

Implantoprotesi a carico immediato

Alfonso Baruffaldi

Definizione ed evidenze scientifiche: indicazioni chirurgiche e protesiche

Implantologia ed osteointegrazione: le basi biologiche

L'implantologia è una branca dell'odontoiatria che, negli ultimi anni, ha permesso di raggiungere risultati straordinari, risolvendo problematiche estetiche, funzionali e psicologiche in casi di edentulia sia parziale che totale.

Lo sviluppo di nuove tecnologie e l'avanzamento delle conoscenze sui materiali hanno permesso oggi di anticipare i tempi del carico protesico, fino ad arrivare all'applicazione di una protesi nella stessa seduta dell'inserimento degli impianti, aumentando così la propensione e la fiducia dei pazienti verso i trattamenti implantari.

Il meccanismo universalmente riconosciuto alla base della moderna implantologia è l'osteointegrazione.

Per osteointegrazione si intende una connessione diretta osso-impianto senza interposizione di tessuto molle.

L'osteointegrazione è un evento caratterizzato da una serie di processi guidati da uno specifico pool proteico e cellulare e rappresenta il risultato finale di un complesso sistema di eventi, che si manifestano durante tutta la durata della vita di un impianto.

L'osso e l'interfaccia implantare sono due entità dinamiche soggette a continui mutamenti indotti da stimoli sia biologici che meccanici.

Il fenomeno dell'osteointegrazione è stato oggetto di notevole interesse e di ricerca. In letteratura, sono presenti numerosi studi con differenti posizioni in merito al meccanismo di formazione.

Alcuni autori¹ ritengono che la crescita ossea sia un processo che può svilupparsi a partire dall'impianto verso l'osso in due momenti distinti, definiti "osteogenesi a distanza" e "osteogenesi per contatto". Altri invece,² sostengono che la neoformazione ossea proceda dall'osso verso l'impianto.

Dopo aver eseguito la preparazione del sito osteotomico ed inserito l'impianto, si viene a creare uno "spazio" osso-impianto, che può essere considerato paragonabile ad una normale ferita chirurgica. Lo spazio è immediatamente riempito dal sangue, con la creazione di un coagulo, a seguito dell'attivazione dei fattori della coagulazione.

Il fenomeno attraverso il quale le cellule osteogenetiche tendono a depositare nuovo tessuto osseo nello spazio intorno all'impianto, è suddiviso in due processi distinti, che prendono il nome di:

- osteogenesi a distanza;
- osteogenesi per contatto.

Nel processo di osteogenesi a distanza, si forma nuovo tessuto osseo sulla superficie dell'osso preesistente verso l'impianto.

Nel processo di osteogenesi per contatto, il nuovo osso si forma direttamente sulla superficie dell'impianto. Tale fenomeno dipende esclusivamente dalla migrazione delle cellule osteogenetiche verso la superficie implantare, associata al processo di differenziazione da cellule potenzialmente osteogenetiche ad osteoblasti maturi, in grado di produrre la matrice ossea extracellulare.

Si avvia così la seconda fase della osteogenesi per contatto, la fase denominata della "*produzione di nuovo osso*", a sua volta suddivisa in quattro distinti processi. L'ultimo di essi determina la produzione di proteine collagene e la successiva mineralizzazione delle stesse.

In seguito a questa cascata di eventi biologici, lo strato di osso ricco di fibre collagene è separato dalla sottostante superficie implantare da uno strato di tessuto mineralizzato, la cui matrice proteica non è formata da fibre collagene, ma da un reticolo fibrillare di proteine, osteopontina e sialoproteina ossea. Questo strato prende il nome di "cemento" e rappresenta la vera superficie di contatto fra tessuto osseo e impianto.

Secondo Thomas Albrektsson, Dipartimento di Biomateriali dell'Università di Göteborg, in Svezia, invece, il processo di mineralizzazione ossea avviene dai margini ossei verso l'impianto.

Gli osteoblasti inizialmente producono la matrice ossea ricca di fibre collagene, le quali vengono depositate nelle immediate vicinanze della superficie implantare. In seguito, la matrice ossea va incontro a mineralizzazione durante il processo di osteogenesi. Le fibre collagene giungono fin quasi alla superficie implantare, lasciando uno spazio tra i 20 e i 50 nm, che viene riempito da uno strato di proteoglicani prodotto dagli osteoblasti. La matrice mineralizzata raggiunge le immediate vicinanze dell'impianto, venendone separata solo da un sottile strato non mineralizzato di proteoglicani, spesso 20-50 nm.

Le cellule interessate nel processo di rimaneggiamento osseo che avviene dopo l'inserimento di uno o più impianti endossei sono: gli osteoclasti, i pre-osteoblasti, gli osteoblasti e gli osteociti.

Il tessuto osseo va incontro a continui rimaneggiamenti, che si alternano costantemente in risposta agli stimoli meccanici a cui è sottoposto. Questo processo prende il nome di omeostasi scheletrica, ed è conseguente all'attività di osteoblasti, osteociti ed osteoclasti.

L'osteoblasta è una cellula che proviene dal connettivo perivascolare, dopo una prima fase differenziativa. È una cellula ad elevata attività metabolica, capace di sintetizzare la matrice organica e regolare la deposizione di quella inorganica. Dopo un periodo di sintesi della matrice organica, rimane incarcerato nella sua stessa matrice, la quale subisce un processo di mineralizzazione; a questo punto prende il nome di osteocita.

Questa cellula di forma globosa, raccolta in una cavità chiamata lacuna ossea, presenta dei prolungamenti citoplasmatici ramificati, che le permettono di rimanere in contatto con gli altri osteociti e di aprirsi alle superfici vascolarizzate del tessuto osseo (canali di Havers e spazi midollari). Grazie alla presenza dei prolungamenti e di canalicoli, gli osteociti possono effettuare scambi metabolici tra loro e con il sistema circolatorio.

Se gli osteoblasti svolgono un ruolo di osteoneogenesi, gli osteoclasti sono deputati alla degradazione della matrice ossea. Sono delle cellule sinciziali (possiedono fino a 100 nuclei) e rappresentano le cellule di elezione sulle zone di riassorbimento osseo. La loro attività catabolica si svolge attraverso la liberazione di tutta una serie di enzimi con capacità idrolitiche. Diversi studi hanno dimostrato che gli osteoclasti derivano dalla fusione di macrofagi mononucleati, che raggiungono il tessuto osseo per via ematica. È stato osservato che la superficie implantare, in alcuni punti, può essere separata dalla matrice mineralizzata da uno strato di tessuto non mineralizzato, ovvero, che l'impianto può non essere per la sua totalità circondato da tessuto osseo maturo, bensì da una matrice non mineralizzata composta da fibre collagene disposte parallelamente all'impianto stesso. L'origine di questo tessuto è stata attribuita all'attività di alcuni osteoblasti, che si trovano in prossimità della superficie implantare. Alcuni osteociti presenti nel tessuto osseo perimplantare, inoltre, attraverso i loro prolungamenti, raggiungono la superficie dell'impianto. È invece ridotta la presenza in questa zona, di cellule multinucleate analoghe agli osteoclasti. Il riscontro di cellule di pertinenza ossea in prossimità dell'impianto, lascia supporre che qui avvenga un continuo rimodellamento come in altre aree del tessuto osseo. La sollecitazione meccanica derivante dal carico masticatorio sarebbe quindi trasformata in uno stimolo diretto alle cellule responsabili del turnover osseo. In particolare nel primo millimetro intorno all'impianto si assiste a un continuo rimodellamento osseo che consente non si oltrepassi mai l'80% di mineralizzazione ossea e che probabilmente permette la guarigione delle microfratture che si creerebbero all'interfaccia osso-impianto causate dal differente modulo di elasticità tra queste due entità.

La guarigione ossea perimplantare può essere suddivisa in differenti fasi:

- formazione del coagulo tra impianto e tessuto osseo;
- accumulo di cellule algogene e mesenchimali;
- rilascio di mediatori dal tessuto osseo traumatizzato;
- differenziazione delle cellule mesenchimali in osteoblasti e organizzazione del coagulo;
- neoangiogenesi;
- neoapposizione di osso;
- rimodellamento osseo.

Le diverse fasi chirurgiche provocano un trauma all'osso alveolare e al tessuto epitelio-connettivale, che si traduce in un'imponente liberazione di mediatori pro-algogeni. Si innesca, quindi, un processo infiammatorio che richiama nel tessuto linfociti, piastrine, osteoclasti e macrofagi. Dopo circa sette giorni dall'intervento, si ha la contrazione del coagulo, che viene via via sostituito da tessuto mesenchimale. Gli osteoblasti iniziano a depositare matrice osteoide. La proliferazione ossea inizia così a migrare verso la superficie implantare. A distanza di un mese dall'inserimento implantare, inizia ad osservarsi la formazione di tessuto osseo lamellare, mentre il successivo rimodellamento osseo può richiedere fino a 12 mesi.

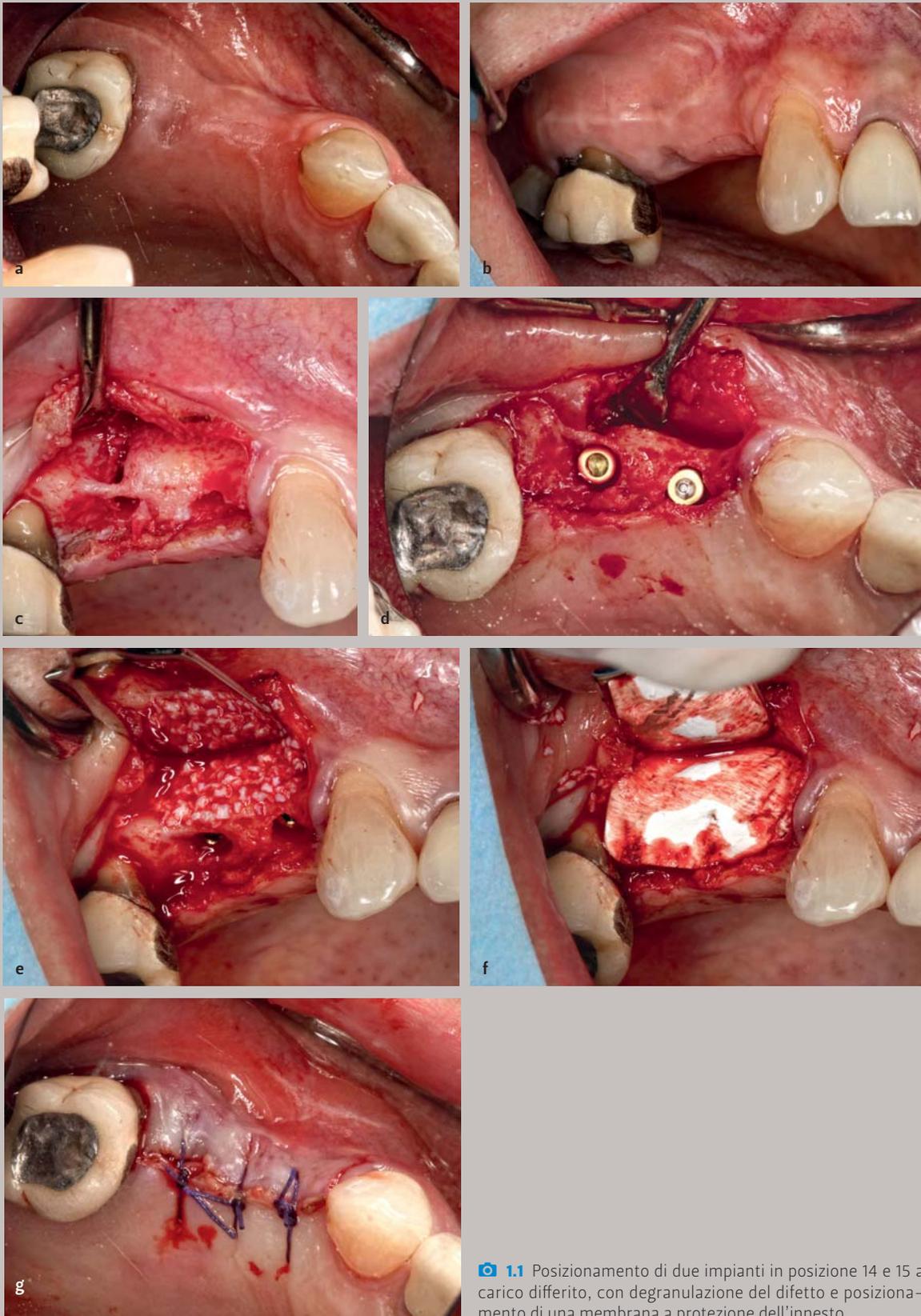
Dall'implantologia classica al carico immediato

Le procedure chirurgiche proposte da Brånemark prevedevano una prima fase chirurgica sommersa della fixture per 3-6 mesi ed una seconda fase chirurgica di scopertura, attivazione dell'impianto e trattamento dei tessuti molli (📺 1.1).

Gli elementi di base di questa metodologia erano:

- ridurre al minimo il rischio d'infezione;
- prevenire la migrazione apicale dell'epitelio mucoso lungo la superficie di titanio;
- ridurre al minimo il rischio di carico precoce dell'impianto.

Brånemark riteneva che un impianto non dovesse ricevere alcun carico fino a 3 mesi dal suo posizionamento, per gli impianti inseriti in mandibola, e sino a 6 mesi nel caso di impianti inseriti nel mascellare. Gli studi di Brånemark³ hanno rappresentato il passaggio dall'implantologia pionieristica, considerata come una sorta di "esperimento", che solo pochi esperti erano in grado di mettere in atto, ad una visione più moderna. L'applicazione di questo protocollo, insieme alle continue ricerche scientifiche, ha fatto sì che l'implantologia diventasse una più che valida alternativa terapeutica alla riabilitazione protesica convenzionale, permettendo di sostituire elementi dentari estratti o andati perduti con soluzioni impianto-protesiche funzionali, estetiche e altamente



1.1 Posizionamento di due impianti in posizione 14 e 15 a carico differito, con degranulazione del difetto e posizionamento di una membrana a protezione dell'innesto.

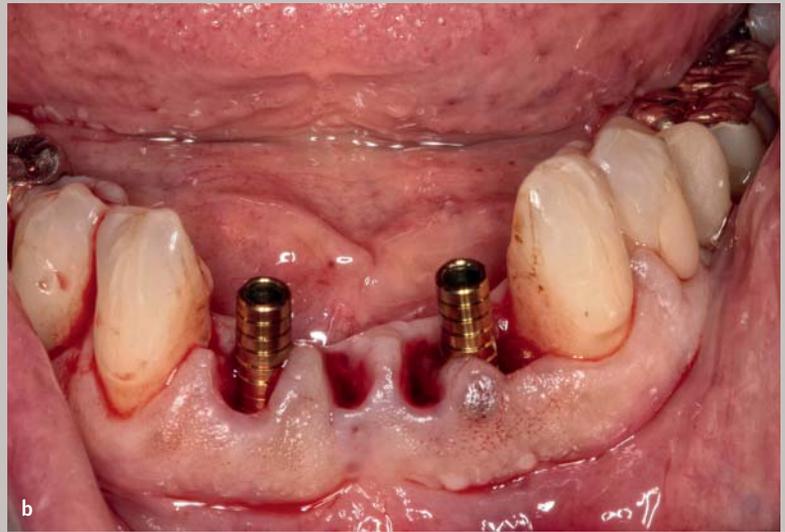
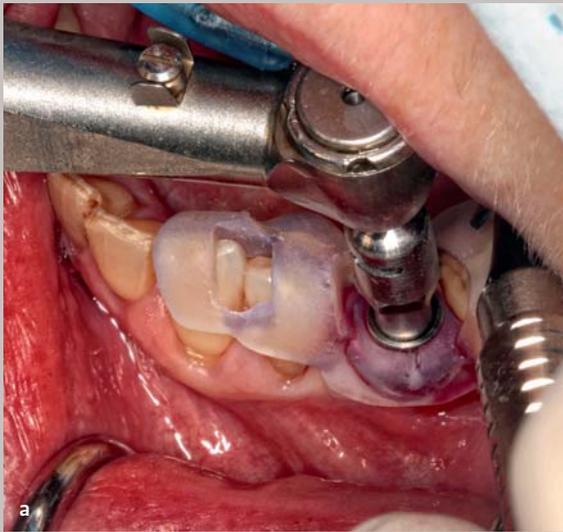
predicibili. Tuttavia, i numerosi studi scientifici condotti sull'argomento sono riusciti, nell'arco degli anni, a modificare il protocollo originale di Brånemark e a proporre la ricerca di valide alternative, in risposta alle crescenti esigenze estetiche del paziente, nel rispetto dei tempi e del successo a lungo termine degli impianti.

