali e metodi.....	61
4.1.1. Preparazione dei campioni e strumentazione per indagini istologiche .....	64
4.1.2. Analisi microtomografia .....	65
4.1.3. Strumentazione servo-pneumatica per prove a fatica .....	67
4.2. Risultati.....	68
4.2.1. Analisi macroscopica.....	68
4.2.2. Analisi microtomografica .....	68
4.2.3. Analisi istologiche .....	78
4.3. Discussione e conclusioni .....	80
<b>Bibliografia.....</b>	<b>83</b>

# 1. IMPIANTI DENTALI

## 1.1. Storia recente dell'implantologia

È doveroso ricordare alcune tappe dell'iter implantologico nei tempi più recenti, fu un italiano a dare inizio a quel filone di studi che, negli ultimi decenni, ha portato all'affermazione e al riconoscimento di questa metodica.

Si tratta del dott. Manlio S. Formiggini di Modena, che nella seconda metà degli anni Quaranta, ideò un impianto in metallo, a forma di spirale, da inserire negli alveoli dei denti estratti. Egli riteneva che fra le varie spire si sarebbe generato del tessuto osseo o fibroso, il quale, trattenendo questa particolare radice, avrebbe poi permesso di fissare sulla stessa, nella parte emergente dalla gengiva, dei denti fissi.

In realtà ben prima di Formiggini, il primo implantologo italiano, altri ricercatori all'inizio del Novecento, avevano cercato rispettivamente di inserire in profondità nel tessuto osseo, privo di denti, o di appoggiarvi sopra delle particolari radici metalliche sulle quali poi fissare dei denti artificiali (1, 2).

Gli impianti furono chiamati endossei se inseriti in profondità e iuxtaossei se invece venivano solo appoggiati sul tessuto osseo, quando questo era scarso e non permetteva di inserirli in profondità. Tali metodi, tuttavia, probabilmente a causa dei tempi, delle attrezzature poco adatte, della mancanza di materiali adeguati, non riscosero allora i risultati sperati, finché con l'avvento di un'epoca più vicina a noi (attorno agli anni Cinquanta) si cominciarono ad ottenere i primi successi.

C'è da essere grati pertanto a quei precursori, dei quali molti ormai scomparsi, che portarono avanti in modo determinante la ricerca.

Il concetto di osteointegrazione è stato introdotto per primo dalla scuola svedese, con il professor Bränemark, che negli anni Sessanta, studiando la microcircolazione nella fibula di coniglio adoperò una micro-telecamera in titanio con risultati sorprendenti. A distanza di alcune settimane notò un'osteointegrazione tra la telecamera e il tessuto osseo (1).

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. 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 Bränemark, 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 (1, 2).

Oggi, l'osteointegrazione è ancora al centro degli studi eseguiti dalla ricerca odontoiatrica, allo scopo di risolvere gli effetti collaterali ancora presenti, e garantire un affidabile successo a lungo termine, soprattutto quando le condizioni del sito di impianto sono sfavorevoli a causa della bassa densità ossea o di uno scarso spessore osseo. La maggior parte degli studi è concentrata sulle tecnologie di lavorazione della superficie degli impianti e sulla rugosità superficiale, condizione quest'ultima che ha dimostrato di favorire l'osteointegrazione.

Al fine di garantire un'efficace osteointegrazione le regole da rispettare sono le seguenti:

- biocompatibilità;
- forma;
- condizione di superficie dell'impianto;

- condizioni di carico applicate successivamente;
- stato del sito da impiantare;
- tecnica chirurgica d'inserimento.

In particolare, gli studi eseguiti dai ricercatori negli ultimi anni, si sono concentrati sulle risposte del tessuto osseo a contatto con diverse tipologie di dispositivi impiantabili dentali, caricati e non (1, 2).

Dalla letteratura emerge, che dai numerosi parametri presi in considerazione dai ricercatori, solo i diversi tipi di trattamenti superficiali hanno un significativo effetto sull'integrazione implantare, variando sensibilmente la forza di distacco torsionale (forza necessaria per lo svitamento delle viti di titanio impiantate nell'osso) e i tempi di caricamento dell'impianto stesso. Gli studi eseguiti da Bränemark nel 1969 (3) e da Schroeder nel 1981 (4), hanno dimostrato che l'integrazione dell'impianto avviene attraverso il contatto diretto tra il tessuto osseo e l'ossido di titanio presente sulla superficie.

In alcuni esperimenti eseguiti su modelli animali si è riscontrato, dopo tre mesi dall'inserzione e senza caricamento dell'impianto, un grado di contatto primario variabile tra il 52% e il 72% in dipendenza dal tipo di impianto utilizzato (5).

Dopo quindici mesi dall'inserimento, di cui dodici prevedevano il caricamento dello stesso, si è riscontrata sulle superfici osteoconduttive la formazione di tessuto osseo e il suo rimodellamento, effetti dovuti alla stabilizzazione secondaria.

È inoltre emerso, che il tipo di contatto dipende dai trattamenti superficiali eseguiti: Thomas e Cook (6) hanno dimostrato che il grado di rugosità superficiale influenzava positivamente il grado di contatto dell'osso con la superficie e incrementava in modo significativo le forze di distacco torsionali.

Con lo scopo di velocizzare il processo di osteointegrazione, e quindi rendere possibile il caricamento precoce dell'impianto, molte ricerche successivamente sono state concentrate sulla possibilità di utilizzare in combinazione due fattori di crescita (*Platelet Derived Growth Factor beta polipeptide*, PDGF-B; *Insulin like Growth Factor I*, IGF-I), con lo scopo di promuovere la crescita dell'osso attorno all'impianto in titanio (7, 8). Dalle analisi effettuate su modelli animali è emerso, eseguendo analisi istologiche e istometriche, che l'utilizzo di fattori di crescita è potenzialmente un metodo efficace per promuovere la formazione ossea attorno all'impianto dentale.

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 si è pensato all'utilizzo di un elemento intermedio avvitato all'impianto, il pilastro protesico. Negli ultimi anni si sono sviluppati e affermati gli elementi che prevedono la cementazione della riabilitazione protesica. L'utilizzo di tali elementi consente di realizzare pilastri individuali capaci di essere preparati, per morfologia e dimensioni, per ogni caso clinico, rispettando sempre i tessuti perimplantari.

Le sperimentazioni sugli impianti dentali continuano a focalizzare l'attenzione di molti ricercatori dell'odontoiatria moderna, con lo scopo di individuare l'optimum tra gli impianti, i tempi di caricamento ideali e la procedura chirurgica migliore, in virtù del fatto che le condizioni di partenza variano da individuo ad individuo (9, 10).

## 1.2. Classificazione degli impianti

Il termine impianto, in ambiente medico, si riferisce ad un dispositivo medicale, progettato per essere inserito chirurgicamente al posto di una parte del corpo, mancante, in modo da ripristinare la normale funzionalità, persa a causa di un trauma o di una patologia.

L'evoluzione delle tecnologie mediche mira non solo a migliorare lo stato fisico dei pazienti, ma anche la loro qualità di vita.

L'implantologia dentale è il ramo più recente della moderna odontoiatria, e ultimamente, ha raggiunto livelli di sicurezza, affidabilità e predicibilità di successo nel tempo tali da renderla la soluzione ottimale per qualsiasi caso di sostituzione di elementi dentali naturali persi.

Ha ancora dei costi molto elevati per la raffinatezza delle tecniche chirurgiche, assai avanzate e per l'assoluta precisione della tecnologia della componentistica, tuttavia sta diventando sempre più diffusa e praticata, come una normale soluzione alternativa.

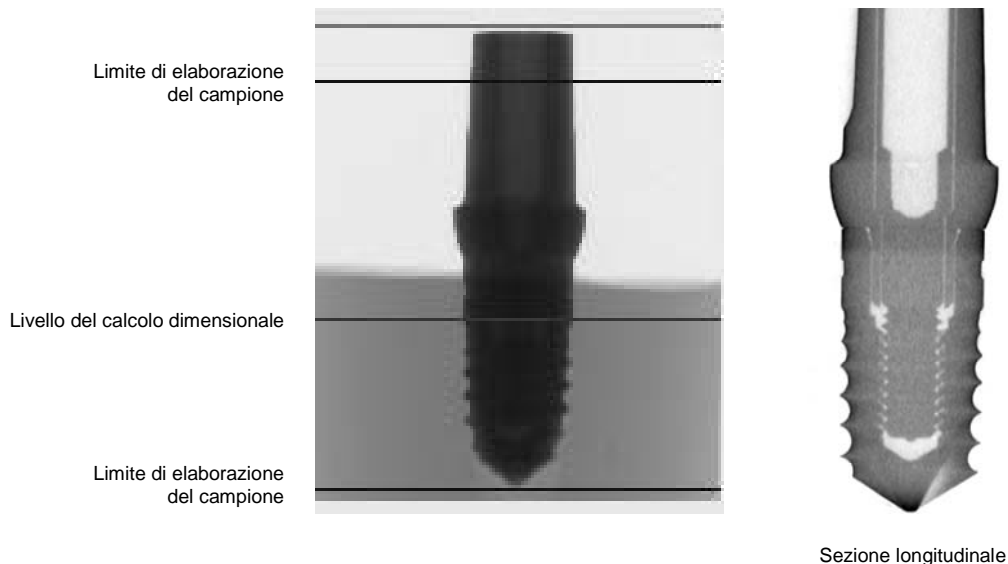
Un aspetto estremamente importante da tenere presente quando si sceglie un impianto, è la sua versatilità. Questo aspetto, può coinvolgere diversi fattori: uno non indispensabile, ma importante, è il fattore economico; infatti, più un impianto è versatile, minore è l'impegno di strumenti e di capitale. Inoltre avendo la possibilità di standardizzare l'impianto, anche per differenti situazioni topografiche, l'operatore acquisisce una manualità e una sicurezza nettamente superiore a chi usa tecniche differenti.

La condizione ideale, sarebbe quella di avere a disposizione un tipo di impianto che possa essere modificato *in situ*, senza che per questo perda le sue caratteristiche e le sue finalità.

In base alle loro caratteristiche strutturali, gli impianti possono essere classificati nel seguente modo:

- *impianti endossei*: a forma di radice, a lama;
- *impianti sub-periosteali*: completi, unilaterali, circolari;
- *impianti transossei*: a graffetta, a perno singolo, ad ago.

Quando parliamo di impianti dentali, ci riferiamo a dispositivi che sostituiscono la parte radicale di uno o più denti mancanti, sopra la quale è successivamente posizionata la corona artificiale (11). Tutti gli impianti sono costituiti da tre componenti fondamentali: il corpo dell'impianto (*fixture*), il moncone (*abutment*) e la vite del moncone come si può osservare in Figura 1.



**Figura 1. Visualizzazione, tramite microtomografia, dei componenti di un impianto dentale**

Dopo un'accurata fase diagnostica, si passa alle varie fasi operative: una seduta chirurgica in cui vengono posizionati gli impianti, completamente sommersi nell'osso e ricoperti dalla gengiva. Segue un periodo di pausa variabile tra i 4 e i 6 mesi, per consentire l'osteointegrazione, quindi una seconda fase chirurgica per la riapertura e lo scoprimento della "testa" degli impianti e la connessione ai monconi, cioè i perni che fuoriescono dalla gengiva e sui quali verranno cementate o avvitate le corone di porcellana, esattamente come se fossero monconi di denti naturali.

Molti implantologi, dopo l'inserimento dell'impianto, ricercano lo stato di quiete, non caricando quest'ultimo per un determinato periodo, o proteggendolo con provvisori per sottrarlo all'azione delle masse muscolari (6).

Tutto questo è emerso dalle osservazioni scaturite dalle esperienze della traumatologia ossea che prevede, per una corretta guarigione delle fratture, l'immobilità.

La ricerca scientifica, in continua evoluzione ha di recente permesso di utilizzare immediatamente gli impianti. In determinati casi è oggi possibile in un'unica seduta posizionare gli impianti nell'osso, avviarvi i monconi e porre su questi i denti provvisori. Il paziente che arriva nello studio dentistico privo di alcuni elementi o con protesi mobili, può uscire nella stessa giornata con i suoi denti fissi iniziando subito ad utilizzarli.

## **1.2.1. Impianti endossei**

### **1.2.1.1. Impianti a forma di radice**

Questi impianti, originariamente progettati da Bränemark, hanno la dimensione e la forma della radice di un dente naturale. Sono utilizzati, in genere, se l'osso è largo e profondo affinché possano costituire la base per il posizionamento di uno o più denti, o per la sostituzione di un arco completo. Si tratta di impianti che hanno una morfologia cilindrica o conica, che possono essere cavi o pieni, con superficie ruvida, liscia o ricoperta con idrossiapatite.

In genere sono impianti sepolti, cioè vengono inseriti e lasciati integrare a riposo nel tessuto osseo per un periodo variabile da due a sei mesi prima di caricarli, e vengono definiti impianti osteointegrati.

Alcuni di essi hanno anche delle spire di scarsa profondità, 1-2 mm, che li assimilano alle viti, in maniera da avere una ritenzione immediata più valida degli impianti puramente cilindrici.

Gli impianti conici, mentre hanno una buona stabilità, non hanno, proprio per la loro morfologia conica, una ritenzione valida immediata. Ricordiamo che le proprietà che conferiscono validità all'impianto sono la ritenzione e la stabilità immediata, qualità che gli impianti cilindrici semplici o con spire posseggono in alto grado.

Tutti questi impianti sono accomunati da una qualità che li rende da un punto di vista funzionale estremamente simili tra di loro e questa qualità è appunto lo spessore.

Per quanto riguarda le dimensioni: il diametro varia dai 3,2 mm ai 7 mm, mentre la lunghezza varia dai 10 mm ai 18 mm.

Lo spessore di questi impianti è un fattore di stabilità e di ritenzione dell'impianto stesso, nonché un fattore di facilitazione dell'osteointegrazione, ma contemporaneamente costituisce un limite al loro uso, poiché chiaramente con spessori di 4 mm di impianto dobbiamo avere a disposizione uno spessore osseo di almeno 8 mm per potere avere una validità dell'impianto e non ledere le pareti corticali.

Lo spessore appunto degli impianti fa sì che questi vengano inseriti in sede paracorticale.

Dalle ricerche effettuate risulta che il tessuto spongioso paracorticale ha la tendenza ad addensarsi e ad assumere l'aspetto lamellare tipico del tessuto corticale, questa è la ragione



per cui si nota in questi impianti il fenomeno della biointegrazione ossea o osteointegrazione (4-6).

Ancora un fattore importante, che spiega la validità e il successo degli impianti cilindrici, è dato dalla loro elevata superficie implantare. Ricordiamo che il carico si trasmette all'osso attraverso la superficie radicolare, nel caso del dente naturale e attraverso la superficie implantare nel caso dell'impianto. È intuitivo che maggiore sarà la superficie implantare, minore sarà il carico per mm<sup>2</sup> di osso a contatto con l'impianto, con maggiore possibilità di durata dell'impianto stesso.

Ricordiamo che, dal punto di vista della superficie implantare, non esiste differenza tra un impianto cilindrico e una vite autofilettante dello stesso diametro e lunghezza, in quanto essendo contenuti nello stesso cilindro la loro superficie non varia e non variano quindi le reazioni perimplantari al carico e alla situazione corticale o spongiosa dell'impianto.

La scelta quindi tra gli impianti cilindrici e gli impianti a vite dipenderà da svariati fattori: la preferenza individuale del singolo operatore per impianti sepolti è indubbiamente un fattore importante, ma non bisogna dimenticare che, specialmente in occasione di totali superiori con abbondante osso in spessore e in altezza, ove pure potrebbero essere eseguiti egregiamente degli impianti cilindrici sepolti, si sono utilizzati con validità e risultati duraturi impianti a vite non sepolta che hanno permesso di caricare immediatamente l'impianto con una protesi fissa provvisoria anziché con una protesi removibile, con notevole conforto per il paziente. Teniamo inoltre presente che l'impianto cilindrico comporta pur sempre un intervento chirurgico di scollamento della fibromucosa che in genere non dà disturbo al paziente ma è pur sempre un piccolo intervento, mentre gli impianti a vite, salvo casi eccezionali, vengono eseguiti per via transmucosa senza scollamento, sono interventi più rapidi, più semplici e meno traumatizzanti.

Vi sarà l'indicazione all'impianto sepolto quando ci si trovi in presenza di un osso che presenti lacune di riassorbimento o estrazioni recenti, nel quale sia necessaria la ricostruzione della cresta alveolare mediante tecniche di osteoriproduzione con idrossiapatite; allora in queste situazioni è di rigore l'impianto sepolto di tipo cilindrico o anche la vite sepolta. Chiaramente nelle regioni frontali sia superiori che inferiori con scarsità di tessuto spongioso e prevalenza di tessuto corticale, le viti sono controindicate, mentre l'indicazione precisa è per gli impianti di tipo cilindrico.

Nelle regioni frontali gli impianti cilindrici offrono il vantaggio di una migliore estetica della protesi implantare, in quanto hanno dei monconi paragonabili per morfologia e volume ai monconi naturali.

Poiché si tratta, come abbiamo detto, di impianti sepolti, è necessario dopo quattro-sei mesi riaprire la mucosa al di sopra degli impianti con un piccolo occhiello, evidenziare la vite di chiusura dell'impianto che va svitata e sostituita con il moncone precedentemente scelto.

Un altro fattore che può influire sulla scelta dell'impianto è certamente il suo costo. Gli impianti cilindrici hanno abitualmente un costo superiore a quello delle viti e delle lame tradizionali; a parità di indicazioni e di previsioni, per un esito positivo l'operatore potrà, in rapporto alle condizioni economiche del paziente, valutare la scelta dell'impianto anche tenendo conto di questo fattore.

Come già accennato, gli impianti cilindrici in genere si equivalgono, sia per la morfologia generale, sia per gli spessori, sia per le lunghezze, sia per la tecnica di inserzione, sia per i principi generali e i risultati. La forma generale è quella cilindrica e possono avere la superficie liscia o granulosa per il plasma-spray, o essere rivestiti in idrossiapatite o in ceramica; possono avere perforazioni laterali più o meno grandi per consentire la penetrazione dell'osso neoformato; possono avere piccole spire che li assimilano alle viti autofilettanti con le quali hanno molto in comune; possono avere, infine, una parte terminale emisferica, conica, piatta o cava.

La filettatura della *fixture* e la macro e micro porosità prodotta dai diversi trattamenti superficiali, hanno lo scopo di stabilizzare l'impianto quando è inserito nell'osso e di aumentarne l'area superficiale per favorire il processo di osteointegrazione (11-16).

### 1.2.1.2. Impianti a lama

Questo tipo di impianti sono stati i primi ad essere utilizzati ma il tasso di successo era inferiore agli attuali impianti cilindrici. Ideati dall'americano Leonard Linkow (17), sono indubbiamente il tipo di impianto che non solo ha avuto il maggiore sviluppo ed è tuttora tra i più usati, ma ha anche prodotto una evoluzione non indifferente della tecnica implantare.

Sono essenzialmente costituiti da una lamina metallica in titanio di varia morfologia, con perforazioni di disegno variabile e con superficie liscia o rugosa, che viene inserita previo scollamento dell'osso alveolare, rispettando naturalmente i rapporti anatomici con le varie formazioni.

All'inizio si riteneva giustamente, e questo concetto è ancora valido, che la morfologia della lama dovesse adattarsi il più possibile alla morfologia dell'osso nel quale doveva essere inserita. Quindi i disegni delle lame erano vari e si adattavano appunto alle zone in cui dovevano essere inseriti e, ovviamente, alla quantità di osso disponibile.

Questo concetto è tuttora valido, perché maggiore è la superficie dell'impianto a contatto con l'osso, minori saranno i carichi per  $\text{mm}^2$  e quindi la validità e la durata dell'impianto saranno maggiori.

Peraltro c'è stata su questo parametro un'acquisizione dettata dall'esperienza, e cioè che, mentre inizialmente si tendeva ad inserire gli impianti a lama in processi alveolari anche di spessore notevole, oltre i 5-10 mm, oggi ci si è resi conto che la lama, proprio per la sua particolare morfologia e soprattutto per il suo spessore limitato, è più indicata nei processi alveolari di spessore intorno ai 5 mm, perché in tali situazioni meglio prende rapporti con il tessuto corticale che gli funge da sostegno.

Questa situazione ricalca per la lama quanto si verifica per l'elemento dentario naturale, che è in rapporti immediati con il tessuto corticale a livello del colletto e in rapporti mediati attraverso il parodonto e la spongiosa a livello delle radici.

Un secondo fattore importante, che ha seguito un'evoluzione nel tempo, riguarda la superficie degli impianti a lama e in generale la superficie di tutti gli impianti.

Si riteneva che la superficie degli impianti dovesse essere lucida e levigata per non danneggiare l'osso nel quale era inserita. Però, mano a mano che si acquisiva esperienza, si notava che le superfici lisce degli impianti di prima generazione delle lame di Linkow, avevano una ritenzione ossea e una stabilità immediata minore ed erano facilmente spostabili nel periodo post-operatorio da traumi della masticazione o della deglutizione, appunto perché, mancando una presa dell'impianto sulla superficie ruvida della ferita ossea, vi era questa maggiore possibilità di spostamento della lama. Ci si cominciava anche a rendere conto che la superficie dell'impianto era importante ai fini della trasmissione di un carico ridotto, per cui gradatamente si sono disegnate lame con piccoli scalini ad andamento orizzontale incisi sulle due facce della lama, sempre con superficie liscia e successivamente con superficie ruvida ottenuta in vari modi.

Un altro parametro importante che ha seguito nel tempo delle variazioni nel disegno delle lame è il bordo inferiore. Nei primi impianti il bordo inferiore, che finiva a coltello, era interrotto e terminava con piedini di varia morfologia. Teoricamente questa disposizione, che allora era ritenuta valida perché indubbiamente facilitava l'introduzione della lama nella fessura ossea, presentava due punti deboli, e cioè l'interruzione del bordo inferiore determinava indubbiamente una minore superficie di appoggio e la rastremazione a lama di coltello poteva condizionare un infossamento della lama sotto carico. In realtà, a ben considerare, questi due punti sono controbilanciati dal fatto che, una volta che si sia riformato l'osso attraverso le

perforazioni della lama, il carico si esplicherà sui bordi inferiori delle perforazioni e sulle due facce della lama. Questo non toglie che, se il bordo inferiore è continuo anziché interrotto ed è leggermente smusso ma non tagliente, la superficie implantare aumenta e quindi aumenta anche l'appoggio osseo, determinando così un miglioramento della stabilità e della tenuta della lama.

Un ultimo parametro da esaminare riguarda il moncone e il colletto della lama. I primi impianti, lame e viti, avevano tutti un moncone fisso rigido e un colletto del diametro di circa 1 mm e mezzo, che consentiva, mediante piegatura, di ottenere il parallelismo dei monconi. In Italia, per primo, Pasqualini si rese conto che, nel periodo post-operatorio, un moncone fisso, era sottoposto durante la deglutizione agli stress di compressione da parte della lingua e di conseguenza l'impianto attraversava un periodo critico nei primi quindici-venti giorni, nei quali poteva andare incontro a una leggera mobilità in seguito regredibile, o ad un franco insuccesso dovuto appunto alla somma di due fattori: la leggera osteolisi perimplantare post-operatoria e appunto il traumatismo della deglutizione (18).

Per eliminare questo inconveniente Pasqualini ideò una lama con moncone svitabile, sostituibile, subito dopo l'inserzione e la parallelizzazione del moncone stesso, da un monconcino più basso che era contenuto nello spessore della mucosa e che quindi era sottratto allo stress della deglutizione e della masticazione e consentiva all'impianto di guarire senza sollecitazioni dannose (19).

Un'ulteriore evoluzione della lama con moncone svitabile è stata la lama e in generale l'impianto sepolto nel quale quest'ultimo viene coperto dalla mucosa e lasciato in riposo in attesa dell'osteointegrazione e dopo sei mesi viene caricato.

Il colletto implantare, che inizialmente aveva un diametro di circa 1,5 mm per consentire una più facile piegatura per ottenere la parallelizzazione dei monconi, presentava per questa sua sottigliezza degli inconvenienti e in particolar modo la rottura sia durante le manovre di piegatura sia a distanza di tempo sotto carico.

A questo inconveniente si è rimediato in duplice maniera, sia portando il diametro del colletto a 2,5 mm, sia usando, invece che titanio puro, leghe che contengono quantità minime di alluminio e di vanadio, che conferiscono al manufatto doti di maggior resistenza ed elasticità paragonabile a quella dell'osso.

In base quindi a quanto esposto, l'impianto a lama, che meglio risponde ai requisiti biomeccanici, dovrebbe essere un impianto a superficie ruvida, con bordo inferiore continuo non interrotto, smusso ma non tagliente, con perforazioni regolari in modo che nel caso di modifiche dell'impianto permanga il disegno chiuso; la presenza di scalini sulla superficie laterale migliora ulteriormente le doti di stabilità e di ritenzione dell'impianto.

Molti dei problemi degli impianti a lama sono attribuibili alla temperatura elevata alla quale veniva portata la zona ossea di impianto e al carico immediato. Entrambe le cause sono state associate all'incapsulamento fibroso che si verificava. Oggi esistono impianti a lama da sommergere che hanno una percentuale di successo superiore all'80% a cinque anni, ma permangono gli inconvenienti della preparazione per l'inserimento e l'area ossea asportata piuttosto grande in caso di insuccesso (16).

### **1.2.2. Impianti sub-periosteali**

Questi dispositivi sono utilizzati quando la larghezza e la profondità dell'osso non sono tali da consentire l'inserimento di perni endosseali. Sono progettati per essere inseriti sulla parte superiore dell'osso, ma sempre sotto la gengiva.

Storicamente lo svedese Gustavo Dahal ricevette il primo brevetto USA per un impianto sub-periosteale nel 1942, nel 1949 Gershkoff e Goldberg presentarono il primo impianto sub-periosteale mandibolare di lunga durata (1).

Gli impianti sub-periosteici possono essere distinti in tre tipi:

1. totale, per una mandibola completamente edentula;
2. unilaterale posteriore con due monconi;
3. universale o bilaterale.

L'impianto sub-periosteico totale è il più antico dei tre tipi. Fu disegnato per pazienti totalmente edentuli nella mandibola e per definizione è una speciale struttura metallica biocompatibile ottenuta da un'impronta dell'osso sia della mandibola sia della mascella, da inserire direttamente sopra l'osso e sotto il periostio e il tessuto gengivale. Da questa struttura, attraverso il tessuto gengivale, si innalzano dei pilastri sui quali si può costruire una protesi fissa o rimovibile.

L'impianto sub-periosteico universale o bilaterale è disegnato per un paziente parzialmente edentulo che abbia ancora un certo numero di denti nella regione frontale. L'impianto ha un disegno bilaterale con uno o più pilastri naturali su ciascun lato. È una struttura metallica biocompatibile disegnata su un'impronta dell'osso e deve essere posta direttamente sull'osso edentulo dietro ai denti residui della regione frontale.

L'impianto sub-periosteico unilaterale è un impianto metallico biocompatibile ottenuto da un'impronta sull'osso da porre direttamente sopra l'osso edentulo in un edentulismo unilaterale. Può essere inserito a destra o a sinistra in caso di edentulismo distale, o anche nel tratto anteriore nel caso di edentulismo frontale.

La struttura dell'impianto sub-periosteico è disegnata per essere situata direttamente sull'osso, al quale viene fissata da un tessuto connettivo, chiamato legamento sospensorio, che fissa l'impianto all'osso e contribuisce a sopportare i carichi. L'impianto è situato sulla cresta residua dell'osso e raggiunge i limiti delle zone di appoggio.

L'impianto sub-periosteico mandibolare può avere successo solo se vi è un riassorbimento totale della cresta alveolare. La superficie superiore della mandibola deve essere costituita da uno strato denso di osso corticale. L'impianto sub-periosteico ha successo solo quando l'osso alveolare è completamente riassorbito.

L'impianto sub-periosteico totale superiore dei mascellari è diverso dall'impianto sub-periosteico totale mandibolare, in quanto si appoggia sull'osso corticale della superficie laterale delle ossa mascellari, partendo posteriormente dalla regione zigomatica e circondando anteriormente la spina nasale. Dal lato palatino il limite dell'impianto deve appoggiare sulla faccia palatina del processo alveolare e del palato duro passando al di dietro del canale incisivo.

Le forze di masticazione nell'impianto sub-periosteico vengono trasmesse dai denti della protesi, attraverso i pilastri, all'intera struttura implantare che a sua volta li trasmette all'osso.

Il modo in cui la griglia trasmette i carichi all'osso sottostante è diverso da quello degli impianti endossei e degli elementi dentari naturali. Mentre l'impianto endosseo e il dente trasmettono il carico alla spongiosa e per mezzo di essa alla superficie interna della corticale, la griglia sub-periosteica trasmette i carichi direttamente alla superficie corticale esterna sulla quale appoggia con l'interposizione di fasci di tessuto connettivale fibroso che avvolgono la griglia stessa, la fissano alla superficie dell'osso e contribuiscono, per la parte interposta tra la griglia e l'osso, a creare un ammortizzamento dei carichi.

È chiaro che quanto più è preciso il disegno della griglia, quanto più la stessa è aderente all'osso, quanto più entro certi limiti, è vasta la superficie di appoggio nelle zone biostatiche, tanto più la griglia sarà stabile e ritentiva e in grado di trasmettere i carichi.

Il carico assiale quindi tende ad aumentare la stabilità e la ritenzione della griglia.

Il carico tangenziale invece tende a spostare la griglia nella direzione del carico stesso e ne provocherebbe una disinserzione se non fosse trattenuta in sede, oltre che dai tralci di connettivo fibroso perimplantare anche dalla resistenza determinata dal versante alveolare opposto (7, 8).

Il problema con gli impianti sub-periosteali è che qualora dovessero fallire, risulta molto difficile e costoso rimuoverli, inoltre molto spesso possono essere causa di danni secondari non trascurabili al paziente (11).

### 1.2.3. Impianti transossei

Con questo tipo di impianti è possibile intervenire nei pazienti ove l'atrofia ossea sia particolarmente severa senza ricorrere ad interventi più vasti e demolitivi.

Il riassorbimento osseo a cui vanno incontro le creste alveolari dopo la perdita degli elementi dentali è un processo più o meno veloce e massivo, che colpisce progressivamente processi alveolari edentuli con entità diverse nei vari individui che ne sono colpiti.

Questo riassorbimento osseo, diminuendo le superfici di mucosa fissa su cui appoggiano validamente le placche proteiche e spostando passivamente verso la cresta terminale alveolare gli attacchi dei muscoli masticatori, determina una notevole mobilità degli apparecchi protesici dentali diminuendone sensibilmente la capacità funzionale.

Il risultato più evidente di tutto ciò è una continua riduzione delle dimensioni della cresta residua, probabilmente dovuta ad un processo di riassorbimento osteoclastico localizzato a livello del periostio, che si accompagna ad una neoformazione ossea di tipo endostale.

Questa riduzione della cresta residua si determina con grande rapidità nel corso dei primi 6-24 mesi dopo le estrazioni, anche se in molti soggetti essa continua uniformemente fino alla morte e comporta la perdita di notevoli quantità di osso mascellare.

Il significato pratico di questa perdita ossea continua sta nel fatto che le protesi rimovibili, che vengono impiegate per sostituire i denti estratti, al cambiare costante della morfologia della base ossea, anche se ben costruite, diventano insoddisfacenti e richiedono interventi multipli per ripristinare il comfort del paziente, la funzionalità e l'aspetto estetico.

Al presente il riassorbimento della cresta residua deve essere considerato una malattia la cui causa può essere un fattore non ancora determinato oppure una combinazione di diversi fattori. Inoltre, malgrado esso sia un processo localizzato di distruzione ossea e che i fattori locali come le protesi totali possano giocare un ruolo importante in coloro che le portano, va sottolineato il fatto che il riassorbimento si manifesta anche in soggetti non protesizzati e che quindi esso non può dipendere esclusivamente da fattori protesici.

Il riassorbimento della cresta alveolare residua è quindi da considerarsi una malattia localizzata, di tipo cronico e con effetti cumulativi, del processo di rimodellamento osseo. Quest'ultimo dipende da una grande varietà di fattori, i quali comprendono la disponibilità di cellule ossee vitali, i fattori biochimici che influenzano le cellule ossee e l'influenza sugli elementi cellulari del carico fisico applicato sull'osso.

Altre ricerche hanno dimostrato che la quantità media di riassorbimento della cresta alveolare è circa quattro volte maggiore a livello della mandibola rispetto al mascellare superiore; questo sembra dovuto all'ampia superficie di appoggio della protesi che è circa due volte maggiore a livello del mascellare superiore. Ne consegue logicamente che ogni volta che un paziente occlude, il carico medio, per unità di superficie, applicato alla mandibola è due volte maggiore.

La fisiopatologia del sovraccarico del tessuto osseo potrebbe però corrispondere ad uno o più dei seguenti meccanismi: trauma che conduce ad aumento della vascolarizzazione, compressione con diminuzione del flusso ematico, stimolazione delle cellule deputate al riassorbimento osseo attraverso l'attivazione dei recettori cellulari ad opera del carico.

Inoltre è possibile che la quantità e la modalità vengano indotte dalle avulsioni dentali o da altre metodiche chirurgiche come rimozioni di gengiva aderente e di osso corticale, scollamenti di tessuti molli, alveolectomie più o meno massive, tensioni eccessive dovute a sutura troppo stretta di lembi muco-periosteali.

L'impianto transosseo è forse ciò che meglio si adatta alla risoluzione di questi casi.

È un impianto ortopedico disegnato per la riabilitazione di una mandibola edentula atrofica o deformata per ragioni chirurgiche o traumatiche.

L'impianto viene inserito nella porzione anteriore della mandibola e sua funzione è quella di stabilizzare una protesi totale. È un intervento alternativo alla chirurgia pre-protetica classica per le mandibole atrofiche e all'impianto sub-periosteale.

L'impianto transosseo mandibolare con bloccaggio a doppia madre-vite è costruito in una lega di titanio-vanadio che lo rende estremamente resistente al carico e alla corrosione.

La struttura dell'impianto è costituita da una placca curva che giace sul bordo inferiore della mandibola e che porta sul suo corpo 7 o 5 viti.

Le viti corte sono progettate per dare ritenzione e stabilità e sono sepolte nella sostanza ossea, quelle lunghe sono viti transossee che passano a tutto spessore ed emergono in cavità sulla cresta edentula, attraversando il muco-periostio in regione canina.

L'impianto transosseo è fornito in tre forme: 7 viti, 7 viti modificato, 5 viti e tutte queste sono fornite di un sistema di bloccaggio con doppia madre-vite.

Dopo l'intervento chirurgico per il posizionamento dell'impianto, e avere atteso dalle sei alle otto settimane, viene costruita e poi cementata un'infrastruttura sopra i perni emergenti in cavità orale utilizzando attacchi di precisione.

Su questa infrastruttura viene poi costruita la protesi che sarà stabile, ritentiva e funzionale durante la masticazione.

I casi in cui è consigliato l'utilizzo di un impianto transosseo sono i seguenti:

- mancanza di osso grave o moderata (osteopenia).
- perdita di osso per trauma o chirurgia oncologica.
- paziente che non riesce a ritenere la propria protesi durante la masticazione nonostante il lavoro protesico sia ben eseguito.
- edentulismo congenito.

Tra le controindicazioni ricordiamo invece:

- *Inadeguata altezza ossea*  
Ci devono essere 9 mm di osso in spessore verticale nella regione sinfisaria e parasinfisaria. Questo però potrebbe essere corretto con un aumento per mezzo dell'idrossiapatite.
- *Considerazioni mediche che metterebbero il paziente a rischio per anestesia generale.*  
L'intervento può anche essere eseguito in anestesia locale.
- *Infezioni di ogni genere, mucosa od ossea, o la presenza di qualsiasi processo patologico o corpi estranei.*
- *Diabete mellito o malattie endocrine non controllate.*
- *Discrasie sanguigne.*
- *Stati immunodeficitari.*

Il paziente con dentatura naturale sul mascellare superiore può essere considerato come una controindicazione relativa.

Per quanto riguarda la preparazione pre-operatoria, se necessario, la mandibola dovrebbe essere regolarizzata tre mesi prima per interventi sulla mucosa libera, per cresta e lama di coltello, per radici ritenute, per iperplasia infiammatoria e infine per corpi estranei. Se poi il

muscolo mentale è attaccato sulla cresta, allora è necessario un intervento di vestibolo-plastica prima di intervenire per inserire l'impianto.

L'idrossiapatite o un innesto di osso dovrebbero provvedere a rendere fissa una cresta mobile e un contorno osseo più regolare. La distanza tra i forami mentonieri deve essere misurata in precedenza per decidere quale tipo di impianto deve essere utilizzato in sede operatoria. Il passaggio delle due viti transossee deve essere due o tre millimetri mesialmente ai forami per evitare di danneggiarli.

L'emergenza in cavità orale deve essere il centro della cresta e su mucosa fissa. Per l'orientamento della posizione del nervo mentale è necessaria la costruzione di una placca in acrilico costruita su modello da impronta per poi provvedere ad eseguire due fori nella placca per permettere sia l'emergenza delle viti transossee, sia l'ancoraggio del sistema di guida per la trapanazione parallela.

