

DENTAL CADMOS

E S T R A T T O



MASSON

Le metodiche CAD-CAM nella costruzione di pilastri protesici implantari in titanio

M. Cassetta, *F. Tarantino, S. Calasso

Università degli Studi di Roma "La Sapienza" – Dipartimento di Scienze Odontostomatologiche
Insegnamento di Riabilitazione protesica IV – Titolare: prof. M. Cassetta

* Libero professionista, Roma

1. Introduzione

L'introduzione di nuovi design implantari, di nuove superfici finalizzate al miglioramento delle capacità osteoinduttive e d'integrazione delle fixture, e dell'architettura morfofunzionale dei tessuti molli e duri, ha stimolato i clinici a sviluppare nuove pro-

cedure restaurative che aumentano il comfort del paziente e riducono il tempo complessivo del trattamento.

Utilizzando le più moderne tecniche di scansione, in associazione con la tecnologia Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (CAD-CAM), è possibile produrre pilastri pro-

tesici individualizzati con un elevato grado di precisione, anche nei casi di riabilitazione completa.

Disegno assistito da computer – Produzione assistita da computer: è il significato dell'acronimo CAD-CAM, che indica che le fasi di progettazione e fabbricazione avvengono con l'assistenza del

Riassunto

OBIETTIVI. Descrivere l'utilizzo delle metodiche CAD-CAM nella costruzione di pilastri protesici implantari in titanio, personalizzati. **MATERIALI E METODI.** Dopo aver valutato i diversi impieghi delle metodiche CAD-CAM in campo odontoiatrico nel corso degli ultimi vent'anni, gli autori descrivono i vantaggi e gli svantaggi delle diverse tipologie di pilastri implantari presenti in commercio, ovvero dei pilastri standard, calcinabili (UCLA e full) e CAD-CAM. La revisione della letteratura che concerne la valutazione delle eventuali discrepanze nella connessione fixture-pilastro implantare e la libertà di rotazione presente tra pilastri protesici in titanio, costruiti con metodica CAD-CAM e fixture, è seguita dalla descrizione delle fasi di costruzione dei pilastri protesici personalizzati in titanio,

dalla presa dell'impronta alla fase di rifinitura e lucidatura. **CONCLUSIONI.** Le più recenti tecnologie di scansione e di produzione con i sistemi CAD-CAM rendono possibile la costruzione di pilastri personalizzati in titanio estremamente precisi, caratterizzati da un adattamento perfetto.

Parole chiave odontoconsult.it

Pilastri protesici implantari
Metodiche CAD-CAM
Titanio
Impianti
Implantoprotesi

Abstract

CAD-CAM systems in titanium customized abutment construction

OBJECTIVES. To point out the use of CAD-CAM techniques in the construction of titanium customized abutment.

MATERIALS AND METHODS. After evaluating the different uses of CAD-CAM techniques in dentistry over the past twenty years, the authors describe the pros and cons of currently available abutments: stock abutment, cast custom abutment (full and UCLA) and CAD-CAM abutment. After reviewing the literature about discrepancies in abutment-implant connection and freedom of rotation of CAD-CAM customized titanium abutment, the authors describe the construction of CAD-CAM abutment step by

step from impression taking to finishing and polishing.

CONCLUSIONS. The latest scanning technology and CAD-CAM production systems enable the construction of extremely accurate and perfectly fitting titanium abutments.

Key words

Abutments
CAD-CAM techniques
Titanium
Implants
Implantoprosthesis

computer. I primi segni di questa tecnologia, che tanto ha influito sulle procedure di produzione industriale, risalgono all'inizio degli anni Sessanta, con la presentazione della prima interfaccia grafica che si avvaleva di una tavoletta e una penna luminosa. Da quel momento, il passaggio al settore dentale ha richiesto circa una decina d'anni. Infatti, l'idea di utilizzare le tecniche CAD-CAM per la realizzazione di restauri dentali fu concepita da François Duret negli anni Settanta. Nei dieci anni successivi, l'approfondimento di questa tecnologia e della sua applicazione in ambito dentale ha portato alla realizzazione dei primi sistemi dedicati. Il primo in assoluto è stato il Cerec[®], ideato da Mörmann e Brandestini presso l'Università di Zurigo nel 1981. Quattro anni più tardi, sempre nella stessa Università, è stato prodotto e cementato il primo intarsio eseguito con questo apparecchio. Parallelamente, anche in Svezia è stato messo a punto un sistema CAD-CAM: nel 1983, grazie agli studi di due ricercatori svedesi, è stata realizzata la prima corona in titanio. Negli anni si è assistito a una considerevole accelerazione nello sviluppo di altri sistemi CAD-

CAM da laboratorio, come conseguenza del significativo miglioramento delle prestazioni sia dei computer sia dei software applicativi (1,2).