I primi studiosi che hanno proposto nuove prospettive all'implantologia moderna sono stati Gotfredsen e Buser,⁴ che già nei primi anni '90, hanno confrontato il comportamento di alcuni impianti posizionati secondo il protocollo Brånemark originale (tecnica sommersa standard, con chirurgia in due tempi), con quello di impianti inseriti con tecnica non sommersa (protocollo ad un solo tempo chirurgico), non evidenziando alcuna differenza tra i due gruppi e aprendo la strada ai protocolli di posizionamento implantare a unico tempo chirurgico.

Successivamente, sono stati condotti anche numerosi studi sull'uomo, che hanno dimostrato che non ci sono differenze statisticamente significative tra le percentuali di successo ottenibili con l'una o l'altra tecnica. Questa iniziale alternativa al protocollo Brånemark originale ha subito mostrato i suoi vantaggi (📷 1.2):

- eliminazione del secondo tempo chirurgico;
- riduzione del numero e dell'entità delle complicanze post-chirurgiche;
- riduzione dei tempi di guarigione;
- guarigione dei tessuti molli perimplantari con una migliore integrazione della protesi nell'architettura morfo-funzionale dei tessuti;
- recupero funzionale più rapido.

La protesizzazione immediata degli impianti ha un impatto psicologico estremamente positivo nella sfera emotiva del paziente, che vede subito i primi risultati della sua scelta terapeutica.



1.2 Carico immediato nel settore frontale inferiore su impianti inseriti tramite una guida chirurgica ad appoggio dentale.

Principi biologici della chirurgia implantare per il carico immediato

In seguito al rimodellamento osseo indotto dal trauma chirurgico, l'interfaccia tra impianto e tessuto osseo è più debole e a maggior rischio di sovraccarico meccanico, in particolare nel periodo che va dalla terza alla quarta settimana dopo l'inserimento implantare. È soprattutto in questo periodo che si ha il rischio del fallimento degli impianti a carico immediato. Per minimizzare il trauma chirurgico va evitato uno stress eccessivo sul tessuto osseo in via di guarigione; quando adottiamo un protocollo di carico immediato, la preparazione del sito implantare deve essere il meno invasiva possibile.

Il trauma chirurgico è la conseguenza di un trauma termico e meccanico causato dalla preparazione del sito implantare.

La temperatura del tessuto osseo intorno alla fresa, durante la preparazione dell'alveolo chirurgico, oscilla tra 38°C e 41°C e oltre, e necessita di un intervallo di tempo variabile da 34 a 58 secondi per ritornare al valore fisiologico di 37°C. Poiché le cellule ossee vanno incontro a morte intorno ai 40°C, la preparazione e la ricerca della stabilità meccanica primaria indispensabile al carico immediato, produrranno inevitabilmente un'area di rimodellamento osseo perimplantare. Sarà la sua entità a determinare il successo o meno dell'impianto. Durante la preparazione del sito e il posizionamento dell'impianto, l'osso viene preparato tramite una sequenza di frese di diametro crescente, determinando quindi un'area di 1 mm o più di osso non vitale, in via di sostituzione, intorno alle spire. Un trauma chirurgico eccessivo da un punto di vista meccanico e/o termico può determinare una necrosi sovrabbondante, con successiva sclerosi fibrosa del tessuto osseo perimplantare: la fibrointegrazione che si avrà al posto dell'osteointegrazione determinerà il fallimento dell'impianto, che risulterà mobile e dolente.

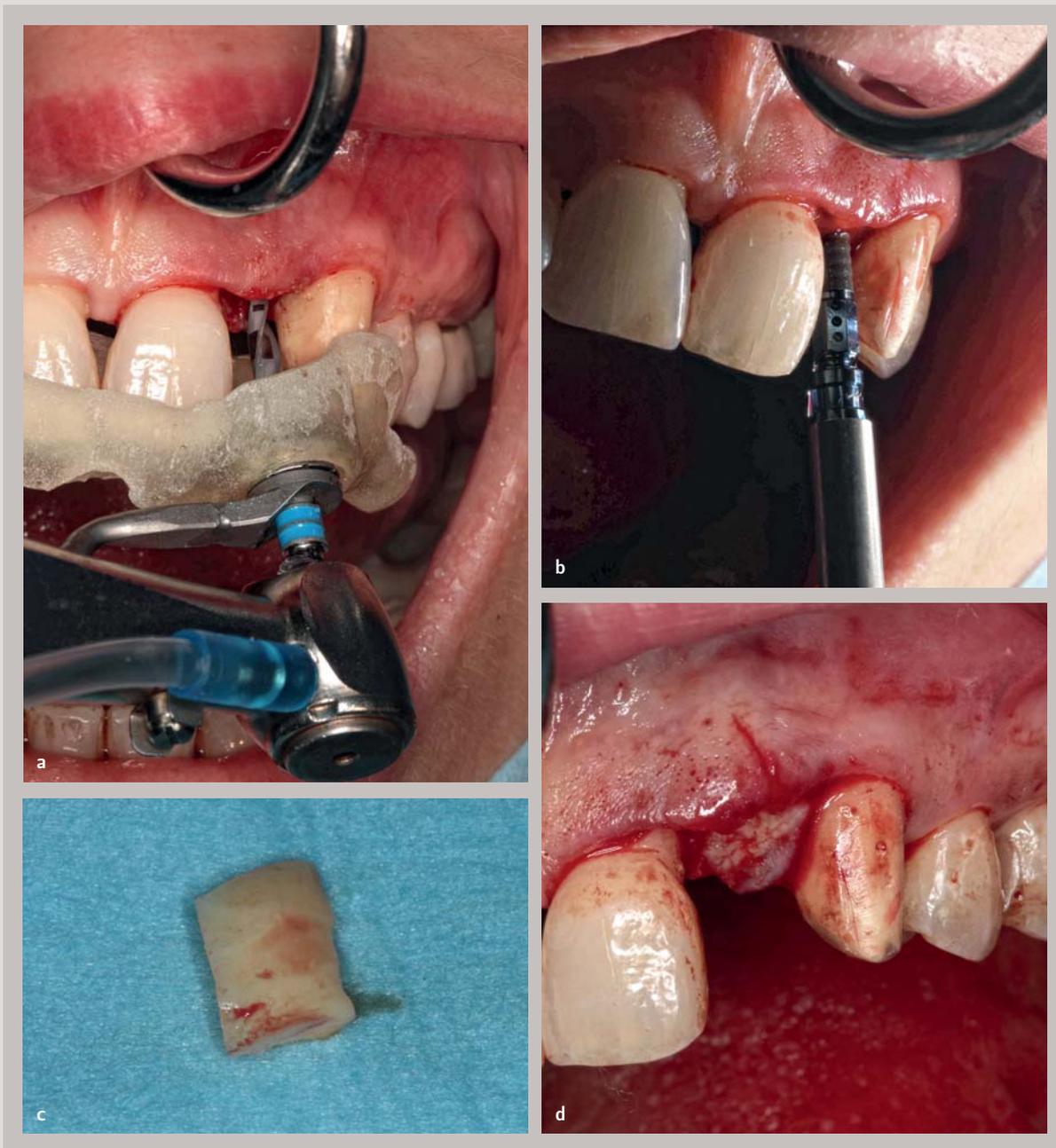
Le variabili che possono influenzare l'entità della necrosi sono (📷 1.3):

- morfologia della superficie implantare;
- lunghezza dell'impianto e, di conseguenza, la profondità del sito da preparare. La profondità del sito è inversamente proporzionale alla quantità di irrigazione nella zona apicale, inducendo di conseguenza una necrosi più marcata;
- tipologia di osso;
- spessore della corticale.

A livello dell'interfaccia tra osso e impianto si possono ritrovare due tipologie istologico-funzionali di tessuto osseo:

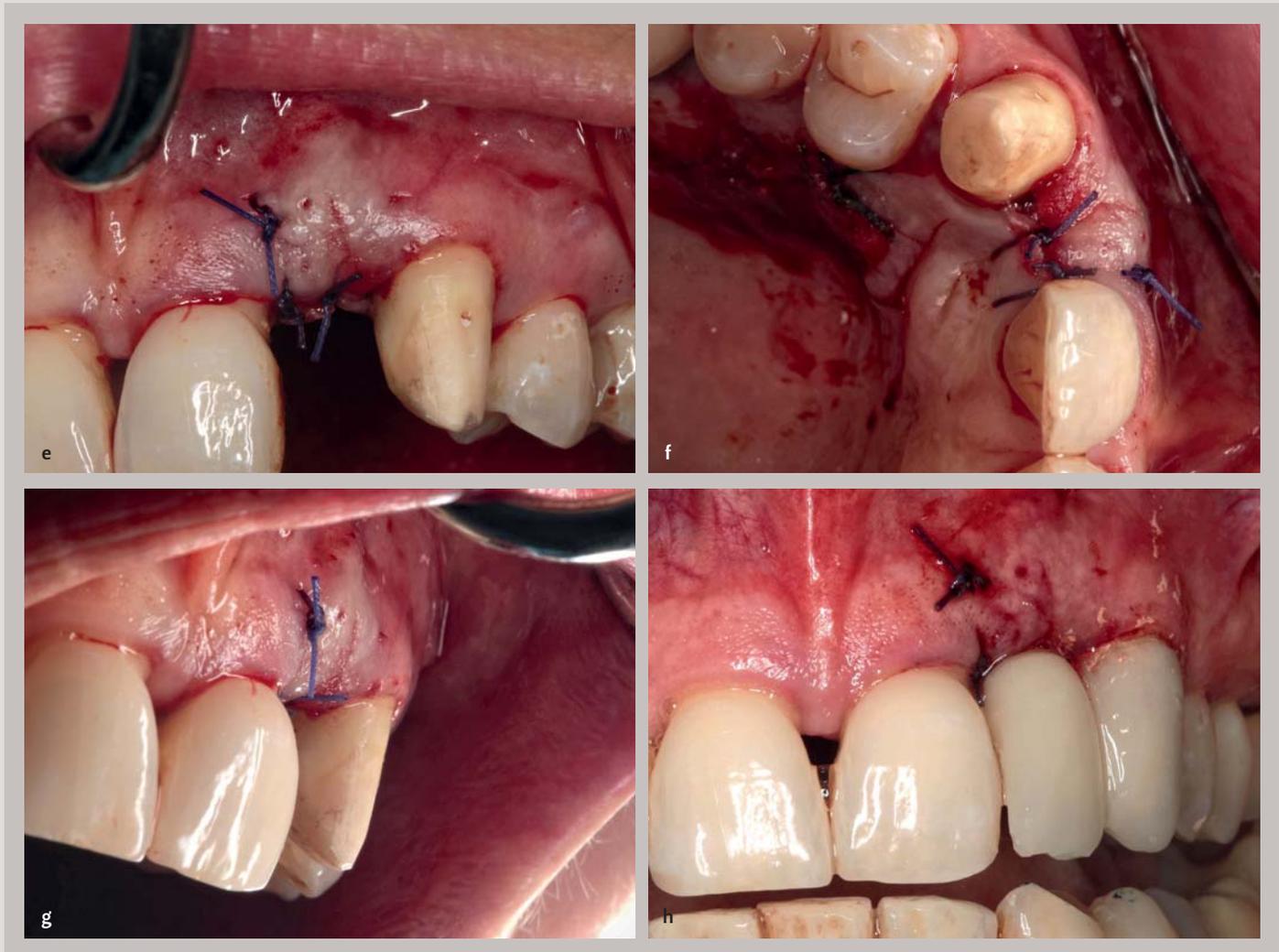
- 1 *Woven bone*, molto flessibile e meccanicamente debole, presenta una struttura disorganizzata, scarsamente mineralizzata;
- 2 *Lamellar bone*, molto forte e resistente al carico meccanico determinato dal contatto oclusale, presenta una struttura ben organizzata, altamente mineralizzata.

Pertanto il razionale dell'applicazione clinica del carico immediato deve mirare ad una preparazione del sito meno invasiva possibile, in modo tale da ridurre non solo il rischio di sclerosi fibrosa dell'osso perimplantare, ma anche la formazione del *woven bone*, a favore dell'osso lamellare, in grado di sostenere meglio gli stress meccanici e di garantire la stabilità implantare.



1.3 Preparazione del sito implantare e inserimento di una fixture di diametro 3 mm, per sostituire un incisivo laterale. Contestualmente, si inserisce anche un innesto di connettivo prelevato dal palato per aumentare lo spessore e la stabilità dei tessuti molli.

Segue



1.3 Seguito

Definizione di carico immediato

Nell'ambito del carico immediato va fatta la distinzione tra carico immediato e funzione immediata. In quest'ultima, i provvisori svolgono esclusivamente una funzione estetica e fonetica, ma non hanno contatti occlusali. È il caso dei provvisori utilizzati nelle monoedentulie e/o nelle edentulie parziali, nelle aree estetiche. Il carico immediato prevede invece, contatti occlusali e quindi, anche la funzione masticatoria. Il carico immediato o precoce degli impianti impone al clinico una sfida che coinvolge contemporaneamente aspetti biologici e biomeccanici. Nei protocolli di carico immediato o precoce, le forze derivanti dalla masticazione e dalle altre funzioni orali (fonazione, deglutizione) vengo-

no trasmesse, attraverso la fixture implantare, al tessuto circostante in via di guarigione. Per applicare in sicurezza i protocolli di carico immediato/precoce, è necessario assicurare al tessuto osseo in via di guarigione una protezione adeguata dagli insulti meccanici derivante dalle forze occlusali. L'unica protezione efficace consiste nella riduzione dei micromovimenti che si realizzano a livello dell'interfaccia osso-impianto. È dimostrato che i micromovimenti non sono dannosi e non inficiano la guarigione, se la loro entità è compresa in un range che va da 50 a 150 micron. È stato clinicamente provato che la stabilità implantare gioca un ruolo significativo nella determinazione del successo del trattamento. Inoltre, il principale parametro clinico che determina i protocolli di carico implantare è la stabilità primaria dell'impianto (📺 1.4).

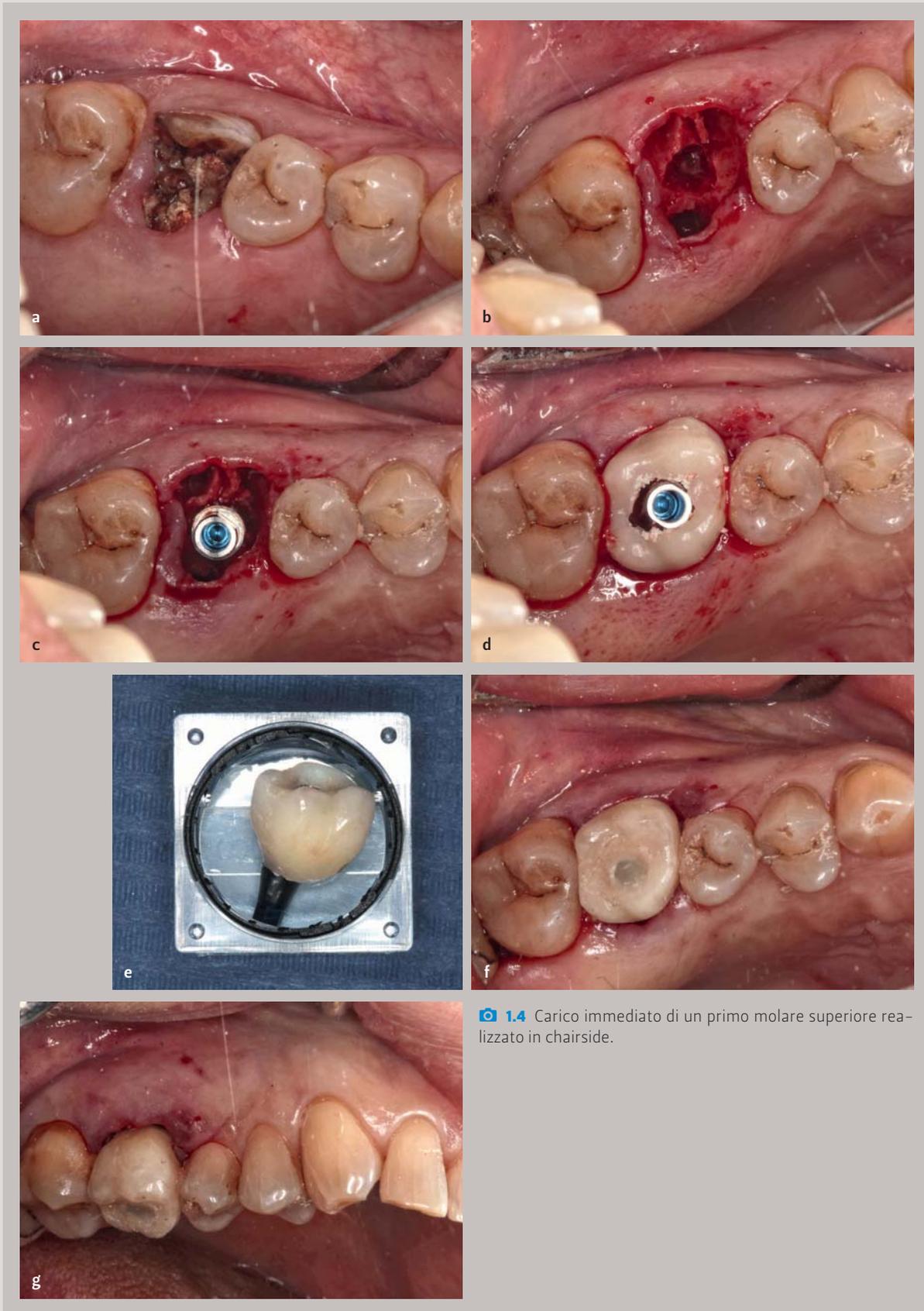
Sebbene la stabilità implantare talvolta sia descritta come “assenza di mobilità clinica”,⁵ in pratica un impianto clinicamente mobile sarebbe così chiaramente instabile che sarebbe del tutto irrazionale pensare di caricarlo. Quindi, l'assenza di mobilità clinica non è una definizione utile per la determinazione del successo del trattamento. Inoltre, un impianto che sia sufficientemente stabile per essere caricato non sarà comunque immobile al 100%. Può essere mobile rotazionalmente a causa del fatto che quando un impianto è appena inserito, l'osso si deve ancora formare e interagire con la superficie implantare. Con il tempo, la formazione di osso porterà a una maggiore integrazione con la superficie dell'impianto e a un'interfaccia osso-impianto più forte. Un impianto mostrerà anche una certa micromobilità laterale. È proprio l'entità della micromobilità laterale nelle diverse fasi del trattamento che sembra avere un effetto decisivo sul risultato del trattamento.