Con successo è possibile quindi intervenire nei pazienti dove l'atrofia ossea sia particolarmente severa senza ricorrere ad interventi molto più vasti e demolitivi.

Il successo degli impianti transossei dipende però da un'accurata scelta del paziente, da una buona tecnica operatoria, da un manufatto protesico ben eseguito, da una buona educazione all'igiene del paziente e tutto seguito da regolari controlli (16).

## **1.3. Valutazione del paziente**

### **1.3.1. Indagini cliniche pre-operatorie**

Per poter eseguire un intervento chirurgico implantare sul paziente è necessario appurare quale sia il suo reale stato di salute generale, saranno quindi richiesti esami di laboratorio che indaghino quei parametri che sono indice delle capacità emocoagulative del paziente, del suo trofismo osseo e che escludano la presenza di eventuali patologie che controindicano l'intervento quali:

- osteoporosi di grado elevato, soprattutto se appare molto compromesso per ipomineralizzazione il distretto osseo dei mascellari;
- nefropatie di gravità tale da avere riflessi negativi sull'emocoagulazione e sul trofismo osseo;
- diabete non controllato per possibili problemi di guarigione dei tessuti e sovrainfezioni dei siti chirurgici;
- cardiopatie ischemiche con fenomeni di angina non ancora controllati efficacemente da una terapia stabilizzata;
- gravi patologie dell'apparato respiratorio con compromissione della capacità ventilatoria;
- esiti di interventi di terapia radiante impongono un periodo di attesa di almeno un anno dall'interruzione dell'irradiazione;
- psicosi che compromettono il "rapporto medico-paziente".

La presenza di eventuali malattie infettive anche asintomatiche deve essere considerata al fine di mettere in pratica con efficacia ogni precauzione sanitaria che possa evitare il contagio del personale di studio e l'eventuale diffusione degli agenti patogeni ad altri pazienti che accedono ai locali dello studio. Le patologie da indagare sono in particolare: AIDS, epatiti di tipo B e C.

L'esame obiettivo è il primo passo verso la conoscenza pratica del territorio su cui si deve intervenire. Ci si accerterà delle condizioni degli elementi dentari, del loro numero e della loro disposizione, della presenza di precedenti interventi restaurativi e del loro stato di mantenimento.

Si valuteranno quindi i tessuti molli ponendo particolare attenzione alla quantità e qualità di gengiva aderente presente, considerando anche il grado di igiene ottenuto dal paziente dato che l'insuccesso di una terapia impiantare può essere dovuto ad una infezione batterica.

Durante questo esame obiettivo è necessario anche farsi una prima idea della dimensione e conformazione dell'osso circostante i denti e nelle zone edentule, individuare strutture anatomiche molli presenti.

### **1.3.2. Esame radiografico**

La radiografia panoramica fornisce un'immagine d'insieme delle arcate dentarie e delle strutture ossee da cui sono sostenute. Anche se ben realizzata, una radiografia panoramica non riesce a fornire l'accuratezza dei particolari più fini, ciò nondimeno è indispensabile per uno studio preliminare delle ossa mascellari, degli elementi dentari presenti con i loro apparati radicolari, delle strutture cave e della loro dimensione e disposizione, dei restauri conservativi o protesici già realizzati, delle condizioni generiche del parodonto profondo, di eventuali anomalie ossee o patologie non altrimenti sospettate. È importante, nel valutare tale immagine radiografica tenere presente l'Indice di Distorsione che possiamo in qualche modo misurare paragonando le dimensioni, note, per esempio di una corona di un elemento dentario e la "discrepanza" dalla sua immagine radiografica. Individuato questo Indice di Distorsione, che solitamente è rappresentato da un aumento dimensionale dell'immagine del 20%, potremo ragionevolmente ridurre o aumentare le misurazioni che effettuiamo sull'immagine radiografica stessa.

Le radiografie endorali locali sono realizzate con l'intento di valutare la quantità ossea di un determinato sito. La scelta delle aree da indagare è dettata dall'individuazione primaria fornita dalla radiografia panoramica e dagli orientamenti terapeutici scelti. Saranno eseguite radiografie locali in proiezione ortogonale con l'ausilio di appositi centratori nelle zone in cui si ritiene di inserire un impianto; ciò permetterà anche di valutare con maggiore accuratezza l'origine di addensamenti o rarefazioni ossee nonché la localizzazione del decorso dei nervi, dei seni paranasali o l'apparato radicolare dei denti contigui.

La tomografia assiale computerizzata è l'ultimo esame in ordine di tempo ad essere entrato a far parte del patrimonio diagnostico della chirurgia impiantare. La capacità di questa indagine di fornire immagini settoriali, stratificate e calibrate delle aree di interesse, è di utilità insostituibile per una scelta preoperatoria dei manufatti implantari da inserire nell'osso. Tramite le immagini fornite è, infatti, possibile effettuare misurazioni molto precise delle dimensioni ossee delle zone di intervento ed è anche possibile eseguire una valutazione della densità dell'osso su cui intendiamo intervenire.

## **1.4. Procedura chirurgica**

Per realizzare la procedura chirurgica si utilizza una lama adeguata per forma e dimensione al sito di intervento.

L'incisione viene eseguita orizzontalmente in cresta sulla sella da riabilitare e viene portata in profondità a tutto spessore, sino a giungere all'osso alveolare.

Nei casi in cui si preveda o si verifichi un'inadeguata ricopertura della superficie ossea e degli impianti ivi inseriti per scarsa mobilità del tessuto gengivale, è indicata l'incisione del solo periostio dal lato vestibolare, al di sotto della mucosa, questo permetterà di dislocare maggiormente i margini del lembo e garantirà più tessuto suturabile al di sopra della zona scoperta chirurgicamente.



### 1.4.1. Incisione chirurgica del lembo d'accesso

Fondamentalmente si eseguono tre tipi di incisioni:

1. *Incisione crestale*

L'incisione viene condotta a tutto spessore sino al tessuto osseo alveolare. Successivamente si scolla un lembo mucoperiosteo estendendosi oltre la giunzione mucogengivale. Nelle bocche edentule si eseguono incisioni che terminano con due incisioni di rilassamento perpendicolari alla prima incisione. Nelle bocche dentule si esegue l'incisione sino al dente mesiale e distale, raggiunta la papilla si procede con una incisione di rilassamento lungo l'angolo del dente conservando intera la papilla.

2. *Incisione vestibolare*

Si esegue raramente perché in questa zona c'è scarsa quantità di gengiva cheratinizzata. L'incisione in un tessuto come la gengiva libera è indaginosa così come la sutura. Inoltre per la presenza di un gran numero di vasi sanguigni si possono formare voluminosi ematomi con grave disagio per il paziente.

3. *Incisione palatale*

Il lembo palatale, anche se inciso alla base, non è estensibile. Nei casi di terapia rigenerativa a carico dell'arcata mascellare è dunque necessario scolpire un lembo in maniera del tutto differente. Si praticano due incisioni, mesiale e distale, trasversali alla cresta e si estendono nella regione del palato, poi confluiscono e descrivono un lembo a forma di rettangolo od ovale. Si inizia poi lo scollamento a mezzo spessore, giunti in prossimità della cresta si procede a tutto spessore e si continua nella stessa maniera vestibolarmente.

### 1.4.2. Scollamento del lembo

Si utilizza a tale scopo uno scollaperiosteo della forma e delle dimensioni adeguate alla posizione e alla dimensione stessa del lembo precedentemente inciso.

La parte attiva dello scollaperiosteo viene inserita con delicatezza tra i margini dell'incisione e quindi con leggere semirotaioni e aumentando progressivamente la forza applicata si divaricano i margini stessi fino a causare un iniziale scollamento dal letto osseo. A questo punto si inserisce lo scollaperiosteo al di sotto del varco appena creato e lo si fa avanzare progressivamente mantenendo sempre la parte piatta a contatto con l'osso e quella convessa sotto al periostio che va distaccato *in toto*, cercando di non causare lacerazioni che possono in seguito dare problemi di inaspettata sensibilità dolorifica durante le successive fasi dell'intervento, problemi di tenuta del lembo al momento della sutura o fastidi nella fase di guarigione. Tale metodo permette di scollare tutto il lembo, anche nelle zone sottostanti il tessuto mucoso (16).

### 1.4.3. Scelta della posizione e dell'inclinazione dell'impianto

La scelta della posizione in cui inserire l'impianto e la sua inclinazione sono in parte frutto dello studio del caso clinico e dell'evidenza riscontrata al momento dell'intervento vero e proprio; in sostanza questo significa che non è possibile prevedere tutto ciò che si verificherà al momento della chirurgia sebbene si siano eseguiti tutti gli studi diagnostici possibili e indicati dalla situazione.

La ceratura diagnostica realizzata sui modelli studio e l'accurata valutazione delle indagini diagnostiche radiografiche, soprattutto della TAC (Tomografia Assiale Computerizzata), forniscono usualmente sufficienti dati per fare realizzare dal laboratorio una dima chirurgica, fornita di cilindretti metallici cavi posizionati al suo interno e orientati secondo quello che dovrebbe essere l'asse ideale dell'impianto.

È però possibile che al momento della fresatura dell'osso, cioè dopo aver scollato i lembi gengivali, si evidenzino situazioni anatomiche dissimili da quanto ipotizzato in precedenza e sia perciò necessario procedere diversamente. In questo caso si potrebbe essere costretti a non avvalersi dell'ausilio della dima appositamente preparata e si renderebbe necessaria una fresatura non guidata, basata sulla valutazione solo visiva del campo operatorio.

L'impianto dovrà avere la più ampia superficie possibile di contatto con l'osso e non dovrà superare i 20 gradi di inclinazione rispetto alle forze occlusali. È preferibile un impianto di notevoli dimensioni piuttosto che di piccole dimensioni ma collocato in posizione corretta (16).

#### **1.4.4. Perforazione dell'osso e inserimento dell'impianto**

La prima cosa da fare consiste nel collocare sull'area di intervento la dima precedentemente preparata. Quindi si inserisce nel cilindretto cavo della dima la fresa e con questa si crea un leggero invito sulla superficie ossea con una fossetta appena accennata, fatto questo successivamente si approfondisce la cavità. Il passaggio successivo, una volta creata la cavità della profondità voluta, è quello di regolarizzarla con una fresa del diametro dell'impianto. La fresatura termina non appena si è regolarizzato fino alla profondità voluta il neoalveolo.

L'impianto prescelto viene rimosso dalla confezione sterile facendo attenzione che non venga a contatto con nulla che non sia l'osso del paziente. Per far questo si trattengono i lembi gengivali in posizione ben divaricata, si porta quindi rapidamente l'impianto sull'imbocco del neoalveolo e lo si avvita il più possibile.

Concluso l'inserimento dell'impianto si effettua la sutura dei lembi chirurgici (16).

#### **1.4.5. Esposizione degli impianti**

È realizzata tramite esecuzione di un lembo a tutto spessore il cui disegno sarà concepito in modo da permettere l'accesso diretto alle teste degli impianti e all'osso circostante. Per scegliere il disegno dell'incisione si valuterà la quantità e la collocazione della gengiva aderente, in modo da lasciare attorno al tappo di guarigione, o al pilastro temporaneo e successivamente al moncone definitivo, un adeguato quantitativo di tessuto cheratinizzato più favorevole allo svolgimento delle pratiche igieniche necessarie al buon mantenimento degli impianti.

In definitiva, bisogna dire che la quantità corretta di gengiva aderente si ha quando questa ricopre completamente per tutta la sua circonferenza l'impianto emergente senza creare tasche e senza subire la trazione di inserzioni muscolari.

Il lembo ottenuto viene scollato da sopra gli impianti e l'osso adiacente viene controllato per evidenziare eventuali difetti di guarigione ossea che si manifestano con presenza di tessuto fibroso in corrispondenza della testa e del collo degli impianti.

Dopo aver scoperto gli impianti nel modo suddetto si procederà alla rimozione della vite o tappo chirurgico dell'impianto, al lavaggio della cavità con soluzione fisiologica e alla collocazione di un tappo o vite di guarigione, dotato di una "testa" di circonferenza equivalente al moncone che sarà in seguito collocato sull'impianto e di altezza tale da mantenere la pervietà dei tessuti gengivali durante la successiva fase di guarigione dei tessuti molli, senza che questi lo possano ricoprire in parte o anche completamente durante il processo di cicatrizzazione. È

evidente che la vite o tappo di guarigione deve permettere una corretta guarigione dei tessuti molli a livello del profilo di emergenza del futuro moncone e andrà perciò scelto dopo aver controllato ed eventualmente rimodellato questi tessuti (16).

## 1.5. Biocompatibilità implantare

Generalmente il termine biocompatibilità è usato per descrivere la situazione creata da un biomateriale posto in ambiente fisiologico, sia per quanto riguarda l'azione esplicata dal materiale nei confronti dell'ambiente, sia l'azione dell'ambiente nei confronti del materiale.

Analizzando la struttura delle varie tipologie di impianti, si osserva che dopo il posizionamento, il dispositivo è affondato soltanto parzialmente nei tessuti organici; questo comporta la presenza di una via teorica di accesso ai germi e ad altri insulti nocivi, che potrebbero causare una reazione di difesa dell'organismo. Nel caso in cui il cercone perimplantare è integro, in perfetta contiguità con l'impianto, e non presenta connettivo lasso, questa struttura garantisce un ottimo sigillo. Questa condizione è ben rispettata se si utilizzano materiali biocompatibili, come, ad esempio, il titanio e il silicone.

In applicazioni odontoiatriche è introdotto il concetto di biocompatibilità meccanica relativa al diverso modo di deformazione tra ospite e protesi. Il diverso modulo di elasticità, della protesi e del tessuto biologico, provoca deformazioni diverse nei due mezzi, le quali causano movimenti relativi sia in fase di applicazione che di rimozione della sollecitazione. Se questi movimenti rimangono in campo elastico, si possono creare sollecitazioni residue in grado di provocare scorrimenti tra le superfici, necrosi del tessuto osseo, mobilitazione della protesi e, conseguentemente, la sua rimozione.

Nell'ambito della biocompatibilità meccanica, un'altra condizione che deve essere rispettata, affinché non si interferisca in modo dannoso con l'ambiente biologico, è il minimo impegno volumetrico: infatti, il dispositivo implantare deve riempire per contiguità, uno spazio creato artificialmente nei tessuti organici, quindi, è necessario asportare una quantità minima di sostanza, nel rispetto del tessuto osseo stesso. Consideriamo, inoltre, che l'ancoraggio di un impianto orale, è legato al tessuto osseo della mascella e della mandibola, strutture anatomiche di volume ridotto, spesso soggette ad atrofia legata all'edentulia. Importante, diventa interferire nel minor modo con il microambiente cellulare, poiché il buon funzionamento di questo biosistema, si basa su delicati equilibri: si deve garantire un buon trofismo, che dipende dall'irrorazione e dall'innervazione.

Se si asporta troppa sostanza ossea, si altera sia l'irrorazione, sia l'innervazione intrinseca dell'osso, che provoca un indebolimento delle sue capacità rigenerative, e potrebbe innescare un fenomeno di involuzione della rigenerazione tissutale, potenzialmente pericoloso. Da queste considerazioni è evidente la necessità di disporre di impianti con dimensioni ridotte, ma che nello stesso tempo, siano in grado di garantire un ancoraggio valido e di sostenere i carichi masticatori. A seguito di queste riflessioni cade la teoria, diffusa negli anni precedenti, su cui si basano gli impianti di espansione che presentano una struttura che si estende più in larghezza che in profondità, mentre si dimostra più corretta quella degli impianti in profondità. Avere degli impianti di ridotte dimensioni è indispensabile per non alterare le condizioni del tessuto osseo ospitante, affinché quest'ultimo non identifichi il manufatto implantare come un corpo estraneo e cerchi di isolarlo con un'abbondante produzione di tessuto connettivale.

Ricerche con resine fotoelastiche e studi condotti con modelli matematici computerizzati, hanno dimostrato che la forma conica di un impianto permette una più uniforme distribuzione dei carichi.

La presenza di spire aumenta l'area di contatto impianto-osso, riducendo la forza applicata per unità di superficie e contemporaneamente crea un maggior numero di superfici che si oppongono ortogonalmente al carico, prevenendo lo slittamento dell'impianto sull'osso.

Le microirregolarità superficiali, aumentano la superficie di contatto e si oppongono alle forze di taglio.

La simmetria rotazionale dell'impianto, permette di rispettare un altro principio dell'osteointegrazione, ovvero la stabilità nell'immediato post-operatorio, detta stabilità primaria. Infatti, poiché la preparazione del sito, che deve ospitare l'impianto, avviene per mezzo di strumenti rotanti, solo una struttura a simmetria rotazionale, permette una perfetta congruenza tra impianto e letto osseo.

Altra proprietà richiesta alla macro struttura implantare, è la capacità di opporsi alla rotazione attorno al proprio asse, movimento cui l'impianto può essere soggetto, specie nei casi di un singolo elemento inserito. Questo contribuisce, inoltre, a ridurre la pressione idrostatica.

Le forze di taglio, di tensione e di compressione, dovrebbero essere tali da essere trasmesse dall'impianto all'osso circostante in modo quanto più possibile omogeneo, una volta che il processo di guarigione sia completato e che l'impianto sia saldamente incorporato nell'osso.

Il valore massimo delle forze tensili, compressive e tangenziali, applicate sull'impianto, deve rimanere sotto determinati limiti, in altri termini, gli sforzi o la deformazione prodotti sull'osso circostante da un impianto, non devono superare un valore critico, se si vuole evitare il riassorbimento dell'osso e la conseguente mobilizzazione e perdita dell'impianto stesso.

## 2. TITANIO

Il titanio è un elemento che occupa la ventiduesima posizione della tavola di Mendeleev e appartiene alla quarta colonna del gruppo dei metalli di transizione. Questo metallo, rispetto ad altri in uso fin dall'età preistorica (ferro, rame e bronzo), è stato scoperto relativamente di recente, in una valle della Cornovaglia (Menachan Valley) nel 1791, dal chierico William Gregor. Il parroco, un mineralogista dilettante istruito al sacerdozio a Bristol e Cambridge, analizzando la sabbia del fiume Harford nei pressi della sua parrocchia, estrae per mezzo di un magnete una polvere nera (che oggi sappiamo essere l'ilmenite,  $\text{FeTiO}_3$ ), la quale viene trattata con acido cloridrico, eliminando il ferro e ottenendo un residuo marrone rossastro; questo, a sua volta, è disciolto in acido solforico concentrato, permettendo la produzione dell'ossido impuro di un nuovo elemento. Con un'ulteriore procedura spesso utilizzata per ridurre un minerale a metallo (il minerale polverizzato viene fuso con carbone di legna in polvere), Gregor ottiene un nuovo elemento metallico di scarsa purezza. Il religioso propone di chiamare la polvere magnetica "Menaccanite" (dal nome della sua città Menachan) oppure "Georgium" in onore del re di Inghilterra.

Solo cinque anni più tardi, il chimico tedesco Heinrich Klaproth ne individuò la presenza nel rutilo, un cristallo che fino ad allora veniva confuso con la tormalina, e che il ricercatore scoprì essere composto da diossido di titanio ( $\text{TiO}_2$ ). Il nuovo metallo, per le sue caratteristiche meccaniche eccezionali e fino ad allora irraggiungibili, fu battezzato con il nome dei primi figli di Giove ed Era, i mitologici Titani, non dei ma abbastanza potenti da ribellarsi a loro (20, 21).

I primi utilizzi applicativi del titanio, alla fine degli anni trenta, riguardano il settore militare: carri armati, aerei, sommergibili. Gli studi sulle possibili applicazioni, iniziati nel periodo fra le due guerre mondiali, sfociano nel secondo dopoguerra con i primi casi d'uso del titanio nell'industria aeronautica e aerospaziale; nel 1947 sono solo due al mondo i produttori di titanio (*Bureau of Mines ed E.I. Du Pont de Nemours Inc.*). Negli anni Cinquanta altri cinque gruppi industriali degli Stati Uniti iniziano a produrre titanio, spinti dalla domanda proveniente soprattutto dal settore aerospaziale: nel 1952 il metallo viene impiegato per le palette e i dischi del compressore del motore Pratt e Whitney J57. Per gli stessi motivi e per la domanda proveniente dal settore militare, anche in altre parti del mondo (Cina, Giappone, Unione Sovietica) iniziano a svilupparsi industrie del titanio. Dalla seconda metà del XX secolo, il suo utilizzo aumenta sempre più (negli anni Sessanta si hanno le prime applicazioni nel settore industriale) perché le elevate proprietà meccaniche e la bassa densità delle leghe di titanio consentono di realizzare strutture con peso inferiore al 50% di quello delle strutture realizzate con acciai convenzionali.

Attualmente, grazie all'ottimo rapporto resistenza/peso, il titanio viene usato nelle costruzioni aeronautiche, per la realizzazione di componenti per turbine, motori per jet, strutture aeree. È, inoltre, particolarmente indicato in tutti i casi in cui è richiesta una particolare resistenza alla corrosione; viene anche usato per la fabbricazione di contenitori per rifiuti nucleari, di caldaie e tubazioni per i desalinizzatori per la potabilizzazione dell'acqua marina. Anche nel campo delle costruzioni navali il suo utilizzo è in aumento. In chirurgia medica le leghe di titanio, grazie alla loro ottima biocompatibilità, vengono usate con successo per la realizzazione di valvole cardiache, come rivestimento per apparecchi bioimmersi come i pacemakers, articolazioni per le anche, perni per ossa fratturate, apparecchi acustici. In chirurgia maxillofacciale queste leghe sono impiegate per la realizzazione di lamine di ricostruzione (pelli artificiali).

Inoltre, a seguito del suo successo come materiale di rivestimento per il museo di Guggenheim a Bilbao in Spagna, il titanio viene valutato come materiale architettonico; infine è utilizzato per fare montature per occhiali, pezzi per automobili, motociclette, biciclette, sci, mazze da golf e racchette da tennis (21).

## 2.1. Il titanio in natura

Il titanio è il nono elemento più diffuso all'interno della crosta terrestre, costituendone lo 0,6% in peso, ed è, sempre per abbondanza, il quarto elemento metallico fra i metalli strutturali dopo alluminio, ferro e magnesio (la sua concentrazione è circa 1/20 di quella dell'alluminio ed 1/10 di quella del ferro, ma ben 100 volte quella del rame).

Esso non si trova allo stato puro in natura, ma si presenta sotto forma di ossidi complessi, generalmente diossido di titanio cristallino (TiO) in cui sono presenti varie impurità (soprattutto ferro ed elementi alcalini); queste conferiscono una colorazione scura, eliminando il bianco candido del diossido allo stato puro e impedendone l'utilizzo diretto come pigmento bianco. Il diossido di titanio grezzo può essere trovato in Australia, Brasile, Cina, Canada, Sierra Leone, India, Sri Lanka, Norvegia, Africa del sud e Stati Uniti. I materiali utilizzabili commercialmente per ricavare titanio (materiali titanio-ferrosi) contengono quantità variabili di diossido di titanio (dal 10 al 95%), inoltre, in tali materiali, spesso il titanio elementare è associato ad altri tipi minerali, mentre la parte titanio-ferrosa è legata solitamente ai composti di ferro.

Anche se presente in piccole quantità in gran parte dei minerali, in ciottoli, nel suolo, nelle piante e nella cenere di carbone, i minerali da cui effettivamente si ricava il titanio, cioè quelli contenenti oltre l'1% in peso del metallo, sono per lo più rocce ignee, in cui esso forma il componente acido dei magmi basici e il componente basico dei magmi acidi. Nel primo caso il titanio è presente sotto forma di titanati e i minerali più importanti in cui lo troviamo in questa forma sono ilmenite (FeTiO), leucoxene (un mineraloide prodotto dall'alterazione dell'ilmenite, da cui una parte di ferro è stata lisciviata) e perovskite (CaTiO); i minerali del secondo caso, invece, contengono titanio in forma di ossido e sono principalmente rutilo e anatase (entrambi gli ossidi sono forme polimorfe). Esistono anche forme intermedie tra i due casi, ad esempio i silicati (sfeno CaTiSiO), in cui il titanio è presente soprattutto come elemento basico (zirconi minerali e alluminio silicati), ma anche in sostituzione del silicio (21).

Attualmente le fonti di titanio di maggior interesse sono: ilmenite, rutilo, leucoxene e anatase. L'ilmenite è presente principalmente come sabbia nera in Australia, Africa del Sud, India, USA e Malesia, ma anche in depositi di roccia dura in Canada, Norvegia e USA. La sua composizione è molto variabile a causa dell'alto contenuto di impurità, tra cui primario è il ferro che può essere ossidato parzialmente alla forma trivalente; essa contiene tipicamente percentuali di titanio del 53% e di TiO variabili tra 45% e 60%, tenendo presente che generalmente le sabbie sono più ricche di diossido di titanio rispetto alle rocce. Inoltre, l'ilmenite può essere utilizzata direttamente in uno dei due processi per produrre diossido di titanio puro oppure per ottenere un prodotto contenente circa il 92% di TiO con ferro come sottoprodotto.

Il leucoxene è un'ilmenite alterata, concentrata ad un contenuto di diossido di titanio maggiore (oltre 60%) ed è, quindi, direttamente collegata alla presenza di giacimenti di ilmenite sulla crosta terrestre.

Il rutilo si trova in giacimenti di sabbia situati in Australia, Sierra Leone e Africa del Sud. Esso contiene una quantità di diossido di titanio intorno al 95%, insieme ad impurità di silicio, ossidi di ferro, vanadio, niobio, tantalio e tracce di composti di stagno, cromo, molibdeno e viene utilizzato nel processo di produzione di diossido di titanio puro dal cloruro, dato che questo tipo di processo richiede un minerale di alta purezza.

L'anatase è una forma polimorfa del rutilo, vale a dire che ha la sua stessa formula chimica ma diversa forma cristallina; lo sviluppo di depositi naturali di anatase è ancora ai primordi.

Nonostante il rutilo abbia una maggiore percentuale di diossido di titanio nella sua formula rispetto all'ilmenite, si cerca di sfruttare maggiormente quest'ultima dato che i suoi giacimenti sono molto comuni (348 milioni di tonnellate sulla crosta terrestre), mentre quelli di rutilo stanno progressivamente esaurendosi (18 milioni di tonnellate). Inoltre, il rutilo non è

concentrato in depositi ignei come l'ilmenite ed è quindi meno utile come minerale; tuttavia, nei depositi detritici sedimentari, noti come “ giacimenti detritici “ possono essere entrambi presenti come minerali utilizzabili e al mondo ci sono abbastanza di questi depositi da fornire titanio per decenni, se non per secoli (21).

Nonostante la sua grande diffusione come elemento impuro in natura, il costo del titanio metallico puro utilizzabile per scopi industriali è tuttora piuttosto elevato a causa delle caratteristiche del mercato mondiale, tipicamente oligopolistico. In particolare, il mercato mondiale del titanio è fortemente influenzato dalla domanda, piuttosto discontinua, proveniente dall'industria aeronautica, che richiede un prodotto puro, pagato anche ad alto prezzo, manca una quotazione ufficiale del prezzo del titanio, fattore determinante nel produrre un mercato poco trasparente. Si è creato nel corso degli anni un circolo vizioso di basse previsioni di vendita, bassi investimenti e, quindi, basso sviluppo dell'industria, alimentato dagli alti costi che permangono quando gli investimenti sono scarsi.

Inoltre, il prezzo del titanio metallico puro rimane elevato poiché gli attuali processi industriali, basti principalmente sul tetracloruro di titanio, non permettono di ottenere il metallo puro a condizioni vantaggiose dal punto di vista economico; infine, lo sviluppo di componenti in titanio è frenato non solo da motivi economici, ma anche da problemi tecnologici; spesso, infatti, gli impianti e i processi produttivi che permettono di ottenere un determinato componente, ad esempio in acciaio, non sono adatti alla realizzazione dello stesso componente in titanio e, quindi, anziché sostituire l'attrezzatura e le tecnologie esistenti sostenendo grosse spese a breve termine, i produttori preferiscono rinunciare ai vantaggi conseguibili a lungo termine attraverso l'utilizzo del titanio. È necessario, perciò, mettere a punto nuove ed economiche tecnologie che consentano l'uso del titanio in produzioni su ampia scala e non solo in mercati ristretti o di nicchia come accade attualmente (20, 21).

## 2.2. Processi e tecnologie di produzione

Lo sviluppo di un processo per la produzione di titanio ad elevata purezza a partire dal minerale richiede oltre un secolo, a causa della tendenza di tale metallo a reagire con ossigeno, idrogeno, carbonio e azoto, formando soluzioni solide interstiziali. Klaproth, Vauquelin ed Heinrich Rose provano ad isolare l'elemento puro, ma senza successo; nel 1825 J. J. Berzelius mette a punto diversi tipi di titanio elementare amorfo molto impuro. Nel 1849 Wohler prova ad eliminare l'aria dal minerale, ma probabilmente produce il nitrato di titanio; nel 1887 Lars Fredrik Nilson e Otto Pettersson preparano titanio puro al 95% riducendo il tetracloruro di titanio ( $TiCl_4$ ) con sodio in un cilindro di acciaio a tenuta stagna; Moissan utilizza il forno elettrico per ottenere titanio puro al 98%. I due processi fondamentali che permettono di preparare titanio ad elevata purezza vengono sviluppati da Hunter nel 1910 e da Kroll nel 1937. Matthew Hunter ottiene per la prima volta titanio metallico puro al 99,9% tramite il riscaldamento del tetracloruro di titanio con del sodio a 700-800°C. William Justin Kroll, un rifugiato tedesco negli Stati Uniti, inventa un processo di magnesio-riduzione, che rende possibile la produzione commerciale del titanio metallico puro. Il processo Kroll, nella sua forma originale o con qualche modifica apportata, è tuttora il metodo principale per estrarre titanio metallico dai suoi minerali. Oggigiorno, un altro metodo per ottenere titanio metallico puro è la riduzione elettrolitica del tetracloruro di titanio (processo Dow-Howmet). Il prodotto di riduzione dei tre processi (Hunter, Kroll e Dow-Howmet) è poroso (spugna di titanio) e viene convertito in prodotti metallici di titanio attraverso una sequenza di operazioni di fusione e tramite un appropriato processo di deformazione o di colata (21).

La fabbricazione del pigmento di TiO avviene in due fasi distinte: estrazione e purificazione del diossido dal minerale, producendo in tal modo la particella di base del pigmento e la finitura che si compone di trattamento superficiale, essiccamento e macinazione. Il primo step può essere realizzato attraverso due diversi processi (produzione di TiO da solfato e da cloruro), entrambi seguiti da procedure di finitura simili.

Storicamente, la produzione da solfato è il primo processo commerciale per la fabbricazione di TiO. La materia prima maggiormente utilizzata è l'ilmenite, ma recentemente si sfruttano anche minerali arricchiti con un titolo di TiO molto più alto rispetto ad essa. Inizialmente, il minerale viene essiccato, macinato e classificato per garantire l'effettiva solfatazione tramite agitazione con acido solforico concentrato in una reazione esotermica di digestione continua o discontinua; in questo processo le condizioni controllate ottimizzano la conversione di TiO a solfato di titanio solubile in acqua, utilizzando la minima quantità d'acido possibile. Il blocco secco, marron-verde di solfato così ottenuto viene dissolto in acqua o in acido debole e tale soluzione subisce un trattamento per accertarsi che sia presente solo ferro allo stato ferroso. La temperatura della soluzione viene abbassata per evitare l'idrolisi prematura e la soluzione stessa è chiarificata attraverso la sedimentazione e la flocculazione chimica; successivamente, la soluzione chiarificata è raffreddata per cristallizzare l'eptaidrato grezzo di solfato ferroso, che è separato dal processo ed è venduto come sottoprodotto. Il fango insolubile è lavato per recuperare la soluzione di solfato di titanio, che è filtrato per rimuovere le impurità insolubili finali. La soluzione, quindi, viene volatilizzata ad una precisa composizione ed è idrolizzata per produrre una sospensione (polpa), che è costituita principalmente da *clusters* di ossido di titanio colloidale idrato. La precipitazione è controllata con attenzione per ottenere una ottimale dimensione delle particelle, impiegando solitamente una tecnica seminante o nucleativa (nucleazione eterogenea). In seguito, la polpa è separata dalla soluzione madre e lavata accuratamente per rimuovere eventuali tracce residue di impurità metalliche, utilizzando agenti chelanti se necessario. La polpa lavata viene trattata con prodotti chimici che ottimizzano la tessitura fisica e fungono da catalizzatori nel processo di calcinazione; quest'ultima può produrre le forme cristalline rutilo o anatase a seconda degli additivi usati prima di essa stessa.

Le materie prime principalmente usate nella produzione da cloruro sono rutilo o un materiale sintetico arricchito contenente oltre 90% di diossido di titanio; un'opportuna miscela di questo minerale è mescolata con una fonte di carbonio e i due vengono fatti reagire in un letto fluidizzato con cloro ad approssimativamente 900°C. La reazione produce il tetracloruro di titanio, TiCl<sub>4</sub>, e i cloruri di tutte le impurità presenti; inoltre, tale reazione è esotermica ed è quindi necessario un accurato controllo della temperatura. La miscela gassosa di cloruri viene raffreddata e le impurità poco volatili (per esempio ferro, manganese e cromo) presenti nei cloruri sono separate per condensazione e rimosse dal flusso di gas con tutti i materiali solidi di partenza non reagiti. Il vapore di TiCl<sub>4</sub> viene condensato e il liquido ottenuto per condensazione subisce una distillazione frazionata, che consente la formazione di un prodotto intermedio di TiCl<sub>4</sub>, liquido, estremamente puro (99,9%), incolore, gelante a meno -24°C e bollente a 136°C (purificazione del tetracloruro di titanio per distillazione). Gran parte del successo della produzione da cloruro risiede in questo intermedio stabile che può essere purificato, esaminato, immagazzinato, riprocessato e trattato come liquido o come vapore, essendo un processo di distillazione in fase vapore, tracce di potenziali contaminanti scolorenti possono essere virtualmente eliminate, con conseguenti vantaggi sul colore del pigmento. La seconda fase critica nel processo di produzione da cloruro è l'ossidazione delle particelle del pigmento da TiCl<sub>4</sub> a TiO<sub>2</sub>: il tetracloruro di titanio puro reagisce con ossigeno in una reazione esotermica, formando diossido di titanio e liberando cloro, che è riciclato nella fase di clorazione. L'elevata temperatura garantisce che sia prodotta solo la forma cristallina rutilo. Dopo il raffreddamento, il flusso di gas attraversa un separatore, che permette di raccogliere le particelle del pigmento e viene trattato per rimuovere il cloro adsorbito dal pigmento. Siccome



l'efficienza della conversione da  $TiCl$  a  $TiO$ , la media e la distribuzione della dimensione delle particelle sono controllate dal reattore, il suo progetto è critico per una produzione efficiente e di alta qualità del pigmento.

La scelta del minerale dipende dal processo di produzione: l'ilmenite può essere attaccata da acido solforico (produzione da solfato) e, anche se ilmenite e leucoxene possono essere utilizzati nella produzione da cloruro, in tale processo si preferisce sfruttare minerali ad alto contenuto di diossido di titanio, dato che permettono di minimizzare la perdita di cloro nel sottoprodotto cloruro di ferro e, quindi, di ottimizzare i costi.

Ad entrambi i processi segue la fase di rifinitura, in cui il pigmento grezzo può essere asciugato, macinato, imballato e venduto o più probabilmente, in particolare per i pigmenti ottenuti a partire da rutilo, trattato superficialmente per produrre una gamma di prodotti speciali per varie applicazioni. Il prodotto finito è venduto sotto il nome di pigmento asciutto o, soprattutto in America del Nord, è convertito in impasti per la fabbricazione di vernici a base di acqua.

Il grande calore dovuto alla formazione di biossido di titanio (945,4 KJ/mol) combinato con l'alta solubilità dell'ossigeno nel titanio ad alta temperatura rende impossibile lo sviluppo di un processo economico per la riduzione diretta del biossido di titanio a titanio metallico con basso contenuto di ossigeno.

I processi industriali standard per la produzione di titanio metallico sono perciò basati su alogenuri di titanio, principalmente su tetracloruro di titanio, che è ottenuto da rutilo naturale o sintetico per clorurazione del minerale e successiva distillazione (come visto in precedenza nella produzione di diossido di titanio da cloruro), o ricavato da ilmenite o da scorie ricche di  $TiO$  prodotte da trattamenti metallurgici dell'ilmenite stessa. Il pigmento di  $TiO$  prodotto industrialmente, invece, non è adatto come materiale di partenza per la produzione di titanio metallico puro a causa della presenza delle impurità.