Il ciclo di produzione della struttura di una corona è diviso in due fasi. La prima è la fase CAD, che consiste nel tradizionale sviluppo delle impronte e nella preparazione dei modelli e dei monconi. Successivamente si acquisiscono i dati con l'apposito scanner e viene elaborato al computer un manufatto virtuale in 3D, secondo le esigenze e le attuali linee guida protesiche. A questo punto si provvede alla produzione del manufatto, con standard qualitativi irraggiungibili in un laboratorio odontotecnico tradizionale, tramite la tecnica CAM. Effettuata la lettura, il software del computer elabora i dati e li invia alla macchina utensile CAM che fresa il blocco grezzo di materiale scelto per la ricostruzione protesica. terminate le lavorazioni CAD-CAM, si procede alla consegna della struttura per la prova sul paziente e la presa del colore. Il tutto poi viene rimandato al laboratorio odontotecnico per il completamento con la ceramica.

La tecnologia CAD-CAM è stata sviluppata con l'obiettivo di pro-

gettare e realizzare strutture protesiche con caratteristiche di qualità costanti, utilizzando procedure codificate, protocollate, controllabili e soprattutto ripetibili. Le metodiche CAD-CAM applicate all'odontoiatria rappresentano l'avanguardia, dal punto di vista tecnologico, degli strumenti oggi a disposizione del clinico e i progressi raggiunti nelle moderne tecniche di scansione ne hanno permesso un'ampia diffusione. Le attuali tecnologie laser e ottiche, infatti, consentono di ottenere dati affidabili che, insieme ai software sempre più sofisticati, permettono di eseguire tracciati di fresatura precisi e fedeli.

La tecnologia CAD-CAM è riuscita ad affermarsi come valida alternativa alle metodiche dei restauri tradizionali in ceramica, soprattutto eliminando i metalli e garantendo prodotti di alta qualità tramite l'utilizzazione di ossido di zirconio, bio-titanio, cromo cobalto e materiali sintetici. Tali materiali sono biologicamente compatibili e facilmente ceramizzabili. L'ossido di zirconio, in particolare, con le sue ottime caratteristiche di resistenza e biocompatibilità note nell'ambito delle protesi implantari, è il materiale di elezione per le

strutture. I restauri in ceramica integrale sono considerati inerti, grazie alla loro stabilità orale e biocompatibilità. L'accumulo di placca su un restauro in ceramica integrale è paragonabile a quello che si verifica su un dente naturale. Inoltre, a differenza degli elementi con supporto in metallo, i restauri in ceramica integrale presentano una bassa conducibilità termica, per cui eliminano la sensibilità alle variazioni di temperatura. I restauri protesici in ceramica integrale realizzati con la tecnologia CAD-CAM si distinguono anche per la loro precisione di adattamento, un fattore determinante per il successo funzionale ed estetico. Le tecniche di produzione CAD-CAM permettono di produrre oggi strutture in ceramica integrale per corone e ponti nei settori anteriori e posteriori. Il processo automatizzato garantisce risultati di elevata qualità, costante e controllata, ed è concepito per avere la massima flessibilità operativa. Le strutture realizzate offrono una base altamente resistente che, in abbinamento a u-

na ceramica di copertura, si traducono in restauri protesici funzionali ed estetici. L'elevata resistenza e l'aspetto estetico naturale della struttura comportano la rimozione di minori quantità di struttura dentale durante la preparazione, consentendo così l'applicazione delle tradizionali tecniche di cementazione. I sistemi CAD-CAM oggi disponibili per l'odontoiatria sono numerosi; di essi alcuni risultano particolarmente utili in termini di semplicità d'uso e soprattutto di accuratezza dei risultati.