La stabilità implantare è una combinazione di stabilità meccanica o primaria, e stabilità biologica o secondaria.

La stabilità primaria si può definire come un attrito tra la superficie implantare e l'osso circostante ed è dovuta alla compressione meccanica dell'osso, che tiene l'impianto saldamente *in situ*. La stabilità primaria è generalmente alta immediatamente dopo l'inserimento dell'impianto e tende a diminuire nel tempo. È influenzata dalla quantità, ma soprattutto dalla qualità dell'osso (intesa come rapporto tra porzione corticale e porzione midollare) in cui è inserito l'impianto.

La stabilità secondaria, invece, è il risultato dell'osteointegrazione e della formazione di nuove cellule ossee nel sito implantare. Pertanto, non si verifica immediatamente dopo il posizionamento, ma diventa evidente con il tempo. È influenzata dalla stessa stabilità primaria, dalla neoformazione e dal rimodellamento osseo.

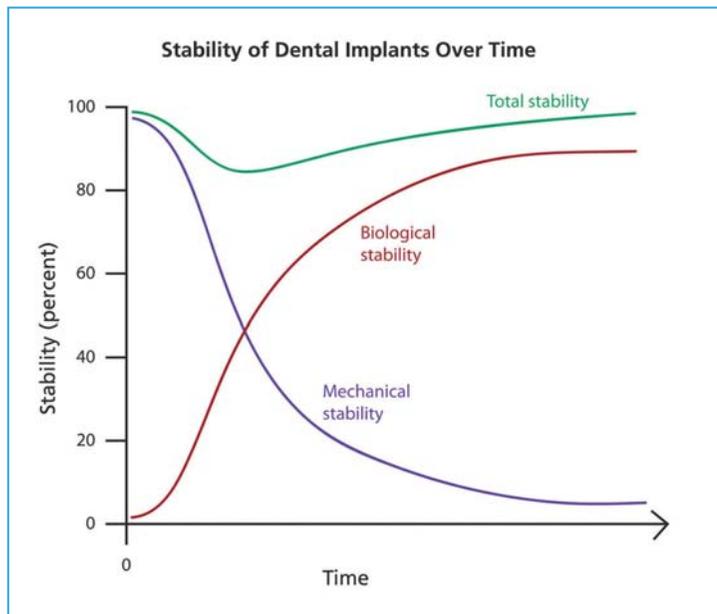
La stabilità non rimane costante dopo l'inserimento dell'impianto. In genere, si verifica una diminuzione iniziale della stabilità, seguita da un successivo aumento, quando l'impianto diventa biologicamente stabile. Durante la fase di guarigione, la stabilità cumulativa degli impianti può subire rilevanti diminuzioni, fino ad arrivare sotto la soglia critica di micromobilità, compromettendo in tal modo il successo ed esitando nella fibrointegrazione. Da questo si può



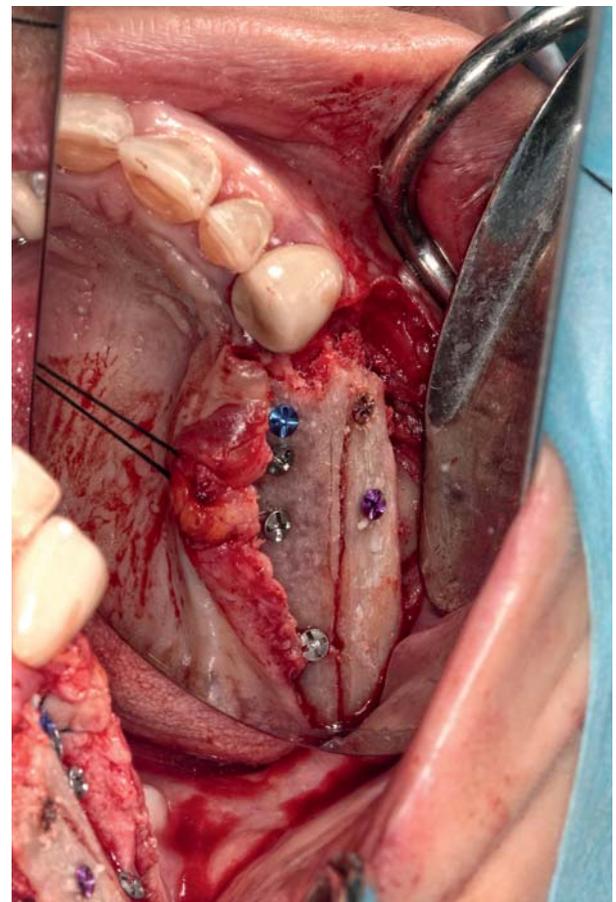
intuire come sarebbe opportuno sempre perseguire la massima stabilità primaria possibile, in modo da iper compensare la naturale diminuzione di fissità dell'impianto nell'osso in via di rimaneggiamento. Il graduale cambiamento dalla stabilità primaria a quella secondaria è critico tra la seconda e la terza settimana. È dimostrato che questo è il momento di minore stabilità, in cui lo stress di distensione viscoelastica dell'osso, che si sviluppa durante il rimodellamento, risulta in una perdita della stabilità primaria meccanica, ma con ancora un basso grado di stabilità secondaria o osteointegrazione (📺 1.5).

I parametri che influenzano la stabilità implantare (sia primaria che secondaria) possono essere così suddivisi:

- **Parametri legati al paziente:** tra i parametri legati al paziente vanno assolutamente valutati la quantità e la qualità dell'osso residuo. Quest'ultimo fattore è legato alle condizioni sistemiche del paziente, al sesso, ai fattori di regolazione del metabolismo dell'osso, ai farmaci correlati. Tutte queste considerazioni stanno diventando sempre più comuni, in quanto sempre più pazienti possono essere sottoposti al trattamento implantare (📺 1.6).



📺 1.5 Grafico della stabilità implantare risultante dalla combinazione di stabilità primaria e secondaria.



📺 1.6 La densità dell'osso rigenerato, in questo caso tramite prelievo da cresta iliaca, è solitamente molto bassa, per cui è assolutamente consigliabile ricorrere al carico differito per quanto riguarda gli impianti posizionati in esso.

- **Parametri chirurgici:** la tecnica chirurgica gioca un ruolo importante nella determinazione della stabilità implantare e di conseguenza, nel risultato del trattamento. Il fattore influenzante più evidente è il diametro delle frese utilizzate in relazione al diametro implantare, vale a dire l'entità della possibile sotto preparazione dell'osteotomia effettuata. Altri fattori sono la profondità della preparazione e l'eventuale maschiatura del sito. I fattori di rischio riguardano principalmente i casi di tecnica chirurgica traumatica, che può causare danni all'osso tramite "necrosi ossea da compressione".
- **Parametri legati all'impianto:** in generale, un corpo implantare può essere suddiviso in un modulo crestale (geometria cervicale), un corpo e un apice. Ognuna di queste parti possiede caratteristiche che sono favorevoli per l'ottenimento di una buona stabilità implantare. Tra i parametri relativi all'impianto che influenzano la stabilità implantare sono compresi il modulo crestale, il design dell'impianto (forma conica o cilindrica ed eventuale foratura apicale), la lunghezza, il diametro, il tipo di superficie, l'auto filettatura, la geometria della spira. Il modulo crestale di un impianto riceve la maggior parte del carico implantare e sembra svolgere un ruolo importante per la stabilità implantare. Dovrebbe essere leggermente più largo del diametro esterno del corpo implantare filettato. Questo perché il sigillo creato da un modulo crestale più ampio determina una maggiore stabilità primaria dell'impianto, specialmente in osso più tenero non preparato, perché comprime la regione dell'osso crestale (📷 1.7).

Il disegno dell'impianto non solo governa la stabilità primaria, ma soprattutto, determina la percentuale di BIC (Bone Implant Contact), un valore percentuale che esprime l'estensione della superficie implantare a diretto contatto con l'osso, e la localizzazione del contatto disponibile per l'effettivo trasferimento di forza all'osso dopo carico occlusale. La misurazione oggettiva della stabilità degli impianti è un valido strumento per ottenere costantemente buoni risultati, soprattutto perché, come già affermato precedentemente, la stabilità gioca un ruolo significativo per il raggiungimento di un risultato di successo.



📷 1.7 Le due tipologie implanta-
ri più diffuse a confronto: sulla de-
stra un impianto conico, sulla sini-
stra uno cilindrico.

La misurazione oggettiva della stabilità degli impianti è associata ai seguenti vantaggi:

- favorisce la decisione sui tempi di carico ottimali;
- consente la scelta del protocollo più adatto per ciascun singolo paziente;
- indica le situazioni nelle quali è meglio eseguire il carico.

Essere in grado di quantificare la stabilità primaria dell'impianto dopo l'inserimento dello stesso è quindi della massima importanza.

Un protocollo a una fase offre chiari vantaggi sia per il paziente che per il professionista: sono necessarie meno sedute e tempi clinici più brevi. Con la misurazione oggettiva della stabilità implantare, il chirurgo può invece prendere decisioni ragionate sulla scelta del protocollo adeguato al singolo caso. In altre parole, la misurazione di una stabilità implantare bassa indica che il carico immediato potrebbe inficiare il risultato e si può optare per il protocollo a due fasi.

Negli anni, sono stati utilizzati molti metodi per misurare la stabilità dell'impianto con diversi gradi di successo. Di seguito ne esaminiamo alcuni.

LA PERCEZIONE CLINICA DELL'IMPLANTOLOGO

Un metodo per valutare la stabilità dell'impianto è la semplice percezione del chirurgo. Questa spesso si basa sulla resistenza all'inserimento e al torque di fine inserimento, durante il posizionamento dell'impianto. Una percezione di "buona" stabilità può essere rafforzata dalla sensazione di un brusco arresto quando l'impianto viene inserito. La geometria di un impianto con un determinato colletto crea tale sensazione di arresto e quindi, la percezione di stabilità alta.⁵ La percezione di un chirurgo esperto è logicamente inestimabile e non deve essere ignorata. D'altra parte, non è ovviamente possibile quantificare la percezione, per insegnare tale metodo ad altri, in modo riproducibile ed efficace, o per usarlo come base per future comparazioni. Soprattutto nei casi ad alto rischio, fare affidamento sulla sola percezione spesso non è sufficiente per assicurare il risultato positivo del trattamento. Inoltre, è difficile comunicare la percezione di una persona ad altri. Ancora più importante è il fatto che questo tipo di misurazione può essere eseguita soltanto quando si inserisce l'impianto e non può essere usata successivamente, per esempio, prima di caricare l'impianto.

TEST DI PERCUSSIONE

Il test di percussione si basa sull'utilizzo di uno strumento per controllare la stabilità dell'impianto. Questo metodo comporta la percussione con uno strumento, come l'impugnatura di uno specchietto, e l'ascolto per sentire un (buon) suono tintinnante. Per questo scopo, sono a disposizione anche dispositivi elettronici, come il Periotest o il Dental Mobility Checker. Questo tipo di test è altamente soggettivo ed è stato fortemente criticato. Come indicato da Sennerby e Meredith, "il test della percussione probabilmente fornisce più informazioni relative allo strumento usato per la percussione e, nel migliore dei casi, può solo fornire informazioni di qualità inferiore".⁵ Gli svantaggi dei test a percus-

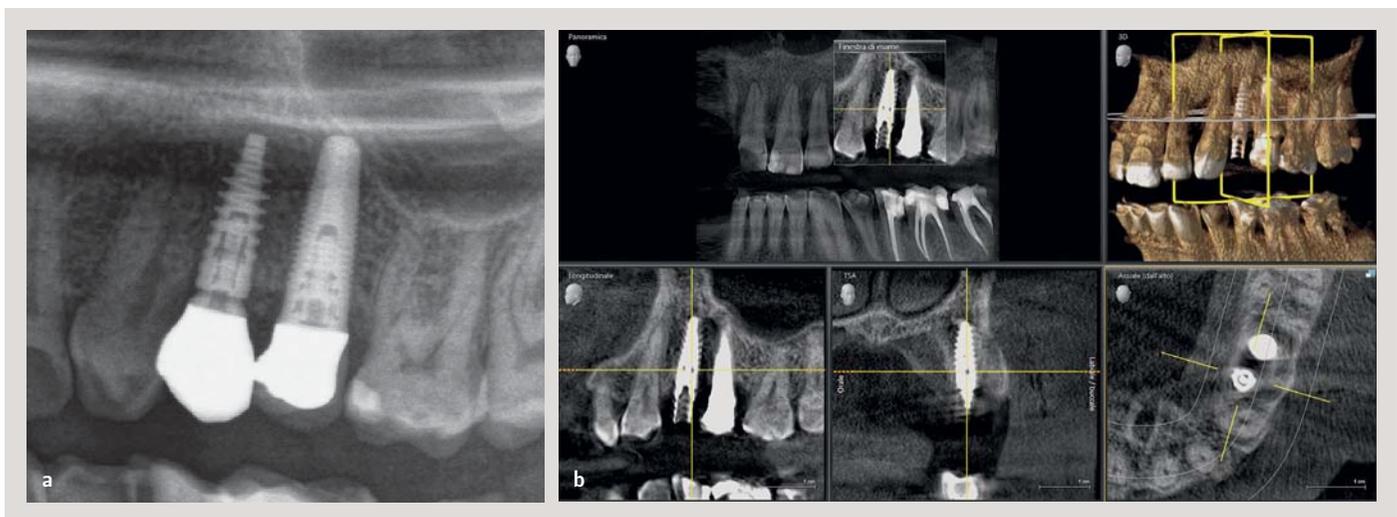
sione elettronica sono rappresentati dalla non sensibilità alle variazioni della stabilità dell'impianto e dal fatto che i risultati sono operatore dipendenti.

RADIOGRAFIE

La valutazione radiografica è un metodo semi invasivo, che può essere eseguito in qualsiasi fase della guarigione. Le radiografie possono fornire altre informazioni, come la posizione dell'impianto, ma non permettono di determinare la qualità e la quantità dell'osso o la stabilità implantare. Anche i cambiamenti della mineralizzazione dell'osso non possono essere radiograficamente rilevati prima che siano passati parecchi mesi e che la demineralizzazione abbia raggiunto il 40% (📷 1.8).

TORQUE DI INSERIMENTO

La misurazione del torque di inserimento quando si inserisce un impianto è un tentativo per quantificare la percezione tattile del chirurgo. Il metodo fornisce alcune informazioni riguardo all'energia usata nell'inserimento di un impianto. Uno svantaggio di questo metodo è rappresentato dal fatto che il torque di inserimento varia a seconda delle proprietà di taglio dell'impianto e della presenza di fluidi nella preparazione. Come per la percezione del chirurgo, le misurazioni del torque di inserimento possono essere usate soltanto quando si inserisce l'impianto e non sono possibili nelle fasi successive. Sebbene ISQ (Implant Stability Quotient) e ITV (Insertion Torque Value) forniscano misurazioni quantificabili della stabilità implantare, essi valutano aspetti differenti della stabilità. L'ISQ misura la stabilità assiale dell'impianto, l'ITV la stabilità rotazionale. Entrambe le valutazioni insieme conferiscono al clinico elementi importanti per una migliore comprensione della stabilità implantare.



📷 1.8 Visione in Ortopantomografia e in CBCT di un impianto nel secondo quadrante.