La riduzione del biossido di titanio con carbonio è possibile solo sopra i  $600^{\circ}C$ , utilizzando agenti riducenti contenenti carbonio, che permettono la formazione di alcuni carbonati di titanio. La riduzione con idrogeno in presenza di gas inerte è condotta per mescolamento con ossidi minori. Una riduzione del biossido di titanio più completa è possibile solo con metalli alcalio-terrosi; ad esempio, la riduzione con calcio fornisce titanio a basso contenuto di ossigeno: utilizzando reazioni sotto vuoto a temperatura di  $600-1200^{\circ}C$ , seguite dalla dissoluzione di un eccesso di calcio e ossido di calcio in acido cloridrico, si ottiene titanio con un contenuto di ossigeno di 0,1-0,3%. La riduzione con idruro di calcio a  $600-700^{\circ}C$  produce idruro di titanio, che si decompone a  $900^{\circ}C$  in titanio (contenente 0,2% di ossigeno) e idrogeno. Nella riduzione di alogenuri di titanio, quando il  $TiCl$  è ridotto con idrogeno in un arco elettrico, si formano subcloruri come sottoprodotti di reazione e, di conseguenza, quest'ultima non è economica su scala industriale. La riduzione di  $TiCl$  con calcio è fortemente esotermica, ma anche questa reazione non può essere utilizzata commercialmente (21).

### 2.2.1. Tecnologie di fabbricazione

La lavorabilità delle qualità di titanio CP è simile a quella dell'acciaio inossidabile austenitico ricotto, mentre le leghe di titanio sono più paragonabili ad acciai più duri con simile livello di resistenza.

In generale, le difficoltà di lavorazione del titanio provengono dalle alte temperature di taglio, dalla reattività chimica con gli utensili e dal modulo elastico relativamente basso del materiale; il titanio, inoltre, produce un truciolo sottile, che si muove ad alta velocità sopra la superficie dell'utensile su una piccola zona di contatto. L'alta pressione di contatto e la bassa conducibilità termica provocano una temperatura insolitamente alta all'estremità dell'utensile; l'alta reattività del titanio conduce a danneggiamento per attrito e ad usura dell'utensile stesso; il

modulo elastico relativamente basso del titanio può indurre le parti snelle del componente in lavorazione a deformarsi maggiormente rispetto al caso dell'acciaio, provocando difficoltà nel mantenere le tolleranze e problemi causati dall'attrito con l'utensile.

Lubrificando con un liquido di taglio adatto, si riescono ad abbassare le temperature di contatto; per esempio, gli additivi solforati o clorurati riducono l'attrito su un utensile d'acciaio, ma dovrebbero essere rimossi appena possibile per eliminare il rischio di stress corrosion, specialmente durante un eventuale successivo trattamento termico.

Gli utensili di lavorazione dovrebbero essere in buone condizioni e capaci di effettuare un avanzamento positivo a basse velocità di taglio. La punta di taglio, inoltre, dovrebbe essere affilata correttamente e tagliente, e non dovrebbe mai muoversi o rimanere nel taglio senza rimuovere metallo; essa dovrebbe essere ritratta quando ritorna attraverso il pezzo in lavorazione.

Nella fresatura, la fresa è efficace solo per parte di ogni giro: durante il periodo di taglio, lo spargimento di titanio e il danneggiamento per attrito dei denti provocano usura o scheggiatura dell'utensile; durante il resto del giro, il truciolo rimane saldato strettamente al dente ed è coinvolto nella successiva operazione di taglio. Ciò può essere in parte ridotto dall'utilizzo di una fresatura messa a punto rigidamente, che produce un truciolo d'uscita sottile, il quale si stacca dal dente con maggior facilità. I refrigeranti a base di acqua riducono le temperature di taglio e minimizzano il danneggiamento per attrito.

Le convenzionali frese d'acciaio rapido possono essere utilizzate per la produzione a basso volume di piccole parti e per altre operazioni di minor importanza. Le frese con punta in carburo sono più utili per alte velocità di produzione o per operazioni di rimozione del metallo, come nella fresatura frontale o nella fresatura delle lastre. Quando inizia la lavorazione di un nuovo pezzo, è sempre consigliabile usare una bassa velocità di taglio e aumentarla solo in seguito a velocità più alte.

Nella tornitura e nell'alesatura non ci sono operazioni particolarmente difficili se vengono utilizzate le corrette condizioni di taglio; inoltre, sono desiderabili dispositivi che spezzettino il truciolo. L'esperienza suggerisce che l'acciaio rapido è migliore per il taglio di forma, per i tagli discontinui o per i tagli ad immersione; gli utensili a base di carburi sono utilizzati normalmente per lavori di taglio continuo, per articoli di produzione ad alto volume o per operazioni di rimozione del metallo; gli utensili in lega non ferrosa ottenuti per colata sono adatti ad impegnativi tagli ad immersione, per lavorare alla contropunta fissa e per produrre strette scanalature.

Come in altre operazioni di lavorazione, è sempre meglio usare avanzamenti positivi e costanti, evitare di soffermarsi, arrestarsi o rallentare nel taglio. I liquidi di taglio aiutano nel raffreddamento dell'utensile e favoriscono l'eliminazione del truciolo; il taglio a secco non è consigliato, se non per evitare la contaminazione del truciolo nel caso in cui lo sfrido debba essere recuperato. Un flusso costante di refrigerante a base d'acqua è il tipo di liquido più soddisfacente; una soluzione al 5% di nitrato sodio in acqua dà buoni risultati o anche un'emulsione d'olio solubile in acqua.

La tendenza al danneggiamento per attrito del titanio, accentuata da alte temperature e pressioni di taglio, può provocare la rapida usura dell'utensile, che conduce a fori rotondi o conici e alla possibile rottura del maschio di filettatura nei fori, i quali devono successivamente essere filettati. Queste difficoltà possono essere minimizzate usando trapani corti e appuntiti, fornendo liquido di taglio in abbondanza nella zona di taglio, usando avanzamenti positivi a bassa velocità e sostenendo solidamente il pezzo in lavorazione, in particolare dal lato dell'uscita in cui altrimenti si formerebbero bave.

Per ottenere fori profondi possono essere usati in sequenza trapani con alimentazione ad olio, o una serie di corti trapani di varie lunghezze; il trapano dovrebbe continuare a togliere metallo

e non dovrebbe mai entrare nel foro senza asportarne. Durante il corso della perforazione dovrebbero essere mantenute velocità di scavo basse e costanti; inoltre, i trucioli dovrebbero essere rimossi ad intervalli regolari, a meno che il flusso di refrigerante non sia sufficiente a garantire tali velocità. È necessaria particolare attenzione quando si perfora attraverso fori: spesso è consigliabile ritrarre il trapano appena prima della penetrazione, per pulire trapano e foro e per rimuovere i trucioli; la penetrazione finale è, allora, effettuata senza difficoltà con avanzamento positivo.

Quest'operazione è una di quelle che danno maggiori problemi col titanio. Il flusso limitato dei trucioli e la forte tendenza al danneggiamento per attrito del titanio possono provocare filettature scadenti, accoppiamenti errati, grippaggi del maschio filettante o rottura di quest'ultimo; il titanio, inoltre, tende a restringersi sul maschio filettante a completamento del taglio. I progettisti non dovrebbero specificare fori ciechi o fori passanti di lunghezza eccessiva: in entrambi, i trucioli possono essere limitati e causare così filettature grossolane o rottura del maschio filettante. Può essere ammessa una certa attenuazione nelle tolleranze di accoppiamento, oppure le difficoltà possono essere minimizzate riducendo i requisiti del filetto a 55-65% del filetto pieno e filettando il minor numero possibile di fori.

Il progetto del maschio filettante può essere migliorato usando filetti con denti alternati, rettificando i bordi d'uscita del maschio filettante, rettificando le scanalature assiali nelle creste del filetto in direzione della lunghezza delle superfici tra i due solchi contigui e impiegando un rilievo del filetto eccentrico o concentrico. Altri suggerimenti comprendono un angolo a spirale abbastanza grande da permettere l'uscita del truciolo dal foro davanti al maschio filettante, e un angolo di rilievo abbastanza grande da impedire il grippaggio ma non così grande da far avvenire un inceppamento al momento del ritiro. Il trattamento superficiale di nitrurazione del maschio filettante, il rivestimento con ossido o la cromatura hanno mostrato una riduzione dell'abrasione e del danneggiamento per attrito. È essenziale una bassa velocità, specialmente con le leghe più resistenti, per ridurre la coppia torcente di taglio. Alcuni composti per il taglio tipo paste forniscono buoni risultati, mentre un flusso d'olio minerale solforato è soddisfacente; gli oli solubili sembrano essere meno utili nelle operazioni di filettatura.

La molatura del titanio può presentare difficoltà poiché il metallo tende a caricare la mola, provocando temperature maggiori all'interfaccia metallo/mola, alti sforzi residui sulla superficie del componente e una finitura superficiale generalmente insoddisfacente. Queste difficoltà possono in gran parte essere eliminate scegliendo mole adatte, usando velocità della mola e velocità d'avanzamento del pezzo in lavorazione più basse e inondando la zona della molatura con un inibitore o un fluido di taglio, tipo un refrigerante. La finitura superficiale migliore è ottenuta con mole di carburo di silicio, che possono essere utilizzate a velocità superficiali di 700-1200 m/min; le mole d'ossido di alluminio devono essere usate a velocità più basse, come 550-600 m/min. Dimensione media dei grani, durezza media, struttura media, legame vetrificato e utilizzo di oli di taglio fortemente clorurati o solforati forniscono normalmente buoni risultati. Ogni volta che è usato un refrigerante, è necessaria una buona filtrazione per eliminare i difetti superficiali causati dalla presenza di particelle di titanio.

Dopo la molatura dovrebbe essere effettuato un decapaggio per rimuovere lo strato superficiale di metallo; a condizione che la finitura superficiale sia buona, il controllo successivo rivelerà come zone luminose tutte le zone surriscaldate.

La fresatura chimica del titanio consiste in quattro operazioni principali: pulitura o preparazione di superficie, mascheratura, attacco chimico ed, infine, risciacquo e rimozione. La pulizia della superficie del titanio ha due scopi, primariamente la rimozione degli ossidi; l'eliminazione d'olio e di grasso è essenziale per l'adesione uniforme della maschera e normalmente è compiuta mediante sgrassatura al vapore seguita da pulizia alcalina; la rimozione dell'ossido superficiale è necessaria a fornire una superficie uniforme per l'attacco; gli ossidi

leggeri possono essere eliminati attraverso decapaggio in una miscela di acidi fluoridrici e nitrici, mentre per gli ossidi pesanti il decapaggio deve essere preceduto da granigliatura o da condizionamento.

La mascheratura richiede l'applicazione di un rivestimento resistente agli acidi per proteggere quelle parti in cui non è richiesta la rimozione del metallo. La maschera è applicata solitamente con tecniche di spruzzatura ad immersione o di rivestimento a flusso; il particolare metodo scelto dipende dalla forma e dalla dimensione del componente da lavorare. Sono stati trovati polimeri vinilici o elastomeri (Neoprene) che permettono una lavorazione più efficace del titanio. I modelli sul pezzo in lavorazione mascherato sono applicati generalmente per mezzo di sagome; a ciò segue l'incisione o il taglio della maschera con una lama speciale e, successivamente, la sbucciatura manuale per esporre la zona da attaccare.

Una buona soluzione d'attacco dovrebbe essere capace di rimuovere il metallo ad una velocità costante e predeterminata, senza influenzare in modo negativo le tolleranze dimensionali o le proprietà meccaniche; tali soluzioni sono normalmente miscele contenenti acido fluoridrico. Tipiche tolleranze di produzione per la fresatura chimica del titanio sono di 0,05-0,13 mm.

Dopo il completamento dell'attacco, i componenti dovrebbero essere lavati completamente e i composti mascheranti rimossi a mano o per mezzo di un adeguato solvente.

La lavorazione per rettifica elettrolitica del titanio richiede distanze di funzionamento fra l'utensile e il pezzo in lavorazione che generalmente variano da 0,05 mm a circa 0,4 mm: le distanze minori sono normalmente usate per la finitura di componenti a cui è richiesta una superficie liscia, mentre quelle maggiori sono preferibili per lavori di sgrossatura eseguiti ad alte velocità di rimozione del metallo.

La selezione del materiale per gli elettrodi è fatta tenendo conto di un determinato numero di fattori. Per il titanio, le migliori velocità di rimozione del metallo e le velocità d'usura ottimali dell'utensile e del pezzo in lavorazione sono state ottenute con elettrodi di zinco e di rame; tuttavia, nella pratica sono usati normalmente ottone, tungsteno, rame o grafite. Il materiale dielettrico suggerito è un liquido idrocarburico, ma dove c'è contaminazione della superficie del pezzo in lavorazione con carbonio dovrebbe essere considerato l'uso di acqua demineralizzata o di altri dielettrici non contenenti carbonio.

Quando il titanio è lavorato per rettifica elettrolitica c'è la possibilità che si formino microcricche e, quindi, deve essere fatta particolare attenzione nel controllo del componente dopo la lavorazione.

Le tecniche di fucinatura alla pressa e al maglio del titanio sono essenzialmente le stesse di quelle per gli acciai basso legati, considerando la bassa conducibilità termica del titanio e la sua sensibilità alla contaminazione con l'idrogeno quando viene scaldato in atmosfera riducente. L'utilizzo di forni elettrici di preriscaldamento è ottimale, ma spesso vengono usati forni ad olio o a gas, a condizione che l'atmosfera sia in eccesso di ossigeno e che il tempo e la temperatura siano mantenuti ad un valore minimo coerente col riscaldamento uniforme; nei forni ad olio o a gas dovrebbe essere evitato il contatto diretto tra fiamma e pezzo in lavorazione.

Come indicazione di massima si assume un'ora per 50 mm di spessore della sezione. È preferibile avere le macchine utilizzate nella fucinatura attendenti il metallo, piuttosto che il metallo, mantenuto ad alta temperatura, che attende il suo turno alla forgia. Buoni metodi di trattamento minimizzano la contaminazione, riducendo il numero di riscaldi necessari; il preriscaldamento degli utensili e il mantenimento di un tempo di contatto il più breve possibile riducono il raffreddamento della superficie e la possibilità di cricatura.

C'è una velocità ottimale di lavorazione dipendente dalla lega che viene forgiata, dalla geometria del pezzo e dalla temperatura impiegata. Una lavorazione troppo pesante può provocare accumulo di calore al centro del pezzo, con conseguente crescita del grano o possibile

cambiamento di fase, che possono condurre ad una perdita di duttilità. Ancora, colpi leggeri ripetuti o tentativi di continuare la fucatura ad una temperatura troppo bassa possono promuovere la cricatura e dovrebbero essere evitati. Inoltre, troppi riscaldi con piccole deformazioni tra uno e l'altro sono nocivi poiché conducono ad una microstruttura grossolana e, conseguentemente, a proprietà meccaniche basse.

Il titanio non è un materiale difficile da saldare, ma devono essere prese precauzioni rigorose per difenderlo dalla contaminazione ad alte temperature che questo processo richiede; ciò non si riferisce solo ai gas atmosferici (ossigeno, azoto e vapore acqueo), ma anche alle inclusioni nel metallo o ad altri strati superficiali presenti su di esso. Le tecniche di saldatura per fusione devono essere mirate, quindi, ad evitare la contaminazione atmosferica attraverso saldatura in argon, elio o vuoto, seguita da un'attenta pulizia e preparazione del bordo delle zone da congiungere. Tutte le superfici riscaldate, sia la parte anteriore che quella posteriore, devono essere protette allo stesso modo.

Il titanio può essere unito per fusione, per saldatura elettrica a resistenza, con saldatura di testa per scintillio, per esplosione e per saldatura per attrito. Il plasma, il tungsteno (TIG), il MIG (*Metal Inert Gas*) e il fascio elettronico sono tutto adatti a questo materiale, ma tecniche come la fiamma ossiacetilenica, la saldatura ad arco di carbonio e quella ad idrogeno atomico causano la contaminazione del titanio e non devono essere usate.

Le saldature autogene, cioè quelle realizzate tra diverse qualità di titanio, presentano proprietà che sono la media di quelle dei due materiali di partenza; il filo d'apporto scelto quando due qualità CP sono saldate insieme dipende dalle proprietà che sono richieste dalla saldatura, resistenza o duttilità. Generalmente, le saldature per fusione fra il titanio e altri metalli non sono possibili a causa della formazione di composti intermetallici fragili; tuttavia, sono disponibili altre tecniche per realizzare un giunto fra il titanio e un materiale non compatibile con esso. Queste comprendono fermi meccanici, leganti adesivi, saldatura per esplosione o saldatura per attrito.

Il metodo comunemente più usato nei processi industriali è quello della saldatura a gas inerte di TIG, anche se il plasma sta acquistando sempre più importanza, specialmente dove devono essere saldate piastre di grosso spessore e dove sono applicabili tecniche automatiche. Nell'industria aerospaziale la saldatura delle leghe più complesse viene eseguita tramite l'utilizzo del fascio elettronico.

Nella saldatura al TIG, come in altri processi di fusione, la pulizia è vitale, sia per il metallo adiacente al luogo di saldatura sia per quello della saldatura stessa. Ogni strato d'ossido di un certo spessore deve essere rimosso dalla superficie di titanio attraverso granigliatura e/o decapaggio. Inoltre, i materiali da saldare, il filo d'apporto, le apparecchiature per saldare e i serrafili devono essere tutti assolutamente asciutti, poiché piccole quantità di umidità possono provocare una forte contaminazione.

Per impedire qualunque contatto tra l'ossigeno atmosferico e il metallo caldo, deve essere fornito argon alla giusta velocità a tutte le parti di titanio che sono riscaldate sopra i 400°C. Una barra di rame scanalata alimentata con argon è efficace nella protezione dalla contaminazione della zona sotto il cordone; le velocità di flusso d'argon sia del fondo che della parte superiore delle saldature dovrebbero essere sufficienti ad escludere l'aria, ma non sono talmente elevate da indurre un flusso turbolento.

La saldatura usata attualmente per qualsiasi pezzo di particolare fabbricazione dovrebbe essere determinata da test di pre-saldatura, con lo scopo di ottenere una penetrazione uniforme ma non eccessiva ad una velocità ragionevole.

Il controllo visivo di una saldatura in titanio dà una buona indicazione della sua integrità; la mancanza di difetti di fusione, sottotagli, scarsi profili di saldatura, ecc. può essere vista facilmente come con altri metalli. Tuttavia, col titanio c'è il vantaggio che il colore del cordone

di saldatura può dare una buona indicazione dell'estensione della contaminazione con gas atmosferici: ogni decolorazione indica che è avvenuta una qualche reazione con l'ossigeno o durante l'operazione di saldatura o nel raffreddamento successivo del metallo. Lo scopo dovrebbe sempre essere produrre una saldatura color argento brillante.

La radiografia standard può essere usata per rilevare la mancanza di difetti di fusione nella parete laterale e alla base della saldatura, di inclusioni di tungsteno o di porosità. Altri metodi NDT di controllo della saldatura che possono essere usati includono la rilevazione di cricche con ultrasuoni, con liquidi penetranti, con fluorescenza e con emissione acustica. La saldatura a fasci elettronici provoca una contaminazione molto bassa perché è effettuata in una camera a vuoto; essa può, inoltre, fornire un cordone di saldatura e una zona termicamente alterata molto stretti. Tuttavia, il controllo della pulizia dei bordi è necessario per evitare problemi di porosità ed, inoltre, è importante una buona preparazione del bordo stesso a causa dell'utilizzo di un fascio molto stretto.

Le limitazioni per spesse lastre di titanio saldate con la tecnica TIG possono essere in parte sormontate utilizzando la saldatura al plasma; la combinazione di bassa densità e alta tensione superficiale rende il titanio un materiale ottimale per l'utilizzo di tale tecnica. La produzione di tubi in titanio di grande diametro è attualmente effettuata attraverso la combinazione di saldatura al plasma e al TIG per dare una buona forma al cordone di saldatura.

La saldatura a resistenza richiede un ciclo di operazioni più corto rispetto alla saldatura per fusione; la preparazione superficiale e la pulizia sono importanti quanto per altre tecniche di saldatura, ma solitamente il ciclo di saldatura è così corto che non è necessaria protezione con gas inerte.

La saldatura di testa per scintillio è adatta a sezioni più grandi, come la giunzione di barre laminare o estruse per fare anelli o flange di canalizzazione. L'operazione di forgia durante la ricalcatura finale espelle solitamente la maggior parte del metallo fuso dando una buona struttura al grano; a causa del ciclo di saldatura piuttosto lungo, tuttavia, è necessaria per le sezioni più grandi una protezione con gas inerte.

La saldatura per attrito o per pressione è adatta per saldare barre o pezzi tubolari. La bassa conducibilità termica del titanio contribuisce a localizzare il calore; una deformazione alla giunzione del 30% o maggiore dà solitamente un buon giunto anche a basse pressioni (70-100 MPa). La saldatura per attrito radiale si sta attualmente sviluppando per realizzare l'unione di lunghi tubi in titanio.

La saldabilità dipende dal particolare tipo di titanio o di lega da unire. Generalmente, tutte le qualità CP possono essere saldate, anche se si deve far attenzione con i materiali contenenti molto ossigeno. Le leghe alfa e quasi alfa sono completamente saldabili; componenti in lega quasi alfa resistenti al *creep* sono ampiamente usati nell'industria aerospaziale. Tuttavia, per le leghe alfa-beta le proprietà della zona di saldatura possono differire molto da quelle del metallo di base; per esempio, la lega Ti-6Al-4V (ASTM Grado V) ha durezza e resistenza nella zona di saldatura non molto diverse da quelle del metallo di base, ma la duttilità e le prestazioni a flessione sono inferiori. Per avere massima duttilità e tenacità nei giunti in Grado V prodotti con saldatura al TIG, è preferibile usare filo d'apporto in CP o in Ti-3Al-2,5V; ammesso che possa essere tollerata una certa perdita di duttilità, è anche possibile usare filo d'apporto in Grado V e un certo numero di componenti critici sono stati recentemente prodotti in questo modo. Le leghe alfa-beta ad alta resistenza normalmente non sono considerate saldabili, ma il lavoro effettuato negli ultimi anni nell'industria aeronautica ha indicato che anche questi materiali possono essere saldati per fusione in determinate condizioni.

Le operazioni di brasatura sono limitate dalle proprietà chimiche e metallurgiche del titanio poiché i materiali di cui sono fatti i fili d'apporto tendono a legarsi e ad attaccare il metallo base, formando composti intermetallici fragili; occasionalmente sono state utilizzate leghe di

alluminio o di argento, ma questa tecnica non è diffusa col titanio. Per la brasatura al cannello è essenziale l'utilizzo di un flusso reattivo contenente, ad esempio, una miscela di cloruri zinco-fluorati, litio-clorurati, sodio-clorurati e di bario. La brasatura in forno in gas inerte o in vuoto può produrre ottimi giunti, e i risultati ottenibili possono essere migliorati operando a temperature maggiori per periodi più lunghi e usando un sottile film di rame o di cupro-nichel, i quali fondono e diffondono nel titanio per dare un giunto ricco di titanio relativamente duttile e forte. Con la brasatura ad induzione, d'altra parte, le alte temperature possono essere mantenute per un tempo breve; ne conseguono una minor contaminazione, una minor alligazione e una miglior duttilità.

Negli ultimi anni c'è un interesse crescente verso l'utilizzo del collegamento per diffusione come metodo per la giunzione del titanio e delle sue leghe, specialmente quando esso è accompagnato da stampaggio superplastico. Il collegamento per diffusione in fase liquida si basa sulla formazione di un film liquido transitorio all'interfaccia, che riduce il requisito di un montaggio esatto e inoltre accelera il processo di diffusione. Nel collegamento per diffusione allo stato solido, invece, c'è maggior necessità di avere un buon montaggio prima che avvenga il collegamento, anche se l'effetto combinato di pressione e temperatura porta ad avere superfici che tendono ad essere compresse una sull'altra. Il titanio e le sue leghe sono buoni materiali per il collegamento per diffusione poiché i loro film d'ossido superficiali sono dissolti prontamente alle temperature incontrate in tale processo.

Nel collegamento per diffusione in fase liquida viene disposto uno strato di un altro metallo lungo l'interfaccia tra le superfici di titanio; questo metallo normalmente forma un basso punto di fusione eutettico col titanio. In questa fase, quando viene somministrato calore, avviene un'operazione di brasatura e il metallo liquido fluisce per accomodare tutte le irregolarità del montaggio; durante le fasi successive, il film liquido diffonde nel materiale di base cosicché alla fine del ciclo termico la linea di collegamento è completamente solida. Un insieme di materiali, compresi alluminio, rame, argento, manganese, ferro e nichel, sono stati usati come acceleratori; di questi, rame e nichel forniscono i risultati migliori.

Nel collegamento per diffusione allo stato solido, le superfici da giungere devono essere piane prima dell'unione, la temperatura deve essere limitata a circa 950°C e il tempo di processo deve essere minore di 2 ore. Sono richieste pressioni di collegamento di 3,3- 7 MPa e un'altra difficoltà è che il processo deve essere effettuato in argon o sotto vuoto. Tuttavia, queste stesse condizioni possono essere incontrate nel processo di stampaggio superplastico ed è per questo motivo che le due tecniche sono compatibili.

Siccome un'alta deformazione plastica e alte pressioni interfacciali a temperature elevate sono favorevoli al collegamento allo stato solido, l'operazione di giunzione può a volte essere combinata con processi di lavorazione a caldo usati per ridurre la sezione del materiale; il collegamento per diffusione in laminatoio ne è un esempio. In tale processo, i componenti in lega di titanio sono sostenuti in un involucro d'acciaio, che è evacuato e sigillato prima della lavorazione a caldo; viene effettuata una riduzione di sezione compresa tra il 75 e il 90% a temperature di circa 900°C e l'acciaio può successivamente essere rimosso per decapaggio. Le saldature sono caratterizzate da buona resistenza, duttilità e resistenza a corrosione, ma ci sono difficoltà connesse alla qualità superficiale e al controllo delle variabili di processo che influenzano l'accuratezza dimensionale del prodotto.

Questo è un classico approccio verso il miglioramento dell'utilizzo dei materiali ed è applicabile al titanio. Vengono sfruttate molte tecniche standard comprese la pressatura a freddo e la sinterizzazione, la pressatura a caldo sotto vuoto e la pressatura isostatica a caldo. Quest'ultima tecnica permette di conferire densità uniforme a pezzi di forma complicata con sezioni di spessore diverso; ciò, comunque, dipende in modo critico dalla realizzazione e dal mantenimento delle caratteristiche delle polveri stesse e dalla distribuzione dimensionale nella

pre-compattazione iniziale. Un altro problema nella metallurgia delle polveri di titanio è nella qualità e nella disponibilità delle polveri stesse; possono essere utilizzati diversi metodi per produrre le polveri e ciascuno dà un prodotto che ha caratteristiche proprie ed è relativamente costoso. Per concludere, siccome il titanio è un materiale altamente reattivo, esso viene facilmente contaminato in superficie a meno che non si presti estrema attenzione nel suo utilizzo.

La colata di pezzi in titanio offre la possibilità di eseguire processi di lavorazione più economici per parti complesse, che sono impossibili o difficili da produrre tramite forgia; inoltre permette di risparmiare tempo e materiale. Quindi, dall'inizio degli anni 60, sono stati fatti molti sforzi per rendere la produzione del titanio per colata commercialmente e tecnicamente possibile. Le principali difficoltà sono che tale materiale ha un alto punto di fusione; inoltre, ha bassa fluidità alle temperature di colata e alta reattività con quasi tutti i gas e i solidi a tutte le temperature oltre i 500°C. In termini di colata del titanio, questi problemi sono stati superati fondendo il metallo sotto vuoto, evacuando le impronte degli stampi, i sistemi d'alimentazione e i sistemi del condotto di colata, colando in modo centrifugo e usando un'adatta protezione delle superfici dello stampo per evitare la reazione col titanio fuso.

Ci sono due diversi sistemi di stampo in uso:

- stampi con aggiunta di grafite, realizzati con tecniche tradizionali per lo stampaggio a sabbia, ma usando grafite di purezza elevata anziché sabbia;
- stampi per fusione a cera persa, prodotti per immersione multipla in fanghi ceramici e rivestiti con metallo refrattario per impedire un eventuale reazione con il metallo fuso.

Le colate con aggiunta di grafite sono usate tradizionalmente per componenti di ingegneria chimica, come valvole e parti di pompa in cui il requisito principale è la resistenza a corrosione e in cui non sono richieste normalmente pareti sottili o rigide tolleranze dimensionali; inoltre, le colate con aggiunta di grafite possono essere sfruttate per produrre leghe di titanio da utilizzare in progetti aerospaziali. I pezzi prodotti per colata con un peso fino a 2000 kg sono stati realizzati utilizzando titanio CP o leghe di titanio di diverso tipo. Normalmente è possibile realizzare uno spessore di parete fino a 4 mm, anche se si possono ottenere pareti più sottili in circostanze particolari; con questo tipo di colata possono essere realizzate tolleranze dimensionali da  $\pm 0,3\%$  a  $\pm 1\%$ . I metodi usati per colare l'acciaio inossidabile possono essere sfruttati anche per il titanio, poiché il tasso di ritiro per i due materiali è simile.

La fusione a cera persa è richiesta generalmente per forme complesse relativamente piccole, in cui si realizzano pareti più sottili (2,5 mm o anche meno) e tolleranze più rigide. Il processo tende ad essere utilizzato per colate di alta qualità, in lavori impegnativi con diversi tipi di lega in titanio, quasi esclusivamente con la lega Ti-6Al-4V (ASTM Grado 5).

La pressione isostatica a caldo viene effettuata frequentemente dopo la colata del pezzo per chiudere molti dei difetti interni dovuti alle cavità di ritiro volumetrico, alla porosità lasciata dai gas, ecc. Ciò necessita normalmente di un riscaldamento del pezzo ottenuto per colata ad una temperatura intorno ai 800-900°C sotto una pressione di 100 MPa in atmosfera di argon. I difetti superficiali e quelli vicini alla superficie possono essere rimossi facilmente e riempiti con metallo di saldatura. La zona di saldatura ha la stessa struttura metallurgica del pezzo prodotto per colata e una saldatura eseguita correttamente non viene normalmente individuata con tecniche visive o radiografiche.

Per verificare l'integrità del componente possono essere usate tecniche di controllo a ultrasuoni, a raggi X e liquidi penetranti. I componenti con una significativa variazione dello spessore di parete hanno una maggior resistenza e miglior duttilità nelle sezioni con spessore minore, poiché la maggior velocità di raffreddamento provoca una struttura del grano più fine. La tenacità a frattura e la resistenza a rottura con intaglio sono solitamente alti e la resistenza a fatica a basso numero di cicli è all'interno del normale range di distribuzione per materiali



lavorati. Oltre i 106 cicli, la resistenza a fatica di una barra liscia ottenuta per colata è, in media, poco minore di quella del materiale lavorato, ma la resistenza a fatica con intaglio è simile per entrambi (21).

### 2.2.2. Tecniche di lavorazione superficiale

I trattamenti superficiali eseguiti sugli impianti, sono di estrema importanza per favorire l'osteointegrazione di questi ultimi.

Riguardo a questo argomento emerge dalla letteratura, che una varietà di impianti dentali con caratteristiche superficiali differenti, definite dalla topografia, dalla composizione chimica e dalla carica elettrica, sono correntemente utilizzate, con successo, nella terapia sui pazienti.

Tutti questi impianti utilizzati, realizzano una stabilizzazione primaria osso-impianto, attraverso una ritenzione meccanica dell'osso con le strutture superficiali degli impianti, che sono realizzati progettualmente, seguendo una tecnica ben specifica, oppure formate casualmente, durante la realizzazione dell'impianto stesso.

Dal grado con il quale si realizza la ritenzione meccanica, e dalla rapidità con cui avviene, dipende l'osteointegrazione dell'impianto e la possibilità di eseguire il caricamento precoce dello stesso.

Il grado di ritenzione meccanica tra osso e la superficie dell'impianto si realizza sia a livello macroscopico (dimensioni dell'ordine del millimetro) che a livello microscopico (dimensioni dell'ordine dei micron).

Alcuni impianti utilizzati attualmente prevedono la filettatura, e ad essa è dovuta la prima forma di ritenzione meccanica tra osso e impianto; tuttavia le tecniche di lavorazione del titanio (o delle leghe di titanio), utilizzate per la realizzazione dell'impianto stesso, o della filettatura, provocano dei "difetti" della superficie, rappresentati da solchi e protuberanze, della dimensione dei micron, disposti in modo non omogeneo, che favoriscono la possibile osteointegrazione. Diversi studi hanno dimostrato che apparenti differenze nelle tecniche di realizzazione degli impianti, non provocano grandi differenze nella rugosità superficiale che ne deriva.

Un'altra tecnica di trattamento superficiale della superficie degli impianti, filettati e non, è la sabbiatura, realizzata bombardando l'impianto con particelle di SiC, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, vetro o TiO<sub>2</sub>, che erodono la superficie colpita formando delle irregolarità, le cui dimensioni dipendono dal tipo di materiale utilizzato per il bombardamento, dalla pressione, dalla distanza a cui è posto l'impianto, e dal tempo di esposizione al bombardamento.

Questo tipo di trattamento può provocare il deposito sulla superficie dell'impianto di alcune particelle utilizzate per la sabbiatura, che potrebbero non essere biocompatibili, e provocare fenomeni di tossicità e flogosi locale o sistemica, con conseguente fallimento dell'impianto. Per ovviare a questo effetto collaterale si esegue un processo di pulitura della superficie che prevede diverse fasi: prima si elimina gran parte del materiale residuo con getti di aria molto forti, successivamente si esegue una procedura di pulizia ultrasonica utilizzando soluzioni acide e alcaline per sciogliere le particelle più resistenti, e infine si esegue il lavaggio per rimuovere tracce delle soluzioni utilizzate, e l'asciugatura.

Il trattamento con acidi, oltre ad eliminare residui di materiale utilizzato per la sabbiatura, provoca modifiche della topografia della superficie dell'impianto, con un ulteriore aumento delle irregolarità superficiali (della dimensione di un micron o meno), e determina la formazione dell'ossido superficiale che incrementa la resistenza alla corrosione.

Nei trattamenti superficiali analizzati fino ad ora, il materiale è rimosso dalla superficie con lo scopo di ottenere la topografia desiderata. In contrasto con queste metodologie, c'è l'utilizzo del plasma spray, processo per mezzo del quale polveri di titanio, sono depositate sulla superficie dell'impianto, in uno strato sottile, caratterizzato da protuberanze e solchi, adatti a

promuovere una sicura ritenzione dell'impianto e il processo di osteointegrazione. Le dimensioni delle irregolarità sono dell'ordine dei 10-20 micron.

In questo tipo di trattamento superficiale, si utilizza un bruciatore al plasma ad arco voltaico, in grado di elevare la temperatura di un gas nobile, con immissione di polveri di idruro di titanio, che attraverso la fusione dei loro strati più superficiali, si depositano sulla superficie del dispositivo dentale. Poiché il raffreddamento avviene con elevata rapidità, si creano delle asperità taglienti che sono smussate utilizzando un trattamento post-plasma, che ha anche la funzione di incrementare il legame degli strati sottostanti.

Le particelle fuse si depositano strato su strato, fino a formare una struttura lamellare porosa, che produce un aumento della superficie di legame disponibile, di almeno dieci volte.

La tecnica del plasma spray è utilizzata sia con polveri di titanio, sia con polveri di materiale ceramico, e in particolare, utilizza polveri di idrossiapatite (calcio fosfato, idrossiapatite), che creano strati porosi superficiali, simili a quelli creati dalle polveri di titanio.

Topografia e struttura superficiale dipendono dalle condizioni del plasma spray, e dalle caratteristiche delle polveri di idrossiapatite. Lo spessore massimo dello strato di HA, raccomandato, è di circa 50 micron, tale da stimolare adeguatamente i legami con la struttura ossea, e contemporaneamente limita gli stress residui che si generano all'interfaccia tra osso e impianto.

Diversamente dal titanio, che forma legami metallici con il tessuto osseo, gli strati di idrossiapatite, formano legami molto deboli, e la stabilizzazione primaria, conta soprattutto sulla ritenzione meccanica.

L'utilizzo dell'idrossiapatite, come rivestimento degli impianti dentali metallici, si basa sulla consapevolezza che questo tipo di materiale ceramico, entra nella costituzione di tutte le strutture mineralizzate dell'organismo. L'idrossiapatite si lega chimicamente all'osso e non induce fenomeni di rigetto da parte del sistema biologico.

Le scarse proprietà meccaniche, sono migliorate utilizzando l'idrossiapatite come rivestimento di superfici in titanio.

Una delle tecniche di lavorazione superficiale ultimamente maggiormente utilizzate nella costruzione di impianti dentali è la SLA (*Sandblasted Large-grid Acid-etched*): superficie sabbiata con sabbia a grana grossa e sottoposta a mordenzatura con acido. Per ottenere una tale superficie l'impianto viene sabbiato con sabbia a grani grossi (250-500  $\mu$  di diametro), lavato in una vasca ultrasonica con acqua deionizzata quindi asciugato.

In seguito si passa al trattamento con acido della superficie dell'impianto che viene inserito in una soluzione termostata di acido cloridrico e solforico. Successivamente dopo un accurato lavaggio in acqua demineralizzata, l'impianto viene asciugato con aria calda.

Questo tipo di trattamento superficiale produce uno strato macrorugoso dovuto alla sabbiatura, mentre l'azione dell'acido provoca la formazione di microalveoli (22).