In linea generale, la procedura prevede i passaggi di scansione, progettazione, fresatura, sinterizzazione e rivestimento, con una diversificazione della proposta commerciale delle aziende produttrici che varia dalla gestione completa di tutto il processo da parte del laboratorio, fino a quella che prevede di affidare tutto il processo a centri specializzati.

Le metodiche CAD-CAM, ampiamente diffuse in campo protesico, trovano una loro ulteriore applicazione, in campo implan-

toprotesico, nella costruzione di pilastri protesici individualizzati, caratterizzati da un perfetto accoppiamento pilastro-impianto (3).

La personalizzazione di un abutment implantare, infatti, è fondamentale per rispettare l'andamento dei tessuti molli perimplantari e per colmare le discrepanze di forma e dimensione; ciò determina una serie di vantaggi dal punto di vista sia funzionale che estetico. Utilizzare la tecnologia CAD-CAM significa ottenere un'eccellente estetica direttamente dalla testa dell'impianto, nel rispetto dei tessuti perimplantari, grazie alla totale biocompatibilità dei materiali, con risparmio di tempo e di denaro vista la semplicità e velocità di realizzazione rispetto alle tecniche tradizionali (3).

Al fine di valutare gli effettivi vantaggi dell'utilizzo di pilastri personalizzati in titanio costruiti con tecnica CAD-CAM valutiamo le caratteristiche delle diverse tipologie di pilastri protesici utilizzati in implantoprotesi (tabella I).

Tabella I Confronto tra gli abutment implantari preformati e individualizzati

Procedura protesica	Abutment preformati	Abutment calcinabili	Abutment CAD-CAM
Anestesia	Si	No	No
Utilizzo del manipolo	Si	No	No
Difficoltà in bocca	Si	No	No
Filo retrattore	Si	No	No
Rifinitura	Si	No	No
Sensazioni del paziente	Disagio	Comfort	Comfort
Delega al laboratorio/assistente	No	Si	Si
Tempi alla poltrona	Lunghi	Brevi	Brevi
Contorni	Non ideali	Ideali	Ideali
Interfaccia	Buona	Buona	Eccellente
Inventario di abutment	Si	Si	No
Costi di laboratorio	Bassi	Alti	Intermedi
Redditività	Bassa	Alta	Superiore

Fonte: modificata da: Priest G. J Oral Maxillofac Surg 2005;63(9 Supp 2):22-32.

2. Tipologie di pilastri protesici

2.1 Abutment preformati

Il vantaggio primario di un abutment preformato è il suo ridotto costo iniziale. Gli abutment preformati possono essere fresati e rifiniti intraoralmente o extraoralmente e richiedono un tempo di preparazione notevolmente ridotto, se gli impianti sono stati inseriti secondo il corretto asse protesico. Tuttavia, poiché gli abutment preformati richiedono molto spesso ampie modifiche, il beneficio di un minor costo iniziale è ampiamente compensato dal tempo impiegato dal clinico o dal laboratorio nella lavorazione finale. Il clinico, inoltre, durante la preparazione degli abutment preformati, oltre alle possibili limitazioni anatomiche intraorali incontra difficoltà assai superiori in confronto con la preparazione extraorale. Potrebbero infatti essere necessarie sia un'anestesia, sia le convenzionali procedure di retrazione e presa dell'impronta, e quindi l'esperienza del paziente potrebbe risultare più lunga e meno gradevole rispetto alla preparazione extraorale. Tuttavia, lo svantaggio principale degli abutment preformati riguarda la loro specifica morfologia. Infatti, per la maggior parte gli abutment sono di forma cilindrica per tutta la loro lunghezza, non solo a livello della piattaforma implantare. Non presentano, quindi, faccette antirotazionali sulla loro superficie, e impongono all'operatore o all'odontotecnico di creare coulisse antirotazionali sugli abutment stessi. Poiché gli abutment preformati, in particolar modo per ciò che riguarda quelli ceramici, presentano sottili pareti verticali, le faccette anti-