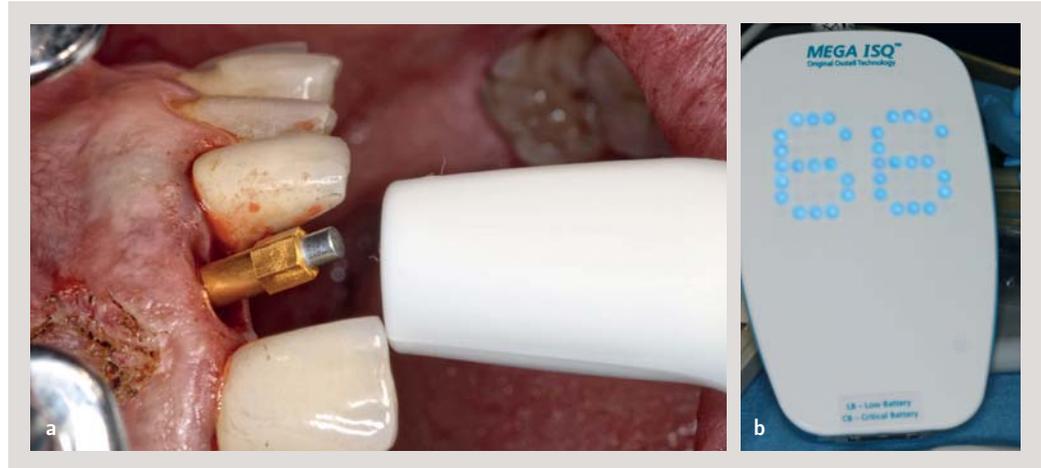
ANALISI DELLA FREQUENZA DI RISONANZA (RFA)

La tecnica RFA è essenzialmente un test di flessione del sistema osso-impianto nel quale, stimolando un trasduttore, si applica una forza di flessione estremamente piccola. Equivale, in termini di direzione e tipologia, all'applicazione di una forza laterale fissa sull'impianto, con misurazione dello spostamento dell'impianto. In questo modo, si riproducono in modo efficace anche se in scala ridotta, le condizioni cliniche di carico. Il metodo RFA può potenzialmente fornire importanti informazioni cliniche sullo stato dell'interfaccia osso-impianto in ogni fase del trattamento.

QUOZIENTE DI STABILITÀ IMPLANTARE (IMPLANT STABILITY QUOTIENT O ISQ)

L'analisi della frequenza di risonanza è un metodo che fornisce misurazioni oggettive e affidabili della micro mobilità laterale, nei vari stadi del trattamento implantare. Il metodo analizza la prima frequenza di risonanza di un piccolo trasduttore fissato all'impianto o al pilastro. L'unità di misura è l'ISQ (Implant Stability Quotient). Sebbene sia potenzialmente oggettivo, accurato e utile, questo metodo ha tradizionalmente sofferto di alcuni svantaggi. I primi modelli di trasduttori presentavano lo svantaggio di essere sensibili alla stabilità dell'impianto in base alla direzione in cui veniva montato. Dato che il trasduttore poteva essere montato in qualsiasi direzione, se vi era abbastanza spazio, e dato che la stabilità era diversa nelle diverse direzioni, il risultato poteva variare se il trasduttore veniva montato con una direzione differente. Il trasduttore originale è ora stato sostituito da una versione multidirezionale. Altri recenti sviluppi hanno mitigato gli altri svantaggi. Il Quoziente di Stabilità Implantare è una mappatura quasi lineare della frequenza di risonanza, misurata in kHz alla scala clinicamente più utile di 1-100 ISQ. Più alto è il valore di ISQ, più stabile è l'impianto. Attualmente, impianti differenti necessitano di trasduttori differenti (Smartpeg), ma tutti gli Smartpeg mostrano valori di ISQ comparabili per lo stesso grado di stabilità, anche quando vengono misurati impianti di sistematiche differenti. Questo si ottiene con la messa a punto del design di ciascun nuovo tipo di Smartpeg, comparando il suo ISQ con Smartpeg già esistenti. Lo sviluppo dell'ISQ permette di determinare un range clinico standard entro il quale dovrebbero trovarsi i valori di stabilità, per ottenere un risultato finale di successo. Molti studi forniscono buone indicazioni sul fatto che il range di stabilità accettabile si trova tra 55 e 85 ISQ, con un livello medio di 70 ISQ. L'ISQ favorisce la decisione sui tempi di carico ottimali, consente la scelta del protocollo più adatto per ciascun singolo paziente, indica le situazioni nelle quali è meglio interrompere il carico, fornisce una migliore documentazione del caso. L'elevata stabilità iniziale (valori ISQ maggiori o uguali a 70) tende a non aumentare nel tempo, nonostante un'elevata stabilità meccanica iniziale diminuisca e sia sostituita da una stabilità biologica aumentata. La stabilità iniziale più bassa normalmente aumenta col tempo, perché la stabilità meccanica più bassa viene aumentata dal processo di rimodellamento dell'osso. Valori uguali

1.9 Rilevazione dell'ISQ di un impianto in posizione 21.



o inferiori a 55 ISQ dovrebbero essere considerati come un segnale di allarme e in tal caso, dovrebbero essere intraprese azioni per migliorare la stabilità (diametro dell'impianto maggiore, tempo di guarigione più lungo ecc.). Il valore medio generale nel tempo di tutti gli impianti è di circa 70 ISQ. Se il valore iniziale di ISQ è alto, normalmente nel tempo si verifica una piccola caduta della stabilità. Una decisa caduta della stabilità o una diminuzione continua devono essere considerate come un segnale di allarme. I valori più bassi dovrebbero risultare più alti dopo il periodo di guarigione. In caso contrario, potrebbe essere il segnale di un impianto fallito e del fatto che bisogna considerare quale azione intraprendere (1.9).

Fattori determinanti il successo del carico immediato

La superficie implantare e la qualità di micro movimento lungo l'interfaccia osso-impianto, rappresentano i principali elementi che influiscono sul successo o meno di una fixture caricata immediatamente.

Entrambi gli elementi sono a loro volta condizionati da differenti fattori quali:

- qualità dell'osso;
- trattamento della superficie implantare;
- forma dell'impianto;
- fattori legati alla protesi.

Vanno comunque considerati in prima istanza, tutti quei fattori che guidano l'approccio chirurgico in generale e quindi:

- fattori legati alle condizioni generali del paziente;
- fattori legati alle condizioni odontoiatriche del paziente;
- fattori legati al sito implantare (qualità e quantità dell'osso);
- fattori legati all'impianto;
- fattori legati alla protesi;
- fattori legati alla gestione clinica del paziente.

FATTORI LEGATI ALLE CONDIZIONI GENERALI DEL PAZIENTE

- Stato generale, stato nutrizionale, età, stile di vita (fumo, alcool);
- trattamenti farmacologici in atto;
- patologie del ricambio;
- emopatie;
- patologie cardiache e del circolo;
- patologie del ricambio osseo.

FATTORI LEGATI ALLE CONDIZIONI ODONTOIATRICHE DEL PAZIENTE

- Disponibilità di una quantità di osso tale da non interferire con strutture anatomiche (nervo alveolare inferiore, seno mascellare, fosse nasali, forame mentoniero, spazi parodontali, radici contigue);
- inadeguate condizioni occlusali funzionali;
- parafunzioni;
- reperti patologici a carico delle ossa mascellari;
- pregresse Roentgenterapie a livello dei mascellari;
- patologie della mucosa orale;
- xerostomia;
- macroglossia;
- condizioni della dentatura residua non ideali;
- scarsa igiene orale.

FATTORI LEGATI AL SITO IMPLANTARE (QUALITÀ E QUANTITÀ DELL'OSSO)

Qualità dell'osso

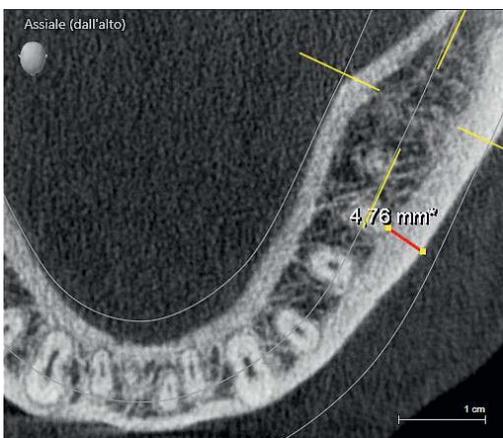
Per il successo nella terapia impianto-protesica e a maggior ragione, nel caso in cui gli impianti siano caricati immediatamente, bisogna disporre di un'adeguata qualità ossea. La qualità dell'osso si esprime con la densità e questa dipende direttamente dal livello di stress cui è sottoposto l'osso: maggiore è la stimolazione maggiore è la densità. È noto che quando viene perso un elemento dentale e quindi non viene più trasmesso alcuno stress fisico all'osso di sostegno, il processo alveolare incomincia a subire un rimodellamento che si traduce in un riassorbimento osseo. A conferma dell'importanza della qualità dell'osso, risulta opportuno sottolineare uno studio eseguito da Jaffin e coll.,⁶ i quali sottoposero un gruppo di pazienti con parziale o totale edentulia, ad un trattamento chirurgico implantare con carico immediato. Furono utilizzati i criteri classici che guidano la chirurgia implantare, inoltre, i pazienti dovevano possedere alcune condizioni ossee particolari, ossia: adeguata densità ossea e adeguato volume osseo. La cresta ossea doveva poter accogliere minimo 4 impianti da 10 mm nella mandibola e minimo 6 impianti nel mascellare superiore. Ciò implicava un'altezza ossea crestale compresa tra 12 e 14 mm. La densità ossea doveva essere superiore a 350 unità Hounsfield, quindi, secondo la classificazio-

ne di Misch, un osso con densità D2. Gli impianti furono caricati 72 ore dopo, con delle corone provvisorie rinforzate in metallo. I pazienti portarono a termine il trattamento terapeutico con il posizionamento delle strutture definitive. Gli operatori giunsero alla conclusione che, con un supporto osseo adeguato, si possono funzionalizzare precocemente impianti collocati nel cavo orale. Anche Balshi e coll.,⁷ in un lavoro condotto su dieci pazienti di età compresa tra 45 e 70 anni, dopo aver posizionato 130 impianti, giunsero alla conclusione che, oltre alla lunghezza dell'impianto e al tipo di trattamento superficiale dell'impianto, giocano un ruolo fondamentale la qualità e la quantità di osso che accoglie la struttura implantare.

L'osso di tipo D1, il più duro, corrisponde alla trapanazione del legno di quercia o di acero; l'osso di tipo D2 corrisponde alla trapanazione del legno di pino o di abete; l'osso di tipo D3 corrisponde alla trapanazione del legno di balsa; l'osso di tipo D4 corrisponde alla trapanazione di un pezzo di polistirolo. Queste quattro differenze possono essere inoltre ordinate in gradi che vanno dal più denso al meno denso, considerando la struttura istologica.

- **Osso D1** - Corrisponde all'osso compatto. Questo tipo di osso non è molto presente nei mascellari, in quanto si può trovare solamente nella zona anteriore di una mandibola molto riassorbita o a livello della sinfisi mentoniera. La causa della presenza di un osso così compatto deve essere attribuita sia all'alta concentrazione di forze torsionali, che qui vengono a concentrarsi durante la masticazione, stimolando la formazione di un osso più resistente, sia alle sollecitazioni dei muscoli che qui trovano la loro inserzione. Il vantaggio di questo tipo di osso è quello di poter offrire una eccellente stabilità primaria ed una percentuale di contatto osseo prossima al 90%. Un impianto posizionato in questa sede avrà una probabilità di successo che supera il 94%. Un osso di questo tipo può comunque presentare alcuni svantaggi. Spesso la quantità di osso disponibile in una mandibola molto riassorbita non permette l'utilizzo di impianti lunghi, con il pericolo di ottenere un rapporto corona-radice maggiore di 1:25. Inoltre, un osso molto denso rischia di essere più facilmente surriscaldato durante la procedura di osteotomia. In questo caso, è consigliata l'irrigazione sia esterna che interna, al fine di ridurre il calore generato dalla trapanazione e permettere la lubrificazione della fresa. Infine, l'osso di tipo D1 presenta una vascolarizzazione minore e il suo nutrimento dipende quasi esclusivamente dal periostio.
- **Osso D2** - La densità di questo tipo di osso è una combinazione fra l'osso compatto denso ed un osso trabecolare, le cui trabecole (☑ 1.10) appaiono essere molto spesse. L'osso di tipo D2 si trova più frequentemente nella porzione anteriore della mandibola, di rado in quella posteriore; occasionalmente, può essere riscontrato nella porzione anteriore del mascellare superiore, sebbene sia di più facile riscontro nella porzione palatina. Questo tipo di osso è in grado di fornire un'ottima stabilità primaria all'impianto. La percentuale di contatto osso-impianto supera il 70% ed è inoltre dotato di un adeguato apporto ematico.

- **Osso D3** – Corrisponde alla densità offerta da un osso compatto di tipo poroso e un osso trabecolare, le cui trabecole siano sottili. Questo tipo di osso viene riscontrato soprattutto nella porzione posteriore della mandibola e in quella anteriore e posteriore del mascellare superiore. La poca consistenza dell'osso può facilmente portare a perforazioni della compatta, soprattutto nella porzione anteriore del mascellare superiore. La stabilità primaria offerta è limitata. A questo proposito, è infatti consigliato non utilizzare per più di un passaggio l'ultima fresa; inoltre sono da preferire impianti autoflettanti rispetto a quelli che necessitano di filettatura. Un modo per aumentare la stabilità primaria è quello di utilizzare un numero consistente di impianti che verranno fra di loro uniti dal manufatto protesico. Anche la percentuale di contatto osso-impianto è ridotta e corrisponde a un valore inferiore al 50%.
- **Osso D4** – Questo tipo di osso è in assoluto il meno denso e corrisponde a un osso trabecolare, le cui trabecole siano estremamente assottigliate. Si trova soprattutto nella porzione posteriore del mascellare superiore edentulo da molto tempo. La stabilità primaria è estremamente ridotta e può essere aumentata soltanto con particolari accorgimenti chirurgici. La percentuale di contatto osso-impianto è inferiore al 25% (📷 1.11).



📷 1.10 Sezione assiale di una CBCT mandibolare nella quale si osserva l'elevato spessore della corticale vestibolare.



📷 1.11 Sezioni trasversali di un osso tipo D1 e di un D4 dalle quali è possibile osservare la diversa densità dell'osso midollare.

Classificazione secondo Lekholm e Zarb

Nel 1985, Lekholm e Zarb hanno ideato una classificazione dell'osso mascellare basata sulla qualità e la forma, da usare al fine di analizzare l'ancoraggio dell'impianto.

Essi hanno descritto quattro gruppi di qualità dell'osso:

- **Classe I:** quasi tutto l'osso mascellare è composto di osso compatto omogeneo;
- **Classe II:** uno spesso strato di osso corticale circonda un osso trabecolare denso;
- **Classe III:** un sottile strato di osso corticale circonda un nucleo di osso trabecolare denso;
- **Classe IV:** un sottile strato di osso corticale circonda un nucleo di osso trabecolare a bassa densità. Gli autori hanno anche descritto cinque gruppi di forme della sezione trasversale mandibolare e mascellare:
 - ▶ è presente la maggior parte della cresta alveolare;
 - ▶ moderato riassorbimento della cresta residua;
 - ▶ avanzato riassorbimento della cresta residua (rimane solo l'osso basale);
 - ▶ iniziale riassorbimento dell'osso basale;
 - ▶ estremo riassorbimento dell'osso basale.

Quantità di osso disponibile

La quantità di osso disponibile si misura in spessore, altezza, larghezza. L'altezza dell'osso si misura dalla cresta edentula fino al limite opposto, sia esso il seno mascellare o il canale mandibolare, nella regione posteriore. Anteriormente, i limiti sono costituiti dal pavimento del naso e il margine mandibolare inferiore. Molti autori concordano sul fatto che l'altezza minima necessaria per la tenuta di un impianto sia di 10 mm, in quanto la letteratura ha documentato una percentuale maggiore di fallimento per impianti più corti di 10 mm, indipendentemente dalla forma, dalle caratteristiche di superficie e dalle modalità di inserimento.

Spessore dell'osso disponibile: consiste nella distanza tra corticale vestibolare e corticale linguale o palatale della cresta. È consigliabile avere uno spessore perimplantare osseo di almeno 0,5 mm su ciascun lato dell'impianto a livello crestale, poiché l'osso si allarga man mano che ci si sposta apicalmente e queste dimensioni minime aumentano con rapidità. Questo per poter garantire la stabilità e l'integrazione dell'impianto.