## 2.3. Proprietà fisiche del titanio

Il titanio situato nel quarto gruppo della tavola periodica con numero atomico 22, ha proprietà eccellenti dal punto di vista ingegneristico; esso mostra bassa densità, alta resistenza (resistente quanto l'acciaio e due volte più dell'alluminio), basso modulo di elasticità, bassa conducibilità termica, bassa espansione termica, eccellente resistenza alla corrosione, facilità di lavorazione, biocompatibilità, periodo di dimezzamento radioattivo estremamente corto, che consente il suo uso nei sistemi nucleari, non è magnetico ed è in grado di sostenere temperature estreme, grazie al suo alto punto di fusione. Inoltre, il titanio è immune all'attacco corrosivo dell'acqua salata o degli ambienti marini; ha quindi uso potenziale negli impianti di

desalificazione per convertire l'acqua di mare in acqua dolce, è usato per gli alberi portaelica e per componenti e parti delle navi esposte all'acqua salata; inoltre, un anodo di titanio ricoperto di platino è stato usato per assicurare la protezione catodica dalla corrosione dell'acqua salata, ed esibisce una eccezionale resistenza ad una vasta gamma di acidi, di alcali, di acque naturali e di prodotti chimici industriali; infine, offre una grande resistenza agli attacchi di erosione, è almeno venti volte più resistente all'erosione rispetto alle leghe rame-nichel, alla cavitazione e agli urti.

Il titanio estratto dai minerali, una volta reso puro, si presenta bianco e brillante, è duttile solo se contiene quantità di ossigeno trascurabili, si brucia in aria ed è l'unico elemento che si brucia in azoto puro. Il titanio naturale presenta cinque isotopi, tutti stabili, con masse atomiche da 46 a 50; inoltre, sono conosciuti altri otto isotopi instabili. Il metallo naturale è noto per diventare molto radioattivo dopo il bombardamento con i deuteroni; le radiazioni emesse sono principalmente positroni e raggi gamma puri.

Il titanio può esistere in due forme cristalline: la prima è alfa e corrisponde ad una struttura cristallina esagonale compatta, stabile a basse temperature. Nel titanio non legato (titanio puro, senza elementi in lega aggiunti), a fase alfa è stabile a tutte le temperature fino a 882°C, dove si trasforma in fase beta; questo valore è conosciuto come temperatura di "beta transus" e la fase beta è stabile da 882°C fino al punto di fusione. Questo metallo ha una temperatura di ebollizione pari a 3285°C e un alto punto di fusione (1660°C), in virtù del quale il titanio può essere considerato per applicazioni in blindature balistiche. Infatti, l'alta temperatura di fusione tende a ridurre la predisposizione alla fusione e all'accensione delle blindature durante l'impatto balistico; la buona durezza e la leggerezza sono fattori aggiuntivi per considerare il titanio in questa applicazione.

Il titanio è resistente ad ossidazione fino a circa 600°C ed è un metallo reattivo che può accogliere e dissolvere interstizialmente elementi quali ossigeno, idrogeno, azoto; generalmente, però, il titanio trova impiego fino a temperature di circa 540°C, poiché la trasformazione allotropica da struttura HCP a struttura BCC limita ulteriormente la sua massima temperatura di applicazione.

Il titanio è caratterizzato da un basso valore di densità (4,54 g/cm<sup>3</sup>), approssimativamente 56% di quello dell'acciaio; a parità di peso (ad esempio 1 Kg), quindi, il titanio occupa un volume doppio rispetto all'acciaio, o, in altri termini, con il primo è possibile realizzare componenti più leggeri. Perciò, il titanio è resistente quanto l'acciaio, ma è il 56% più leggero; inoltre, è il 60% più pesante dell'alluminio, ma due volte più resistente. La densità è considerevolmente influenzata dalla quantità e dalla densità degli elementi in lega; ad esempio, una lega contenente alluminio come elemento in lega è probabile sia molto più leggera di una che contiene un'apprezzabile quantità di stagno. Generalmente, le leghe beta sono le più pesanti perché contengono elementi in lega, come il molibdeno, che hanno un'alta densità. La combinazione di bassa densità lineare e alta resistenza produce rapporti resistenza/peso particolarmente favorevoli, superiori a quasi tutti quelli degli altri metalli.

Il titanio possiede un coefficiente di espansione termica significativamente più basso di quello delle leghe ferrose; questa proprietà gli permette di essere molto più compatibile con materiali ceramici o con vetri rispetto agli altri metalli.

Il titanio ha modulo di elasticità (10,3 GPa) a valori che sono circa 50% di quelli dell'acciaio; questo basso modulo significa eccellente flessibilità, che è la proprietà basilare per il suo utilizzo in dispositivi dentali e dispositivi protesici umani; l'eccellente biocompatibilità del titanio fornisce un motivo supplementare per la rapida espansione di quest'ultimo nel campo delle protesi corporee.

Il titanio ha un'ottima duttilità, se contiene quantità trascurabili di ossigeno, e può essere stampato a caldo in molte forme diverse; la formabilità a freddo, invece, è scarsa a causa della forte tendenza del metallo a riacquisire la sua forma originaria.

Il titanio è virtualmente non magnetico, proprietà che lo rende ideale ad applicazioni in cui l'interferenza elettromagnetica deve essere minimizzata; altre possibili applicazioni comprendono alloggiamenti per apparecchiature elettroniche e strumenti di registrazione per pozzi profondi.

Il titanio è ampiamente usato per trattare cloro gassoso umido o bagnato e si è guadagnato una buona reputazione per le eccezionali prestazioni in questo servizio. La natura fortemente ossidante del cloro umido passiva il titanio con conseguenti basse velocità di corrosione e offre, quindi, una soluzione ai problemi di corrosione per crevice che si possono avere quando le temperature di servizio del cloro umido eccedono i 70°C. I prodotti chimici e le soluzioni contenenti cloro e titanio sono completamente resistenti alle soluzioni dei cloriti, degli ipocloriti, dei clorati, dei perclorati e del diossido di cloro; il metallo è stato usato per trattare questi prodotti chimici nell'industria della carta per molti anni senza tracce di corrosione.

Considerazioni simili si applicano generalmente ad altri composti degli alogenuri e degli alogeni; particolare interesse dovrebbe essere dato ai fluoruri acquosi acidi e agli ambienti gassosi del fluoro, che possono essere altamente corrosivi per le leghe di titanio.

In generale il titanio ha un'eccellente resistenza agli acidi ossidanti, come nitrico e cromico, in un vasto intervallo di temperature e di concentrazioni. Questo metallo è molto usato per trattare l'acido nitrico nelle applicazioni commerciali e presenta basse velocità di corrosione in acido nitrico all'interno di un ampio range di condizioni. Alla temperatura di ebollizione e per temperature maggiori, la resistenza a corrosione del titanio è molto sensibile alla purezza dell'acido nitrico; generalmente, più alta è la contaminazione e maggiore è il contenuto di ioni metallici nell'acido, migliori sono le prestazioni del titanio.

In conclusione, la resistenza ambientale del titanio dipende soprattutto da un film d'ossido superficiale (principalmente TiO) molto sottile, tenace e altamente protettivo, molto stabile al di sopra di un certo range di pH, di potenziale e di temperatura, la cui formazione è particolarmente favorita quando il carattere ossidante dell'ambiente aumenta; per questo motivo, il titanio resiste generalmente agli ambienti leggermente riducenti, neutri e altamente ossidanti fino a temperature ragionevolmente alte. Il titanio sviluppa ossidi superficiali molto stabili con alta integrità, tenacia e buona aderenza. L'ossido superficiale sul titanio, se graffiato o danneggiato, è in grado immediatamente di ricostruirsi in presenza di aria o di acqua.

La presenza in comuni ambienti ossidanti o di speci contaminanti spesso estende i limiti utili delle prestazioni del titanio in molti ambienti altamente aggressivi; queste speci inibitrici includono aria, ossigeno, prodotti di corrosione delle leghe ferrose, altri ioni metallici specifici e/o altri composti ossidanti dissolti.

La gamma di applicazioni del titanio, già vasta, può essere espansa unendolo in lega con determinati elementi nobili o imponendo potenziali anodici.

Inoltre, il titanio presenta generalmente una grande resistenza ai cloruri e alle varie forme di corrosione localizzata; il titanio è usato nelle soluzioni saline di cloruri e in altre soluzioni saline oltre l'intervallo di piena concentrazione, in particolare quando le temperature aumentano (21).

## 2.4. Il titanio e le sue leghe

Il titanio e le sue leghe sono classificati in tre grandi categorie in base alle fasi predominanti presenti nella microstruttura a temperatura ambiente. Come detto precedentemente, il titanio ha struttura cristallina esagonale a massimo impiccamento, chiamata alfa; a circa 882°C, la fase

alfa si trasforma in una struttura cubica a corpo centrato, chiamata beta, che è stabile fino al punto di fusione, che varia tra 1650°C e 1700°C circa. La temperatura di tale trasformazione allotropica è funzione del contenuto di elementi in lega ed è fortemente influenzata dagli elementi interstiziali ossigeno e azoto; gli elementi in lega favoriscono o la fase alfa o la fase beta oppure sono neutrali. L'alluminio, che va in soluzione solida nel titanio come elemento sostituzionale, stabilizza la fase alfa, innalzando la temperatura di trasformazione alfa-beta; tra gli altri alfa stabilizzatori ci sono carbonio, ossigeno e azoto, che formano soluzioni solide interstiziali nel titanio. Gli effetti di rinforzo di questi ultimi elementi interstiziali scompaiono nel range di temperatura tra 260°C e 430°C, mentre gli effetti di rinforzo dell'alluminio rimangono fino a circa 540°C. Oltre all'effetto di rinforzo, entro questi limiti gli elementi interstiziali causano infragilimento. I beta stabilizzanti, come idrogeno, rame, silicio, palladio, cromo, niobio, ferro, manganese, molibdeno, tantalio e vanadio, abbassano la temperatura di trasformazione alfa-beta, rendendo la fase beta stabile alle basse temperature; stagno e zirconio, infine, sono altamente solubili in entrambe le fasi e sono sostanzialmente neutrali nelle quantità presenti nelle leghe attuali, agendo come rinforzanti della fase alfa.

A 25°C, le leghe commerciali di titanio alfa e alfa-beta hanno densità che varia nel range 4,37-4,56 g/cm<sup>3</sup>, mentre quelle beta raggiungono valori di 4,94 g/cm<sup>3</sup>.

I moduli di elasticità e la rigidità aumentano con l'incremento del contenuto di elementi in lega interstiziali e di alluminio e con la temperatura di ricottura; con l'aggiunta di elementi beta stabilizzanti, invece, essi decrescono rispetto a quelli del titanio puro, poiché aumenta l'indurimento. Sia nel titanio puro che nelle leghe di titanio commerciali, modulo di elasticità e rigidità decrescono con l'aumento della temperatura.

Siccome la struttura cubica del titanio beta contiene un maggior numero di piani di scorrimento rispetto a quelli presenti nella forma esagonale alfa, il titanio beta è più facilmente deformabile; le leghe nelle regioni beta e alfa-beta sono, perciò, formabili a caldo. Le leghe beta e alcune leghe alfa-beta contengono, oltre a molibdeno o vanadio, elementi in lega a causa dei quali la fase beta, nel range di temperatura tra 550°C e un massimo di 860°C, subisce una decomposizione in fase alfa e in un composto intermetallico.

Questo processo è usualmente associato ad infragilimento e riduce la stabilità termica; deve, quindi, essere evitato durante la produzione e la lavorazione dato che riduce la deformabilità. Per sistemi che presentano decomposizione della fase beta, il processo di lavorazione procede più lentamente a temperatura inferiore. In seguito alla fase di lavorazione, l'indurimento delle leghe di titanio può essere ottenuto in vari modi. Ad esempio, può essere precipitato un composto intermetallico dalla fase alfa per tempra e ricottura (leghe Ti-Cu); oppure, in leghe con elementi beta stabilizzanti, la fase beta metastabile può essere formata in aggiunta alla fase alfa per solubilizzazione, tempra e invecchiamento.

Nell'ageing la lega viene trasformata, attraverso una fase intermedia omega, in fase alfa e in fase beta stabilizzata per arricchimento di elementi in lega. Entrambi questi processi sono utilizzati nell'industria per migliorare le proprietà meccaniche delle leghe di titanio.

Le leghe alfa sono saldabili, non trattabili termicamente, stabili fino a circa 540°C, resistenti e tenaci alle temperature criogeniche, resistenti all'intaglio e al *creep*, ragionevolmente duttili, più resistenti ad ossidazione rispetto alle leghe beta o alfa-beta e relativamente difficili da stampare. Le leghe beta generalmente sono trattabili termicamente, saldabili, resistenti al *creep* a temperature intermedie, stabili fino a circa 300°C, resistenti ad alte temperature per brevi periodi, relativamente fragili sotto i -70°C e abbastanza formabili a temperatura ambiente. Le leghe alfa-beta sono più che altro un compromesso tra le leghe a singola fase alfa e quelle a singola fase beta; esse sono trattabili termicamente, stabili fino a circa 430°C, non resistono al *creep* ad alte temperature, hanno una buona resistenza e sono più formabili delle leghe alfa.

Comunque, esse sono meno tenaci delle leghe alfa e, per la maggior parte, sono più difficili da saldare.

Il titanio commercialmente puro, non legato, costituisce circa il 35% della produzione, mentre le leghe di titanio coprono il rimanente 65%.

#### **2.4.1. Titanio commercialmente puro**

Ci sono sei tipi di titanio commercialmente puro (CP) e ognuno contiene una diversa quantità di impurezze; il titanio CP Grado I è il più puro. In generale, sono solo tre le tipologie di maggior rilievo; queste contengono dal 99,01% al 99,5% di titanio, più piccole quantità di ferro, carbonio, idrogeno, azoto e ossigeno. Tali elementi sono presenti normalmente in forma residuale e non hanno un effetto significativo sulle proprietà meccaniche; quindi, in senso stretto, il titanio CP è una lega di titanio e di elementi interstiziali. Inoltre, un tipo contiene da 0,15% a 0,20% di palladio per migliorare la resistenza agli ambienti debolmente riducenti, come acido solforico e acido cloridrico diluiti.

Nonostante le diverse tipologie di titanio CP non abbiano resistenza simile alle leghe di titanio, esse coprono un intervallo relativamente ampio di livelli di resistenza e sono utilizzate sia per applicazioni strutturali che non strutturali. Le qualità a bassa resistenza sono usate generalmente in applicazioni in cui resistenza a corrosione e ottima formabilità, piuttosto che resistenza, siano i requisiti primari; le qualità ad alta resistenza sono utilizzate spesso per applicazioni simili, ma con requisiti di resistenza maggiore. Tutti i tipi di titanio CP sono prontamente saldabili; esso è ottenibile attraverso tutte le possibili lavorazioni al laminatoio, per colata o per metallurgia delle polveri.

Generalmente, il titanio non legato è utilizzato in applicazioni in cui si desidera un'ottima resistenza a corrosione e in cui l'alta resistenza non è un fattore determinante. Nel titanio CP, inoltre, l'ossigeno funziona da rinforzante controllato: la resistenza aumenta se aumenta la quantità di ossigeno all'interno di un range controllato, poiché troppo ossigeno produce un infragilimento del materiale. Questo tipo di titanio è, quindi, utilizzato per rivestimenti degli aerei, elementi di rinforzo, pareti refrattarie, pannelli per esplosione di proiettili, anelli ed elementi di fissaggio nei motori. Applicazioni commerciali comprendono scambiatori di calore, valvole, attrezzature per lavorazioni e componenti marini.

#### **2.4.2. Leghe alfa**

Le leghe alfa sono un po' meno resistenti a corrosione rispetto al titanio non legato, ma possiedono resistenza maggiore sia di quest'ultimo che di tutte le altre leghe di titanio; inoltre, resistono all'ossidazione ad alte temperature (300-540°C) e presentano miglior saldabilità rispetto ai vari tipi di titanio CP e ottima duttilità. I livelli di resistenza a temperatura ambiente, comunque, sono i più bassi e queste composizioni non rispondono a trattamento termico.

La principale variabile microstrutturale delle leghe alfa è la dimensione del grano. Per una composizione fissata, la resistenza a breve termine (snervamento) e la resistenza a lungo termine (rottura per *creep*) sono influenzate dalla dimensione del grano e dall'energia immagazzinata (se ce n'è) a deformazione.

Tra le leghe alfa ci sono tipologie ad alto contenuto di alluminio, con così poca quantità di beta da essere identificate come super alfa. Le leghe alfa più comuni sono la lega Ti-5Al-2,5Sn e una lega con bassa quantità di elementi interstiziali, che ha la stessa composizione della precedente. La qualità degli elementi interstiziali può essere ottenuta commercialmente per colata o con ogni altro tipo di lavorazione ed è usata in numerose applicazioni aerospaziali;

inoltre, è utilizzata per realizzare serbatoi a riempimento di idrogeno liquido e per vasi ad alta pressione operanti al di sotto di circa  $-200^{\circ}\text{C}$ , poiché essa mantiene duttilità e tenacità alle temperature criogeniche.

Nella classificazione delle leghe alfa possiamo considerare cinque leghe classificate come quasi alfa, le quali sono caratterizzate dalla presenza di una piccola quantità di elementi beta stabilizzanti; la loro risposta a trattamento termico e a lavorazione segue più da vicino quella delle leghe alfa che non quella delle convenzionali leghe alfa-beta. Delle cinque leghe quasi alfa, la lega Ti-8Al-1Mo-1V è la più comune; per essa sono stati sviluppati speciali cicli di ricottura. Questi aumentano la sua resistenza al *creep* e la sua tenacità a frattura, poiché permettono di mantenere un buon livello di resistenza.

Altre leghe quasi alfa sono: Ti-2,25Al-11Sn-5Zr-1Mo-0,2Si (IMI#679), Ti-5Al-6Sn-2Zr-1Mo-0,25Si, Ti-6Al-2Sn-1,5Zr-1Mo-0,35Bi-0,15Si (Ti-11) e Ti-6Al-2Nb-1Ta-0,8Mo; tra queste sta attualmente emergendo la lega Ti-11. Questa è stata sviluppata per la sua ottima resistenza al *creep* fino a  $620^{\circ}\text{C}$ , che le è conferita attraverso l'aggiunta di silicio e bismuto.

### 2.4.3. Leghe alfa-beta

Le leghe alfa-beta contengono sia elementi alfa stabilizzanti che beta stabilizzanti; queste leghe possono essere rinforzate con trattamento termico o con lavorazioni termo-meccaniche.

Generalmente, quando si desidera un rinforzo, le leghe vengono raffreddate rapidamente a partire da alta temperatura (nel range di temperature di stabilità alfa-beta o anche sopra la temperatura di beta transus). Questo trattamento di solubilizzazione è seguito da un trattamento a temperatura intermedia (invecchiamento o ageing) per produrre la giusta miscela di prodotti alfa e beta trasformati; in tal modo queste leghe possono essere lavorate mentre il materiale è ancora duttile e, successivamente, subiscono il trattamento termico che permette di rinforzare il materiale. La risposta al trattamento termico dipende dalla velocità di raffreddamento adottata a partire dalla temperatura di solubilizzazione e, quindi, può essere legata alle dimensioni della sezione.

Le leghe alfa-beta hanno un'alta resistenza ma sono meno formabili delle leghe alfa; la saldatura per fusione si ottiene con efficienze del 100%. Questa classe di leghe di titanio incide su oltre il 70% di tutto il titanio impiegato commercialmente.

Dal punto di vista microstrutturale, i costituenti alfa, quelli rimasti beta e quelli trasformati in beta possono esistere in diverse forme: equiassici, aciculari o come combinazione di questi due. Le strutture equiassiche si formano durante la lavorazione della lega nel range di temperature alfa-beta e durante la ricottura a basse temperature; le strutture aciculari, invece, hanno origine da lavorazioni o da trattamenti termici a temperature prossime alla beta transus, seguiti da rapido raffreddamento. Il rapido raffreddamento dalle alte temperature nel range alfa-beta si traduce nella formazione di strutture primarie di alfa equiassico e secondarie di beta trasformato.

Le dieci leghe alfa-beta più comuni presentano composizioni molto diverse tra loro e, quindi, le loro caratteristiche generali sono piuttosto variabili. Questo range di composizione comprende leghe fortemente stabilizzate con beta e leghe profondamente indurite, quali Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo e Ti-6Al-6V-2Sn, che forniscono alta resistenza a temperatura ambiente e a temperature intermedie; ci sono, inoltre, composizioni più povere di elementi in lega, come Ti-6Al-4V, che è la lega di titanio maggiormente utilizzata (rappresenta infatti circa il 45% della produzione globale). Considerando un basso indurimento, l'alto contenuto di alluminio di quest'ultima le conferisce un'eccellente resistenza e ottime proprietà ad elevate temperature; essa è considerata una lega di titanio per scopi generici e le può essere attribuita qualsiasi forma attraverso lavorazione o per colata. Alterando i livelli interstiziali di Ti-6Al-4V si danno nuove proprietà alla lega: la riduzione degli elementi interstiziali produce un'eccellente tenacità, un

punto importante nelle applicazioni criogeniche e nelle applicazioni a profonda immersione; con un trattamento termico appropriato, inoltre, la resistenza della lega Ti-6Al-4V aumenta fino al 35% di quella in condizioni ricotte.

Nel 1972 General Electric annuncia una nuova lega alfa-beta, nota come Ti-17; la sua composizione è Ti-5Al-2Sn-2Zr-4Mo-4Cr. La lega è stata sviluppata per applicazioni in motori aerei, come materiale per i dischi di eliche e di compressori; essa presenta migliori proprietà rispetto alle leghe di titanio idonee a subire trattamento termico utilizzate commercialmente. In aggiunta, la lega Ti-17 ha una buona liscenza, un buon comportamento a fatica con intaglio sotto carico ciclico e un livello di resistenza a snervamento da 1034 a 1172 MPa; un'altra sua caratteristica è la capacità di essere indurita attraverso tutto il campione, con proprietà resistenziali uniformi sulla sezione trasversale da un minimo di 15 mm a un massimo di 150 mm. Attualmente la lega è utilizzabile solo per fare barre, billette e pezzi forgiati.

Un'altra nuova lega alfa-beta è stata sviluppata negli Stati Uniti: si tratta della lega Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0,25Si. Essa ha una combinazione molto migliore di resistenza e tenacità rispetto alle altre leghe profondamente indurite, comprese Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo e Ti-6Al-6V-2Sn. Applicazioni potenziali per questa nuova lega comprendono complessi d'atterraggio degli aerei, paratie forgiate, dischi di eliche e rotor di elicotteri.

Altre due importanti leghe alfa-beta sono Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo e Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo; tra le due, la seconda sviluppa una resistenza maggiore. Entrambe queste leghe trovano impiego in componenti per i compressori di motori a propulsione e in strutture per missili e aeroplani.

Una lega alfa-beta unica per le sue proprietà è la Ti-3Al-2,5V; questa composizione è spesso descritta come materiale per fogli utilizzati nella produzione di strutture a nido d'ape.

#### 2.4.4. Leghe beta

Il titanio può esistere completamente in fase beta a temperatura ambiente (fase beta metastabile); l'aggiunta di alcuni elementi in lega, infatti, può inibire la trasformazione da beta ad alfa. Le leghe beta sono abbastanza ricche di beta stabilizzanti (e povere di alfa stabilizzanti), in modo che possa essere ottenuta con velocità di raffreddamento appropriate una microstruttura in cui sia presente solo fase beta. Proprio a causa del loro alto contenuto di elementi in lega, le leghe beta hanno densità maggiore (4,84-5,06 g/cm<sup>3</sup>) rispetto alle leghe alfa-beta e, quindi, i valori dei loro rapporti resistenza/densità non possono essere alti come quelli delle leghe alfa o alfa-beta. Le leghe beta sono instabili e la precipitazione di fase alfa nella fase beta metastabile è un metodo usato per rinforzarle; sono, quindi, leghe in grado di acquisire una buona durezza, hanno buona lavorabilità a freddo quando sono trattate in soluzione e presentano alta resistenza quando sono invecchiate.

Attualmente ci sono quattro leghe beta commercialmente utilizzabili e una è in fase di sviluppo. Le quattro commercialmente utilizzabili sono: Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr (Beta C), Ti-4,5Sn-6Zr-11,5Mo (Beta III), Ti-8Mo-8V-2Fe-3Al e Ti-13V-11Cr-3Al; l'ultima di queste è la più vecchia.

La lega in fase di sviluppo in "Lockheed Missiles and Space Company" è la Ti-2Al-11V-2Sn-11Zr, nota come Transage 129. Ci si aspetta che questa nuova lega offra buone proprietà per applicazioni a scopo generico nelle strutture aerospaziali; i livelli di resistenza a temperatura ambiente di Transage 129 sono circa uguali a quelli della lega Ti-13V-11Cr-3Al.

La lega Beta III lavorata è molto usata per chiodature e dispositivi di fissaggio simili; affidabili chiodature in Beta III possono essere realizzate in condizioni di sovra-invecchiamento (over ageing) o per trattamento in soluzione. Le seconde condizioni danno una maggior resistenza, un maggior modulo elastico ed eccellente stabilità termica fino a 430°C, con un adeguato margine d'errore nella perforazione. Questa lega è attrattiva per entrambe le



applicazioni poiché possiede alta resistenza e notevole resistenza alla stress corrosion e poiché permette di sfruttare i vantaggi produttivi della ricalcatura a freddo.

Un'altra lega beta impiegata per realizzare dispositivi di fissaggio è la Ti-8Mo-8V-2Fe-3Al. Essa, inoltre, ha applicazioni in missilistica e nella struttura degli aerei; la sua resistenza è pari a circa il doppio di quella di Beta III.

Le leghe beta possono essere formate prontamente a temperatura ambiente e a temperature un po' più alte; inoltre, hanno miglior saldabilità rispetto alle leghe alfa-beta. Possono essere trattate a caldo in soluzione, formate in condizioni non eccessivamente pesanti e indurite per invecchiamento nella parte finale della lavorazione, ottenendo alta resistenza.

In generale, componenti prodotti in lega beta non possono essere ottenuti per colata; tuttavia, ci sono state alcune colate di Beta III ma, deve essere fatto ancora molto lavoro per poter ottenere pezzi per colata in Beta III con le proprietà meccaniche necessarie al suo reale impiego (21).

## 2.5. Proprietà fisiche delle leghe di titanio

Nei primi due decenni del loro sviluppo, le leghe di titanio mirano ad applicazioni in cui sia richiesta non solo alta resistenza a trazione ma anche alta resistenza al *creep*; le proprietà di alta resistenza a trazione sono importanti per applicazioni a basse temperature e la resistenza alla rottura per *creep* è importante alle alte temperature, circa sopra 260°C.

Nel 1960 e nei primi anni del 1970, la resistenza al *creep* delle leghe di titanio viene aumentata sostanzialmente con l'introduzione del silicio, come nella lega IMI-679 (Ti-2,25Al-11Sn-5Zr-1Mo-0,25Si); la resistenza al *creep* è buona, in base ad una normalizzazione alla densità, fino a circa 540°C. Tuttavia, le proprietà a *creep* delle leghe alfa-beta non sono confrontabili con quelle di sistemi ad alta temperatura, come le superleghe a base nichel, in cui può essere mantenuta una buona resistenza al *creep* fino a 0,8 del punto di fusione; alcune leghe di titanio basate su fasi alfa intermetalliche (alfa due e gamma) possono mostrare buone proprietà a *creep* fino a 0,6 del punto di fusione, ma leghe alfa-beta, o solo alfa, o solo beta non hanno significative proprietà a *creep*, nemmeno a 0,5 del punto di fusione.

La resistenza a trazione delle leghe di titanio viene aumentata a livelli molto alti con l'introduzione di leghe come Ti-6Al-6V-2Sn (lega alfa-beta); quando la resistenza a trazione aumenta, tuttavia, ci sono significative riduzioni nella tenacità della lega. La resistenza a trazione, quindi, diviene un criterio necessario ma non sempre sufficiente per l'applicazione delle leghe di titanio e, di conseguenza, le proprietà di tenacità a frattura e di resistenza alla propagazione della cricca divengono importanti. Allo stesso modo, l'eccellente resistenza a fatica del titanio non è sempre un sufficiente indicatore per l'applicabilità della lega; infatti, tenacità a frattura e dati particolareggiati sulla dimensione della cricca in condizioni di carico ciclico vengono richieste come informazioni supplementari alla specifica sulla resistenza a fatica. Lavorazioni termo-meccaniche e progettazione della composizione della lega vengono regolate in modo da ottenere una morfologia caratterizzata da una miscela ottimale di fase equiassica e aciculare; durante il 1970, infatti, sono state fatte importanti correlazioni tra le proprietà a frattura e la microstruttura delle leghe lavorate.

In aggiunta alle ovvie correlazioni con la microstruttura ottica, chimica e microstruttura del componente in lega sono state studiate per i loro effetti sulle proprietà meccaniche: talvolta, è stato introdotto uno strato interfacciale sottile per separare le fasi alfa e beta nelle leghe di titanio alfa-beta. Lo strato poteva essere di idruro di titanio o di strutture complesse del titanio; la reale influenza dello strato interfacciale sulle proprietà meccaniche non è ancora stata dimostrata (21).

### 2.5.1. Proprietà meccaniche

La densità di una lega dipende dalla quantità e dalla densità degli elementi in lega. Per esempio, una lega contenente alluminio come elemento in lega è probabile sia sostanzialmente più leggera di una che contiene un'apprezzabile quantità di stagno. Generalmente, le leghe beta sono pesanti perché contengono elementi in lega come il molibdeno che ha relativamente un'alta densità.

La resistenza a trazione del titanio e delle sue leghe a temperatura ambiente varia da 240 MPa per il titanio CP più tenero a oltre 1400 MPa per le leghe ad alta resistenza. Le resistenze convenzionali variano dai 170 ai 1100 MPa, a seconda di qualità e condizioni della lega. A temperature elevate i diversi tipi di titanio CP presentano proprietà a trazione caratteristiche; tutte le leghe, specialmente quelle ad alta resistenza, mantengono valori convenzionali sia di resistenza a trazione che di resistenza fino a temperature molto alte.

Normalmente, la duttilità aumenta con l'aumento della temperatura; tuttavia, c'è una leggera irregolarità nel caso del titanio CP in quanto la sua duttilità aumenta coerentemente fino a temperature comprese tra 200°C e 300°C, ma da lì in poi diminuisce fino a 400-450°C, assumendo valori molto simili a quelli riscontrati a temperatura ambiente.

In generale, il titanio e le sue leghe sono tanto resistenti a compressione quanto lo sono a trazione. Per il titanio CP, la resistenza a snervamento in compressione è circa uguale a quella in trazione, mentre per le leghe Ti-6Al-4V e Ti-5Al-2,5Sn le resistenze a compressione sono leggermente maggiori di quelle a trazione.

La resistenza a taglio del titanio e delle sue leghe è pari circa al 60-70% della loro resistenza ultima a trazione.

La resistenza a snervamento portante di fogli in titanio o in lega di titanio è all'incirca 1,2-1,6 volte la resistenza a snervamento in trazione per un valore E/D di 1,5 (rapporto tra la distanza d'angolo E dal centro del foro e il diametro D del foro stesso); inoltre è circa 1,7-1,95 volte la resistenza a snervamento in trazione per un valore E/D pari a 2. La resistenza ultima portante è 1,4-1,65 volte la resistenza ultima a trazione per E/D di 1,5 ed è 1,8-2,1 volte la resistenza ultima a trazione per E/D pari a 2.

L'allungamento percentuale esprime l'entità dell'allungamento che un provino subisce durante la prova di trazione, ci dà inoltre una misura della duttilità del materiale. In generale più è elevata la duttilità (cioè più è deformabile il metallo), più è elevato il valore dell'allungamento percentuale.

L'allungamento percentuale a rottura è un parametro di importanza tecnologica non solo per la misura della duttilità, ma anche come indice della qualità del materiale. Se nel metallo sono presenti porosità o inclusioni o se è stato danneggiato da un surriscaldamento, l'allungamento percentuale sul provino può diminuire rispetto al normale.

La duttilità del materiale metallico può anche essere espressa in termini di riduzione percentuale della sezione (strizione). Questa grandezza viene solitamente ottenuta dopo la prova di trazione misurando il diametro della sezione di rottura.

La strizione percentuale, come l'allungamento percentuale, è una misura della duttilità del metallo e anche un indice di qualità; può infatti diminuire se nel materiale metallico sono presenti difetti come inclusioni o porosità.

Da numerosi esperimenti, è emerso che quando i cicli di carico e scarico di un provino di materiale diventano molto numerosi, non è più possibile caricarlo fino al limite elastico, senza evitarne la rottura.

Si vorrebbe conoscere lo sforzo massimo, con il quale è possibile sollecitare il provino, senza che questo si rompa, anche dopo un numero di cicli molto elevato. Il valore numerico di tale sforzo massimo e detto limite di fatica del provino.

Questa grandezza è notevolmente influenzata dai trattamenti termo-meccanici, a cui viene sottoposto il provino: infatti i trattamenti termici, possono modificare la morfologia strutturale, il tipo e la distribuzione delle fasi presenti, la geometria dei grani.

L'alta resistenza a fatica ciclica delle leghe di titanio è generalmente buona se confrontata con la resistenza a trazione; nonostante le curve di fatica non mostrino un ginocchio evidente, come accade nel caso di alcuni metalli, esse tendono ad appiattirsi circa oltre i 107 cicli e il limite di fatica è, così, definito fra 40 e 60% della resistenza a trazione. L'effetto d'intaglio è minore di quello previsto dai fattori di concentrazione degli sforzi e dalla velocità di propagazione della cricca per fatica e la resistenza statica residua dei campioni criccati sembra favorevole rispetto a quella degli acciai e delle leghe di alluminio.

Come con altri materiali, la resistenza a fatica del titanio varia con finitura superficiale: test su campioni intagliati danno valori sostanzialmente più bassi rispetto a quelli ottenuti per campioni non intagliati. Quindi, è richiesta cura nel progetto e nella fabbricazione per evitare concentrazioni di sforzi: finitura superficiale grossolana, brusche variazioni di sezione e spigoli vivi sono condizioni che dovrebbero essere evitate.

Le proprietà a fatica a basso numero di cicli per le leghe di titanio sono importanti per componenti rotanti nelle applicazioni aerospaziali. La maggior parte dei dati disponibili sono stati generati sotto carico costante e in condizioni di stress minimo o nullo, in cui è stato stabilito che la resistenza a fatica delle leghe è collegata strettamente a resistenza e duttilità.

Le proprietà meccaniche del titanio puro e della lega TiAl V sono descritte in Tabella 1.

**Tabella 1. Proprietà meccaniche delle leghe di titanio**

Proprietà	Grado 1	Grado 2	Grado 3	Grado 4	Grado 5
Resistenza a trazione (MPa)	240	345	450	550	860
Carico di snervamento (0,2%) (MPa)	170	275	380	485	795
Elongazione (%)	24	20	18	15	10
Strizione (%)	30	30	30	25	25

Il titanio CP (commercialmente puro) di Grado II e la lega TiAl V sono i due materiali più utilizzati in campo medico, poiché uniscono alle proprietà fisiche eccellenti caratteristiche di biocompatibilità e resistenza alla corrosione. Tali caratteristiche sono legate in primo luogo al fenomeno della passivazione spontanea del titanio, che è, quindi, in grado di resistere agli attacchi acidi e basici meglio di altri materiali (come ad esempio l'acciaio inossidabile) grazie alla formazione di un film di rutilo (TiO) e di altri ossidi (TiO, TiO, TiO) sulla sua superficie. Questo è conseguenza del fatto che il titanio esiste in differenti stati di ossidazione più o meno stabili, ma dipende anche dalla elevata capacità di solubilizzazione dell'ossigeno nel titanio, che determina variazione del rapporto O/Ti e delle corrispondenti proprietà fisiche. Tuttavia la forma più stabile di ossido di titanio è TiO, nella quale il titanio ha numero di ossidazione + 4.

Gli ossidi di titanio, e in particolare il TiO, sono termodinamicamente molto stabili e presentano una energia libera di Gibbs molto negativa, il che favorisce la formazione dell'ossido in molti mezzi come l'ossigeno, l'acqua o le molecole organiche.

È stato dimostrato da molti autori, usando diverse tecniche, che il film di ossido TiO non interessa solo la superficie di titanio puro, ma si genera anche sulle leghe di titanio, in particolare sulla lega TiAl V, quando è posta a contatto con l'aria o con i fluidi biologici. Si è riscontrata la rapida formazione dello strato di ossido di Ti di circa 10 Å in meno di un millesimo di secondo. Nel giro di un minuto lo spessore di questo aumenta fino a circa 50-100 Å.

La pellicola di ossido è inerte, estremamente omogenea, tenace, aderente e, se durante le varie fasi di inserimento dell'impianto, l'ossido è danneggiato, si riforma istantaneamente. A tale pellicola di passivazione, si attribuisce anche l'azione batteriostatica del metallo.

Lo scopo di molti studi è stato quello di incrementare la stabilità del film passivo e di ridurre il tasso di dissoluzione, attraverso trattamenti di superficie perimplantare, come:

- polarizzazione anodica;
- lucidatura industriale con paste di Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> con granulometria da 0,05-6 micron;
- passivazione con acido nitrico al 20-40%;
- deposizione di nitrato di titanio o plasma spray.

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

Altri studi dimostrano che alla concentrazione di  $1 \times 10^6$  /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.

Per minimizzare la concentrazione di particelle di titanio nella regione circostante l'impianto, si eseguono procedimenti di decontaminazione e plasma a freddo. Questo permette di rimuovere qualsiasi impurità superficiale residui della lavorazione industriale che determinerebbero le premesse di una non corretta osteointegrazione (20).

L'assorbimento di ossigeno sulla superficie del titanio quando il materiale è riscaldato causa un aumento di durezza nello strato superficiale; rettifica e lucidatura possono avere un effetto simile sui campioni metallurgici ed è per questo motivo che i valori di durezza possono essere ingannevoli. Tuttavia, la durezza del titanio, se interpretata correttamente, può essere una misura utile per i seguenti scopi:

- la durezza può essere usata per dare un'indicazione generale su una lega di titanio ignota;
- il confronto di durezza prima e dopo la ricottura può essere usato per valutare il grado di indurimento presente inizialmente o il completamento della ricottura stessa a seconda delle condizioni in cui è eseguita;
- una misura di durezza può essere usata per dare un'indicazione delle proprietà meccaniche locali o alternativamente per controllare i risultati del trattamento termico.

La durezza del titanio CP lavorato normalmente è minore di 120 Bhn (Brinell) per la qualità di massima purezza (Grado I); il range di durezza degli altri tipi di titanio CP varia da 200 a 295 Bhn per materiali lavorati e da 200 a 220 Bhn per materiali ottenuti per colata.

La durezza delle leghe di titanio ricotte è nel range da 32 a 38 Rc; le leghe Ti-5Al-2,5Sn e Ti-6Al-4V hanno una durezza di 320 Bhn in condizioni *as cast* (colata grezza, senza ulteriori lavorazioni o trattamenti termici); la versione degli elementi interstiziali di quest'ultima lega ha una durezza di 310 Bhn, sempre in condizioni *as cast*.

Il modulo elastico (o di Young) di un materiale, può definirsi come il rapporto tra lo sforzo specifico applicato e la deformazione percentuale prodotta da tale sforzo.

L'aggettivo "elastico" implica il ritorno alle condizioni primitive, una volta terminato lo stato di sforzo; si considera lineare il diagramma sforzo-deformazione, nell'intervallo in esame.

Il modulo elastico, è caratteristica del solo materiale utilizzato, non dipende dalla forma, né dalle dimensioni del provino scelto. La lega di Ti, Al e Va, ha un modulo elastico, il cui valore si avvicina molto a quello dell'osso corticale.

Il valore del modulo elastico è poco influenzato dall'aggiunta di elementi leganti, o da trattamenti termici successivi. Dipende invece fortemente dalla temperatura.

I valori del modulo elastico di Young a trazione variano tipicamente da 80 a 125 GPa, ma questo dipende in parte dal processo di lavorazione usato per produrre il materiale e in parte

dalla direzionalità della prova sul materiale. C'è, tuttavia, una tendenza generale per i materiali contenenti molto alluminio ad avere un modulo abbastanza alto rispetto alle altre leghe.

Il modulo di elasticità a trazione per il titanio CP varia da 103 a 107 GPa. Molte leghe di titanio hanno un modulo a trazione da 110 a 117 GPa in condizioni di ricottura; eccezioni sono le leghe Ti-13V-11Cr-3Al (98 GPa) e Ti-8Al-1Mo-1V (127 GPa). Le leghe che induriscono per invecchiamento hanno un modulo a trazione un po' più alto in condizioni invecchiate che in condizioni ricotte; il modulo a compressione è uguale o un po' più alto di quello a trazione.

Il titanio CP ha modulo torsionale o di taglio di circa 45 GPa; il modulo di taglio delle leghe di titanio è compreso tra 42 e 50 GPa.

È difficile dare un valore certo per il rapporto di Poisson delle leghe di titanio poiché l'anisotropia conduce a piccole differenze sia nel modulo di taglio che nel modulo elastico, i quali, una volta considerati insieme per calcolare il rapporto di Poisson, possono condurre a valori che variano da 0,29 a 0,39 per i fogli ricotti di ASTM Grado V (Ti-6Al-4V). Tuttavia, il valore generalmente accettato per il titanio CP è 0,36 e quello per ASTM Grado V è 0,31.

Esistono poche informazioni pubblicate sulle proprietà a *creep* del titanio CP, principalmente poiché le applicazioni correnti non richiedono la conoscenza dettagliata di queste proprietà. Generalmente, i valori di resistenza a *creep* per un materiale che mostra lo 0,1% di deformazione plastica in 100.000 ore di funzionamento sono circa il 50% della resistenza a trazione a temperature fino a 300°C.

Le normative di progetto per impianti chimici permettono l'uso di informazioni sulla resistenza a trazione per apparecchiature che funzionano fino a 150°C e questo copre la maggior parte degli usi correnti del titanio CP nell'industria chimica; a temperature superiori, il titanio è usato normalmente come rivestimento supportato da acciaio. Le normative di progetto per impianti chimici, inoltre, si riferiscono a valori dello sforzo a rottura.

Chiaramente, alcune applicazioni richiedono l'uso di materiali che abbiano una buona resistenza al *creep* e le leghe di titanio sono state sviluppate nel corso degli anni per soddisfare questa condizione. Generalmente, esse si dividono in tre categorie principali:

- *leghe alfa-beta*: contengono una quantità di elementi beta stabilizzanti sufficiente a fare in modo che un po' di fase beta sia mantenuta a temperatura ambiente; sono trattate termicamente nel campo di stabilità della fase alfa-beta e la loro struttura consiste in fase alfa primaria e fase beta trasformata; normalmente, la temperatura massima di funzionamento in condizioni di *creep* è attorno ai 300-450°C.
- *leghe quasi alfa trattate termicamente nel campo di stabilità della fase alfa-beta*: ottimizzando le quantità degli elementi di stabilizzazione alfa e beta, le leghe sviluppate hanno migliorato la resistenza al *creep* fino a temperature nel range 450-500°C.
- *leghe quasi alfa trattate termicamente nel campo di stabilità della fase beta*: un ulteriore miglioramento significativo nelle proprietà a *creep* è ottenuto dal trattamento termico delle leghe quasi alfa nel campo della fase beta; sono adatte ad essere utilizzate fino a 600°C.

La tenacità delle leghe di titanio dipende dalla resistenza, dalla composizione (quantità di elementi interstiziali presenti), dalla microstruttura e dalla tessitura, che sono proprietà correlate. In generale, la tenacità delle leghe di titanio varia inversamente con la resistenza, come quella degli acciai o delle leghe di alluminio; ad esempio, la tenacità a frattura delle leghe alfa-beta ha valori compresi tra 60 e 100 MPa m<sup>1/2</sup> a livelli di sforzo convenzionali di 800 MPa e compresi tra 20 e 60 MPa m<sup>1/2</sup> a livelli di sforzo convenzionali di 1200 MPa. In origine, i trattamenti termici convenzionali a cui viene sottoposto il titanio sono stati sviluppati per conferirgli proprietà a trazione ottimali, piuttosto che per migliorarne la tenacità a frattura; tuttavia, per determinate leghe alfa-beta è possibile aumentare significativamente la tenacità a frattura con

semplici cambiamenti nella procedura di trattamento termico o tramite una variazione secondaria nella chimica della lega, per esempio, riducendo il livello di ossigeno nella lega Ti-6Al-4V per produrre la qualità degli elementi interstiziali. Tali miglioramenti producono, di norma, soltanto piccole diminuzioni nella resistenza a fatica e a trazione. Altri tipi di leghe, come le quasi alfa trattate termicamente in campo di stabilità della fase beta, hanno miglior tenacità a frattura rispetto alle leghe alfa-beta.

Come la tenacità a frattura, anche la resistenza a impatto del titanio e delle sue leghe è inversamente influenzata dall'aumento di resistenza e dall'incremento della quantità di elementi interstiziali. La resistenza a impatto Charpy con intaglio a V per titanio CP lavorato è nel range tra 15 e 54 J, mentre in condizioni as-cast (colata grezza), a seconda della qualità, sta circa tra 4 e 11 J; la resistenza a impatto varia da 14 a 27 J per leghe di titanio ricotte e per i materiali con invecchiamento più basso. La resistenza a impatto Charpy con intaglio a V per leghe ottenute per colata è 11 J per Ti-5Al-2,5Sn ed è compresa tra 20 e 23 J per Ti-6Al-4V (valori maggiori per la qualità degli elementi interstiziali).

### 2.5.2. Proprietà elettriche

La resistività elettrica del titanio CP varia nell'intervallo  $48-60 \times 10^{-6}$  ohm cm a temperatura ambiente e aumenta con l'incremento di temperatura, raggiungendo i  $135-146 \times 10^{-6}$  ohm cm tra i 540 e i 760°C. A temperatura ambiente, la resistività elettrica delle leghe di titanio è considerabilmente più alta e varia tra i  $92 \times 10^{-6}$  ohm cm della lega Ti-8Mn e i  $199 \times 10^{-6}$  ohm cm della Ti-8Al-1Mo-1V, assumendo valori intermedi se sono presenti un maggior numero di elementi in lega. La resistività delle leghe di titanio aumenta all'aumentare della temperatura fino ad un certo punto, ma con velocità minori rispetto al titanio CP nell'intervallo tra 430 e 650°C; ad un ulteriore aumento di temperatura, la resistività rimane costante o decresce con velocità moderata.

### 2.5.3. Proprietà termiche

La conduttività termica del titanio CP è compresa tra 15,6 e 17,3 W/m K (anche se un recente lavoro ha indicato che il valore reale è pari a 21,6 W/m K), che è simile a quella dell'acciaio inossidabile austenitico, ed è abbastanza indipendente dall'aumento di temperatura; la conduttività termica delle leghe di titanio è circa metà di quella del metallo non legato e aumenta all'aumentare della temperatura.

L'espansione termica del titanio e delle sue leghe è abbastanza bassa, variando da  $8,6 \times 10^{-6}$  m/m/K a  $9,5 \times 10^{-6}$  m/m/K nell'intervallo di temperature da -210 a 110°C e da  $9,5 \times 10^{-6}$  m/m/K a  $10,8 \times 10^{-6}$  m/m/K nel range da 110 a 1530°C.

Per lunghi tempi di servizio, il limite superiore di temperatura per il titanio in aria calda è circa 590°C; per applicazioni a breve termine, invece, come le pareti refrattarie che circondano i motori a propulsione di aeroplani ed elicotteri, il titanio è considerato utile fino a 1090°C. Per questo metallo, il limite di temperatura inferiore noto è -253°C, cioè la temperatura dell'idrogeno liquido; a questa temperatura, la qualità degli elementi interstiziali e le leghe Ti-6Al-4V e Ti-5Al-2,5Sn forniscono massima tenacità.

Le leghe seguono un modello simile, anche se la loro conducibilità termica tende ad aumentare maggiormente a temperatura elevata; la maggior parte delle leghe mostra un incremento del 60-80% fra temperatura ambiente e 500°C. Altre proprietà seguono più da vicino le tendenze del titanio CP.

#### 2.5.4. Proprietà di resistenza a corrosione

Un film d'ossido stabile e sostanzialmente inerte fornisce al materiale un'eccezionale resistenza a corrosione in una vasta gamma di mezzi aggressivi. Essendo un materiale estremamente reattivo, ogni volta che il titanio metallico è esposto all'atmosfera o ad un ambiente contenente ossigeno libero, esso si ricopre immediatamente di un film d'ossido sottile e tenace; la presenza di questo film superficiale conferisce al materiale la sua eccellente resistenza a corrosione. A condizione che sia presente una sufficiente quantità d'ossigeno, il film può autorigenerarsi quasi immediatamente se danneggiato meccanicamente.

Siccome la passivazione del titanio dipende dalla presenza del film d'ossido superficiale, questo metallo è sensibilmente più resistente a corrosione nelle soluzioni ossidanti che nei mezzi non ossidanti, in cui ci sono alte velocità d'attacco. Inoltre, il materiale può essere usato per resistere all'acido nitrico acquoso a temperature fino al punto di ebollizione e non viene attaccato dal cloro gassoso umido (1% di umidità) e dalle soluzioni dei composti del cloro come cloriti e ipocloriti. Il titanio non è soggetto a rottura per stress-corrosion o per pitting in soluzioni acquose di cloruri di metalli inorganici ed ha un'eccezionale resistenza ad acqua di mare, anche in condizioni di alta velocità o in acqua inquinata. Nonostante il materiale abbia una significativa velocità di corrosione in mezzi che producono idrogeno per reazione col metallo stesso (come gli acidi solforici o cloridrici), la presenza di piccole quantità di agenti ossidanti nell'acido provoca la formazione di un film passivante; il titanio, quindi, è resistente all'attacco in miscele di acidi solforici e nitrici forti e acido cloridrico contenente cloro libero. La presenza in soluzione di ioni di rame o di ferro, inoltre, riduce la velocità di corrosione; ciò accade anche utilizzando metalli nobili come elementi in lega o adottando tecniche di protezione anodica.

I film d'ossido protettivi sul titanio si formano solitamente quando il metallo entra a contatto con acqua, anche se questa è presente solo in tracce o in forma di vapore; inoltre, se il titanio è esposto ad ambienti altamente ossidanti in completa assenza di acqua, possono avvenire una rapida ossidazione e una reazione violenta, spesso piroforica. Esempi di questo tipo di comportamento si trovano nelle reazioni fra titanio e acido nitrico secco e tra titanio e cloro secco; tuttavia, la quantità di umidità necessaria per impedire l'attacco in queste condizioni è piccola (può essere anche 550 ppm).

Generalmente, le leghe di titanio sviluppate per avere alta resistenza e buona resistenza a *creep* hanno resistenza a corrosione inferiore rispetto al materiale CP, ma l'aggiunta di alcuni elementi in lega può migliorare le proprietà a corrosione. Rispetto agli studi eseguiti su leghe per uso aerospaziale, il lavoro di ricerca effettuato per sviluppare leghe di titanio che possano essere utilizzate in generiche applicazioni di resistenza a corrosione è molto limitato. Uno degli studi che ha riscosso maggior successo riguarda l'aggiunta di piccole quantità di palladio al titanio CP; ciò consente non solo di migliorare la sua resistenza agli acidi riducenti, come solforico, cloridrico e fosforico, ma permette anche di incrementare la temperatura critica di corrosione per crevice in acqua marina. Questo metodo dell'aggiunta di palladio è esteso ad alcune leghe ad alta resistenza; in tal modo è possibile associare buona resistenza a corrosione e buone proprietà a trazione. Altre leghe resistenti a corrosione sviluppate nel corso degli anni includono Ti-0,8Ni-0,3Mo come possibile sostituto delle leghe titanio/palladio e Ti-6Al-7Nb, che è usata come materiale per impianti chirurgici.

Il titanio e le sue leghe si corrodono rapidamente in ambienti che distruggono il loro film protettivo: acido cloridrico, fluoridrico, solforico, fosforico e formico ne sono un esempio. Comunque, l'attacco in tutti questi mezzi, eccetto quello in acido fluoridrico, è ridotto dall'aggiunta di sali acidi, acidi ossidanti e altri adeguati inibitori. Il cloro secco attacca il

titanio, mentre questo è abbastanza resistente al cloro bagnato (1% di umidità) e ad altri gas ossidanti, come anidride solforica (SO<sub>2</sub>) e biossido di carbonio (CO<sub>2</sub>).

Il titanio ha un'eccellente resistenza a corrosione a tutte le concentrazioni di acido nitrico fino a circa 180°C; anche a 290°C la velocità di attacco in acido nitrico concentrato al 20% non è eccessivamente elevata. Si deve fare attenzione, comunque, nell'utilizzo delle leghe di titanio in acido nitrico fumante anidro poiché la reazione può essere piroforica. La resistenza del titanio all'acido cromico è buona, come la sua resistenza all'acqua regia.

Il titanio ha buona resistenza alle soluzioni diluite di alcali, mentre soluzioni caustiche, concentrate, calde attaccano il titanio non legato e le sue leghe. Il titanio è superiore all'acciaio inossidabile per resistenza a corrosione e al pitting in ambienti marini e nella maggior parte delle soluzioni neutre di cloruri; le eccezioni principali sono le soluzioni bollenti di cloruri di alluminio, i cloruri di stagno, i cloruri di rame, i cloruri di zinco, i cloruri di magnesio e i cloruri di calcio, che corrodono per pitting le leghe di titanio. A temperature attorno ai 90°C, il titanio può subire corrosione per crevice in acqua marina e nel bromo. Il titanio non è attaccato da soluzioni di cloruri di ferro e di cloruri di sodio in condizioni proibitive anche per l'acciaio inossidabile.

Gli idrocarburi puri non sono considerati corrosivi per il titanio; esso, inoltre, mostra resistenza a corrosione a molti idrocarburi fluorati o clorati e ad altri simili composti utilizzati come fluidi in scambiatori di calore o in scambiatori idraulici. Ad elevate temperature gli idrocarburi possono decomporsi, liberando idrogeno, una parte del quale può essere assorbito dal titanio, provocando una perdita di duttilità; i cloruri possono essere rilasciati, dando origine a cricatura per stress corrosion ad alte temperature.

Il titanio non è consigliato per impieghi con ossigeno gassoso o liquido dato che possono avvenire reazioni violente. Quando una superficie di titanio appena creata, come quella dovuta ad una cricca o ad una frattura, viene esposta all'ossigeno gassoso, anche a -160°C e a pressione di circa 0,35-0,70 MPa, inizia la combustione (reazione violenta); in ossigeno liquido, il titanio è meno sensibile ad impatto rispetto a molti composti organici; il titanio e le sue leghe mostrano reazioni piroforiche nell'impatto con trifluoruro di cloro, fluoro liquido e tetraossido di azoto.

Nonostante il titanio e le sue leghe siano resistenti a corrosione in molti mezzi, comprese le soluzioni acquose di cloruri, la corrosione da stress può avvenire in un numero limitato di ambienti altamente specifici.

Il titanio e le sue leghe sono soggetti a corrosione sotto sforzo in acido nitrico fumante di colore rosso; qui, la cricatura è principalmente intergranulare e il fenomeno si presenta soltanto in condizioni anidre: la presenza di una minima quantità d'acqua (anche solo 1,5-2%), infatti, inibisce completamente la reazione. Tutte le leghe di titanio sono sensibili a corrosione sotto sforzo in questo ambiente, ma mentre per alcune è necessaria la presenza di un eccesso di diossido d'azoto, altre possono criccarsi in assenza di questo componente.

L'unico altro ambiente in cui il titanio CP e le leghe di titanio mostrano corrosione sotto sforzo è il metanolo; la rottura avviene di nuovo per cricatura intergranulare e si verifica con maggior probabilità nel caso in cui bromo, cloro o ioni di iodio siano presenti nell'alcool. La presenza di una piccola quantità d'acqua impedisce ancora completamente l'attacco, dando un'immunità del 4% al titanio CP e a tutte le leghe (20).

Alcune leghe di titanio possono subire corrosione sotto sforzo in idrocarburi clorurati; il titanio CP non è interessato da tale fenomeno. È noto, ad esempio, che per esposizioni prolungate ad alta temperatura in presenza di alcuni metalli, i vapori di tricloroetilene possono decomporsi parzialmente per formare acido cloridrico; questo provoca il fenomeno di corrosione sotto sforzo in alcune leghe di titanio, specialmente in quelle che contengono alluminio. Si deve, quindi, far attenzione quando si sgrassano questi materiali; tuttavia, anche con queste leghe, tale operazione è perfettamente sicura se si presta attenzione alle condizioni di



lavoro: dovrebbero essere usati gli sgrassanti corretti contenuti le apposite aggiunte per impedire la decomposizione del tricloroetilene e il periodo di contatto fra il titanio e lo sgrassante non dovrebbe essere eccessivamente lungo.

Nonostante sia stato dimostrato con prove di laboratorio che le leghe di titanio sono sensibili alla cricatura per corrosione sotto sforzo in sale caldo, non mai è stata riscontrata alcuna rottura durante la vita dei componenti, anche nel caso d'impiego delle leghe nella realizzazione di pezzi per applicazioni aerospaziali ad alte temperature (anche 600°C). È stato osservato che la cricatura in sale caldo può avvenire in forma intergranulare o transgranulare. Ogni tipo di titanio CP è sensibile in una certa misura a questa tipologia di corrosione; le leghe alfa sono apparentemente le più interessate dall'attacco per corrosione sotto sforzo in sale caldo; le leghe alfa-beta sono meno sensibili, ma la sensibilità cresce all'aumentare del contenuto di alluminio; la lega Ti-8Al-1Mo-1V, sia laminata che ricotta due volte, e anche la lega Ti-8Mn, che non contiene alluminio, sono molto sensibili a questo tipo di corrosione. Leghe con resistenza intermedia sono Ti-6Al-4V, Ti-6Al-6V-2Sn e Ti-13V-11Cr-3Al; una delle leghe più resistenti alla cricatura per corrosione da stress in ambienti caldi e salini è la Ti-4Al-3Mo-1V; variazioni di trattamento termico influenzano la reattività di molte leghe.

Il titanio e le sue leghe sono estremamente resistenti all'attacco per pitting in acqua di mare e ad altre soluzioni contenenti cloruri, sia a temperatura ambiente che a temperature moderatamente elevate. Tuttavia, se un campione in lega di titanio contenente una cricca per fatica preesistente è caricato in condizioni di sforzo piano, la presenza di acqua di mare ridurrà la resistenza del materiale alla propagazione della cricca; la sensibilità delle leghe di titanio a questa forma di cricatura sembra essere influenzata in modo negativo dalla presenza di quantità di alluminio, stagno e ossigeno, mentre alcuni beta stabilizzatori, come niobio e tantalio, riducono il rischio d'attacco. I diversi tipi di titanio CP non sono influenzati da livelli di ossigeno inferiori allo 0.32%: infatti, il titanio non legato contenente questa quantità di ossigeno mostra una rapida propagazione della cricca in acqua marina, anche soggetto a bassi valori di stress.

Le leghe che mostrano una certa sensibilità alla rapida propagazione della cricca in acqua salata sono: titanio non legato, Ti-8Mn, Ti-3Al-11Cr-13V, Ti-5Al-2,5Sn, Ti-6Al-4V, Ti-8Al-1Mo-1V; la lega Ti-4Al-3Mo-1V non è interessata da questo tipo di fenomeno. Il grado di sensibilità di alcune leghe di titanio alla formazione di cricche per corrosione sotto sforzo in acqua salata può essere cambiato attraverso un trattamento termico: un rapido raffreddamento da temperature sopra la "beta transus" tende a migliorare la resistenza, mentre un invecchiamento a temperature comprese nell'intervallo 480-750°C tende a ridurre la resistenza all'accelerazione della cricatura.

Le comuni soluzioni per testare la corrosione sotto sforzo in acqua non hanno effetto sulle leghe di titanio in condizioni normali; alcune comuni soluzioni per la corrosione sotto sforzo in acqua (acqua distillata, acqua di rubinetto, soluzione di cloruro di sodio 3.5) influenzano la vita a fatica dei campioni con intaglio acuto (ad alti livelli di stress) e provocano una riduzione della vita a rottura per stress in campioni che subiscono prove a rottura per fatica a tensione e flessione.

L'infragilimento da metallo liquido è strettamente correlato alla cricatura per corrosione sotto sforzo: il cadmio fuso, ad esempio, provoca la presenza di cricche nelle leghe di titanio; il mercurio e le amalgame di mercurio, inoltre, possono dare inizio alla cricatura. Comunque, per ridurre la formazione di cricche è richiesta deformazione plastica piuttosto che deformazione elastica. A 340°C e a temperature superiori, l'argento può provocare la cricatura delle leghe Ti-7Al-4Mo e Ti-5Al-2,5Sn stressate (20).

Nel progettare apparecchiature per industrie petrolifere e chimiche o per alcune generali applicazioni ingegneristiche è essenziale considerare gli effetti galvanici deleteri che possono

derivare dal contatto tra metalli diversi tra loro. Se due metalli sono accoppiati insieme in un elettrolita, il membro meno nobile della coppia (membro anodico) tenderà a corrodersi; l'entità dell'attacco dipende dalla differenza del potenziale d'elettrodo fra i due materiali e anche dal rapporto tra l'estensione delle zone catodiche (titanio) e delle zone anodiche (metallo meno nobile): quando l'area del materiale anodico è piccola rispetto a quella del titanio, si verifica una forte corrosione del materiale anodico; nel caso in cui i ruoli dei due materiali siano invertiti, l'entità dell'attacco è inferiore. Il titanio differisce dalla maggior parte dei materiali in quanto, se accoppiato ad un metallo più nobile in una soluzione aggressiva, il potenziale d'elettrodo del titanio tende ad aumentare e la velocità di corrosione diminuisce.

Come esempio pratico, si consideri il caso dei sistemi di canalizzazione per il trattamento dell'acqua di mare. Idealmente, questi potrebbero essere fabbricati interamente in titanio ma, dove ciò non è possibile, si usano leghe galvanicamente compatibili con il titanio, come Inconel 625, Hastelloy C, 254 SMO, Xeron 100, o materiali compositi che possano essere impiegati a contatto diretto con il titanio. Nonostante parecchi acciai inossidabili altamente legati e molte leghe a base nichel siano soltanto leggermente meno nobili del titanio nella loro condizione passivata, una volta che divengono attivi la velocità dell'attacco localizzato può essere estremamente alta, conducendo ad una rapida rottura.

Nelle situazioni in cui non è possibile evitare il contatto galvanico fra il titanio e un metallo meno nobile, esistono alcune tecniche per ridurre il rischio di corrosione:

- rivestire il titanio nelle vicinanze del giunto per ridurre l'effettivo rapporto tra zone catodiche e anodiche;
- applicare una protezione catodica;
- solare elettricamente il titanio tramite l'utilizzo di guarnizioni non conduttive e di bulloni a manicotto;
- installare "short", che permettono di evitare sezioni di parete troppo spesse del metallo meno nobile (flange sacrificali);
- controllare il dosaggio chimico.

L'erosione è una forma d'attacco accelerata, legata solitamente ad alte velocità dell'acqua e a turbolenze locali che eliminano l'ossido superficiale dei metalli che si proteggono con film, esponendoli così all'ambiente corrosivo. A seguito della sua capacità di riparare rapidamente il film d'ossido protettivo, il titanio ha una resistenza estremamente alta a questa forma d'attacco; in acqua di mare pura, ad esempio, l'erosione è trascurabile fino ad alte portate (18 m/s). Questo metallo resiste persino ad acqua di mare (fluente a 2 m/s) contenente sabbia e polvere di carborundum; la velocità d'erosione in queste condizioni corrisponde ad una penetrazione di solo 1 mm durante quasi otto anni. È necessario sottolineare, tuttavia, che con polvere di carborundum molto grezza ad alte portate, la velocità di erosione del titanio diviene superiore a quella di materiali come il cupro-nichel; ciò avviene poiché, in queste condizioni, il film d'ossido non ha sufficiente tempo a disposizione per riformarsi e il titanio sottostante ha durezza minore del cupro-nichel. Queste condizioni di prova sono molto più restrittive delle normali condizioni di servizio e, tuttavia, è stato ampiamente dimostrato che il titanio rimane completamente inalterato in condensatori e in dispositivi di raffreddamento per il trattamento delle acque che hanno un contenuto elevato di sabbia, mentre nelle stesse condizioni il cupro-nichel può giungere a rottura in 2-3 anni.

In condizioni in cui i tubi sono stati ostruiti da materia estranea, l'attacco d'urto che causa la rapida rottura di materiali a base rame non interessa il titanio; ciò è stato verificato in scambiatori di calore sia in condizioni di servizio che in condizioni sperimentali.

La maggior parte dei metalli è soggetta ad un incremento di corrosione in fessure presenti fra essi stessi e altri metalli o non metalli. Questa corrosione preferenziale ha luogo a causa della limitata circolazione di soluzione, a seguito di cui l'interno della fessura diviene sede di un

gradiente di concentrazione o di un'aerazione differenziale; ciò può condurre ad una differenza di potenziale d'elettrodo fra il metallo nella fessura e quello all'esterno di essa, dove è possibile la libera circolazione della soluzione: può, quindi, avvenire una reazione galvanica fra le due zone.

Il titanio è particolarmente resistente a questa forma di attacco e lo subisce solo in determinati casi specifici. È stato individuato, ad esempio, un fenomeno corrosivo in un'applicazione che coinvolge cloro gassoso umido, ma i tentativi di riprodurlo in laboratorio sono stati in gran parte infruttuosi; questo tipo d'attacco è stato attribuito alla lenta disidratazione del cloro bagnato, che può avvenire in fessure in cui c'è un grande rapporto tra zona metallica e volume di gas.

La corrosione interstiziale in condizioni di scambio di calore può verificarsi in soluzioni di cloruro di sodio a temperature inferiori a 70°C, ma anche il pH della soluzione è importante; la corrosione interstiziale nel titanio e nelle sue leghe avviene in soluzioni di sali di cloruri ad elevate temperature: l'attacco avviene oltre i 90°C, con un incremento di frequenza nell'intervallo 150-200°C; soluzioni acide e neutre provocano massima sensibilità a questo tipo di corrosione, mentre non è stato osservato attacco a pH 9 o maggiori; l'attacco interstiziale avviene con la stessa frequenza per il titanio non legato e per le comuni leghe di titanio.

Nel caso del titanio, forma e dimensioni della fessura sembrano avere un'influenza critica sul comportamento a corrosione: quando le due superfici sono così vicine da essere a contatto tra loro, esse o non sono bagnate dal corrodente o, se sono bagnate inizialmente, il flusso di soluzione è limitato e la corrosione è soffocata prima che il film d'ossido di titanio venga distrutto; quando le superfici sono troppo lontane, la diffusione di ossigeno è sufficientemente veloce da passivare il materiale.

L'uso di leghe titanio/palladio (con 2% di palladio) elimina virtualmente il rischio di corrosione interstiziale in acqua di mare, ma esse vengono attaccate fortemente dopo l'esposizione per un lungo periodo ad elevate temperature.

## 2.6. Applicazioni in campo biomedico

Il titanio e specialmente le sue leghe trovano sempre maggiore applicazione in campo biomedico per le eccellenti caratteristiche meccaniche, riassunte brevemente in Tabella 2, coniugate alla ottima resistenza alla corrosione ed alla compatibilità biologica. Caratteristiche tipiche di questi materiali sono il modulo elastico (110 GPa, il 55% rispetto ad un acciaio), decisamente inferiore a quello degli altri materiali metallici, basso peso specifico e scadente comportamento tribologico.

**Tabella 2. Proprietà meccaniche delle leghe di titanio più diffuse**

Classificazione ASTM*	Condizione	Modulo di Young (GPa)	Carico di Snervamento (MPa)	Resistenza a trazione (MPa)	Limite di fatica (MPa)
F 67	• 30% lavorato a freddo	110	485	760	300
F 136	• Forgiato e ricotto	116	896	965	620
	• Forgiato e lavorato a caldo	116	1034	1103	620-689

\* American Society for Testing and Materials

Per quanto riguarda il campo odontoiatrico, a prescindere dalla tipologia implantare, i materiali attualmente più utilizzati nelle applicazioni implantoprotesiche sono il titanio commercialmente puro e la sua lega TiAl V.

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 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.

L'aumento del contenuto di ossigeno, azoto e idrogeno aumenta la resistenza e diminuisce la durezza; mentre l'ossigeno è l'unico elemento che viene aggiunto deliberatamente per dare resistenza maggiore, gli altri elementi insieme con ferro e carbonio sono introdotti durante la produzione come impurità.

Poiché il titanio cosiddetto "commercialmente puro" contiene comunque delle impurità, è stata definita dalla ASTM (*American Society for Testing and Materials*) una classificazione in cinque gruppi, mostrata in Tabella 3.

**Tabella 3. Classificazione del titanio**

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

Passando dal I al IV Grado e di conseguenza aumentando la quantità di ossigeno presente, aumenta la resistenza ma diminuisce la duttilità del materiale.

Una lega a base di titanio con il 4% di vanadio e il 6% di alluminio (titanio di Grado V), particolarmente apprezzata per la sua durezza, è utilizzata in campo implantologico per la realizzazione delle componenti proteiche. L'alluminio migliora la durezza e riduce il peso specifico, migliorando il modulo di elasticità. Il vanadio migliora la durezza, riduce la conducibilità termica e aumenta la resistenza all'usura e alla fatica (18).

## **3. TESSUTO OSSEO**

### **3.1. Anatomia del tessuto osseo**

Il tessuto osseo è una forma specializzata di tessuto connettivo, caratterizzata dalla mineralizzazione della matrice extracellulare che conferisce al tessuto una notevole durezza e resistenza. Nonostante la sua durezza e resistenza alla pressione e alla trazione, l'osso è molto leggero; questa associazione della massima resistenza con il minimo peso è uno degli attributi più importanti dell'osso ed è dovuta alla sua straordinaria organizzazione interna.

L'osso, come sarà discusso in seguito, non è un tessuto statico, ma è continuamente rinnovato e rimodellato per tutta la durata della vita. Questo continuo processo di rimodellamento, oltre ad avere una funzione meccanica, assolve al compito fondamentale di regolare la concentrazione di calcio nel plasma (omeostasi).

Il tessuto osseo è il tessuto costitutivo principale di quasi tutto lo scheletro e forma, inoltre, la dentina e il cemento dei denti. Il tessuto osseo, oltre a svolgere le funzioni meccaniche principali nel nostro organismo, è fondamentale nel ricambio del calcio; infatti le ossa rappresentano la principale sede di deposito di calcio da cui lo ione è continuamente mobilizzato per il mantenimento dell'equilibrio omeostatico dell'organismo.

Il tessuto osseo è costituito da cellule e da una matrice intercellulare organica e inorganica. La matrice organica è composta da fibre collagene e da una sostanza amorfa nella cui costituzione entrano proteine non collageniche, complessi proteoglicanici e glicoproteine. Le fibre collagene costituiscono la parte maggiore della componente organica dell'osso, la matrice inorganica invece è costituita principalmente da fosfato e carbonato di calcio e rappresenta circa il 65% del peso secco dell'osso (23, 24).

Lo scheletro dei pesci, anfibi e uccelli e lo scheletro embrionale e fetale dei mammiferi, pur essendo costituiti degli stessi elementi di quello dei mammiferi adulti, differiscono notevolmente da quest'ultimo per il modo in cui i vari costituenti si combinano.

Le fibre collagene non sono distribuite regolarmente in lamelle stratificate, ma sono raccolte in grossi fasci paralleli (varietà di osso non lamellare a fibre parallele) o intrecciati (varietà di osso non lamellare a fibre intrecciate) e le lacune sono disperse irregolarmente.

Nel tessuto osseo lamellare o stratificato dei mammiferi adulti, invece, i costituenti del tessuto sono raccolti in lamelle o strati distinti con le fibrille orientate nella stessa direzione in un determinato strato e in direzioni diverse in lamelle contigue. Tuttavia, anche nei mammiferi, lo scheletro osseo si abbozza nella vita embrionale e fetale con i caratteri dell'osso non lamellare, a fibre intrecciate. Iniziando dall'età prenatale e continuando nella vita adulta, questo tessuto non lamellare è gradatamente sostituito dal tessuto lamellare stratificato. Nell'adulto persistono per lungo tempo tracce di tessuto osseo a fibre intrecciate: così ad esempio, a livello delle suture del cranio, nel labirinto osseo, nell'osso alveolare del dente, nelle regioni di inserzione dei tendini. Il primo tessuto osseo che si forma durante la riparazione delle fratture appartiene pure al tipo non lamellare.

### **3.2. Struttura macroscopica delle ossa**

In generale possiamo distinguere due tipi di osso: l'osso spugnoso e l'osso compatto. L'osso spugnoso ha un aspetto alveolare ed è costituito da sottili trabecole, formate da lamelle

addensate, che si ramificano in una rete tridimensionale nelle cui maglie è accolto il midollo osseo; queste cavità midollari sono spazi intercomunicanti e si continuano nelle ossa lunghe con la cavità midollare della diafisi. L'osso compatto appare, invece, all'esame microscopico, sotto forma di una massa solida continua. Con poche eccezioni, le forme compatta e spugnosa sono presenti in tutte le ossa, ma variano considerevolmente da osso ad osso la distribuzione e i rapporti tra i due tipi di tessuto.

Nelle ossa lunghe, come il femore e l'omero, la diafisi appare come un cilindro cavo la cui parete è formata principalmente da osso compatto che circonda un'ampia cavità midollare centrale longitudinale, contenente nel feto il midollo osseo e nell'adulto tessuto adiposo; soltanto lo strato più interno di osso che delimita direttamente la cavità midollare è costituito da osso spugnoso.

Le epifisi delle ossa lunghe e la maggior parte delle ossa corte sono formate da osso spugnoso ricoperto da un sottile strato periferico di osso compatto.

Le ossa piatte del cranio sono costituite da due strati superficiali di osso compatto denominati tavolati esterno e interno che racchiudono uno strato profondo di osso spugnoso noto come diploe.