Larghezza dell'osso in senso mesio/distale tra impianto e impianto o tra impianto e dente naturale: anche questa deve rispettare distanze precise, dell'ordine di 3 mm, sempre per non incorrere in spiacevoli insuccessi per ridotto apporto ematico nell'area perimplantare e anche per poter garantire al lavoro protesico un certo grado di estetica e una maggiore funzionalità.

Fattori legati all'impianto

Numerosi studi hanno evidenziato che la forma e il trattamento della superficie implantare condizionano il buon esito del trattamento chirurgico implantare e quindi, facilitano e accelerano la sua osteointegrazione in maniera rilevante.

Molte ricerche sono state effettuate allo scopo di accertare quale sia la morfologia dell'impianto più idonea per sostituire le radici dentali purtroppo perse. Grazie al risultato di questi lavori, le industrie specializzate in tale settore sono state indirizzate verso lo sviluppo di tutta una serie di sistemi implantari, in grado di rispondere a gran parte delle esigenze cliniche.

Superficie dell'impianto

In questi ultimi anni, gli sforzi dei ricercatori si sono concentrati nel capire quale fosse la superficie implantare migliore in termini di velocità di osteointegrazione e quantità di legame osso - impianto. Inoltre, questi fattori rappresentano gli elementi principali che, assieme all'immobilità dell'impianto, favoriscono l'osteointegrazione di un impianto a carico immediato. Esistono in commercio diversi impianti in titanio, la cui superficie viene sottoposta a trattamenti capaci di modificarne le caratteristiche di superficie, al fine conseguire una maggiore osteo conduttività. Le superfici possono essere: sabbiata, mordenzate, liscia "machined" (tecnica sottrattiva), ricoperte da idrossiapatite, da plasma spray di titanio, da vetro bioattivo (tecnica per addizione). Una superficie implantare liscia causerà il distacco delle molecole di fibrina, anche se sottoposta ad un micromovimento di poco superiore ai 50μ (valore minimo della soglia); una superficie irregolare non ne permetterà il distacco anche se sottoposta ad un micromovimento poco inferiore ai 150μ (valore massimo della soglia), proprio in funzione della sua capacità adesiva. L'assenza di migrazione delle cellule osteogenetiche ha come effetto finale una produzione d'osso più lenta e qualitativamente peggiore. Appare chiaro come l'osteointegrazione di un impianto sottoposto a carico immediato sia legata all'equilibrio di due fattori: la superficie e il micromovimento a cui è sottoposto. Ad un micromovimento minore potrà essere associato un impianto a superficie liscia; ad un micromovimento maggiore dovrà essere obbligatoriamente associato un impianto a superficie irregolare (📷 1.12).



📷 1.12 Superficie implantare che alterna il collo macchinato al corpo ruvido per combinare una minore aggreddibilità da parte del biofilm nella sezione coronale a un'osteointegrazione più stabile nella parte più apicale.

FATTORI LEGATI ALLA PROTESI

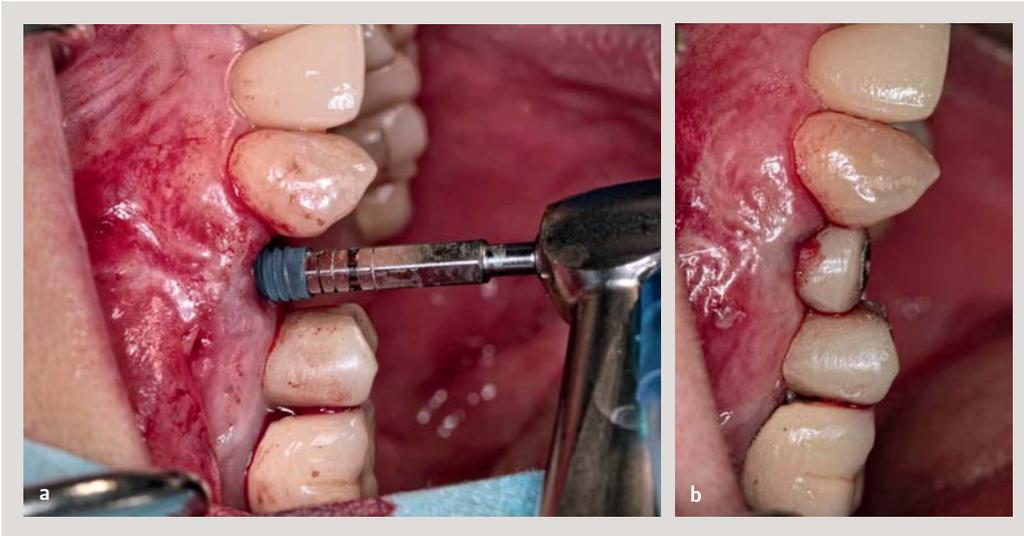
I fattori legati alla protesi comprendono:

- possibilità di connessione rigida degli impianti;
- ampia distribuzione dei carichi protesici;
- assenza di tensioni a carico della struttura;
- biointegrazione e mantenibilità del manufatto;
- materiali.

Nonostante gli alti indici di successo raggiunti dalla terapia implantare, il rischio di fallimento è sempre concreto. I due fattori eziologici più importanti in un fallimento implantare sono considerati:

- l'infezione dei tessuti peri-implantari;
- il carico eccessivo.

Il fallimento da *overload* si verifica più frequentemente durante il periodo di guarigione o nel primo anno di funzione. La perdita di osso marginale perimplantare è strettamente correlata alle capacità biomeccaniche dell'osso di adattarsi e reagire ai micromovimenti che si verificano a livello dell'interfaccia osso-impianto; per questo motivo, l'entità del riassorbimento osseo è stata messa in correlazione con: scarsa qualità ossea iniziale, fase chirurgica troppo aggressiva, eccessivo carico precoce, errata progettazione e/o fabbricazione della protesi. Le forze che si generano a livello occlusale vengono scaricate sulla struttura implantare, da qui all'interfaccia osso-impianto e quindi, al tessuto osseo perimplantare. A seconda dell'intensità, della direzione e della frequenza delle forze che si sviluppano sul tavolo masticatorio, il tessuto osseo perimplantare potrà riparare le microfratture che si verificano a livello dell'interfaccia, con formazione di nuovo osso, oppure, andare incontro a una sclerosi fibrosa, con perdita di osso perimplantare e successiva migrazione in direzione apicale dell'epitelio giunzionale. La masticazione induce sulla protesi forze verticali e trasversali. Esse determinano carichi assiali e momenti flettenti, che causano una continua sollecitazione dell'impianto e quindi, del tessuto osseo circostante. Un momento flettente è indotto da una forza applicata ad una certa distanza dall'asse longitudinale dell'impianto. Lo sviluppo di forze trasversali (laterali) è dovuto principalmente all'inclinazione delle cuspidi, in seguito ai movimenti mandibolari. Queste situazioni di carico vengono amplificate dal ridotto numero degli esterocettori presenti intorno agli impianti: si avrà un feedback neurofisiologico ridotto rispetto ad un elemento dentario e questa situazione può portare allo sviluppo di carichi masticatori eccessivi da parte del paziente, senza che lo stesso se ne accorga. Con il passare del tempo infatti, si riscontra un aumento significativo delle forze di chiusura media nei pazienti trattati: fino al 40% in più in 3 anni (📷 1.13).



1.13 Altra opzione per il condizionamento dei tessuti attorno a un impianto che non è ancora pronto a sopportare il carico masticatorio è la realizzazione di una vite di guarigione customizzata.

Forze masticatorie eccessive su protesi supportate da impianti possono non solo causare la rottura di componenti meccaniche del complesso impianto-protetico, ma anche danneggiare l'osso ed impedire l'osteointegrazione.

La deformazione ossea dovuta al carico meccanico, sotto ad una certa soglia, potrebbe essere riparata da un rimodellamento osseo. Tuttavia, quando la deformazione eccede tale limite, il meccanismo riparativo potrebbe non essere attivato, con conseguente danno osseo irreversibile. Visto che sarà inevitabile la presenza di micromovimenti flettenti durante i normali carichi masticatori, a questo punto è importante sottolineare la necessità di mettere in atto, durante la fase chirurgica protesica, tutte quelle accortezze che sono finalizzate a ridurre al minimo le tensioni (1.14).



1.14 Esame radiografico che evidenzia la presenza di perimplantite avanzata a livello dell'impianto in posizione 36.

Soluzioni protesiche per il carico immediato

La scelta della tipologia di riabilitazione protesica dipende da molti fattori, che vanno accuratamente valutati in fase diagnostica. Essi dipendono dal tipo di edentulia, dalle condizioni del sito anatomico, per ciò che concerne qualità e quantità di tessuti, dai rapporti interarcata, dall'integrazione con il contesto protesico, da fattori funzionali e soprattutto, dalle esigenze estetiche e personali del paziente.

Numerosi lavori in letteratura hanno comparato i risultati, a medio e lungo termine, di riabilitazioni implantoprotesiche avvitate con quelle cementate, sia in termini di risultati biologici e meccanici, sia in riferimento all'insorgenza di possibili complicanze. Pochi lavori invece, hanno analizzato i risultati comparativi tra queste tipologie protesiche e la protesi conometrica che, negli ultimi anni, ha trovato largo impiego tra i clinici per la sua facilità di rimozione, l'assenza di cementi e la possibilità di reintervento. La decisione clinica su quale sistema di ritenzione si adatti meglio al singolo paziente dipende da diversi fattori. Occorre sempre avere una panoramica dettagliata degli elementi che potenzialmente influenzano la scelta della ritenzione con vite o della ritenzione con cemento. Questi fattori includono l'indicazione individuale, i vantaggi e gli svantaggi dei diversi meccanismi di ritenzione, la ritenzione fornita, la possibilità di reintervento, il provvisorio, l'estetica e le prestazioni cliniche, compresi i fallimenti e le complicanze. La scelta del tipo di ritenzione potrebbe non influenzare la sopravvivenza globale della protesi, ma può essere responsabile dello sviluppo di alcune complicanze. La decisione può dipendere dalla fattibilità tecnica e dalla valutazione dei pro e dei contro in ogni singolo caso clinico. Un lavoro del 2008,⁸ ha per esempio osservato ben 1939 impianti dentali. È stato analizzato un gruppo di 527 pazienti che richiedevano una riabilitazione implantoprotesica. I fattori analizzati sono stati:

- l'estetica;
- la possibilità di rimuovere la protesi;
- il comportamento passivo della struttura;
- l'occlusione;
- la facilità di realizzazione;
- il costo;
- la capacità ritentiva.

In questo studio, 762 protesi cementate sono state utilizzate per protesizzare 1551 impianti dentali. La percentuale di successo della struttura implanto-protesica di questo tipo di protesi è stata del 98,4%, con un follow-up medio di 34,7 mesi. Ottantaquattro protesi avvitate sono state posizionate su 330 impianti dentali e la percentuale di successo di questo tipo di riabilitazione è stato del 100%, con un follow-up medio di 44,3 mesi.

In conclusione, i due tipi di riabilitazione protesica esaminati hanno entrambi presentato vantaggi e svantaggi. Il clinico dovrebbe essere in grado di valu-

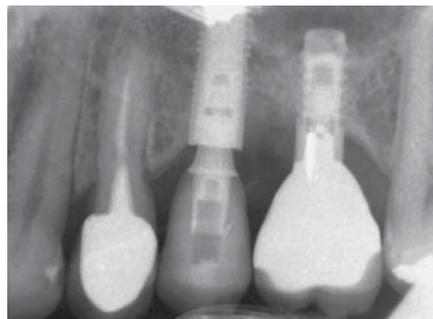
tare le limitazioni e gli svantaggi di ciascun tipo di protesi e scegliere in modo appropriato quale sia la scelta migliore da realizzare per ogni situazione clinica.

In una recente revisione sistematica della letteratura sull'argomento, il gruppo di Protesi dell'Università di Ginevra guidato da Irena Sailer ha analizzato 59 studi clinici.⁹ Per le corone singole cementate, la sopravvivenza stimata della ricostruzione a 5 anni era del 96,5%, per le corone singole avvitate era dell'89,3%. La sopravvivenza a 5 anni per le protesi parziali fisse (FDP) cementate è stata del 96,9%, simile a quella delle FDP parziali avvitate, con il 98%. Per le FDP cementate full arch, la sopravvivenza a 5 anni è stata del 100%, di poco superiore a quella delle FDP full arch avvitate, con il 95,8%. L'incidenza cumulativa stimata a 5 anni di complicanze tecniche per corone singole cementate è stata dell'11,9% e del 24,4% per corone avvitate. Negli FDP dell'arcata parziale e totale, al contrario, è stata riscontrata una tendenza a un minor indice di complicanze nell'avvitata rispetto alla cementata (FDP parziali cementate 24,5%, avvitate 22,1%; FDP full arch cementate 62,9%, avvitate 54,1%). Si sono verificate complicanze biologiche (perdita ossea marginale >2 mm), con maggior frequenza su corone cementate (incidenza a 5 anni: 2,8%) rispetto a quelle avvitate (incidenza a 5 anni: 0%). Questa revisione sistematica della letteratura evidenzia che entrambi i tipi di ricostruzioni hanno influenzato i risultati clinici in modi diversi, ma nessuno dei due metodi è sensibilmente più vantaggioso rispetto all'altro. Le ricostruzioni cementate hanno mostrato complicanze biologiche più gravi (perdita dell'impianto, perdita ossea >2 mm); le ricostruzioni avvitate hanno mostrato nel tempo l'insorgenza di maggiori problemi tecnici. Le protesi avvitate sono più facilmente rimovibili ed il reintervento è più agevole rispetto alle ricostruzioni cementate; le complicanze tecniche ed eventualmente biologiche, inoltre, possono essere trattate più facilmente. Per questo motivo e per la loro apparente maggiore compatibilità biologica, queste ricostruzioni sembrano essere preferibili (📷 1.15 e 1.16).

Un recente studio di Bressan e Lops¹⁰ ha valutato invece, l'affidabilità dei sistemi conometrici per la ritenzione fissa di protesi full arch con 4 impianti, dopo 5 anni di carico e follow up: 25 pazienti con edentulia totale mandibolare, riabilitati con quattro impianti a supporto di una protesi conometrica. Al controllo, a 5 anni dall'intervento, non vi sono stati cambiamenti significativi né nel Modified Bleeding Index, né per quanto riguarda la profondità media di sondaggio.



📷 1.15 Frattura della ceramica di una corona cementata su impianto in posizione 21.



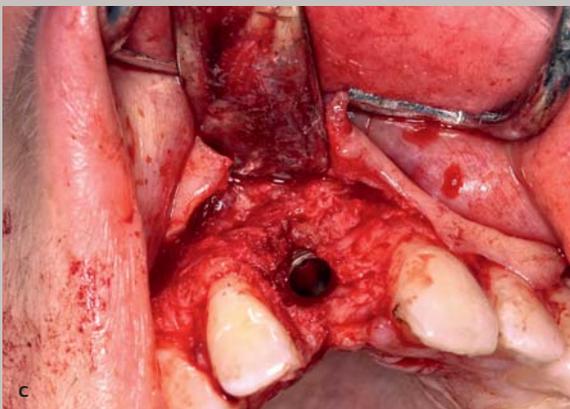
📷 1.16 Frattura della vite di connessione protesica a livello del 26.

Nelle procedure di carico immediato occorre fare un distinguo tra le regole che devono essere rispettate nei siti ad elevata valenza estetica e nei siti posteriori, ma anche contestualizzare il progetto in base al tipo di edentulia. La protesizzazione immediata di un impianto post-estrattivo immediato in area estetica segue principi ben diversi dalla protesi parziale fissa su impianti corti in arcata mandibolare o di un full arch su impianti zigomatici o pterigodei. La chiave del successo sta nell'individualizzazione del piano di trattamento, in base ai parametri raccolti nella valutazione dei livelli di complessità, già citati nel paragrafo precedente. Le nuove tecnologie e i flussi digitali permettono inoltre di progettare e risolvere condizioni anche al limite, in pazienti con importanti atrofie dentoscheletriche, permettendo oggi di trovare soluzioni riabilitative con materiali ultraperformanti ed estremamente predicibili.

Uno dei principi su cui si basa la tecnica DIGIT descritta in questo testo è la previsualizzazione e programmazione del caso, mediante tecnologia digitale, permettendo al clinico di valutare prima dell'atto chirurgico, ogni specifica condizione complessa, un rischio procedurale o anatomico, e soprattutto di decidere a monte i passaggi protesici, sia in termini di indicazioni che di materiali. Nelle procedure di carico immediato, l'autore, in accordo con le ultime revisioni della letteratura e la propria esperienza clinica, suggerisce di seguire il seguente schema.