Le ossa lunghe sono rivestite da una sottile lamina connettivale fibro-elastica, riccamente vascolarizzata, il periostio. Il periostio è assente in corrispondenza delle cartilagini articolari e nelle zone di inserzione dei tendini e dei legamenti.

La cavità midollare della diafisi e quelle dell'osso spugnoso sono rivestite di un sottile strato di cellule pavimentose, l'endostio, che si continua a rivestire i canali vascolari dell'osso, denominati canali di Havers e di Volkmann. Periostio ed endostio sono dotati di potenzialità osteogeniche, cioè della capacità di formare tessuto osseo (23).

### **3.3. Struttura microscopica delle ossa**

La caratteristica più saliente del tessuto osseo adulto è la sua struttura lamellare; il tessuto è organizzato in lamelle spesse da 3 a 7  $\mu\text{m}$  aggregate in strati paralleli e disposte in vario modo. Ciascuna lamella è costituita da cellule e da sostanza intercellulare.

Le cellule ossee o osteociti sono accolte in cavità scavate nella matrice calcificata a forma di lente biconvessa denominate lacune ossee. Dalle lacune si irradiano ad angolo retto in tutte le direzioni canalicoli ossei ramificati che si anastomizzano con quelli delle lacune vicine appartenenti alla stessa lamella e a lamelle contigue e si connettono con i canali di Havers e di Volkmann contenenti i vasi sanguigni.

Queste lacune con i loro canalicoli formano quindi un sistema continuo di cavità scavate nell'osso che consentono gli scambi metabolici e gassosi tra il sangue e gli osteociti. Tale sistema di canalicoli intercomunicanti è reso indispensabile dalla presenza della matrice calcificata che impedisce la diffusione di sostanze nutritive e di altri metaboliti; questi possono invece diffondere attraverso la fase acquosa della matrice cartilaginea.

Entrambi i tipi di tessuto osseo, spugnoso e compatto, presentano la stessa struttura lamellare, gli stessi tipi di cellule e sostanza intercellulare simile; differiscono invece per la disposizione delle lamelle. Nell'osso spugnoso le lamelle si aggregano formando trabecole irregolari, disposte disordinatamente, che delimitano un labirinto di spazi intercomunicanti occupati da midollo osseo.

Nell'osso compatto le lamelle si associano parallelamente formando strutture compatte e molto più regolari (24).

### 3.3.1. Osso compatto

Se si esaminano sezioni trasversali e longitudinali di una diafisi di osso lungo, si osserva che la sostanza ossea è attraversata da numerosi canali longitudinali, o talora obliqui, i canali di Havers.

Una seconda categoria di canali, di calibro inferiore, i canali di Volkmann, attraversano l'osso obliquamente o perpendicolarmente al suo asse maggiore, connettendosi con i canali di Havers e aprendosi alle superfici periostale ed endostale dell'osso. I canali di Volkmann e di Havers sono quindi canali vascolari scavati nella matrice ossea che provvedono alla nutrizione e all'innervazione dell'osso.

Le lamelle ossee nel tessuto osseo compatto si aggregano in strati paralleli costituendo tre ordini di strutture. Per la maggior parte si dispongono concentricamente attorno ai canali di Havers formando con questi delle strutture grossolanamente cilindriche denominate sistemi di Havers o osteoni. Gli spazi interposti tra gli osteoni sono occupati da strati di lamelle ossee parallele i quali costituiscono i sistemi interstiziali. Alla superficie esterna dell'osso, al di sotto del periostio, e alla sua superficie interna, al di sotto dell'endostio, vi sono vari strati di lamelle disposti circolarmente; essi costituiscono i cosiddetti sistemi circolferenziali o limitanti, esterno e interno. I canali di Volkmann si distinguono nelle sezioni dai canali haversiani, oltre che per la loro direzione trasversale od obliqua rispetto all'asse maggiore dell'osso, anche perché sono circondati da lamelle disposte concentricamente.

### 3.3.2. Osso spugnoso

Come è stato detto, anche il tessuto osseo spugnoso è formato da strati o aggregati di lamelle addossate le une alle altre, denominate trabecole. Le trabecole dell'osso spugnoso sono però più sottili di quelle dell'osso compatto e sono disposte disordinatamente delimitando un labirinto di spazi cavi intercomunicanti, occupati da midollo osseo, che non si osservano nell'osso compatto.

Mancano sistemi haversiani completi e le trabecole non sono attraversate da vasi sanguigni. I canalicoli ossei intercomunicanti delle lacune ossee si aprono nelle cavità midollari multiple al di sotto dell'endostio che le riveste; gli osteociti possono quindi ricevere il nutrimento direttamente dall'endostio, per diffusione attraverso la rete dei canalicoli (23, 24).

#### 3.3.2.1. Periostio ed endostio

È stato già menzionato che le ossa sono rivestite di una ben distinta membrana connettivale riccamente vascolarizzata, che aderisce tenacemente ad esse, il periostio.

Istologicamente è possibile distinguere nel periostio due strati: uno strato esterno, fibroso e compatto, povero di cellule ma ricco di vasi, e uno strato profondo più lasso, più ricco di cellule e contenente un'estesa rete capillare e fibre elastiche.

Lo strato profondo mostra considerevoli variazioni a seconda dello stato funzionale dell'osso; durante lo sviluppo fetale e postatale e nel corso di processi riparativi di fratture, si riscontra sulla sua superficie interna, al limite col tessuto osseo, uno strato epitelioido continuo di osteoblasti in attiva proliferazione e con proprietà osteogeniche. Nell'adulto, gli osteoblasti perdono i loro attributi citologici caratteristici, assumono forma fusata e risultano indistinguibili dai fibroblasti circostanti; lo stato di quiescenza degli osteoblasti non è però definitivo perché in caso di lesioni le cellule riacquistano la loro potenzialità osteoformativa. Questi elementi con funzioni osteogeniche potenziali che residuano nel tessuto adulto sono definiti osteoblasti quiescenti o prosteoblasti o cellule osteoprogenitrici.

Grossi fasci di fibre collagene, derivanti dallo strato esterno del periostio, penetrano perpendicolarmente od obliquamente nelle lamelle del sistema circonfrenziale esterno e dei sistemi interstiziali più esterni, ancorando il periostio all'osso; sono denominati fibre di Sharpey o fibre perforanti.

Le fibre di Sharpey contribuiscono, insieme ai vasi sanguigni periostali, ad ancorare saldamente il periostio al sottostante osso e sono parzialmente in continuità con i tendini e i legamenti a livello della loro inserzione sull'osso.

Le fibre di Sharpey sono numerosissime nella guaina periodontale a livello della radice del dente; esse penetrano da un lato nel cemento, dall'altro nell'osso alveolare, assicurando la fissità del dente.

L'endostio, come è stato già detto, è una sottile lamina di cellule pavimentose che riveste le cavità midollari, nonché tutte le altre cavità dell'osso.

È formato da un singolo strato di cellule che durante lo sviluppo e la crescita sono osteoblasti attivi con funzione osteoformativa e si trasformano in osteoblasti quiescenti o cellule osteoprogenitrici con potenzialità osteogeniche nell'adulto (23).

### 3.3.2.2. Struttura cellulare dell'osso

Nelle ossa in accrescimento si distinguono quattro tipi cellulari: cellule osteoprogenitrici, osteoblasti, osteociti e osteoclasti. Normalmente, nella formazione dell'osso, le cellule mesenchimali si differenziano in cellule osteoprogenitrici che proliferano attivamente e si trasformano in osteoblasti; gli osteoblasti dopo aver deposto la sostanza ossea si trasformano a loro volta in osteociti.

Le cellule osteoprogenitrici sono elementi fusati o leggermente appiattiti difficilmente distinguibili dai comuni fibroblasti. Si riscontrano sulla superficie delle trabecole ossee in via di ossificazione e nel tessuto connettivo delle cavità midollari dell'osso; formano uno strato continuo alla superficie interna del periostio e nell'endostio; rivestono i canali di Havers e di Volkmann. Le cellule osteoprogenitrici derivano dalla cellula mesenchimale e costituiscono una popolazione di elementi relativamente indifferenziati e proliferanti. Esse hanno i caratteri di cellule staminali, di elementi cioè dotati della capacità di dare origine mediante frequenti mitosi a cellule destinate a differenziarsi nonché ad altre cellule osteoprogenitrici. Durante l'accrescimento dell'osso le cellule osteoprogenitrici proliferano attivamente e si trasformano in osteoblasti.

Gli osteoblasti partecipano direttamente alla formazione del tessuto osseo, secernendo i componenti organici della matrice e regolando anche la deposizione di sali minerali. Si riscontrano quindi soprattutto in corrispondenza delle superfici in via di espansione delle ossa e nello strato osteogenico del periostio e dell'endostio durante tutto il periodo di morfogenesi dell'osso.

In tali sedi, durante la fase attiva di sintesi della sostanza ossea, gli osteoblasti sono disposti a formare uno strato epitelioidico; sono cellule piuttosto grandi, con nucleo rotondo nucleolato e citoplasma molto basofilo.

Quando la neoformazione del tessuto osseo si arresta, gradualmente gli osteoblasti si trasformano in osteociti. In corrispondenza del periostio e dell'endostio, invece, assumono forma fusata permanendo come cellule osteogeniche quiescenti o cellule osteoprogenitrici.

Gli osteociti sono le cellule più numerose nell'osso che ha completato il suo sviluppo. Essi sono essenzialmente osteoblasti che, dopo aver elaborato la sostanza ossea, rimangono imprigionati nella matrice calcificata nell'interno di lacune ossee. Gli osteociti sono accolti in cavità di forma lenticolare (le lacune ossee) scavate nelle lamelle, la loro forma riproduce quella delle cavità nelle quali sono contenuti. Il corpo cellulare è appiattito ed è provvisto di numerosi e sottili prolungamenti alloggiati nei canalicoli ossei.



L'osteocito, come è stato detto, è uno stadio di quiescenza osteoformativa dell'osteoblasto. Sembra tuttavia che non sia una cellula inerte dal punto di vista del metabolismo dell'osso. Gli osteociti potrebbero partecipare allo scambio dei minerali dall'osso, intervenendo quindi nella regolazione omeostatica della concentrazione di calcio nell'organismo. Gli osteociti sono incapaci di dividersi, essendo circondati da una matrice calcificata, in modo che l'accrescimento dell'osso dopo la deposizione dei sali minerali può avvenire solo per apposizione. Gli osteociti non sono nutriti per diffusione attraverso la matrice ma ricevono il materiale nutritivo tramite la rete di canalicoli e canali scavati nella matrice calcificata.

Sulla superficie di trabecole ossee in via di riassorbimento, si riscontrano facilmente cellule giganti polinucleate denominate osteoclasti. Appaiono spesso accolte in fossette scavate sulla superficie della trabecola ossea, definite fossette o lacune di Howship, che si formano proprio per azione erosiva degli osteoclasti. La superficie degli osteoclasti attivi adiacente all'osso in riassorbimento presenta un caratteristico orletto striato che al microscopio elettronico risulta costituito da microvilli molto irregolari.

Nelle fessure tra i microvilli, ma mai all'interno delle cellule, sono spesso visibili particelle minerali (cristalli di apatite) derivanti dalla lisi dell'osso e talora anche microfibrille di collagene. L'azione erosiva degli osteoclasti sulla matrice organica e inorganica si esercita mediante acidificazione dello spazio extracellulare. L'origine degli osteoclasti è stata oggetto di lunga controversia scientifica. Osservazioni sperimentali recenti hanno dimostrato che gli osteoclasti derivano dalla cellula staminale emopoietica, e che il loro precursore immediato appartiene alla linea monocito-macrofagica. Più precisamente, gli osteoclasti sono sincizi derivanti dalla fusione di cellule mononucleate appartenenti al sistema dei macrofagi (24).

### 3.4. Tessuto osseo e dentina

Il tessuto osseo è il più altamente differenziato di tutti i tessuti a funzione meccanica. Nello sviluppo ontogenetico è preceduto immediatamente da tessuto connettivo, oppure da tessuto connettivo e poi da cartilagine.

La forma filogeneticamente più antica di tessuto osseo è la dentina od avorio, la quale in tutti i vertebrati fa parte dei denti.

La sostanza fondamentale della dentina, apparentemente omogenea, è costituita da strati sovrapposti di fasci di fibrille collagene a decorso essenzialmente parallelo alla superficie del dente; si incrociano presso la superficie ad angolo retto, più profondamente ad angolo molto acuto. La sostanza fondamentale è attraversata dai canali della dentina, i quali muovono dalla superficie interna di questa e decorrono paralleli tra loro e perpendicolari alla superficie della cavità del dente; nel procedere si dividono ad angolo acuto ed emettono molte sottili diramazioni secondarie, che si anastomizzano. Posseggono una parete propria, la guaina del Neumann, formata da una sostanza a struttura fibrillare non collagena, predentina, resistentissima agli acidi, agli alcali e alla bollitura; si continua in una cuticola rivestente la superficie interna della dentina.

Le cellule, gli odontoblasti, sono situati alla superficie interna della dentina; sono provvisti di brevi e sottili prolungamenti, che le uniscono fra loro e con le cellule connettivali della polpa dentaria; posseggono inoltre un lungo prolungamento, fibra dentaria, che si impegna nel rispettivo canale della dentina e lo percorre.

Gli odontoblasti sono paragonabili agli osteoblasti; a loro è dovuta, infatti, la formazione della sostanza fondamentale, ma, in luogo di produrla su tutto il loro contorno e di rimanervi inclusi, l'hanno formata da un lato soltanto della loro superficie e, retraendosi col loro corpo via via che la detta sostanza prendeva origine, ciascuno vi ha lasciato in seno un suo prolungamento

periferico, la fibra dentaria. Gli odontoblasti persistono per tutta la vita, perciò anche dopo il termine della loro attività formativa.

## 3.5. Osteogenesi

L'osso origina sempre da un tessuto connettivo (mesenchima) preesistente. Si riconoscono due tipi di osteogenesi, intramembranosa e intracartilaginea o condrale. Nel primo tipo di ossificazione l'osso si forma direttamente in seno ad un tessuto connettivo primitivo per differenziazione delle cellule mesenchimali in osteoblasti. Nel secondo tipo, l'osso è preceduto da un modello cartilagineo che è sostituito tutto o in parte da tessuto osseo.

### 3.5.1. Ossificazione intramembranosa

L'osteogenesi intramembranosa è quella che interessa le ossa piatte della volta del cranio, la mandibola e la mascella che sono denominate ossa membranose.

Il primitivo abbozzo della mandibola nell'embrione è costituito di cartilagine, la cosiddetta cartilagine di Meckel o processo mandibolare, derivante dal primo arco branchiale.

Questo primo abbozzo è tuttavia rudimentale ed è quasi totalmente riassorbito fuorché un breve tratto alla sua estremità dorsale che dà origine all'incudine e al martello; la mandibola definitiva si forma per ossificazione intramembranosa dal mesenchima che circonda la cartilagine di Meckel.

Nel mesenchima il processo di ossificazione inizia nei cosiddetti centri di ossificazione. In queste localizzazioni il mesenchima si condensa, acquista una ricca vascolarizzazione e le sue cellule proliferano attivamente. In questi centri alcuni elementi mesenchimali mostrano presto modificazioni strutturali che consentono di identificarli come cellule osteoprogenitrici e osteoblasti. Gli osteoblasti secernono una matrice eosinofila, omogenea e più densa del mesenchima circostante e si dispongono in file singole o doppie attorno allo strato di tessuto osseo neoformato. La comparsa di trabecole omogenee circondate da uno o due strati di osteoblasti accostati tra loro, rappresenta il primo segno morfologico della formazione dell'osso. La sostanza intercellulare ossea è inizialmente priva di sali minerali, tale sostanza è denominata tessuto prososeo o osteoide.

Il successivo accrescimento della prima trabecola ossea avviene esclusivamente per apposizione, gli osteoblasti elaborano un nuovo strato di tessuto osteoide che si aggiunge a quelli formati in precedenza. Alcuni osteoblasti rimangono inclusi nella matrice neoformata ed emettono prolungamenti, diventando osteociti; via via che la matrice si calcifica, i corpi cellulari e i prolungamenti degli osteociti rimangono imprigionati all'interno di cavità con pareti rigide: lacune e canalicoli. Simultaneamente si formano nuovi strati di osteoblasti attorno alle travate di tessuto osseo in formazione. A mano a mano che gli osteoblasti elaborano nuovi strati di sostanza ossea, le trabecole si ispessiscono invadendo il mesenchima circostante. Le generazioni di osteoblasti che via via si appongono alla superficie dell'osso si originano per proliferazione e successiva differenziazione dei precursori degli osteoblasti o cellule osteoprogenitrici; gli osteoblasti differenziati si dividono invece raramente.

Come si è detto in precedenza, nel tessuto osseo primitivo le fibre collagene sono orientate in tutte le direzioni, anziché essere raccolte in lamelle; esso è perciò detto tessuto osseo non lamellare a fibre intrecciate e sarà sostituito nel corso del successivo rimodellamento da tessuto organizzato in lamelle contenenti fibre collagene ordinate parallelamente le une alle altre.

L'osso membranoso è inizialmente di tipo spugnoso ed è formato da trabecole irregolari che circoscrivono spazi occupati da vasi sanguigni, cellule reticolari, ed elementi osteogenici.

Nelle regioni in cui l'osso è destinato a rimanere di tipo spugnoso, le trabecole gradualmente assumono un'organizzazione lamellare più regolare e il tessuto connettivo interposto tra esse si trasforma in tessuto emopoietico.

Nelle zone, invece, destinate a dare origine ad osso compatto, le trabecole continuano ad ispessirsi colmando gli spazi vascolari.

Il connettivo che circonda l'osso in accrescimento si condensa per formare il periostio che continua per tutta la durata dello sviluppo a depositare nuova sostanza ossea.

### **3.5.2. Ossificazione condrale**

Le ossa della base del cranio, della colonna vertebrale, del bacino e degli arti sono precedute nell'embrione da un abbozzo cartilagineo che serve da modello per il successivo sviluppo; sono denominate ossa condrali o ossa di sostituzione perché il modello cartilagineo è distrutto e sostituito da tessuto osseo, ad eccezione delle superfici articolari.

Il modello più conosciuto per lo studio di questo tipo di ossificazione è rappresentato dalle ossa lunghe degli arti. Nel corso del processo osteogenico si possono riconoscere vari centri o zone di ossificazione: il centro primario o diafisario; il manicotto periostale; le zone metafisarie; i centri epifisari o secondari; la zona della cartilagine epifisaria.

#### **3.5.2.1. Centro primario o diafisario di ossificazione**

La prima indicazione di inizio dell'ossificazione nel modello cartilagineo (cartilagine ialina) di un osso lungo si riscontra nel centro della diafisi.

Le cellule cartilaginee proliferano attivamente e si ipertrofizzano arricchendosi di glicogeno. Come conseguenza dell'ipertrofia delle cellule, le lacune cartilaginee si ingrandiscono a spese della matrice circostante che gradualmente si assottiglia. La matrice ialina cartilaginea residua si calcifica per deposizione di sali di calcio. Come conseguenza della deposizione di sali di calcio, le cellule cartilaginee ipertrofiche degenerano e muoiono. La regressione della cartilagine, che è priva di vasi sanguigni, è una conseguenza diretta della deposizione di sali minerali nella matrice che ostacola la diffusione di sostanze nutritive e di metaboliti.

Contemporaneamente alle modificazioni descritte si forma attorno alla parte media della diafisi, per attività del pericondrio, uno strato di osso membranoso fenestrato denominato collare o manicotto periostale. Dal periostio che avvolge il collare periostale, attraverso le aperture di quest'ultimo, zaffi di tessuto connettivo vascolarizzato penetrano nella diafisi e invadono le ampie cavità confluenti che si sono formate nella cartilagine calcificata in seguito all'ipertrofia dei condrociti e alla regressione della matrice (21).

Tali cavità diventano spazi midollari primitivi. I cordoni connettivali che riempiono gli spazi midollari primitivi contengono vasi sanguigni, cellule con potenzialità emopoietiche ed elementi osteogenici in attiva proliferazione. Questi ultimi si differenziano in osteoblasti che si allineano e formano uno strato epiteloide alla superficie delle spicole di matrice cartilaginea calcificata residua.

Mediante la loro attività osteoformativa, gli osteoblasti depositano sulle trabecole cartilaginee calcificate matrice ossea che rapidamente calcifica.

Durante l'accrescimento dell'osso, le trabecole di cartilagine calcificata e il loro rivestimento osseo sono riassorbiti per l'attività degli osteoclasti; si costituisce così il primo abbozzo di cavità midollare centrale della diafisi.

### **3.5.2.2. Manicotto o collare periostale**

Contemporaneamente alle modificazioni della diafisi e prima che inizi la calcificazione della cartilagine, il pericondrio assume una funzione osteogenica. Alcune cellule dello strato profondo del pericondrio si differenziano in cellule osteoprogenitrici e queste in osteoblasti che depositano attorno alla parte media della diafisi un sottile strato perforato di tessuto osseo, denominato manicotto o collare periostale. Il collare periostale si forma per ossificazione membranosa e diventa progressivamente più spesso via via che l'ossificazione procede.

La membrana fibrocellulare che circonda il segmento scheletrico diventa da questo momento nella regione di ossificazione, cioè nella parte media della diafisi, periostio. Per tutta la durata dello sviluppo fetale e postnatale, questo tratto di periostio e quello che riveste la restante parte dell'osso in formazione continuano a deporre per apposizione nuovi strati di osso membranoso provvedendo all'accrescimento in spessore delle ossa lunghe.

### **3.5.2.3. Zona metafisaria**

Dopo la comparsa del centro primario di ossificazione nel centro della diafisi, il processo di ossificazione condrale si estende alle due estremità della diafisi. La zona di transizione tra disco epifisario e diafisi, dove la cartilagine è gradualmente sostituita dall'osso, è denominata metafisi.

L'osso che si forma nel centro diafisario primario e nelle metafisi ha una struttura trabecolare ed è denominato osso spugnoso primario.

L'osso primario diafisario subisce, via via che si forma, un profondo rimaneggiamento, finché è totalmente riassorbito per attività degli osteoclasti, determinando la formazione della cavità midollare centrale.

Il processo di ossificazione condrale della diafisi ha dunque una duplice finalità: conduce alla formazione della cavità midollare centrale e provvede, insieme alla cartilagine epifisaria, all'accrescimento in lunghezza dell'osso per la continua proliferazione dei condrociti e la deposizione di nuova matrice cartilaginea all'estremità dell'abbozzo cartilagineo.

### **3.5.2.4. Cartilagine di coniugazione o disco epifisario**

Tra la diafisi e le epifisi rimane interposto un disco di cartilagine, detto disco epifisario o cartilagine di coniugazione, che per tutto il periodo di sviluppo continua ad allungarsi per accrescimento interstiziale dal lato rivolto verso l'epifisi e ad essere contemporaneamente sostituito da osso dal lato rivolto verso il centro diafisario. I due processi, di accrescimento e di ossificazione, procedono con velocità uguale e come risultato si ha un aumento in lunghezza della diafisi.

La cartilagine di coniugazione contribuisce dunque in modo determinante all'accrescimento in lunghezza del segmento scheletrico.

Al termine del periodo di accrescimento, l'attività proliferativa dei condrociti rallenta e poi si arresta mentre il processo di ossificazione procede fino alla sostituzione completa della cartilagine di coniugazione con tessuto osseo; tale processo è denominato chiusura delle epifisi. La zona di confine tra epifisi e diafisi è visibile nell'adulto come una linea sottile, la linea epifisaria. Da questo momento non è più possibile un ulteriore aumento in lunghezza del segmento scheletrico.

### **3.5.2.5. Centri di ossificazione secondari o epifisari**

Dopo la nascita, in ambedue le estremità delle ossa lunghe compaiono i centri di ossificazione epifisari o secondari. Nelle epifisi si riscontra la stessa sequenza temporale di

eventi descritti per la diafisi: proliferazione dei condrociti; ipertrofia delle cellule e allargamento delle lacune che confluiscono in ampie cavità; calcificazione e regressione della cartilagine; invasione delle cavità da parte di vasi sanguigni e di tessuto osteogenico provenienti dal pericondrio e deposizione di tessuto osseo sulla superficie delle trabecole cartilaginee in regressione. Le cavità delimitate dalle trabecole diventano così spazi midollari primitivi. Vi sono tuttavia due differenze fondamentali rispetto all'ossificazione della diafisi. La progenie di ciascuna cellula cartilaginea è disposta a formare gruppi o nidi cellulari e non colonne longitudinali come nella diafisi. Questa modalità di proliferazione assicura un accrescimento dell'epifisi in tutte le direzioni. Le trabecole ossee neoformate non sono riassorbite come nella diafisi ma sono conservate conferendo all'epifisi un aspetto spugnoso. Questo osso spugnoso primario subisce un graduale processo di rimaneggiamento trasformandosi nell'osso spugnoso definitivo: le trabecole si ispessiscono per deposizione di nuovo tessuto osseo assumendo un'organizzazione lamellare e il tessuto connettivo contenuto nelle cavità circoscritte dalle trabecole si trasforma in tessuto emopoietico.

La cartilagine delle epifisi è gradualmente sostituita da tessuto osseo, ad eccezione di uno strato periferico, che diventa la cartilagine articolare e della cartilagine di coniugazione (24).

### **3.6. Modificazioni ossee dopo l'inserimento dell'impianto**

L'inserimento di un impianto nell'osso deve essere considerato come un'aggressione all'integrità dell'organismo. Quando l'impianto, è introdotto nell'osso, per quanto progettualmente adeguato, lascia sempre uno spazio vuoto, micrometrico, sede di fenomeni biologici complessi, il cui evolversi è fortemente condizionato dalla stabilità meccanica iniziale dell'impianto stesso. Già nelle prime ore si verifica sul versante osseo una ischemia dei tessuti circostanti, con necrobiosi. Per effetto dell'aumento della permeabilità dei vasi preesistenti, cellule mesenchimali indifferenziate, prodotte negli spazi midollari, sono immesse per colmare l'intercapedine tra superficie ossea e impianto dentale. Questo fenomeno, definito migrazione e colonizzazione cellulare e vascolare, ha inizio all'interfaccia tra osso e impianto, già dopo quattro giorni dall'inserimento. Nei giorni seguenti si verificano la differenziazione cellulare e l'organizzazione del tessuto peripotesico, che coinvolgono le cellule adipose del midollo, i granulociti e i macrofagi, che accorrono per rimuovere i detriti cellulari e ossei in necrosi, e per dare inizio alla fase riparativa.

In una prima fase si ha lo sviluppo di un tessuto di granulazione costituente il primo tessuto riparativo, che colma l'intercapedine.

Un complesso di fattori, identificabili soprattutto in stimoli meccanici, modula la successiva differenziazione cellulare in senso osteoblastico o fibroblastico. La neoformazione ossea segue tutte le tappe che caratterizzano l'ossificazione diretta: reclutamento di osteoblasti, deposizione di osteoide, costituzione di osso immaturo a fibre intrecciate, strutturate in trabecole, che formano una rete tridimensionale che si sviluppa nell'intercapedine, attaccandosi alla superficie ossea preesistente e alla superficie dell'impianto dentale.

Questi eventi iniziano alla fine della prima settimana e si sviluppano nell'arco delle prime cinque settimane. Intorno alla sesta settimana, l'osso primitivo è progressivamente riassorbito e sostituito dall'osso lamellare, il quale si organizza in osso trabecolare o osso osteonico, in funzione della conformazione della superficie dell'impianto e della qualità degli stimoli meccanici a cui è soggetto.

Il verificarsi di micromovimenti dell'impianto dentale, può influenzare la differenziazione in senso fibroblastico (premessa per la formazione di un tessuto fibroso) che può risultare preponderante, tanto da stratificarsi all'interfaccia tra osso e impianto. Se lo strato di sostanza interstiziale non ossea è tale da non compromettere l'immobilità dell'impianto, questo risulta compatibile con la funzione della radice artificiale, diversamente, va a costituire una capsula fibrosa e non una connessione fibro-ossea. È possibile, tuttavia, che il tessuto connettivo fibroso ossifichi, se le condizioni locali diventano più favorevoli e si acquisisce una maggiore stabilità meccanica. In generale, l'obiettivo principale è quello di evitare il più possibile l'interposizione di tessuto fibroso intorno all'impianto.

Abbiamo visto che il tessuto osseo, in quanto tessuto vivente, è capace di rinnovarsi continuamente, assicurando un ancoraggio definitivo e quindi una stabilità secondaria, frutto di un processo di osteointegrazione. Tale processo richiede la nuova formazione dell'osso intorno all'impianto, resa possibile grazie al rimodellamento del tessuto osseo. L'equilibrio tra riassorbimento e apposizione contribuisce a mantenere stabili i livelli della calcemia senza alterare il volume osseo complessivo. Nell'osso spugnoso il rimodellamento avviene sulla superficie delle trabecole ossee. Le forze occlusali applicate in questa zona, rappresentano lo stimolo alla differenziazione delle cellule ossee in osteoclasti e osteoblasti. Lo stesso avviene a livello dell'osso compatto. Per mantenere costante il ritmo del rimodellamento osseo, sono necessari, un'adeguata stimolazione locale e la presenza di livelli ematici adeguati dell'ormone tiroideo, calcitonina e vitamina D. Lo stimolo esercitato dalle forze occlusali, lo stato di salute generale del soggetto, sono fattori importanti per un ottimale rimodellamento osseo (22, 23).

### **3.7. Cause di danno al tessuto osseo**

Il fine primario dell'implantologia endossea è di permettere la migliore riparazione del tessuto circostante l'impianto, sia in termini di tempo sia di qualità dell'ancoraggio. È ovvio, che un'ottimale riparazione del tessuto circostante un impianto dipenda dalla limitazione del danno prodotto sui tessuti vivi, all'atto dell'inserimento (23).

#### **3.7.1. 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.

Un'eccessiva compressione nel tessuto osseo può determinare sia fratture trabecolari che corticali e anche la riduzione del flusso ematico con conseguenze piuttosto importanti.

La compressione può essere causata da: imprecisa azione chirurgica dovuta a strumentazione non adeguata; interferenza tra le dimensioni della cavità e le dimensioni dell'impianto; presenza di residui organici o di inclusioni di materiali estranei; compressione di liquidi nella cavità.

#### **3.7.2. Surriscaldamento dei tessuti**

Un eccessivo riscaldamento dell'osso causa la necrosi di tutte le cellule in una zona variabile attorno alla sede chirurgica. Tutte le proteine dell'osso possono degenerare a causa del calore. Ad alta temperatura, anche per breve tempo, tutti gli induttori del tessuto osseo possono

scompare; la cicatrizzazione della lesione avviene con la formazione di tessuto cicatriziale fibroso. Risulta di elevata importanza il controllo continuo e un adeguato raffreddamento del tessuto esposto a fresaggio. In alcuni esperimenti eseguiti da Eriksson è stata misurata la temperatura ossea a 0,5 mm di distanza dalla punta del trapano, durante la preparazione dell'alveolo per l'inserimento dell'impianto; da tali studi è emerso che, nonostante l'abbondante refrigerazione per mezzo di soluzione fisiologica, la temperatura media era di circa 90°C.

Un altro esperimento, che dimostra come questa elevazione della temperatura sia critica, è stato effettuato sulle tibie dei conigli con l'inserimento di viti implantari in titanio. I risultati mostrano che:

- il riscaldamento dell'impianto per 1 minuto a 50°C, ferma la rigenerazione ossea circostante per 4 settimane;
- il riscaldamento per 1 minuto a 47°C rallenta significativamente il processo di recupero osseo;
- ad una temperatura di 44°C, la formazione ossea non presenta alcuna riduzione avvertibile.

Questi dati evidenziano l'importanza del controllo della temperatura durante la fase di trapanazione, di maschiatura e di finitura della superficie dell'alveolo.

### **3.7.3. Fratture del tessuto osseo**

Le operazioni di foratura, maschiatura e inserimento della protesi implantare possono causare fratture sia a livello dell'osso corticale che di quello spugnoso. Se l'osso corticale è filettato, la frattura del tessuto si estende molto lontano dal punto di inserimento dell'impianto.

La necrosi conseguente è molto più estesa di quanto si percepisce ad occhio nudo. Nell'osso spugnoso le azioni chirurgiche provocano fratture trasversali delle trabecole.

Dopo una frattura, si verificano le comuni reazioni che seguono alle lesioni gravi: si forma un coagulo di sangue che è invaso da fibroblasti, macrofagi e da capillari che costituiscono un tessuto di granulazione. Il tessuto di granulazione si trasforma in tessuto connettivo compatto e in questo si organizza il tessuto cartilagineo; l'insieme di tessuto fibroso e cartilagineo prende il nome di callo fibrocartilagineo che riempie le fessure tra i monconi scheletrici collegandoli temporaneamente insieme. Successivamente il tessuto fibrocartilagineo viene sostituito da un nuovo tessuto che prende il nome di callo osseo. L'osso neoformato è inizialmente di tipo spugnoso ed è successivamente sostituito mediante un processo di riorganizzazione interna da osso compatto.

### **3.7.4. Interruzioni vascolari**

La rimozione di tessuto osseo può determinare l'interruzione vascolare e conseguentemente la necrosi degli osteociti lacunari a valle dell'interruzione stessa. La riduzione del flusso ematico danneggia sia il tessuto midollare sia quello trabecolare; le cellule osteogenetiche che hanno origine dagli osteociti endostali, non riescono a raggiungere l'impianto la cui superficie è circondata da osso necrotico e coaguli. L'osso necrotico viene circondato da tessuto connettivale riparativo che costituisce una sorta di vallo di separazione dal tessuto sano.

In queste condizioni di distanza tra la superficie dell'impianto e l'osso vitale, il processo di riparazione è molto diverso, rispetto a quello che avviene in condizioni ottimali.

A livello del tessuto sano si osserva iperemia e infiltrazione cellulare sostenuta dalla reazione flogistica innescata dai prodotti del catabolismo delle cellule necrotiche. L'osso necrotico e quello reattivo circostante posseggono proprietà meccaniche alterate, questo determina la possibilità che zone sottoposte a carico vadano incontro a collasso trabecolare e microfratture (23).

### 3.8. Modalità e tempi di guarigione

I meccanismi fondamentali di guarigione possono essere l'incapsulamento fibroso e l'anchilosi.

La prima modalità viene definita osteofibrointegrazione, cioè contatto tra tessuto e impianto mediato da dense fibre collagene sane, interposto tra osso e impianto. Tuttavia la disposizione e la direzione delle fibre collagene risulta tangente alla superficie esterna dell'impianto, cosa che generalmente accade nella reazione da corpo estraneo. Un eventuale carico occlusale porterebbe solo al riassorbimento osseo, con inevitabile e manifesta mobilità implantare, oltre ad una perturbazione dei tessuti molli. L'anchilosi, invece, traduce bene il concetto di osteointegrazione. È anche importante attribuire il giusto valore al materiale impiantato, le cui caratteristiche chimico-fisiche influenzano non poco l'osteogenesi riparativa, rendendo possibili tre iter evolutivi.

Il primo è la osteogenesi a distanza, che è una prerogativa dei materiali definiti biotolleranti, quali cementi ossei, polimetilmetacrilato e leghe acciaiose, in grado di formare una sorta di capsula fibrosa tra osso e impianto.

Il secondo è l'osteogenesi di contatto, che è dovuta ai materiali bioinerti i quali inducono un tal tipo di formazione ossea, senza interposizione alcuna di tessuto connettivale. La particolarità di questa variante osteogenetica è quella di non avere legami di natura chimica, ma unicamente ritenzioni meccaniche, offerte dalla superficie implantare. Biometalli (Ti e Ta), vetrocarbonio e allumina, mostrano caratteristiche induttive simili. L'osteogenesi che si verifica segue il modello delle riparazioni di frattura, segnata da una sequela di eventi costante: interposizione di un coagulo ematico, migrazione di cellule mesenchimali dalla superficie endostale, con relativa produzione di osteoide e osso maturo, infine rimodellamento per continua deposizione. L'arresto del rimodellamento si verifica tra i 3 e i 6 mesi.

Il terzo è l'osteogenesi di legame, dove vengono inquadrati, in quest'ottica, i materiali bioattivi, come biovetri, vetroceramiche, e ceramiche di fosfato di calcio, le quali danno luogo alla biointegrazione osso-impianto.

Ciò che accomuna i suesposti modelli di guarigione, è la formazione, onnipresente, di una zona necrotica più o meno ampia nelle adiacenze del difetto chirurgico. Saranno le modalità di eliminazione e sostituzione di questa zona, oltre al tipo di materiale utilizzato ad orientare verso le tre forme di osteogenesi. Mediamente comunque vengono perduti da 1 a 1,5 mm di osso marginale durante il primo anno dopo il carico protesico. Il tutto rientra nella più pura fisiologia, e non predirà in alcun modo possibili insuccessi. Segue poi una seconda fase di assottigliamento osseo che si attesta attorno agli 0,05-0,1 mm l'anno. Valori da considerarsi favorevoli, essendo di circa 2 mm dopo 10 anni, con una prevalenza di successo statisticamente rilevata maggiore nella mandibola (95%) rispetto al mascellare superiore (85%), avendo, quest'ultima struttura, quale fattore limitante, una ridotta altezza e una densità minore rispetto alla mandibola. In generale, più l'osso è molle, più lunghi saranno i tempi di guarigione. Nella mandibola è ipotizzabile una durata standard del tempo di guarigione di 6-8 mesi, vista la prevalenza di osso compatto (23).



## 4. INDAGINE SPERIMENTALE

### 4.1. Materiali e metodi

La sperimentazione svolta per lo studio dell'interfaccia osso-impianto, prima e dopo l'applicazione di un carico precoce, su impianti dentali precedentemente inseriti in osso di costola di bovino (primo impianto) e poi di suino (per tutti gli altri impianti) è stata suddivisa in quattro fasi:

1. prima acquisizione del campione mediante l'utilizzo della micro-CT (*micro-Computed Tomography*);
2. applicazione di un carico precoce mediante l'utilizzo della macchina servo-pneumatica;
3. seconda acquisizione del campione conseguente al ciclo a fatica mediante sempre l'utilizzo della strumentazione per microtomografia;
4. analisi istologica tradizionale del tipo BIC (*Bone Implant Contact*) (23, 24).

In questa sperimentazione è stato confrontato lo studio *in vitro* dell'interfaccia osso-impianto utilizzando tre tipologie diverse di impianti dentali (due standard e uno sperimentale) diffusamente utilizzati nella pratica clinica, sia con superficie della *fixture* trattata sia senza nessun tipo di trattamento inseriti in osso animale.

I campioni commerciali utilizzati con superficie trattata sono stati prodotti in titanio di Grado II e caratterizzati da una elevata resistenza meccanica. Il corpo degli impianti è stato sottoposto al trattamento SLA per ottenere una rugosità in grado di permettere l'adesione dei fibroblasti, mentre la testa è stata mantenuta liscia per favorire una migliore detersione e di conseguenza una riduzione statisticamente rilevante di possibili fenomeni infiammatori gengivali. Inoltre, il motivo per il quale gli SLA sono stati oggetto di questa sperimentazione è conseguente al tipo di trattamento superficiale subito dall'impianto durante la fase di produzione, che prevede la sabbiatura con sabbia a grana grossa, costituita da particelle di allumina di varie dimensioni, e la mordenzatura con acido. Questo tipo di trattamento superficiale crea uno strato macrorugoso dovuto alla sabbiatura, mentre l'azione dell'acido provoca la formazione di microalveoli, così che la particolare conformazione superficiale presenta un coefficiente di rugosità (Ra) pari a 2  $\mu\text{m}$  e una spaziatura tra picchi adiacenti (S) di circa 12  $\mu\text{m}$ ; il trattamento superficiale eseguito con acido crea delle microembriature di 1-2  $\mu\text{m}$ .

Tale trattamento è stato sviluppato allo scopo di favorire ulteriormente l'osteointegrazione, e in particolare la stabilità primaria, in relazione alla quale è possibile prevedere il successo a lungo termine del trattamento implantare (25, 26).

I campioni utilizzati sono stati 8 con queste caratteristiche:

– *Campione 1*

Formato da un impianto con superficie trattata del tipo SLA con diametro della piattaforma di 4 mm e lunghezza totale di 12 mm, inserito in osso di bovino per permettere una comparazione tra le simulazioni *in vitro* effettuate in questa sperimentazione essendo questa simulazione una delle più diffuse nella letteratura.

– *Campione 2*

Formato dallo stesso tipo di impianto del campione 1 ma inserito in osso di suino, poiché rappresenta un supporto tissutale strutturalmente più simile all'osso mascellare o mandibolare umano. Tale campione è stato realizzato seguendo lo stesso procedimento normalmente utilizzato nella pratica clinica.

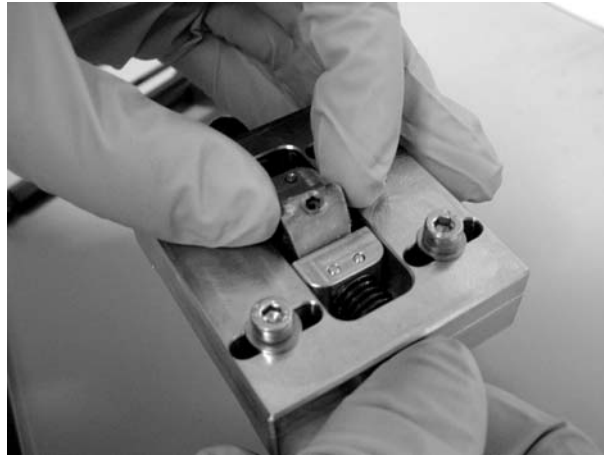
- *Campione 3*  
Realizzato con le stesse caratteristiche del campione 2 per verificare una riproducibilità delle prestazioni ottenute durante le prove e le analisi.
- *Campione 4*  
Formato da un impianto di tipo Spline Twist MTX con superficie sabbiata con particelle di HA, con diametro della piattaforma di 3,75 mm e lunghezza totale di 13 mm, inserito in osso di suino. Non abbiamo avuto a disposizione un altro campione per studiare la riproducibilità delle prestazioni.
- *Campione 5*  
Formato da un impianto sperimentale con superficie trattata del tipo SLA, con diametro della piattaforma di 4 mm e lunghezza totale di 13 mm, inserito in osso di suino. A differenza dei campioni precedentemente trattati il campione 5 è formato da un impianto dentale con un appoggio bi-corticale all'interno dell'osso.
- *Campione 6*  
Formato da un impianto sperimentale con superficie non trattata, con diametro della piattaforma di 4 mm e lunghezza totale di 13 mm, inserito in osso di suino, con un appoggio bi-corticale all'interno dell'osso.
- *Campione 7*  
Formato da un impianto sperimentale uguale al campione 5 con superficie trattata inserito in osso di suino ed è stato realizzato per una riproducibilità delle prestazioni. Anche in questo caso il campione 7 è formato da un impianto dentale con un appoggio bi-corticale all'interno dell'osso.
- *Campione 8*  
Formato da un impianto sperimentale uguale al campione 6 con superficie non trattata inserito in osso di suino. Anche in questo caso il campione 8 è formato da un impianto dentale con un appoggio bi-corticale all'interno dell'osso.

Una volta che l'impianto è stato inserito in osso dall'implantologo, è stato trasportato in laboratorio all'interno di una bustina sterile, dove il campione ha subito immediatamente una prima acquisizione mediante l'utilizzo della micro-CT.

A seconda delle dimensioni del campione sono stati scelti, volta per volta, i parametri dell'acquisizione più consoni, la posizione verticale del portacampione, l'ingrandimento del campione, il valore della tensione tra catodo e anodo e quello della corrente che scorre tra questi ultimi. Il prodotto tra la tensione e la corrente scelta fornisce la potenza del fascio elettronico che dal catodo colpisce l'anodo provocando l'emissione di raggi X. L'intensità della radiazione che investe il campione è direttamente proporzionale ai valori di tensione e corrente impostati.

Al termine dell'acquisizione il campione è stato sottoposto al ciclo a fatica mediante l'utilizzo della macchina servo-pneumatica, in cui il campione è stato posizionato nel dispositivo di afferraggio realizzato appositamente per questa sperimentazione presso l'officina del Dipartimento di Tecnologie e Salute dell'ISS (Figura 2).

Una volta immobilizzato, il campione all'interno dell'afferraggio è stato sottoposto alla prova a fatica che ha previsto l'applicazione di un carico sinusoidale da 3 a 30 N in compressione, applicato tramite un punzone metallico che agisce direttamente sull'impianto dentale per 200.000 cicli ad una frequenza di 2,5 Hz. La cella di carico utilizzata è stata di 500 N (Figura 3).



**Figura 2. Posizionamento del campione all'interno dell'afferraggio**



**Figura 3. Campione bloccato nell'afferraggio con punzone per la prova meccanica**

Una volta terminata la prova a fatica, il campione è stato sottoposto ad una seconda acquisizione con l'utilizzo della micro-CT, i parametri impostati sono stati gli stessi della prima acquisizione in modo tale che i risultati potessero essere confrontabili. Terminata la seconda acquisizione il campione è stato conservato in formalina al 10%, per essere poi sottoposto alla preparazione prevista per effettuare le indagini istologiche.

Sono stati presi in esame i seguenti parametri, chiamati anche indici primari (Tabella 4) e sono stati calcolati dal software di ricostruzione una volta selezionata la regione di interesse (*Region OF Interest*, ROI) formata dai singoli pixel che compongono l'immagine 2D (27). Nella rappresentazione 3D, il calcolo viene esteso a tutte le *slice* ottenute attraverso l'acquisizione del campione in modo da ottenere il volume di interesse composto dai singoli *voxel* (volume corporeo elementare) (28).

**Tabella 4. Indici primari ottenuti tramite analisi microtomografica**

Denominazione	Definizione
TV (mm <sup>3</sup> )	<i>Tissue Volume</i> volume totale di interesse, rappresentato dalla somma di tutti i <i>voxel</i>
BV (mm <sup>3</sup> )	<i>Bone Volume</i> somma di tutti i <i>voxel</i> marcati come osso all'interno del volume di interesse
TS (mm <sup>2</sup> )	<i>Tissue Surface</i> superficie totale di interesse, rappresentata dalla somma di tutti i pixel
BS	<i>Bone Surface</i> somma di tutti i pixel marcati come osso all'interno della superficie di interesse
BV/TV (%)	<i>Bone Volume Fraction</i> volume percentuale dell'osso rispetto al volume totale

Inoltre, i seguenti parametri, chiamati anche indici secondari (Tabella 5), sono stati calcolati andando a considerare il modello a piani il quale assume che l'osso trabecolare sia organizzato in infiniti piani con un certo spessore (*Trabecular Thickness*, TbTh), una certa separazione (*Trabecular Separation*, TbSp) e un determinato numero per unità di lunghezza (*Trabecular Number* TbN) (29).

**Tabella 5. Indici secondari ottenuti tramite analisi microtomografica**

Denominazione	Definizione
TbTh (mm)	<i>Trabecular Thickness</i> spessore delle trabecole ossee
TbSp (mm)	<i>Trabecular Separation</i> distanza tra i margini delle trabecole ossee
TbN (1/mm)	<i>Trabecular Number</i> (o densità trabecolare) numero dei piani attraversati da una linea di lunghezza unitaria perpendicolare ai piani stessi

Per il calcolo dei parametri istomorfometrici, un punto fondamentale è rappresentato dalla segmentazione delle immagini in livelli di grigio, ovvero dalla discriminazione del tessuto osseo da ciò che lo circonda. Il metodo utilizzato è stato quello di tipo a soglia uniforme, che ha come risultato un'immagine composta esclusivamente da pixel neri (osso) e da pixel bianchi (non osso). Mediante l'utilizzo del software di ricostruzione, osservando l'istogramma dei livelli di grigio di un'immagine, la soglia è stata scelta esattamente tra i due picchi del suddetto istogramma rappresentanti le densità dei due materiali differenti acquisiti (30). Tutti i livelli di grigio al di sotto del valore di soglia sono stati considerati osso, quelli al di sopra non osso.

Poiché il valore di soglia è differente tra un campione e l'altro, è stato scelto in modo appropriato di volta in volta (31-33).

#### 4.1.1. Preparazione dei campioni e strumentazione per indagini istologiche

I campioni indagati sono stati infiltrati con la resina Remacryl, da una soluzione di partenza etanolo/resina al 50% e successivamente resina al 100%, per la durata di 24 ore per ogni singolo passo. La fotopolimerizzazione è stata ottenuta attraverso un'esposizione di 48 ore alla luce blu. Dopo la polimerizzazione è stata rimossa la resina in eccesso per esporre gli impianti, successivamente i campioni sono stati incollati su *slide* di plastica utilizzando una colla a base di metacrilato.

Un microtomo Micromet con lama rotante ad alta velocità è stato utilizzato per separare la sezione dal blocco in modo da ottenere uno di spessore pari a 250 micron. La sezione è stata poi assottigliata ad uno spessore di circa 40 micron utilizzando una macchina LS-2 equipaggiata con carta abrasiva resistente all'acqua.

Al termine di questa procedura ogni sezione è stata raffinata con una carta abrasiva e una crema lucidante a 3 micron.

Il colorante blu di toluidina è stato utilizzato per analizzare le differenti età e il rimodellamento dell'osso, una colorazione fucsia di base è stata utilizzata per distinguere il tessuto fibroso in modo da avere un contrasto migliore.

L'analisi istomorfometrica è stata ottenuta digitalizzando le immagini dal microscopio attraverso una videocamera JVC TK-C1380 e un *frame grabber*.

Successivamente le immagini digitalizzate sono state analizzate da un software di analisi di immagini (IAS 2000, Delta Sistemi). Le immagini sono state acquisite con un obiettivo laterale sulla superficie dell'impianto a 5 X.

#### 4.1.2. Analisi microtomografia

La microtomografia computerizzata tridimensionale (micro-CT 3D) è un nuovo genere di tecnica non distruttiva, che consente di ottenere informazioni sulla struttura interna dei campioni esaminati, fornendo immagini ad alta risoluzione, senza danneggiare il campione stesso o prepararlo in alcun modo; essa è sostanzialmente una forma miniaturizzata dell'esame tomografico convenzionale.

Tenendo conto delle tecniche microscopiche esistenti, si può pensare che le informazioni della struttura interna di un oggetto in condizioni naturali possano essere ottenute dalla trasmissione dei raggi X. La combinazione della tecnica della trasmissione dei raggi X con la ricostruzione tomografica permette di ottenere le informazioni tridimensionali sulla microstruttura interna. In questo caso qualsiasi zona interna può essere ricostruita come insieme delle sezioni trasversali piane che possono essere utilizzate per analizzare i parametri morfologici bi e tridimensionali. Con il metodo dei raggi X, il contrasto nelle immagini è una combinazione tra le informazioni di composizione e quelle di densità dell'oggetto in esame.

La microtomografia a raggi X fondamentale applica lo stesso principio della TAC medica, con, in più, la possibilità di realizzare ricostruzioni 3D delle strutture di interesse.

La tecnica tomografica (dal greco *tomos*: taglio), meglio conosciuta come TAC è un'indagine che consente di ottenere immagini di sezioni (*slice*) dell'oggetto in esame.

L'oggetto viene investito da un fascio di raggi X i quali, dopo l'attraversamento del campione, giungono sul rivelatore. Il risultato di tale processo è la formazione di un'immagine bidimensionale (proiezione).

Il campione, durante l'acquisizione, viene ruotato per ottenere tante proiezioni quanti sono gli angoli di rotazione. La composizione di tali proiezioni (mediante algoritmi sofisticati) fornisce l'immagine di una *slice* del campione.

Successivamente alla rotazione del campione si aggiunge anche un moto di traslazione del sistema sorgente-rivelatore; questo permette di ottenere le singole *slice* a diverse altezze, sovrapponendo infine queste ultime è possibile ottenere una ricostruzione tridimensionale dell'intero campione e quindi la completa visualizzazione delle sue strutture interne ed esterne.

Le informazioni che si ricavano sono relative alla capacità di assorbimento del materiale e, quando un fascio di raggi X propaga in una dimensione attraverso un campione, l'intensità dei raggi, intesa come il numero di fotoni che entra nel campione, varia; ciò è dovuto all'attenuazione prodotta dal materiale.

Le analisi tomografiche forniscono, dunque, un parametro legato all'assorbimento della radiazione, definito coefficiente di assorbimento. Le immagini che si ottengono sono in bianco e nero e alle diverse sfumature di grigio corrispondono differenti valori di assorbimento: il nero e il grigio scuro corrispondono a bassi valori di assorbimento (bassa densità del materiale); al contrario al bianco e al grigio chiaro corrispondono alti valori di assorbimento (alta densità del materiale).

L'immagine del campione ricostruita al computer potrà essere quindi sezionata, esplorata al suo interno e misurata senza danneggiamento del campione stesso.

L'apparecchiatura utilizzata in questa indagine consente di realizzare scansioni di piccoli oggetti ad alta risoluzione di rappresentarli tridimensionalmente e inoltre di ottenere informazioni di carattere morfometrico.

La strumentazione è composta da un generatore di raggi X, un portacampione rotante e una camera CCD (*Charge Coupled Device*). Tutto il sistema è controllato da un PC con un doppio processore avente un software dedicato e sofisticato per la ricostruzione tridimensionale delle immagini e per i relativi calcoli dei parametri morfologici e densitometrici.

La radiazione utilizzata (raggi X) è prodotta dal bombardamento di un materiale pesante con un fascio di elettroni; essa è policromatica, ma viene opportunamente filtrata con un filtro passa-banda per ottenere una radiazione monocromatica che attenua il problema di indurimento del fascio e migliora notevolmente la sensibilità della microtomografia.

L'energia del fascio può essere regolata in un ampio range, permettendo che l'assorbimento ottimale dei raggi X possa essere scelto per ogni campione secondo il formato e/o la sua composizione.

Il fascio incidente è collimato e molto sottile, in modo da illuminare una sezione stretta del campione. Tale fascio, a seguito dell'interazione con la materia, subirà un'attenuazione della sua intensità. L'intensità della radiazione emergente dal campione viene rilevata tramite un detector ad alta risoluzione.

La risoluzione spaziale di una TAC convenzionale è tipicamente nella gamma che va da 1 a 2,5 mm, che corrisponde al formato del *voxel* variabile tra 1 e 10 mm (elemento del volume).

La microtomografia a raggi X computerizzata, attualmente, permette di migliorare la risoluzione spaziale di 7-8 ordini di grandezza in termini di volume. Il sistema Skyscan 1072 permette di raggiungere una risoluzione spaziale di circa 5  $\mu\text{m}$ .

Lo Skyscan 1072 utilizza la geometria parallela o *cone-beam*. A ciascuna immagine-ombra di raggi X corrisponde una proiezione bidimensionale dell'oggetto tridimensionale. In questa approssimazione ogni punto sull'immagine-ombra contiene l'integrazione delle informazioni di assorbimento nell'oggetto tridimensionale in corrispondenza del fascio di raggi X parziale.

Con questa metodica si può risolvere il problema della ricostruzione tridimensionale tramite l'utilizzo delle proiezioni bidimensionali ricostruite e poste in serie di fette bidimensionali dell'oggetto, ottenute, a loro volta, da un insieme di linee d'ombra monodimensionali.

Nel caso di ricostruzione con un numero considerevole di proiezioni si può ottenere un'immagine con una buona definizione, che risulta influenzata dalla posizione e dall'area di assorbimento dell'oggetto iniziale.

Un software dedicato del sistema analizza i dati registrati per produrre un'immagine 2D dei coefficienti di assorbimento. L'uso di un rivelatore CCD permette la realizzazione di immagini con una risoluzione dell'ordine dei micron e limita al minimo il tempo di esame del campione.

Il rivelatore utilizzato è costruito con la tecnologia CCD ed è composto da tre parti:

1. schermo al fosforo, che trasforma i raggi X in luce visibile;
2. supporto di conduzione in fibra ottica, che conduce la radiazione visibile al CCD;
3. CCD, che rileva la radiazione luminosa e la trasforma in segnale elettrico.

Una volta che i raggi X colpiscono lo schermo al fosforo, essi vengono trasformati in radiazione luminosa, quest'ultima va quindi a colpire i fotodiodi presenti nel CCD.

A questo punto i diodi diventano conduttori e la corrente che li attraversa va a scaricare dei condensatori direttamente collegati ad essi, caricati precedentemente, i quali avranno una tensione istantanea ai loro capi, minore di quella di partenza, inversamente proporzionale al flusso fotonico. In questo sistema ogni diodo rappresenta un pixel.

Quando il periodo di integrazione del detector si è concluso, una serie di interruttori si chiude e quindi la carica di ciascun condensatore viene trasferita a un sistema di registrazione di questi dati che è composto da altri condensatori.

In seguito, la carica presente sui condensatori di registro viene trasmessa ad un convertitore A/D che infine trasmette i dati al sistema di elaborazione. Dopo che questo trasferimento è avvenuto, gli interruttori vengono riaperti e i condensatori attaccati ai fotodiodi vengono ricaricati. A questo punto un nuovo ciclo può ricominciare.

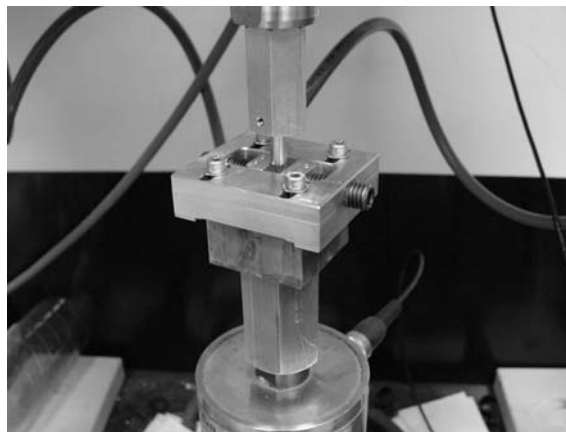
L'immagine tomografica viene ricostruita secondo un procedimento qui di seguito sintetizzato:

- si misura l'attenuazione di un fascio di raggi X in un numero elevato di traiettorie parallele attraverso lo strato corporeo in studio;
- si determina la componente di attenuazione avvenuta nei singoli *voxel* attraverso un algoritmo specifico di ricostruzione di immagini tomografiche;
- si realizza infine un display visivo su monitor dei valori numerici ricostruiti (32-37).

#### 4.1.3. Strumentazione servo-pneumatica per prove a fatica

La strumentazione servo-pneumatica per prove meccaniche a fatica, con prestazioni di elevata efficienza e alimentazione ad aria compressa filtrata, è stata utilizzata per investigare le proprietà dei materiali sottoposti a cicli di fatica, fino ad un massimo di 40 Hz a 2 kN oppure 10 Hz a 10 kN.

La cella di carico, che viene utilizzata per applicare le sollecitazioni dinamiche, resiste anche ai carichi trasversali e torsionali, ed è dotata di un amplificatore con ottimo rapporto segnale/rumore. La cella può essere fissata sulla base della strumentazione o sulla traversa, in funzione della necessità (Figura 4).



**Figura 4. Sistema di afferraggio e punzone realizzato in ISS per la stimolazione a fatica posizionato sopra la cella di carico**

I valori di spostamento sono letti da un normale trasduttore di posizione, direttamente collegato all'estremità dell'attuatore nella zona posteriore.

Tale strumentazione utilizza come fluido motore aria compressa a 9 atmosfere; il sistema di controllo è ottenuto utilizzando sensori di pressione nelle camere del cilindro, con sensori di posizione del pistone e con la cella di carico che permette la controeazione sul carico applicato. Usa, inoltre, la propria aria compressa per il raffreddamento dei sistemi durante l'esecuzione di prove a fatica a lunga durata, e la manutenzione resta minima grazie all'impiego di materiali costruttivi di elevata qualità.

L'intero sistema di prova è controllato da un normale Personal Computer, tramite software specifico eseguibile su sistemi operativi Microsoft Windows®.

La gestione del sistema è affidata ad un'unità centrale ad 8 bit interfacciata con porta seriale RS232 ad un personal computer dotato di software dedicato fornito e progettato dalla stessa casa produttrice della strumentazione servo-idraulica. Tale software consente una sicura gestione delle prove dinamiche a fatica tramite un controllore PID (Proporzionale, Integrale, Derivato).

## **4.2. Risultati**

### **4.2.1. Analisi macroscopica**

A seguito delle prove di fatica effettuate tutti i campioni di impianto in osso di suino analizzati sono risultati integri ad una prima analisi visiva.

Ogni campione ha subito 200.000 cicli di stimolazione meccanica ad una frequenza di 2,5 Hz, con l'applicazione di un carico sinusoidale da 3 N a 30 N, in compressione, per un totale di circa 22 ore.

Si è potuto constatare che la posizione verticale del campione 1 inserito in osso bovino è rimasta invariata al termine del ciclo a fatica.

Nel caso dei campioni 2 e 3, inseriti in osso suino, si è assistito ad un cedimento verticale dell'impianto pari a 0,1 mm, valore rilevato attraverso la macchina servo-pneumatica in relazione alla posizione verticale del punzone che insiste direttamente sull'impianto durante la prova meccanica.

È stato osservato anche nel caso del campione 4, rappresentato da un impianto di tipo Spline inserito in osso di suino, un cedimento verticale dell'impianto pari a 0,1 mm al termine della prova a fatica.

Nel caso dei campioni 5 e 7 rappresentati entrambi da un impianto sperimentale con superficie trattata e appoggio bi-corticale all'interno dell'osso di suino, si è potuto osservare che la posizione verticale dell'impianto è rimasta invariata al termine del ciclo a fatica.

Nel caso dei campioni 6 e 8 rappresentati entrambi da un impianto sperimentale con superficie non trattata e appoggio bi-corticale all'interno dell'osso di suino, si è potuto osservare che la posizione verticale dell'impianto è rimasta invariata al termine del ciclo a fatica.

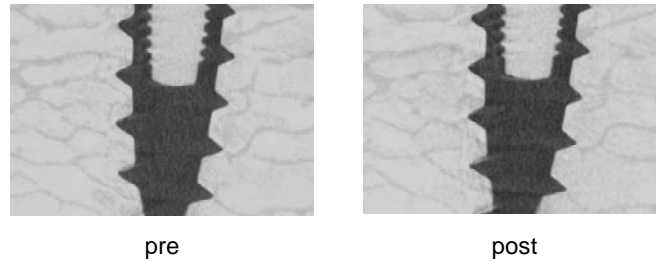
### **4.2.2. Analisi microtomografica**

Tutti i campioni sono stati sottoposti ad una prima acquisizione mediante l'utilizzo della microtomografia tridimensionale prima del ciclo a fatica e ad una seconda acquisizione per studiare eventuali variazioni dell'interfaccia osso-impianto dopo l'applicazione di un carico precoce.



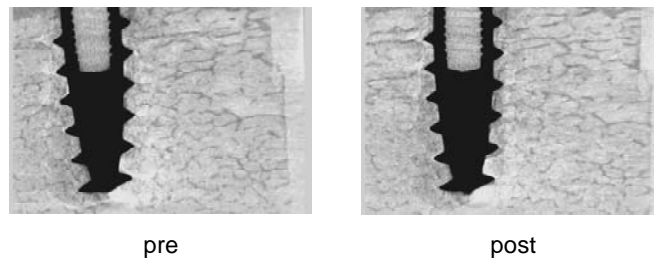
In accordo con l'osservazione macroscopica, l'esame microtomografico effettuato a seguito del ciclo a fatica non ha evidenziato alcuna alterazione dell'integrità dei campioni analizzati, il corpo implantare sembra non aver subito intaccature o deformazioni dovute al ripetersi dello stress meccanico.

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali del campione 1 in osso bovino prima e dopo il ciclo a fatica non si nota alcuna alterazione nella struttura ossea a livello dell'interfaccia osso-impianto (Figura 5).

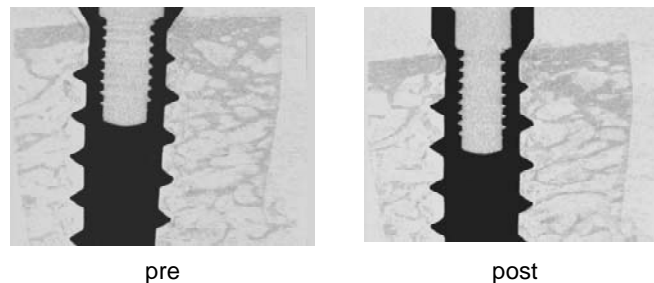


**Figura 5. CAMPIONE 1: sezione longitudinale di impianto SLA in osso di bovino**

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali di entrambi i campioni 2 e 3 in osso suino prima e dopo il ciclo a fatica si può notare una leggera diminuzione della densità trabecolare a livello dell'interfaccia osso-impianto al termine della sollecitazione meccanica, fenomeno più accentuato nel campione 3 (Figure 6 e 7).

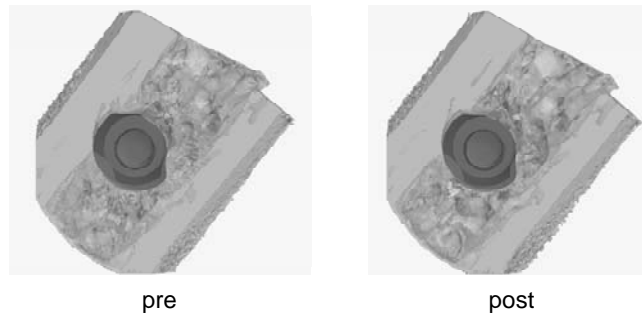


**Figura 6. CAMPIONE 2: sezione longitudinale di impianto SLA in osso di suino**



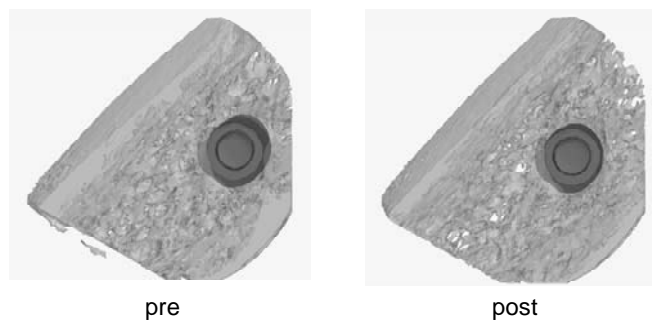
**Figura 7. CAMPIONE 3: sezione longitudinale di impianto SLA in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni trasversali delle immagini 3D del campione 1 in osso bovino prima e dopo il ciclo a fatica non si notano sostanziali variazioni nella struttura delle trabecole ossee in seguito all'applicazione del carico precoce (Figura 8).

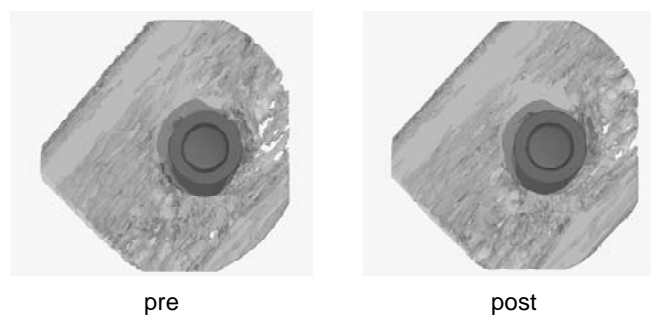


**Figura 8. CAMPIONE 1: sezione trasversale di impianto SLA in osso di bovino**

Dall'osservazione delle sezioni trasversali dei campioni 2 e 3 (Figura 9 e 10) in osso suino prima e dopo il ciclo a fatica si può notare una leggera diminuzione della densità trabecolare a livello dell'interfaccia osso-impianto al termine della sollecitazione meccanica, come già osservato in precedenza nelle sezioni longitudinali (vedi Figura 6 e 7).

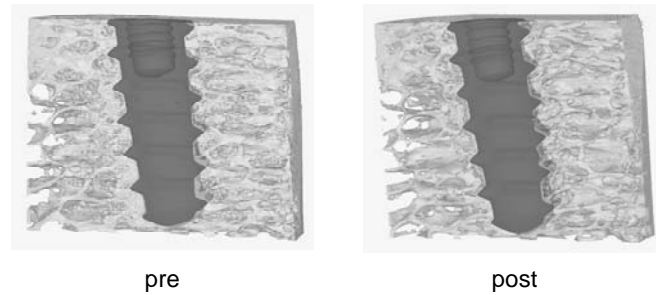


**Figura 9. CAMPIONE 2: sezione trasversale di impianto SLA in osso di suino**

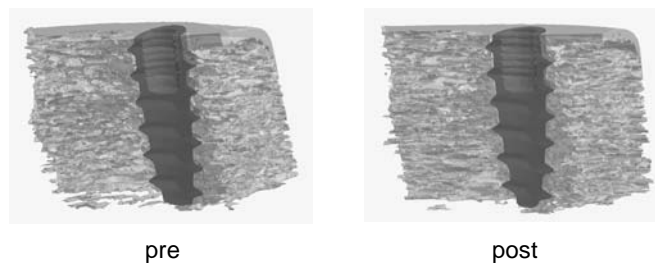


**Figura 10. CAMPIONE 3: sezione trasversale di impianto SLA in osso di suino**

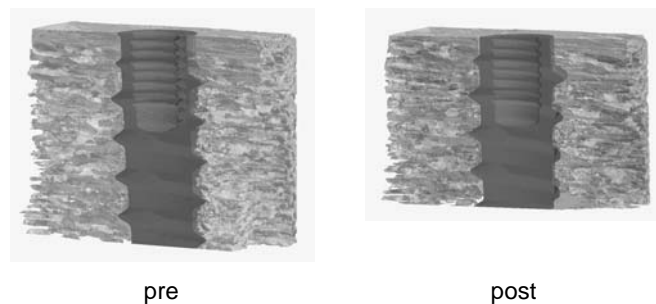
Dalla osservazione delle sezioni longitudinali delle immagini 3D dei campioni 1, 2, 3 (in osso bovino e in osso suino) non si notano differenze nella struttura delle trabecole ossee prima e dopo il ciclo a fatica (Figure 11, 12, e 13)



**Figura11. CAMPIONE 1: sezione longitudinale della ricostruzione 3D di impianto SLA in osso di bovino**



**Figura12. CAMPIONE 2: sezione longitudinale della ricostruzione 3D di impianto SLA in osso di suino**



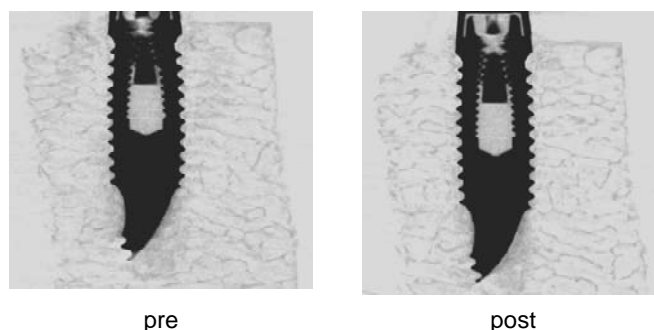
**Figura 13. CAMPIONE 3: sezione longitudinale della ricostruzione 3D di impianto SLA in osso di suino**

I valori dei parametri istomorfometrici ottenuti mediante l'utilizzo di software di ricostruzione dei dati elaborati durante l'acquisizione prima e dopo il ciclo a fatica sono elencati nella Tabella 6: per tutti e tre i campioni (campione 1, 2 e 3) osserviamo per gli indici primari una diminuzione di tutti i parametri al termine del ciclo a fatica; per gli indici secondari una diminuzione a seguito del ciclo a fatica nel TbN, e un aumento del TbSp in accordo con la diminuzione del parametro precedentemente menzionato.

**Tabella 6. Parametri istomorfometrici ottenuti tramite analisi microtomografica per i campioni 1, 2 e 3**

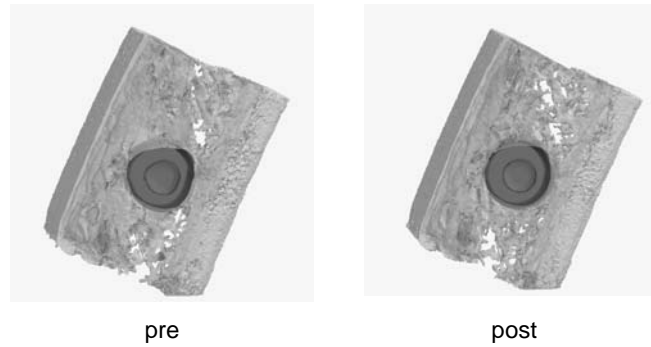
Parametri	Campione 1			Campione 2			Campione 3		
	pre	post	diff	pre	post	diff	pre	post	diff
TV ( $mm^3$ )	882,12	882,12	-	1609,96	1609,96	-	787,37	787,37	-
BV ( $mm^3$ )	439,33	418,61	20,72	319,97	264,85	55,12	334,40	316,52	17,88
BV/TV (%)	49,80	47,45	2,35	19,87	16,45	3,42	42,46	40,19	2,27
TS ( $mm^2$ )	549,81	549,81	-	794,20	794,20	-	490,42	490,42	-
BS ( $mm^2$ )	2371,27	2050,97	320,30	4640,67	4314,00	326,67	4025,57	3628,06	397,50
TbTh ( $mm$ )	0,40	0,40	-	0,13	0,12	0,01	0,16	0,15	0,01
TbN ( $1/mm$ )	1,34	1,16	0,18	1,44	1,40	0,04	2,55	2,30	0,25
TbSp ( $mm$ )	0,37	0,46	-0,09	0,56	0,59	-0,03	0,23	0,28	-0,05

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali del campione 4 prima e dopo il ciclo a fatica non si nota una diminuzione della densità trabecolare al termine del ciclo a fatica a livello dell'interfaccia osso-impianto (Figura 14).