Area estetica superiore o inferiore

La scelta corretta per il carico immediato è, nella stragrande maggioranza dei casi, quella dell'impiego di una protesi avvitata. Il corretto posizionamento implantare, prestabilito mediante tecnologia digitale e sistemi di pianificazione implantare, permette di posizionare le fixtures nella loro tridimensionalità e di predefinire tragitto transmucoso e profilo emergente del provvisorio. È su questo elemento che si gioca la grande sfida dell'estetica e del management dei tessuti molli. Numerosi lavori in letteratura hanno riportato le regole di gestione dei profili emergenti in area estetica in caso di impianti a carico immediato, sia in siti immediatamente post-estrattivi che su osso maturo. La regola da seguire è quella di determinare, attraverso lo "shaping" corretto del provvisorio, la dominanza delle forme, che a sua volta conforma e delinea le aree critiche e subcritiche utili alla perfetta integrazione estetica. Questo permette di delineare il livello degli zenit, l'andamento delle parabole, il profilo tridimensionale e la conformazione progressiva delle papille, il margine di spazio tessutale, per una conformazione strutturale stabile dei tessuti. La scelta della tecnica avvitata è pertanto, indispensabile e consigliata in questa procedura, sia per la sua facilità di esecuzione, sia per l'assenza di cementi che potrebbero, se non opportunamente rimossi, determinare complicanze, sia per un corretto management delle fasi di lavoro immediato. L'impiego di una tecnica cementata spesso richiederebbe in fase immediata l'utilizzo di un abutment, la cui individualizzazione potrebbe risultare complessa e poco agevole. L'impiego invece di moderni dispositivi da ancoraggio per protesi avvitata, con abutment dinamici e viti rotanti, apre a maggiori possibilità cliniche e facilità di esecuzione (📷 1.17).

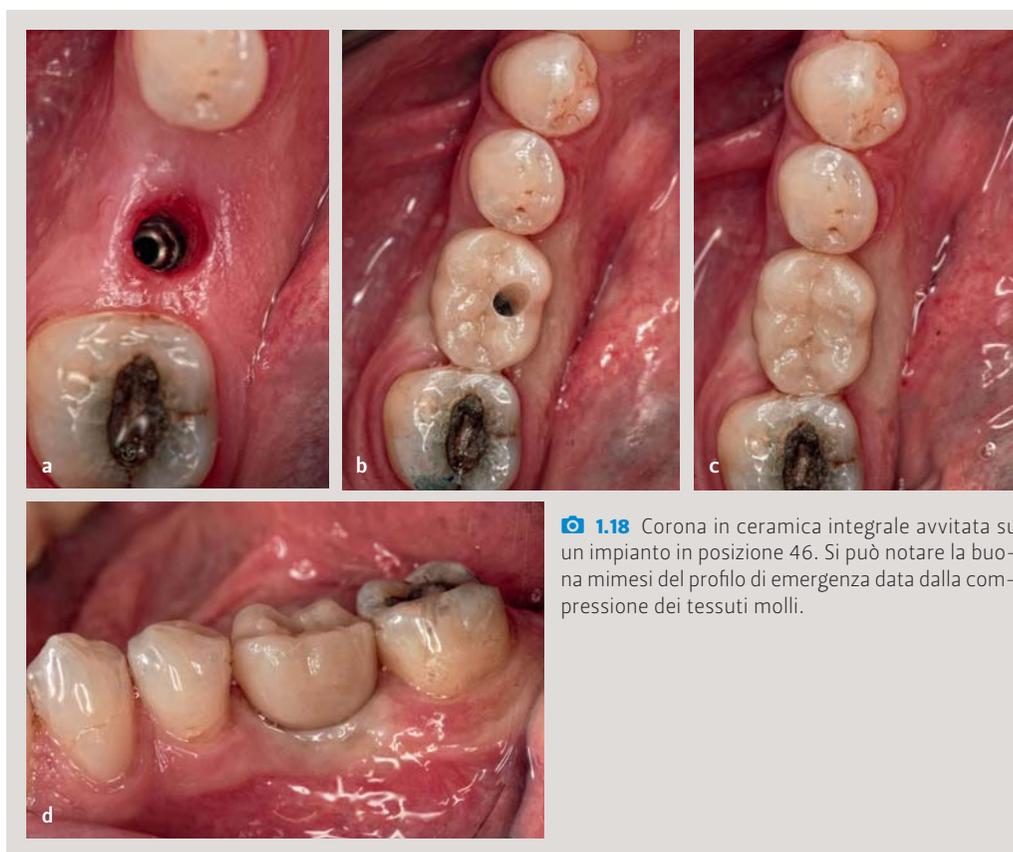


1.17 Terapia implantare eseguita in sede 11 precedentemente perso per trauma. Si associa al posizionamento dell'implianto un'ulteriore rigenerazione dei tessuti duri e molli per ripristinare i volumi preesistenti.

Area posteriore

Il carico immediato di denti del settore antero-posteriore premolare, presuppone le stesse regole di applicazione seguite in area estetica. In questo caso, è fondamentale definire una posizione implantare protesicamente guidata. La posizione del foro di ingresso negli impianti singoli risulta, nella stragrande maggioranza dei casi, non rilevante, poiché spesso si sceglie di non avere nessun contatto funzionale e di ricorrere ad una protesizzazione non funzionale. Il compito del provvisorio sarà perlopiù estetico e allo stesso tempo, consente di performare i profili emergenti e la guarigione dei tessuti.

In caso di protesi parziali fisse su impianti, la soluzione avvitata a carico immediato può essere una soluzione perseguibile con maggiore sicurezza rispetto alla protesi cementata, anche se negli ultimi anni, la soluzione conometrica sta trovando un largo impiego clinico. La necessità in caso di più elementi dentari, di dare un contatto protesico alla protesi immediata, seppur molto libero e con una dinamica progressiva, spesso è complicata dalla presenza di fori di ingresso. È comunque sempre consigliato far corrispondere i contatti occlusali al centro dell'assialità della posizione implantare. Questo vale soprattutto per gli impianti corti, a maggior ragione se caricati con corone singole, nei quali assume un'importanza fondamentale il rapporto tra corona e lunghezza della fixture (📷 1.18).



📷 1.18 Corona in ceramica integrale avvitata su un impianto in posizione 46. Si può notare la buona mimesi del profilo di emergenza data dalla compressione dei tessuti molli.

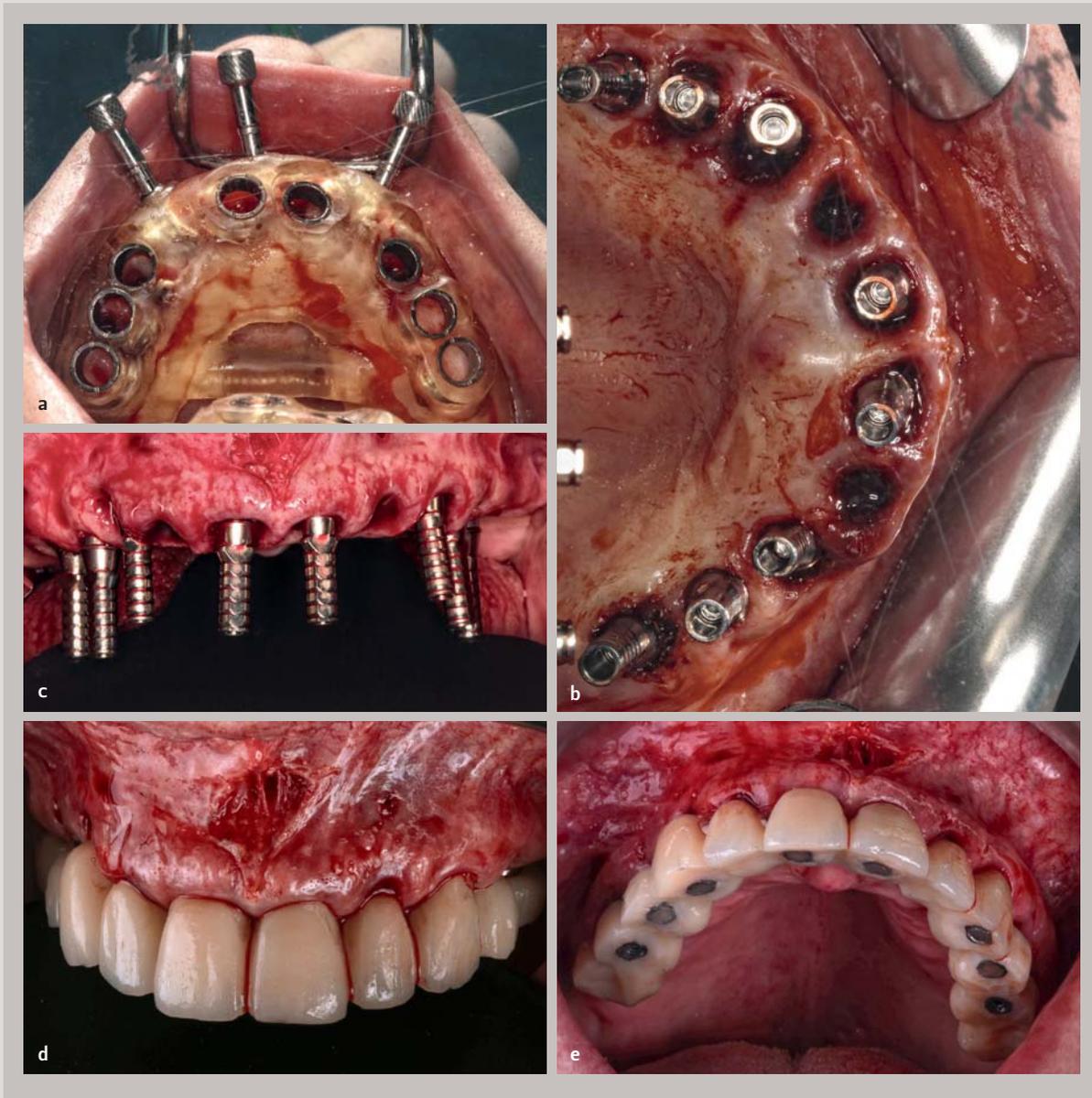
Full arch

Dal punto di vista protesico, il carico immediato presenta diversi vantaggi, il miglioramento della funzione masticatoria, la stabilità della protesi provvisoria, la riduzione al minimo del carico transmucoso incontrollato (causato da una protesi totale di transizione), la conservazione dell'osso e la stimolazione del rimodellamento osseo, il miglioramento dei profili gengivali, la migliore estetica, oltre che un miglioramento straordinario dell'impatto psicologico. La stabilità meccanica dell'arcata è il requisito fondamentale in una protesi provvisoria full arch e deve essere raggiunta mediante impiego di framework rigidi con "splintaggio bilaterale". La solidarizzazione degli impianti aiuta a contrastare l'effetto flettente delle forze laterali, riducendo così le sollecitazioni sfavorevoli e distribuendo le forze masticatorie in modo uniforme su un'area più ampia. Il restauro dell'arcata trasversale richiede un adattamento passivo adeguato, che protegge da un eccessivo micromovimento e conferisce la stabilità necessaria per l'osteointegrazione (📺 1.19).

Il micromovimento sotto una protesi rimovibile durante la fase di guarigione è una delle principali cause di fallimento della fixture, portando alla fibrointegrazione degli impianti, invece che all'osteointegrazione. Quando gli impianti vengono splintati con una protesi provvisoria provvista di un framework rigido, il problema del micromovimento è ridotto al minimo, a meno di 100 μm . La presenza di una struttura rigida sembra essere importante nel condizionare la risposta del tessuto perimplantare, poiché lo stress meccanico che agisce sugli impianti è ridotto, la stabilità è aumentata e il micromovimento all'interfaccia può essere mantenuto al di sotto della soglia critica. Pertanto si consigliano protesi provvisorie avvitate. È importante evitare qualsiasi residuo di cemento che interferisca con la guarigione dei tessuti, che può causare infiammazione e compromettere la guarigione di ossa e tessuti molli. Inoltre, in caso di impianti divergenti, è più facile ripristinare con una protesi avvitata. Le correzioni angolari con protesi avvitate sono comprese tra 40° e 90°, mentre con protesi cementate sono comprese tra 10° e 30°. Per quanto riguarda l'occlusione, vi è un disaccordo su quando e come fornire i contatti occlusali, ma tutti gli autori concordano sul mantenere solo i contatti centrici.

Le protesi provvisorie dovrebbero avere sui denti posteriori una volumetria occlusale leggermente più ridotta rispetto alla dentatura naturale. In conclusione:

- è consigliato posizionare i contatti occlusali all'interno del diametro dell'impianto;
- il provvisorio deve avere cuspidi piatte per ridurre al minimo le forze laterali e distribuirle su un'ampia area;
- è importante una buona distribuzione simmetrica delle forze masticatorie, soprattutto nelle fasi iniziali della guarigione;
- l'esposizione a forze parafunzionali può interrompere il corso dell'osteointegrazione;



1.19 Protesi di tipo Toronto bridge a carico immediato su 8 impianti posizionati nell'arcata superiore. La ridotta dimensione e l'anatomia scarsamente accentuata del tavolo occlusale degli elementi dentari in associazione con il corretto posizionamento implantare dovuto alla mascherina chirurgica garantiscono un'ideale distribuzione delle forze masticatorie.

- non devono essere presenti eccessivi cantilevers per impedire la presenza di forze non assiali;
- i pazienti dovrebbero modificare la loro dieta, evitando cibi duri durante il periodo di guarigione iniziale (circa 4 settimane);
- il controllo delle forze funzionali è uno dei fattori importanti per ottenere il successo nel carico immediato. Si consiglia quindi, di iniziare regolando l'occlusione con funzione progressiva, soprattutto nelle fasi iniziali della guarigione. Questo è molto importante per evitare complicazioni come la frattura e la perdita ossea perimplantare.

Protesi avvitata

Numerosi sono i vantaggi di questa tecnica sia nelle procedure protesiche immediate che nelle riabilitazioni definitive. Sicuramente, il maggior beneficio, che ne fa anche la maggiore indicazione del momento, è rappresentato dalla possibilità di rimuovere agevolmente il restauro in caso di necessità. Questo permette al clinico di monitorare tutte le fasi di lavoro con grande attenzione e di svolgere le procedure di finalizzazione o di impronta per restauro definitivo. A prescindere dal tipo di connessione implantare scelta, le protesi fisse possono essere avvitate direttamente a livello della piattaforma delle fixture, tramite un foro di accesso occlusale, o indirettamente, tramite mesostrutture. In questo caso, la protesi sarà composta da due componenti: una mesostruttura che fornisce sostegno ad una sovrastruttura, che rappresenta la parte visibile del restauro.

La scelta dell'utilizzo di una protesi avvitata viene normalmente determinata in fase di progettazione in base a:

- spazio interocclusale disponibile (se risulta esageratamente ridotto, vi è una minore ritenzione necessaria alla cementazione);
- grado di disparallelismo nel caso di impianti multipli;
- rapporto tra lunghezza dell'impianto utilizzato e corona clinica protesica;
- possibilità di inserire gli impianti in posizione protesicamente corretta, con l'emergenza del foro per la vite di fissaggio in prossimità del centro del tavolo occlusale degli elementi posteriori o sul versante linguale degli elementi anteriori.

L'esecuzione di una protesi direttamente avvitata richiede un adeguato posizionamento implantare, per evitare la presenza di fori di accesso eccessivamente palatali o vestibolari, che potrebbero compromettere l'estetica e la funzione del restauro. Se la posizione degli impianti dovesse richiedere una forte compensazione protesica, in genere, si preferisce utilizzare protesi che prevedono componenti intermedie, quali mesostrutture o protesi cementate su abutment. Negli ultimi anni, lo sviluppo di sistemi di controllo dell'angolazione e di sistemi dinamici di avvitamento, unito al progresso delle tecno-

logie CAD-CAM, ha permesso di risolvere numerosi problemi legati al disparallelismo e alla collocazione del foro di ingresso, permettendo di scegliere le soluzioni avvitate in moltissimi casi. Le indicazioni alla procedura vanno comunque individualizzate in base al caso clinico, valutando anche elementi biomeccanici locali e globali del paziente, dalle forze statiche e dinamiche al pattern muscolare presente.

Un altro parametro da considerare nell'analisi della protesi avvitata è rappresentato dai materiali. Recenti revisioni sistematiche della letteratura hanno evidenziato che non vi sono differenze statisticamente significative nel confronto tra varie tipologie di protesi fisse avvitate, direttamente o mediante mesostrutture (corone singole, ponti, arcate complete), eseguite in diverse tipologie di materiali (metallo - ceramica, zirconia - ceramica), né comparando le protesi cementate con quelle avvitate. Il confronto tra protesi avvitate e cementate non ha messo in evidenza complicanze biologiche, in termini di perdita ossea nel tempo, anche se l'incidenza delle perimplantiti legate ai cementi svolge un ruolo dirimente in favore della protesi avvitata.

In molti studi, sono state evidenziate complicanze tecniche, come chipping o alterazioni della sovrastruttura, più frequenti nelle protesi avvitate rispetto alle protesi cementate, mentre il numero totale delle complicanze, nelle protesi avvitate, rimane inferiore (📷 1.20).