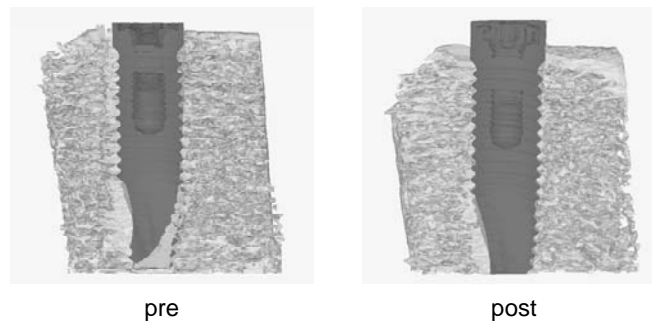
**Figura 14. CAMPIONE 4: sezione longitudinale di impianto Spline in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni trasversali del campione 4 prima e dopo il ciclo a fatica si può notare una leggera diminuzione della densità trabecolare a livello dell'interfaccia osso-impianto al termine della sollecitazione meccanica (Figura 15).



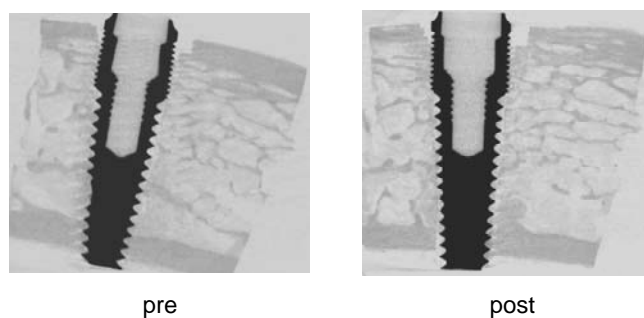
**Figura 15. CAMPIONE 4: sezione trasversale di impianto Spline in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali delle immagini 3D del campione 4 non si notano differenze nella struttura delle trabecole ossee prima e dopo il ciclo a fatica (Figura 16).



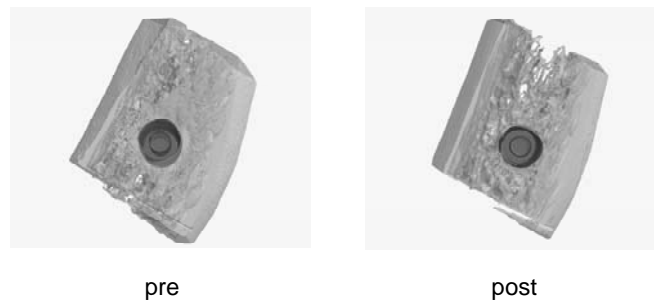
**Figura 16. CAMPIONE 4: sezione longitudinale della ricostruzione 3D di impianto Spline in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali del campione 5 rappresentato da un impianto sperimentale con superficie trattata in osso di suino prima e dopo il ciclo a fatica non si nota una diminuzione della densità trabecolare al termine del ciclo a fatica a livello dell'interfaccia osso-impianto (Figura 17).



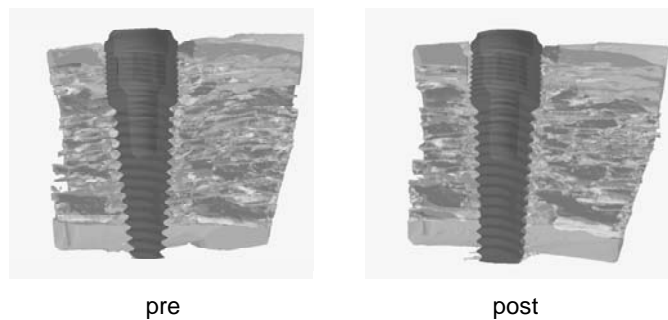
**Figura 17. CAMPIONE 5: sezione longitudinale di impianto sperimentale con superficie trattata in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni trasversali del campione 5 prima e dopo il ciclo a fatica si può notare una leggera diminuzione della densità trabecolare al termine della sollecitazione meccanica (Figura 18).



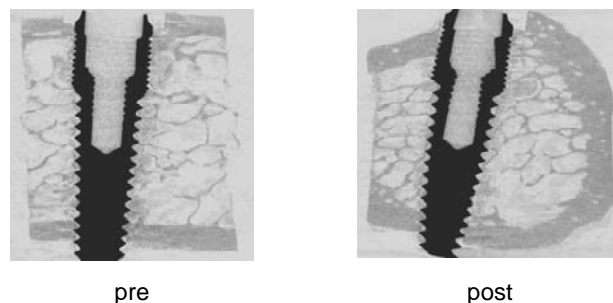
**Figura 18. CAMPIONE 5: sezione trasversale di impianto sperimentale con superficie trattata in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali delle immagini 3D del campione 5 non si notano differenze nella struttura delle trabecole ossee prima e dopo il ciclo a fatica (Figura 19).



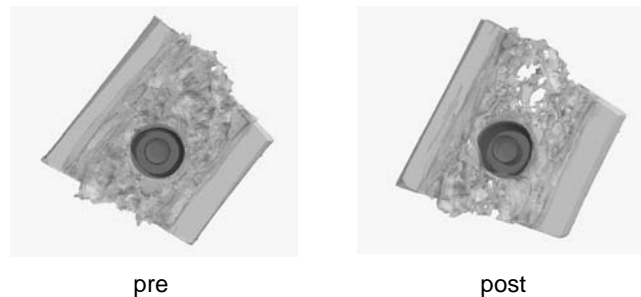
**Figura 19. CAMPIONE 5: sezione longitudinale della ricostruzione 3D di impianto sperimentale con superficie trattata in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali del campione 6 rappresentato da un impianto sperimentale con superficie non trattata in osso di suino prima e dopo il ciclo a fatica non si nota una diminuzione della densità trabecolare al termine del ciclo a fatica a livello dell'interfaccia osso-impianto (Figura 20).



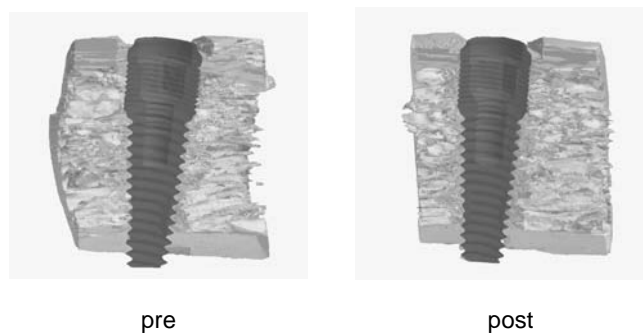
**Figura 20. CAMPIONE 6: sezione longitudinale di impianto sperimentale con superficie non trattata in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni trasversali del campione 6 prima e dopo il ciclo a fatica si può notare una leggera diminuzione della densità trabecolare al termine della sollecitazione meccanica (Figura 21).



**Figura 21. CAMPIONE 6: sezione trasversale di impianto sperimentale con superficie non trattata in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali delle immagini 3D del campione 6 non si notano differenze nella struttura delle trabecole ossee prima e dopo il ciclo a fatica (Figura 22).



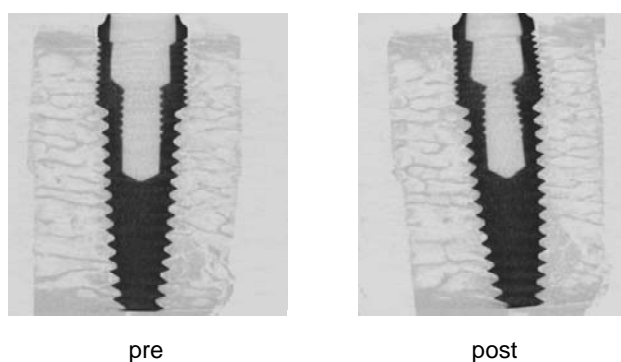
**Figura 22. CAMPIONE 6: sezione longitudinale della ricostruzione 3D di impianto sperimentale con superficie non trattata in osso di suino**

I valori dei parametri istomorfometrici ottenuti per i campioni 4, 5 e 6, mediante l'utilizzo di software di ricostruzione dei dati elaborati durante l'acquisizione prima e dopo il ciclo a fatica sono elencati nella Tabella 7: osserviamo per gli indici primari una diminuzione di tutti i parametri al termine del ciclo a fatica; per gli indici secondari una diminuzione a seguito del ciclo a fatica nel TbN, e un aumento del TbSp in accordo con la diminuzione del parametro precedentemente menzionato.

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali del campione 7 rappresentato da un impianto sperimentale con superficie trattata in osso di suino, prima e dopo il ciclo a fatica, non si nota una diminuzione della densità trabecolare al termine del ciclo a fatica a livello dell'interfaccia osso-impianto (Figura 23).

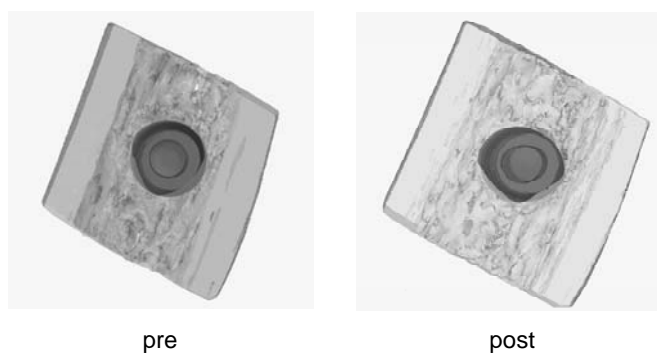
**Tabella 7. Parametri istomorfometrici ottenuti tramite analisi microtomografica per i campioni 4, 5 e 6**

Parametri	Campione 4			Campione 5			Campione 6		
	pre	post	diff	pre	post	diff	pre	post	diff
TV ( $mm^3$ )	2492,68	2492,68	-	3423,32	3423,32	-	2493,86	2493,86	-
BV ( $mm^3$ )	373,13	318,33	54,80	749,20	677,75	71,45	574,68	550,17	24,51
BV/TV (%)	15,00	13,00	2,00	21,88	19,80	2,08	23,04	22,06	0,98
TS ( $mm^2$ )	1054,56	1054,56	-	1309,98	1309,98	-	1055,99	1055,99	-
BS ( $mm^2$ )	3946,85	3537,57	409,28	4007,46	3769,15	238,31	3317,22	3263,45	53,77
TbTh (mm)	0,19	0,18	0,01	0,37	0,35	0,02	0,35	0,33	0,02
TbN (1/mm)	0,79	0,71	0,08	0,64	0,58	0,06	0,66	0,65	0,01
TbSp (mm)	1,07	1,22	-0,15	1,19	1,37	-0,18	1,16	1,21	-0,05



**Figura 23. CAMPIONE 7: sezione longitudinale di impianto sperimentale con superficie trattata in osso di suino**

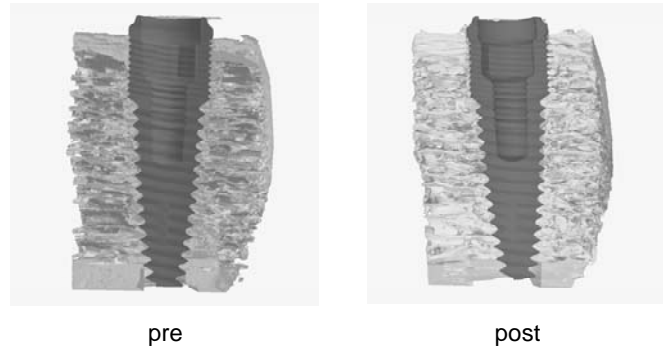
Dalla osservazione delle sezioni trasversali del campione 7 prima e dopo il ciclo a fatica non si nota una diminuzione della densità trabecolare al termine della sollecitazione meccanica (Figura 24).



**Figura 24. CAMPIONE 7: sezione trasversale di impianto sperimentale con superficie trattata in osso di suino**

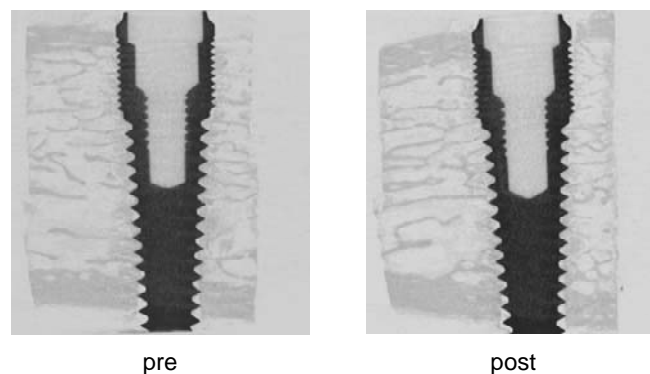


Dalla osservazione delle sezioni longitudinali delle immagini 3D del campione 7 non si notano differenze nella struttura delle trabecole ossee prima e dopo il ciclo a fatica (Figura 25).



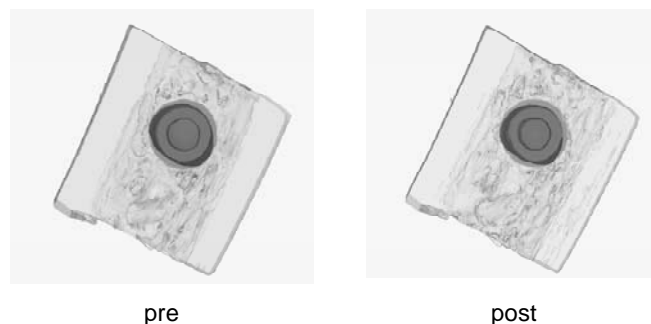
**Figura 25. CAMPIONE 7: sezione longitudinale della ricostruzione 3D di impianto sperimentale con superficie trattata in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali del campione 8 rappresentato da un impianto sperimentale con superficie non trattata in osso di suino, prima e dopo il ciclo a fatica, non si nota una diminuzione della densità trabecolare al termine del ciclo a fatica a livello dell'interfaccia osso-impianto (Figura 26).



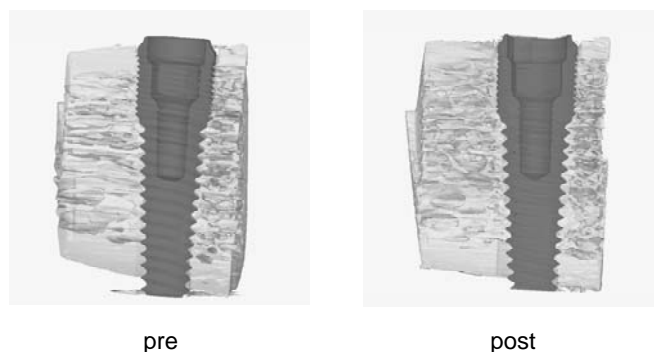
**Figura 26. CAMPIONE 8: sezione longitudinale di impianto sperimentale con superficie non trattata in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni trasversali del campione 8 prima e dopo il ciclo a fatica non si nota una diminuzione della densità trabecolare al termine della sollecitazione meccanica (Figura 27).



**Figura 27. CAMPIONE 8: sezione trasversale di impianto sperimentale con superficie non trattata in osso di suino**

Dalla osservazione delle sezioni longitudinali delle immagini 3D del campione 8 non si notano differenze nella struttura delle trabecole ossee prima e dopo il ciclo a fatica (Figura 28).



**Figura 28. CAMPIONE 8: sezione longitudinale della ricostruzione 3D di impianto sperimentale con superficie non trattata in osso di suino**

I valori dei parametri istomorfometrici ottenuti per il campione 7 e 8, mediante l'utilizzo di software di ricostruzione dei dati elaborati durante l'acquisizione prima e dopo il ciclo a fatica, sono elencati nella Tabella 8: osserviamo per gli indici primari una diminuzione di tutti i parametri al termine del ciclo a fatica; per gli indici secondari una diminuzione a seguito del ciclo a fatica nel TbN, e un aumento del TbSp in accordo con la diminuzione del parametro precedentemente menzionato.

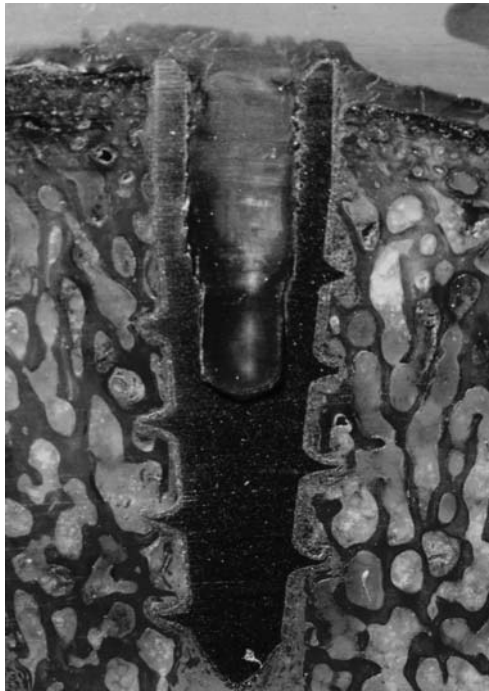
**Tabella 8. Parametri istomorfometrici ottenuti tramite analisi microtomografica per i campioni 7 e 8**

Parametri	Campione 7			Campione 8		
	pre	post	diff	pre	post	diff
TV ( $mm^3$ )	1930,22	1930,22	-	1963,52	1963,52	-
BV ( $mm^3$ )	570,22	567,58	2,64	565,30	560,60	4,70
BV/TV (%)	29,54	29,40	0,14	28,79	28,55	0,24
TS ( $mm^2$ )	889,39	889,39	-	889,18	889,18	-
BS ( $mm^2$ )	3380,83	3377,97	2,86	3171,17	3163,22	7,95
TbTh (mm)	0,33	0,32	0,01	0,36	0,35	0,01
TbN (1/mm)	0,88	0,87	0,01	0,81	0,80	0,01
TbSp (mm)	0,81	0,83	-0,02	0,87	0,90	-0,03

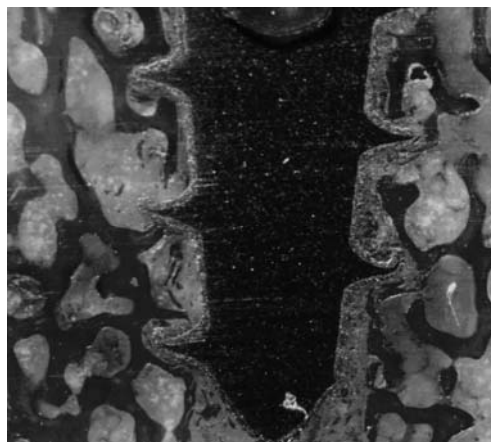
### 4.2.3. Analisi istologiche

Nelle Figure 29, 30 e 31 vengono mostrate immagini istologiche delle due tipologie di trattamento superficiale che presentano gli impianti testati oggetto di questa sperimentazione.

Nella Figura 29, rappresentativa di un impianto con superficie di tipo SLA, si può osservare all'interfaccia osso-impianto la presenza come di trucioli di trabecole ossee dovute all'utilizzo di frese durante la fase di inserimento dell'impianto nell'osso, come si può ancor meglio valutare nella figura a maggiore ingrandimento (Figura 30).



**Figura 29. Sezione istologica di un campione rappresentativo del tipo SLA**



**Figura 30. Particolare della sezione distale dell'impianto di Figura 29**

Nella Figura 31, rappresentativa di un impianto con superficie che non ha subito nessun tipo di trattamento aggiuntivo se non quello della preformatura tramite il processo di produzione del dispositivo impiantare, per prima cosa osserviamo una diversa tipologia di impianto, dove si nota una minore presenza di trucioli di trabecole ossee, quindi un'interfaccia osso-impianto con una struttura trabecolare apparentemente più uniforme.

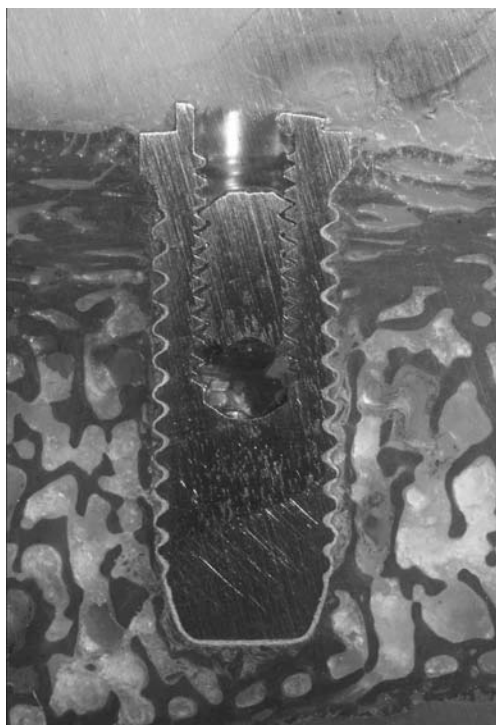


Figura 31. Sezione istologica di un campione rappresentativo del tipo superficie non trattata

### 4.3. Discussione e conclusioni

Questo protocollo sperimentale è stato messo a punto per studiare *in vitro* l'interfaccia osso-impianto sottoposta a carico precoce, tramite un'indagine innovativa che si avvale dell'utilizzo della tecnica di microtomografia tridimensionale.

In modo particolare, in analogia con le indagini istologiche è stata eseguita un'analisi denominata BIC (*Bone Implant Contact*) poiché la comparazione tra le immagini microtomografiche è stata focalizzata su questo punto essendo ciò che interessa in questo studio, per il quale è stato messo a punto il protocollo di prove ed è stata eseguita questa sperimentazione.

Le immagini micro-CT 3D vengono ottenute tramite una ricostruzione software di dati ottenuti da una acquisizione di valori che rappresentano una maggiore o minore permeabilità ai raggi X e che vengono rappresentati nelle immagini attraverso una scala di grigi.

Nel caso di due oggetti come osso e impianto otteniamo delle immagini estremamente definite grazie alla loro diversità strutturale e alla loro diversa permeabilità ai raggi X.

Dobbiamo considerare che un tessuto fisiologico viene messo in diretto contatto con un manufatto metallico e che tale diversità strutturale provoca delle alterazioni proprio nella zona di contatto.

Inoltre la metodica che si va diffondendo del caricamento precoce non è stata ancora sufficientemente studiata, visto le notevoli risorse che necessitano per le indagini *in vitro* e la disponibilità non troppo estesa di pazienti per le prove *in vivo*.

Per questo motivo il tipo di studio effettuato è stato svolto su osso di animale, in particolare quello di suino, perché è stato ritenuto come il più adeguato supporto tissutale per la simulazione che è stata oggetto di questo protocollo di prova.

Non bisogna trascurare che in letteratura per questo tipo di sperimentazione appare anche molto diffuso l'utilizzo di osso bovino.

Per questo motivo all'inizio della sperimentazione abbiamo applicato il protocollo di prova messo a punto nell'ambito di questa tesi anche su di un campione preparato inserendo un impianto in osso bovino.

Osservando i parametri istomorfometrici ottenuti nel corso di questa sperimentazione, possiamo notare nei campioni 2 e 3 con impianti in osso di suino una diminuzione di tutti i parametri istomorfometrici primari a seguito del ciclo a fatica (tramite i valori specificati nelle tabelle ottenute e mostrate nei risultati). Per quanto riguarda i parametri secondari l'unico valore che aumenta a seguito del ciclo a fatica è la distanza tra i margini delle trabecole (TbSp) in entrambi i campioni 2 e 3 con impianti in osso suino e nel campione di impianto in osso bovino, risultato concorde con la diminuzione della densità trabecolare espressa dal parametro TbN.

Osservando i parametri istomorfometrici ottenuti nel corso di questa sperimentazione, possiamo notare che nel campione 4 in osso di suino una diminuzione di tutti i parametri istomorfometrici primari a seguito del ciclo a fatica. Per quanto riguarda i parametri secondari l'unico valore che aumenta a seguito del ciclo a fatica è la distanza tra i margini delle trabecole (TbSp), risultato concorde con la diminuzione della densità trabecolare espressa dal parametro TbN.

Analogamente osservando i parametri istomorfometrici ottenuti nel corso di questa sperimentazione, possiamo notare nei campioni 5 e 7 con impianti sperimentali con superficie trattata in osso di suino e nei campioni 6 ed 8 con impianti sperimentali con superficie non trattata in osso di suino, una diminuzione di tutti i parametri istomorfometrici primari a seguito del ciclo a fatica. Per quanto riguarda i parametri secondari l'unico valore che aumenta a seguito del ciclo a fatica è la distanza tra i margini delle trabecole (TbSp), risultato concorde con la diminuzione della densità trabecolare espressa dal parametro TbN.

Le linee guida formulate da Schroder e Bränemark negli anni '80, relative all'ottenimento di una guarigione di successo e una completa anchilosi funzionale hanno rappresentato e conservano tuttora inalterata la propria validità, raggiungendo livelli alti di scientificità (ricerca sperimentale di base, hardware e software costanti), per cui i pazienti con vari gradi di edentulia possono essere trattati con impianti osteointegrati, con durata a lungo termine (38-41). Dapprincipio si prevedeva per gli impianti una fase di attesa di circa 4 mesi nella mandibola e di circa 6 mesi nel mascellare superiore. D'altra parte questo protocollo di carico ritardato rappresenta qualcosa di empirico, non essendo mai stato verificato sperimentalmente (42).

Il drastico cambiamento socio-culturale avvenuto negli ultimi anni, ha reso l'aspetto della terapia implantare maggiormente invalidante a causa dei lunghi tempi di trattamento (3-6 mesi di riposo funzionale; 1 mese di guarigione dei tessuti molli dopo la seconda fase chirurgica; da 12 mesi per la finalizzazione protesica), insostenibile per i pazienti (fattore psicologico, estetico, lavorativo). La condizione può diventare intollerabile nei casi di edentulismo totale inferiore, dato che anche se una protesi immediata postchirurgica provvisoria potrebbe essere confezionata, passano circa 4 settimane prima che la stessa si stabilizzi; inoltre il paziente, a causa di questa instabilità o per difficoltà fonetiche, poco accetta una protesi rimovibile poiché può creare situazioni di disagio psicologico e psicosi.

Anche per questi motivi diversi studi hanno da tempo riferito come la tecnica del carico immediato possa portare ad un livello elevato di successo sia clinico sia istologico (43-47).

Le superfici implantari porose (mordenzate e sabbiolate, acidate), sono l'ottimizzazione della risposta biologica che induce una maggiore quantità di osteointegrazione dell'impianto in quanto la ruvidità ottimizzata dello strato di biossido di titanio produce una porosità con una morfologia molto simile a quella dell'osso, ottimizzando così il processo di osteointegrazione, l'ancoraggio osseo e il conseguente successo clinico. Il trattamento di superficie degli impianti aumenta l'area di contatto a disposizione dell'osso e questo dipende anche dallo spessore dello strato superficiale del TiO<sub>2</sub>.

Questa sperimentazione è stata condotta per fornire un contributo allo studio degli effetti del caricamento precoce degli impianti dentali, al fine di osservare sia lo stato dell'interfaccia osso-impianto sia la durata del periodo di guarigione post-impianto.

In questa sperimentazione non si sono prese in esame sia metodiche sia sostanze per il miglioramento e l'accelerazione del processo di osseointegrazione, ma è stata simulata la situazione di caricamento precoce di impianti dentali inseriti in osso di animale fisiologicamente sana e quantitativamente sufficiente utilizzando unicamente procedure di inserimento chirurgico standard.

In questa sperimentazione è stato confrontato lo studio *in vitro* dell'interfaccia osso-impianto in tipologie diverse di impianti dentali diffusamente utilizzati nella pratica clinica e sperimentali sia con superficie della fixture trattata sia senza nessun tipo di trattamento.

A seguito delle prove di fatica effettuate tutti i campioni di impianto in osso bovino e suino analizzati sono risultati integri ad una prima analisi visiva e il relativo contatto della intera zona superficiale con l'osso non mostra la presenza di *gap*.

I primi campioni inseriti in osso di suino, costituiti da impianti diffusamente utilizzati nella pratica clinica, al termine della prova a fatica hanno mostrato un cedimento verticale pari a 0,1 mm, cosa che non si è riscontrata nei campioni 5, 6, 7, 8 costituiti da impianti sperimentali con appoggio bicorticale impiantati sempre in osso di suino. Mentre il campione in osso di costa di bovino non ha mostrato cedimenti verticali poiché la consistenza e la struttura dell'osso è notevolmente superiore a quella del suino, raramente riscontrabile in un osso umano mandibolare o mascellare sano e particolarmente esteso.

Questo primo risultato farebbe quindi preferire l'utilizzo di una tipologia di inserimento bicorticale dell'impianto in osso per evitare piccoli cedimenti verticali che potrebbero portare alla mobilizzazione dello stesso con possibilità di infiltrazione di liquido sinoviale e di conseguenza provocare fenomeni infettivi con sicuro fallimento dell'impianto stesso.

Dall'osservazione complessiva dei parametri primari e secondari negli otto campioni analizzati possiamo osservare una sostanziale uniformità di variazione di questi a seguito del ciclo a fatica. Infatti, negli otto campioni analizzati osserviamo una diminuzione piuttosto uniforme dei parametri primari e di quelli secondari, eccetto il parametro indicante la separazione trabecolare, che in accordo con la diminuzione degli altri parametri precedentemente menzionati aumenta in tutti i campioni presi in considerazione, in ragione dello stress a fatica applicato.

Questa uniformità nei risultati ci consente di poter dire che l'applicazione di un carico precoce su diverse tipologie di impianti non ha prodotto sostanziali variazioni all'interfaccia osso-impianto che ci possano far pensare ad un possibile fallimento dell'impianto stesso e che tale utilizzo possa essere consigliato ai pazienti nella normale pratica clinica (48, 49). Pur considerando che il caricamento iniziale di un impianto sarà molto inferiore a quello normale, poiché il trauma post-chirurgico influenzerà il paziente sia psicologicamente che fisiologicamente a non utilizzare la parte interessata in modo consueto (50, 51).

## BIBLIOGRAFIA

1. Corradini M, Naiche D, Rossi A. *Storia dell'implantologia*. Milano: RC Libri ed.; 2008.
2. Gatti C, Chiapasco M, Casentini P, Procopio C. *Manuale illustrato di implantologia orale - diagnosi, chirurgia e protesi*. Milano: Elsevier Masson ed.; 2006.
3. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3(2):81-100.
4. 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(1):15-25.
5. Weber HP, Cochran DL. The soft tissue response to osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1998;79(1):79-89.
6. Thomas KA, Cook SD. An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. *J Biomed Mater Res* 1985;19(8):875-901.
7. Becker W, Goldstein M. Immediate implant placement: treatment planning and surgical steps for successful outcome. *Periodontol 2000* 2008;47:79-89.
8. Cornelini R, Cangini F, Covani U, Barone A, Buser D. Immediate loading of implants with 3-unit fixed partial dentures: a 12-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(6):914-8.
9. Bedini R, Caiazza S, Filippini P, Pecci R, Di Carlo F, Prucher E, Aiello M, Quaranta M. *Usura dei tessuti dentali indotta da ciclo masticatorio simulato in vitro: risultati preliminari*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2006. (Rapporto ISTISAN 06/2).
10. Bedini R, De Angelis G, Fasano A, Tallarico M, Ielapi R, Pacifici L. *Prestazioni meccaniche a fatica di un impianto dentale sperimentale*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2001 (Rapporto ISTISAN 01/10).
11. Bedini R, Ioppolo P, Filippini P, Nastasi V, Caiazza S, Bianco A, Ortolani E, Barra P. *Studio in vitro e in vivo della biointegrazione di impianti dentali*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2004 (Rapporto ISTISAN 04/2).
12. Nanni C, Fini A. *Gnatologia 2: Fisiopatologia, implantoprotesi, ortognatodonzia*. Bologna: Zanichelli; 2000.
13. Bedini R, De Angelis G, Tallarico M, Ielapi R. *Progettazione e realizzazione di un impianto dentale sperimentale*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2001. (Rapporto ISTISAN 01/6).
14. Misch C E. *Dental Implant Prosthetics*. St.Louis: CV Mosby Co; 2005
15. Brånemark PI, Zarb Gorge A, Albrektsson T, *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985
16. Pierazzini Antonio. *Implantologia*. Torino: UTET; 1992
17. Linkow L. The endosseous vblade: a new dimension in oral implantology. *Swiss Journal of Oral Implantology* 1968;5:2-11.
18. Pasqualini U. [Endosseus implants. Protection of reparative osteogenesis with the "screw stump"]. *Dent Cadmos* 1972;40(8):1185-94.
19. Pasqualini U. [The transcortical implant of Pasqualini and Russo--biomechanical principle and research results]. *Orale Implantol* 1977;4(5):83-93.
20. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. *Titanium in medicine*. Berlin: Springer Editors; 2001.
21. Smith WF. *Scienza e tecnologia dei materiali*. Milano: McGraw-Hill; 1995.

22. Bedini R, De Angelis G, Di Cintio G, Ielapi R, Tallarico M, Romeo U. *Valutazione del trattamento superficiale sulle prestazioni meccaniche a fatica di impianti in titanio plasma-sprayed e titanio sabbiato e mordenzato*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2001. (Rapporto ISTISAN 01/15).
23. Molinaro M, Rizzoli C, Siracusa G, Stefanini M. *Istologia*. Padova: Piccin Nuova Libreria; 1998.
24. Martini FH, Timmons MJ, McKinley MP. *Anatomia umana*. Napoli: EdiSES; 2000
25. Bedini R, Pecci R, Di Carlo F, Quaranta A, Rizzo F, Quaranta M. *Valutazione microtomografica dell'area di possibile contatto osseo di sei tipologie diverse di impianti dentali*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2008. (Rapporto ISTISAN 08/32).
26. Bedini R, Ioppolo P, Pecci R, Filippini P, Caiazza S, Bianco A, Columbro G. *Osservazioni di osso equino al microscopio elettronico a scansione e alla Microtomografia 3D*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2005. (Rapporto ISTISAN 05/37).
27. Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Histological and immunohistochemical analysis of initial and early osseous integration at chemically modified and conventional SLA titanium implants: preliminary results of a pilot study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(4):481-8. 2007
28. Park YS, Yi KY, Lee IS, Jung YC. Correlation between microtomography and histomorphometry for assessment of implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(2):156-60.
29. Aldikaçti M, Açıkgöz G, Türk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acid-etched implants used as orthodontic anchors in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125(2):139-47.
30. de Vicente JC, Recio O, Martín-Villa L, Junquera LM, López-Arranz JS. Histomorphometric evaluation of guided bone regeneration around implants with SLA surface: an experimental study in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006;35(11):1047-53.
31. Beaupied H, Chappard C, Basillais A, Lespessailles E, Benhamou CL. Effect of specimen conditioning on the microarchitectural parameters of trabecular bone assessed by micro-computed tomography. *Phys Med Biol* 2006;51(18):4621-34.
32. Ding M, Odgaard A, Hvid I. Accuracy of cancellous bone volume fraction measured by micro-CT scanning. *J Biomech* 1999;32(3):323-6.
33. Cowin SC. *Bone mechanics handbook*. New York: Informa Healthcare; 2001.
34. Waarsing JH, Day JS, Weinans H. An improved segmentation method for in vivo microCT imaging. *J Bone Miner Res* 2004;19(10):1640-50.
35. Perilli E, Baruffaldi F, Visentin M, Bordini B, Traina F, Cappello A, Viceconti M. MicroCT examination of human bone specimens: effects of polymethylmethacrylate embedding on structural parameters. *J Microsc* 2007;225(Pt 2):192-200.
36. Rebaudi A, Koller B, Laib A, Trisi P. Microcomputed tomographic analysis of the peri-implant bone. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24(4):316-25.
37. Müller R, Van Campenhout H, Van Damme B, Van Der Perre G, Dequeker J, Hildebrand T, Rügsegger P. Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone* 1998;23(1):59-66.
38. Branca F. P. *Fondamenti di Ingegneria Clinica*. Milano: Springer Verlag Italia; 2005
39. Perilli E, Baruffaldi F, Bisi MC, Cristofolini L, Cappello A. A physical phantom for the calibration of three-dimensional X-ray microtomography examination. *J Microsc* 2006;222(Pt 2):124-34.
40. Nevins ML, Camelo M, Rebaudi A, Lynch SE, Nevins M. Three-dimensional micro-computed tomographic evaluation of periodontal regeneration: a human report of intrabony defects treated with Bio-Oss collagen. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25(4):365-73.
41. Odgaard A. Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture. *Bone* 1997;20(4):315-28.



42. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc; 1985.
43. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Beine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10 year period. *Scan J Plast Reconstr Surg* 1997;2:1-132.
44. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P I. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
45. Zarb G A, Schmitt A. Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-years Toronto study. *Br Dent J* 1991;170:439-44.
46. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille J H. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998;43:192-203.
47. Salama H, Rose LF, Salama M, Betts NJ. Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics. A technique re-examined: two case reports. *Int J Periodont Rest Dent* 1995; 15:345-361.
48. Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1-to year data. *Int J Oral Maxillof Impl* 1997;12:319-24.
49. Scnitman PA, Whorle PS, Rubenstein JE, Da Silva JD, Wang NH. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillof Impl* 1997;12:495-503.
50. Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:48-57.
51. Cannizzaro G, Leone M. Restoration of partially edentulous patients using dental implant with MTX surface: prospective comparison of delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillof Impl* 2003;18:512-22.

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN  
deve essere preventivamente autorizzata.  
Le richieste possono essere inviate a: [pubblicazioni@iss.it](mailto:pubblicazioni@iss.it).*

*Stampato da Tipografia Facciotti srl  
Vicolo Pian Due Torri 74, 00146 Roma*

*Roma, ottobre-dicembre 2009 (n. 4) 16° Suppl.*