Dal punto di vista clinico è opportuno analizzare il comportamento delle tipologie protesiche in base al grado di edentulia ed al tipo di materiale.

In caso di impianti singoli, le problematiche riportate in letteratura relative all'incidenza di allentamento sono presumibilmente determinate da un non adeguato torque di avvitamento del pilastro sull'impianto e dall'utilizzo di componenti antirotazionali poco precise. Con l'utilizzo di un torque adeguato (tra 25-35 Ncm) e componenti protesiche con un maggiore grado di precisione, risulta decisamente ridotto il problema dell'allentamento della vite nei restauri singoli, a prescindere dal tipo di connessione. In caso di allentamenti delle viti, non c'è una chiara evidenza scientifica che dimostri come i micromovimenti abbiano un'influenza sulla stabilità dell'osso e dei tessuti molli. La protesi avvitata sembra dare ottime performance funzionali, facile rimovibilità e possibilità di controllo. È opportuno sottolineare che la produzione di componenti stiche implantari e protesiche prevede trattamenti di superficie che migliorano la performance sia negli impianti a connessione interna sia in quelli a connessione esterna. Le viti che subiscono tali trattamenti di superficie infatti, consentono di ottenere, a parità di torque, valori di precarico più elevati. Rispetto ai restauri su denti singoli, le protesi parziali fisse o le riabilitazioni estese a supporto implantare sono maggiormente suscettibili a fenomeni di chipping e fratture dei framework, ma meno soggette a perdita di ritenzione legata allo svitamento delle viti di fissaggio. Una complicanza relativamente frequente nella protesi direttamente avvitata su impianti multipli è la perdita del materiale di otturazione del foro di accesso occlusale. Sebbene questa sia una complicanza minore e di facile soluzione, la sua reiterazione nel tempo può essere casua di discomfort per il paziente.



1.20 Sostituzione di un canino superiore perso per trauma. Dopo la rimozione del maryland si procede al posizionamento implantare, a cui segue la fase di guarigione. Il restauro è composto da un abutment individualizzato in zirconia e una corona in disilicato di litio.

Quando si rende necessario solidarizzare più impianti, la passivazione della struttura è fondamentale. La presenza di imprecisioni anche piccole implica infatti, che una parte del precarico della vite di fissaggio venga dissipata, per alloggiare completamente la struttura protesica. Test in vitro hanno messo in evidenza che elementi singoli in metallo ceramica direttamente avvitati hanno una minore resistenza meccanica rispetto alle corone cementate dello stesso materiale. Le complicazioni tecniche più frequenti riportate negli studi clinici riguardano la perdita di ritenzione, dovuta alla perdita di precarico nelle ricostruzioni di denti singoli, chipping della ceramica di rivestimento e, più raramente, frattura dei framework di supporto. Anche le corone stratificate in zirconia ceramica direttamente avvitate sembrano essere meno resistenti alla frattura rispetto alle corone cementate. Nelle edentulie totali o nei casi con gravi atrofie ed elevata componente ortopedica è consigliato utilizzare protesi ad avvitamento indiretto, su mesostruttura o su MUA.

Dal punto di vista biomeccanico, è importante valutare anche la connessione.

La connessione interna presenta minore resistenza intrinseca della componentistica protesica, in quanto la parte terminale è più piccola del diametro implantare. Inoltre, è stato ipotizzato un meccanismo di usura dell'ingaggio antirotazionale delle fixture da parte delle strutture in zirconia. Questo fenomeno potrebbe potenzialmente portare alla perdita di efficacia del dispositivo antirotazionale e in conseguenza di ciò, un aumentato rischio di allentamento delle viti di fissaggio e l'apertura di microgap indesiderati.

Le modifiche introdotte a livello del disegno delle strutture in zirconia, finalizzate a migliorare il supporto del materiale di rivestimento e dei protocolli di fabbricazione, in particolare, dei cicli termici dei manufatti, hanno ridotto l'incidenza del chipping e di altre complicità meccaniche. Sono stati recentemente introdotti sul mercato manufatti monolitici in zirconia, che possono essere direttamente avvitati alla fixture o cementati in laboratorio, su appositi link di transizione in titanio. Data l'assenza di materiale di rivestimento, viene in questo modo superato il problema del chipping dello stesso e i primi risultati sembrano promettenti; rimangono tuttavia, valide le considerazioni che riguardano il comportamento meccanico delle strutture in zirconia. Per questo tipo di applicazione, è stata inoltre sviluppata una forma di zirconia traslucida, con una resa estetica migliore (a discapito però della resistenza meccanica del materiale), che può essere trattata al fine di migliorare ulteriormente l'integrazione estetica. Nonostante i numerosi lavori in letteratura, sono sicuramente necessari altri riscontri clinici negli anni, per stabilire se tale tipo di soluzione sia la più opportuna in termini di materiali per la protesi fissa dell'arcata completa.

L'impiego delle tecniche CAD-CAM ha introdotto nuovi materiali che possono essere sicuramente performanti sia dal punto di vista estetico che funzionale (📷 1.21).

Dal punto di vista clinico vanno distinte soluzioni provvisorie per il carico immediato e soluzioni definitive. Una seconda distinzione va fatta nella scelta



1.21 Restauro di un 21 perso per trauma mediante un moncone in zirconia e una corona in disilicato di litio.

del materiale da restauro in base a tutti i fattori di complessità presenti e al livello di rapporto interarcata generato dall'atrofia presente.

Molti lavori in letteratura hanno infatti evidenziato le differenze in termini meccanici e biologici di materiali protesici nelle riabilitazioni full-arch, in caso di protesi dentarie standard o con elevata componente ortopedica.

Per semplificare il processo decisionale, possiamo seguire il seguente schema nell'impiego dei materiali nella protesi avvitata:

- metallo-resina: consigliata nelle fasi provvisorie o nelle procedure di carico immediato. Il suo impiego nel tempo ha sottolineato purtroppo numerose complicanze meccaniche, dalla lesione delle componenti dentali alle alterazioni della struttura, l'eccessiva degradazione e pigmentazione del materiale, l'infiltrazione dei punti di transizione. Sono presenti anche molte complicanze biologiche.

- titanio-composito: più performante rispetto alle soluzioni in metallo resina, permette di fondere la precisione e la predicibilità delle procedure CAD-CAM per la realizzazione delle sottostrutture alla performance estetico-funzionale del composito. Il suo impiego nel tempo fornisce migliore predicibilità e resa estetica. Adatto particolarmente a quei pazienti in cui la presenza di parafunzioni e di patologie ATM potrebbe controindicare l'impiego di materiali rigidi. Una variante degna di nota dell'impiego di questa soluzione è il matching tra strutture CAD-CAM in cromo-cobalto o in titanio, con sovrastrutture monolitiche di composito di ultima generazione. Questa soluzione permette di evitare il fenomeno del distacco degli elementi in composito, in caso di ancoraggio primario, ma anche di riduzione delle infiltrazioni in caso di soluzione per stratificazione. Le soluzioni monolitiche garantiscono, secondo il parere dell'autore, un'eccellente resa biomeccanica ed un altrettanto stabile risultato estetico nel tempo (📷 1.22).
- soluzioni CAD-CAM in PEEK e PEEK PMMA: questa soluzione protesica CAD-CAM permette di gestire, in maniera fluida ed efficace, le procedure di carico immediato, garantendo sia una buona funzione che una buona integrazione estetica. Rappresenta oggi una delle soluzioni più promettenti per le procedure di carico immediato con tecnica avvitata. Il PEEK è un polimero ad elevate prestazioni, parzialmente cristallino, termoplastico e stabile alle alte temperature, a base di polietere etere chetone, a cui sono state aggiunte microparticelle ceramiche inorganiche, che presentano un diametro $<0,5 \mu\text{m}$.

In tal modo è stata garantita l'elasticità fisiologica e grazie all'aggiunta di particelle ceramiche, si è potuto combinare una perfetta rigidità ad eccezionali proprietà di lucidatura.

Le principali caratteristiche del materiale sono:

- resilienza;
- assorbimento degli shock;
- non abrasività sulla dentatura naturale residua;



📷 1.22 Processo di fresaggio della sotto struttura di una protesi, a partire da una cialda di titanio.

- elasticità pari al tessuto osseo;
- resistenza alla rottura e stabilità alla torsione;
- massima tollerabilità;
- mantenimento dei valori di frizione;
- metal free;
- ipoallergenicità;
- non solubilità in acqua;
- resistenza alla placca;
- nessuna conduttività elettrolitica;
- rispetto alla ceramica conserva la resistenza intrinseca;
- nessuna degenerazione legata all'invecchiamento;
- resistenza ai raggi gamma e ai raggi X;
- stabilità dal punto di vista chimico.

Questo materiale, già presente in numerosi studi in letteratura da anni, presenta un'ottima combinazione tra elasticità e rigidità, assorbe gli shock, è semi-rigido come il tessuto osseo sano, permette la torsione fisiologica naturale dell'arcata mascellare. È resistente alla rottura, di facile lavorazione, metal free, nessuno scambio di ioni, anallergico, nessun gusto di metallo, buona integrazione con i tessuti molli. Tra le caratteristiche biomeccaniche, sono riportate in letteratura:

- stabilità, grazie ai suoi elevati valori di resistenza meccanica;
- resistenza all'abrasione;
- rivestimento estetico ottimale e di lunga durata.

La leggerezza, le superfici lisce e l'integrazione fisiologica nell'organismo umano permettono il mantenimento sia di una buona estetica che di un'ottima condizione di salute dei tessuti molli.

Protesi cementata

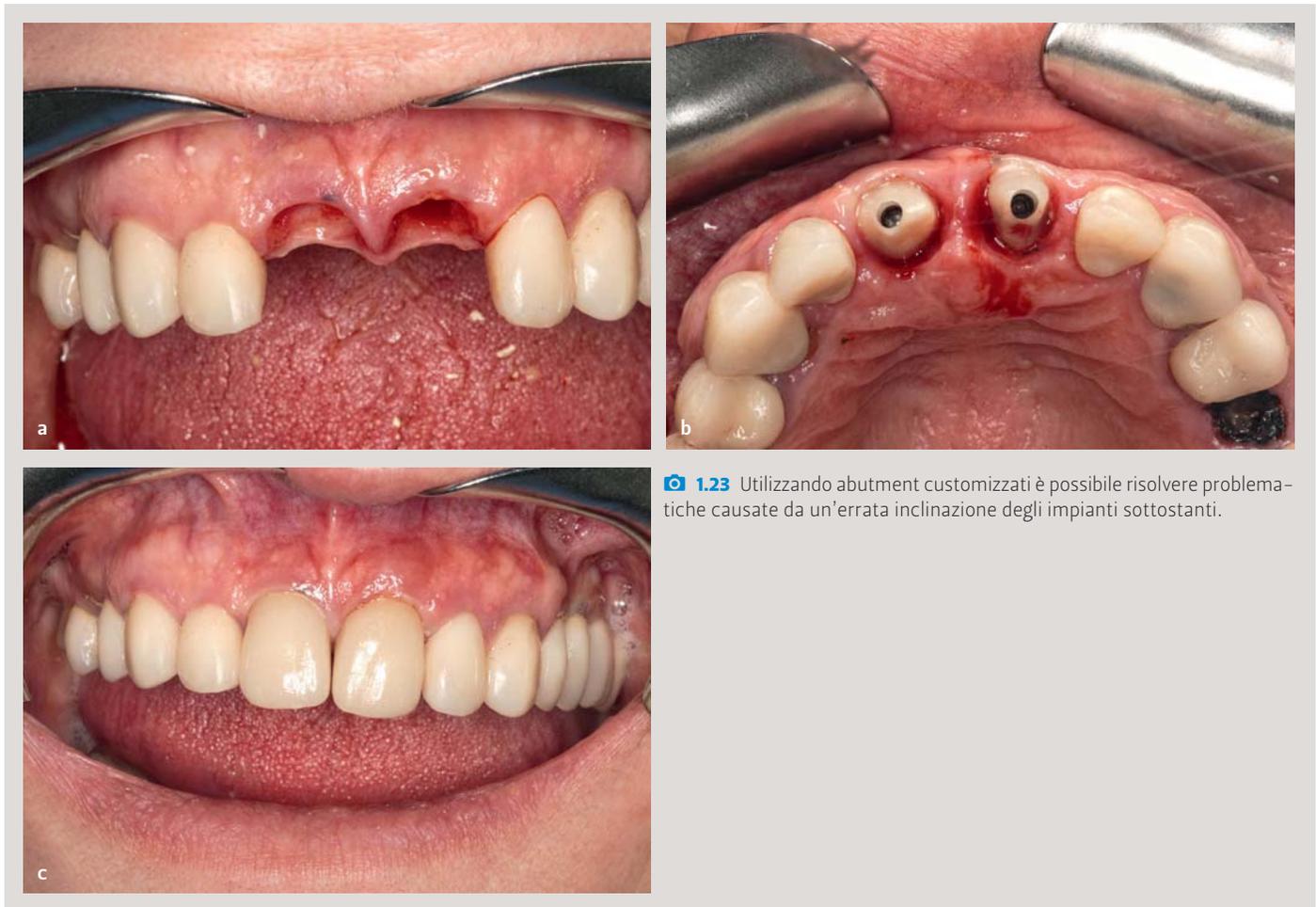
La scelta dell'utilizzo di una protesi implantare cementata viene normalmente determinata in fase di progettazione in base a variabili quali:

- lo spazio interocclusale disponibile;
- il grado di disparallelismo, in caso di impianti multipli;
- il rapporto tra lunghezza dell'impianto utilizzato e corona clinica protesica ed un'inclinazione non adeguata dell'impianto.

Criteri clinici, come la possibilità di rimuovere agevolmente il restauro in caso di necessità, l'estetica, la gestione dell'occlusione, la facilità, la precisione ed i costi di produzione possono influenzare il processo decisionale, così come anche un posizionamento implantare non ideale può influenzare il risultato estetico finale, rendendo di fatto visibile il foro di accesso della vite in caso di protesi avvitata. Inoltre, in casi di impianti multipli, se la posizione degli impianti

dovesse richiedere una forte compensazione protesica si preferisce utilizzare protesi cementate o protesi che prevedono componenti intermedie, quali mesostrutture avvitate, con una sovrastruttura cementata o avvitata (1.23).

Il risultato estetico finale rappresenta uno dei principali vantaggi della protesi cementata, eliminando le obiezioni del paziente riguardo al foro di accesso della vite. Una migliore gestione dell'occlusione delle corone definitive è un altro vantaggio, in quanto il foro di accesso della vite, necessario per la soluzione avvitata, spesso cade in una parte funzionale del restauro. Sebbene la consegna di un restauro cementato possa risultare più semplice in situazioni di apertura della bocca limitata, il maggiore svantaggio della soluzione protesica cementata è la rimozione degli eccessi di cemento. Alcuni studi¹¹ infatti, hanno dimostrato la permanenza di residui di cemento, a prescindere dalla posizione sottogengivale del margine protesico, ed il fatto che questi residui siano la principale causa di perimplantite, in modo indipendente dal tipo di cemento utilizzato. Pertanto, un'attenta progettazione del disegno e del margine di chiusura del moncone implantare deve essere effettuata per facilitare la rimozione del cemento in eccesso. Possono essere di aiuto il posizionamento di un



filo retrattore al di sotto del sottosquadro del moncone protesico e/o una cementazione extraorale su una replica del moncone (📷 1.24).

Ulteriori possibili complicazioni della protesi cementata sono dovute ad un inadeguato posizionamento della corona sul moncone, durante la fase di cementazione, con conseguente perdita della corretta posizione del restauro, così come la perdita di ritenzione nel tempo della corona, che dipende principalmente dal moncone protesico. Studi in vitro hanno dimostrato come la convergenza e l'altezza dei pilastri protesici siano fondamentali per mantenere la stabilità del restauro protesico nel tempo. In letteratura, è stato proposto l'utilizzo di un cemento provvisorio per favorire il re-intervento nel tempo in caso di complicanze. Tuttavia, a causa della stretta aderenza tra il moncone e la corona, è risultato molto difficile rimuovere la corona senza danneggiarla o evitando di danneggiare la vite di ritenzione. La perdita di ritenzione della corona è uno svantaggio più nelle corone singole che nelle arcate complete o parziali, le quali possono contare su un maggior numero di impianti. Tuttavia, l'eventuale decementazione di una di queste unità può non essere percepita, con la conseguenza di un'errata distribuzione delle forze occlusali sui diversi impianti.

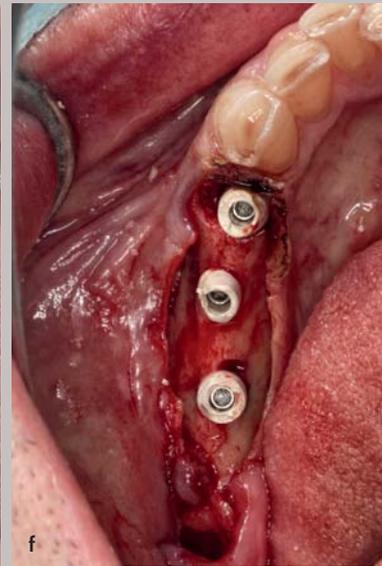
Uno dei vantaggi della protesi cementata è la maggior facilità ad ottenere la passivazione delle componentistiche protesiche rispetto alla protesi avvitata, grazie alla presenza del cemento, che sembra agire come shock-absorber. Revisioni sistematiche della letteratura hanno evidenziato come non vi siano differenze statisticamente significative confrontando varie tipologie di protesi fisse avvitate direttamente o mediante mesostrutture (corone singole, ponti, arcate complete), eseguite in diverse tipologie di materiali (metallo - ceramica, zirconia - ceramica), né confrontando protesi cementate con avvitate. Non c'è evidenza di una maggiore entità di perdita ossea confrontando le due forme di protesi,¹² ma nelle protesi avvitate è stata rilevata una maggiore frequenza di chipping rispetto a quelle cementate.



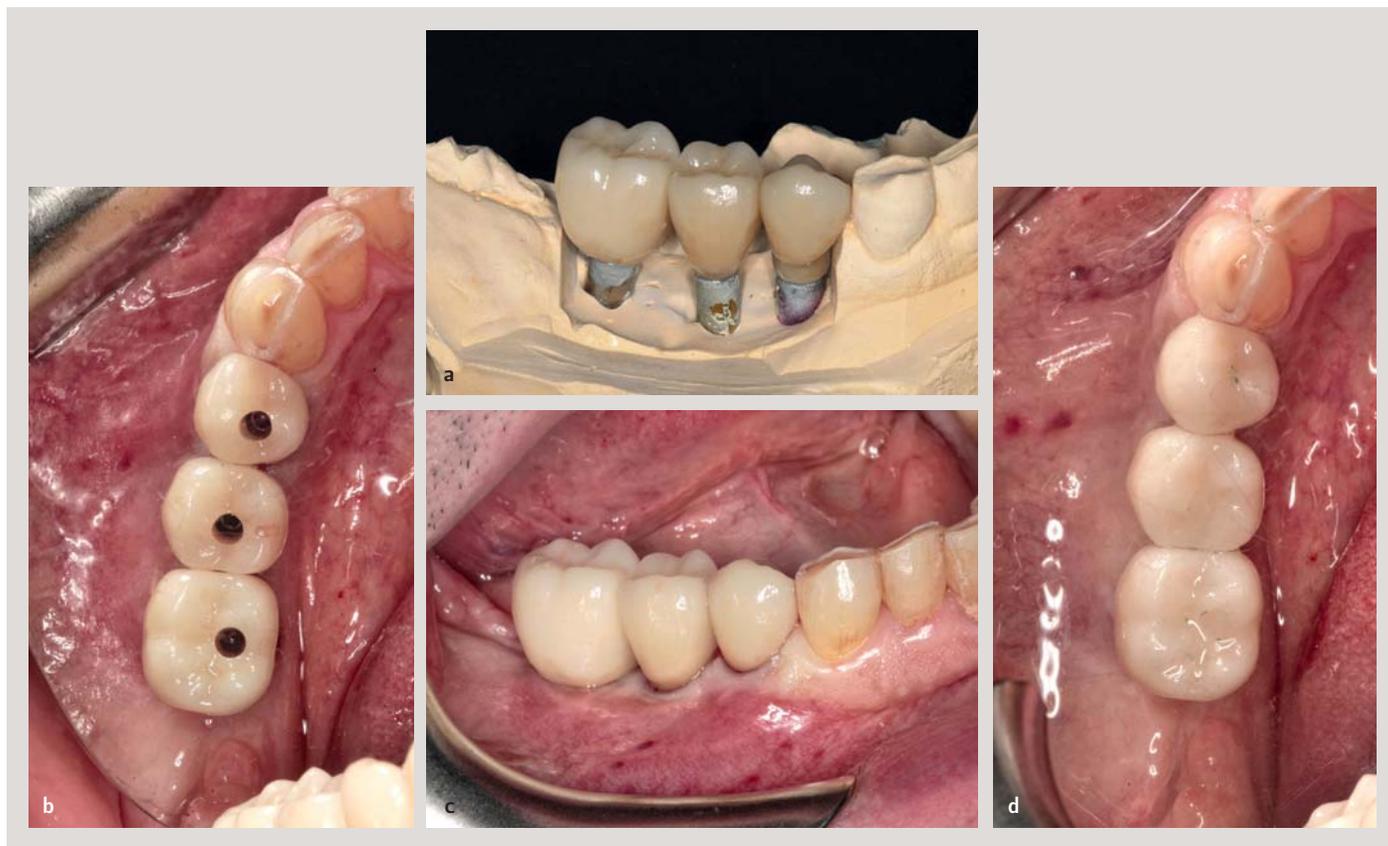
📷 1.24 La rimozione di eccessi di cemento come quello in foto è fondamentale per preservare la salute dei tessuti perimplantari.

Un ruolo fondamentale è svolto dall'abutment, che può essere realizzato grazie alle nuove tecnologie CAD-CAM, in titanio di grado 4 o 5, interamente in zirconia, in zirconia su base in titanio, in disilicato su base in titanio, in cromo cobalto su base in titanio e in resina composita su base in titanio. Sono inoltre, reperibili in commercio i pilastri in titanio di grado 4 e di grado 5, fabbricati attraverso fresatura dalle aziende produttrici di impianti. I monconi estetici (zirconia, disilicato e resina composita) permettono una migliore gestione del colore dei tessuti molli perimplantari. Il moncone interamente in zirconia presenta un'ottima rigidità ed evita la formazione di correnti galvaniche tra metalli differenti, tra impianto e pilastro; sono stati però riportati casi di frattura della componente antirotazionale del moncone. Per ovviare all'incidenza della frattura dei pilastri in zirconia, è possibile fabbricare dei pilastri con base in titanio di grado 4 o 5, sui quali viene cementato un moncone in zirconia, con cementi resinosi, in laboratorio. Sopra al moncone protesico possono essere cementate corone monolitiche o corone stratificate (📷 1.25 e 1.26).





1.25 Carico immediato nel settore posteriore del quadrante tre. Dopo aver posizionato gli impianti, si procede a connettere e adattare i monconi da provvisorio sui quali sarà cementata la protesi.

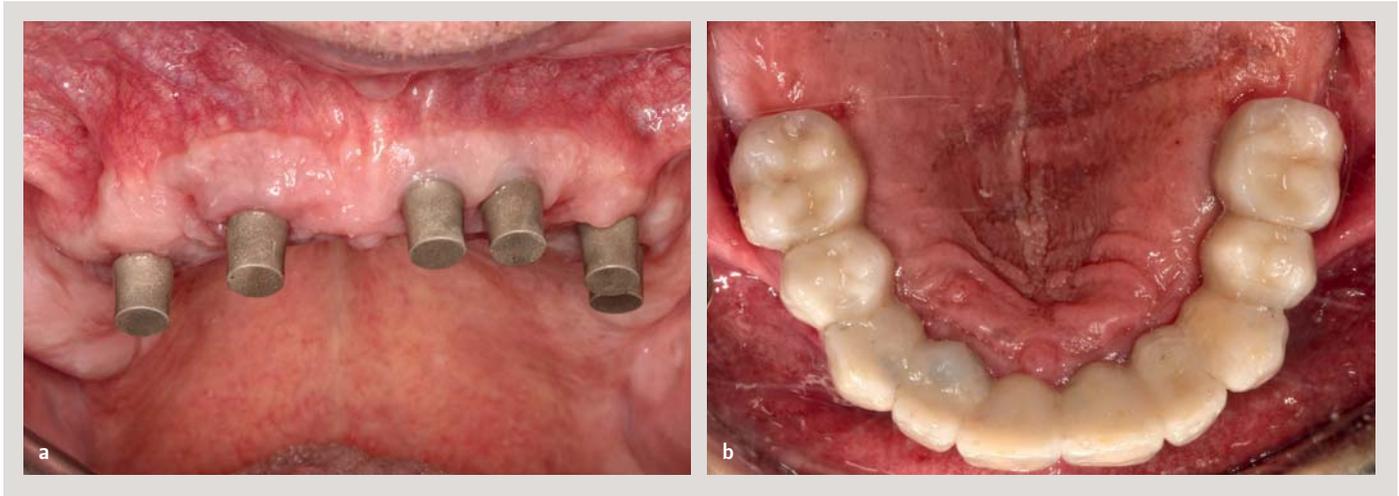


1.26 Per la protesi definitiva è stata invece scelta una connessione avvitata.

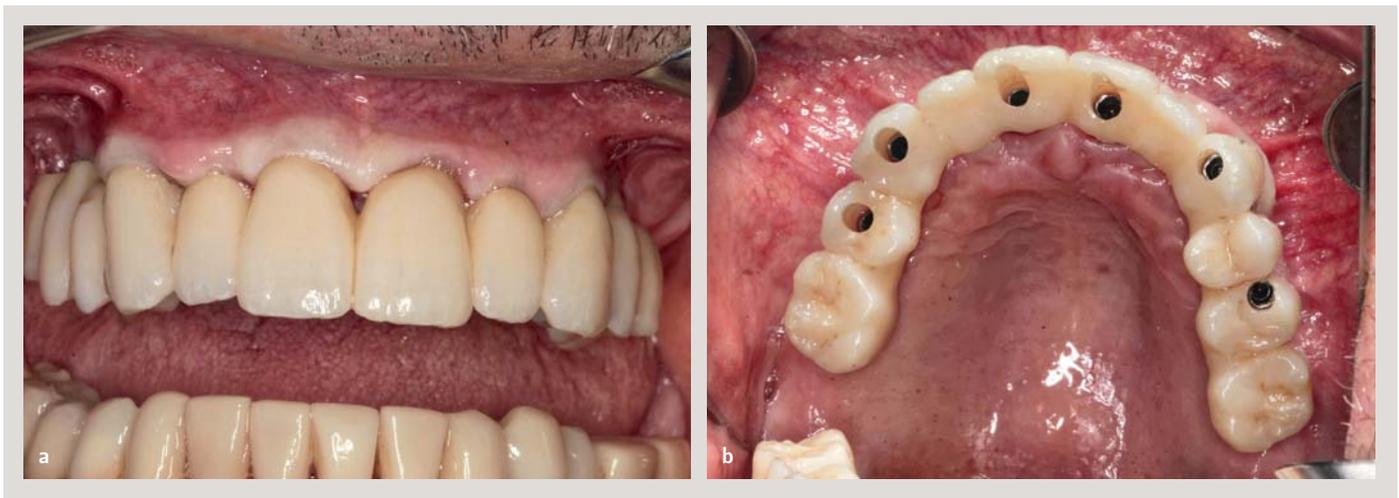
Protesi conometrica

Numerosi studi in letteratura ed esperienze cliniche hanno riportato in auge negli ultimi anni questa soluzione protesica. I principali vantaggi sono rappresentati dalla facilità di rimozione e dalla possibilità di re-intervento, uniti alla stabilità della protesi fissa e ad un'estetica totale del manufatto, per via dell'assenza di fori dedicati alle viti di fissaggio. Inoltre, alcuni lavori in letteratura, hanno rilevato l'eccellente stabilità dei tessuti molli insieme alla possibilità di poter eseguire manovre di igiene professionale semplici ed efficaci. L'avvento delle procedure CAD-CAM ne favorisce la protrazione e la realizzazione chirurgica e protesica, riducendo le difficoltà operatorie e le imprecisioni strutturali. Tra gli svantaggi, sono sicuramente da elencare la perdita di stabilità e di ritenzione nel tempo e la presenza in diverse circostanze, di complicanze meccaniche relative alla parte secondaria protesica, per cedimento o alterazione dei materiali (1.27 e 1.28).

In uno studio recente, Albiero e coll.¹³ hanno valutato il risultato clinico al follow-up di 2 anni di restauri full arch, a carico immediato e con supporto conometrico, pianificati utilizzando metodiche digitali. La ricerca ha incluso 12 pazienti, che presentavano elementi dentari compromessi nel mascellare. Il pia-



1.27 Stato dei tessuti molli al di sotto di una protesi provvisoria a carico immediato consegnata un mese prima. La connessione conometrica, non necessitando di cemento e quindi della rimozione dei suoi eccessi, consente di norma una guarigione molto più rapida.



1.28 Altro esempio di protesi totale avvitata su impianti, questa volta definitiva, sempre caratterizzata da un posizionamento implantare ottimale, resa possibile, soprattutto nei casi di edentulia completa, solo grazie alla chirurgia guidata.

no di trattamento scelto è stato il posizionamento di impianti mediante chirurgia computer guidata. Sono stati inseriti 72 impianti in totale. Tutti gli impianti sono stati immediatamente caricati con un restauro full arch. La tecnologia di scansione digitale è stata utilizzata per pianificare virtualmente una ritenzione conometrica e vite combinata delle strutture. I parametri clinici sono stati valutati a 1 settimana e al follow-up di 1, 3, 6, 12 e 24 mesi.

Il tasso di sopravvivenza dopo 2 anni è stato del 98,6%, poiché un impianto è fallito durante il periodo di osteointegrazione. Non sono state osservate complicazioni protesiche importanti, come problemi di mobilità, monconi svitati, cappette conometriche disconnesse e fratture protesiche. Solo un paziente ha registrato un problema biomeccanico nella protesi. È importante sottolinea-

re la validità della risposta biologica di questa soluzione protesica. In uno studio recente, Bressan e coll.¹⁴ hanno analizzato in vitro la capacità di sigillatura all'interfaccia di connessione protesica di due sistemi conometrici, con lo stesso design, ma materiali diversi, per un totale di 24 campioni. Ogni campione è stato assemblato con un moncone conico e rispettiva cappetta. Nel gruppo A, le cappette erano d'oro, mentre nel gruppo B erano in PEEK. Tre μL di sospensione batterica mista (specie *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis* e *Fusobacterium nucleatum*) sono stati inoculati nel foro della vite del moncone e la cappetta è stata inserita sul moncone. I campioni sono stati immersi in provette di coltura e incubati per 24, 48 e 72 ore, in condizioni anaerobiche. La valutazione qualitativa-quantitativa, utilizzando la reazione a catena della polimerasi in tempo reale, è stata eseguita a 72 ore. Dall'analisi eseguita, è stata verificata una dispersione microbica in entrambi i gruppi e non è stata rilevata alcuna differenza statisticamente significativa tra i due gruppi. La concentrazione microbica ha determinato una presenza inferiore a 1×10 copie/ μL in tutti gli assemblaggi positivi.

BIBLIOGRAFIA

1. DAVIES JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003;67(8):932-49.
2. ALBREKTSSON T, C JOHANSSON. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J* 2001;10 (Suppl 2):S96-101.
3. BRÄNEMARK PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983 Sep;50(3):399-410.
4. GOTFREDSEN K, NIMB L, BUSER D ET AL. Evaluation of guided bone generation around implants placed into fresh extraction sockets: an experimental study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg* 1993 Aug;51(8):879-84; discussion 885-6.
5. SENNERBY L, MEREDITH N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000 2008;47:51-66.
6. MORTON D, JAFFIN R, WEBER HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19 Suppl:103-8.
7. BALSHE TJ, WOLFINGER GJ. Immediate loading of Brånemark implants in edentulous mandibles: a preliminary report. *Implant Dent Summer* 1997;6(2):83-8.
8. CICCÌ M, BERETTA M, RISITANO G ET AL. Cemented-retained vs screw-retained implant restorations: an investigation on 1939 dental implants. *Minerva Stomatol.* 2008;57(4):167-79.
9. SAILER I, MÜHLEMANN S, ZWAHLEN M ET AL. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 Suppl 6:163-201.
10. BRESSAN E, SBRICOLI L, GUAZZO R ET AL. Five-year prospective study on conometric retention for complete fixed prostheses. *Int J Oral Implantol (Berl)* 2019;12(1):105-113.
11. STAUBLI N, WALTER C, SCHMIDT JC ET AL. Excess cement and the risk of peri-implant disease - a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(10):1278-1290.
12. DE BRANDÃO ML, VETTORE MV, VIDIGAL JÚNIOR GM. Peri-implant bone loss in cement- and screw-retained prostheses: systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol* 2013;40(3):287-95.
13. ALBIERO AM, BENATO R, MOMIC S ET AL. Guided-welded approach planning using a computer-aided designed prosthetic shell for immediately loaded complete-arch rehabilitations supported by conometric abutments. *J Prosthet Dent* 2019;122(6):510-515.
14. BRESSAN E, STOCCHERO M, JIMBO R ET AL. Microbial Leakage at Morse Taper Conometric Prosthetic Connection: An In Vitro Investigation. *Implant Dent* 2017;26(5):756-761.