rotazionali potrebbero compromettere la loro resistenza. Un ulteriore aspetto negativo relativo alla morfologia cilindrica si riscontra nel profilo d'emergenza e nella connessione tra abutment implantare e corona cementata sovrastante. Sul piano verticale, infatti, il profilo di emergenza non può iniziare dalla piattaforma implantare, ma unicamente dalla spalla di preparazione creata sull'abutment preformato. La porzione non preparata dell'abutment è diritta e parallela all'impianto, e il margine della corona dovrà quindi emergere dalla linea finale di preparazione con un possibile sovracontorno, che risulta antiestetico (4). Sul piano orizzontale, la configurazione circolare dell'abutment preformato quasi mai corrisponde alla configurazione anatomica cervicale del dente sostituito e, come avviene sul piano verticale, il passaggio dal margine preparato alla corona potrebbe risultare notevolmente sovracontornato. Infine, quando l'inserimento delle fixture non rispetta il corretto asse protesico, la preparazione dell'abutment preformato potrebbe richiedere un sacrificio notevole nella struttura dell'abutment, compromettendo, quindi, la ritenzione e la resistenza stessa del pilastro. Nonostante l'esistenza in commercio di abutment preformati con angolazioni prestabilite, questi potrebbero tuttavia non soddisfare le necessarie correzioni (5). Tutte queste valutazioni evidenziano le notevoli difficoltà che si incontrano nella personalizzazione degli abutment preformati, con la compromissione del contorno cervicale ideale delle singole corone e, di conseguenza, un supporto inadeguato per l'estetica dei tessuti molli.

2.2 Abutment calcinabili fusi in lega (UCLA/full)

Il vantaggio principale degli abutment calcinabili, caratterizzati da una base preformata in lega aurea o titanio (UCLA), o "full" (dotati di una struttura completamente calcinabile), è la loro specifica capacità di rendere l'abutment perfettamente aderente, in modo individualizzato, alle reali necessità cliniche, funzionali ed estetiche del restauro implantoprotesico (6). L'abutment viene generalmente preparato e rifinito seguendo i principi generali e la tecnica di preparazione per corone complete. Si realizza, in questo modo, un abutment con caratteristiche morfologiche intrinsecamente antirotazionali e un contorno orizzontale e verticale il più vicino possibile all'ideale, che rappresenta la naturale continuazione della piattaforma implantare. Il profilo di emergenza risulterà, quindi, confluyente tra l'abutment, l'impianto e il restauro protesico in entrambi i piani, verticale e occlusale. Pertanto, l'abutment individuale (UCLA/full) si distingue dagli abutment preformati poiché è in grado di realizzare un modello di lavoro di massima precisione e corrispondente ai requisiti e alle linee guida protesiche convenzionali. Questi abutment consentono di ottenere restauri protesici con profili d'emergenza ideali e un supporto migliore dei tessuti molli perimplantari, in grado di conseguire ottimali requisiti estetici. L'utilizzo di abutment calcinabili (UCLA/full) nelle restaurazioni implantoprotesiche, in particolar modo nei settori estetici, è una metodica ampiamente diffusa (7). L'abutment UCLA, caratterizzato da una base preformata (lega aurea o titanio), mostra l'ulteriore vantaggio di una mi-

gliore precisione di adattamento nell'interfaccia abutment-*fixture*, con un microgap inferiore rispetto agli abutment full o completamente calcinabili (8). Tuttavia, nonostante abbia raggiunto livelli di accuratezza e precisione elevati, esso presenta alcuni svantaggi, di seguito elencati.

- Il primo consiste nel costo iniziale più alto, che include i costi della componentistica implantare, del tempo impiegato e dell'intenso lavoro necessario per le procedure di ceratura, fusione, fresatura e rifinitura.

- Il secondo è legato al processo di ceratura, fusione, fresatura e rifinitura, il quale può alterare la precisione dell'interfaccia *fixture*-abutment. Infatti, sia il processo di fusione della lega aurea sia l'applicazione della porcellana potrebbero alterare l'interfaccia implantare dell'abutment UCLA, modificando la precisione di adattamento della connessione *fixture*-abutment (9). Inoltre, le procedure di laboratorio potrebbero modificare la superficie di accoppiamento della vite di ritenzione dell'abutment (10). In un recente studio, tuttavia, è stato dimostrato come gli abutment UCLA, sottoposti a fusione con una comune lega oropalladio e a successiva ceramizzazione, non mostrano significative differenze di precisione nell'interfaccia implantare, rispetto alle misurazioni iniziali, se tutte le procedure di laboratorio sono eseguite scrupolosamente (11).

- Il terzo svantaggio consiste nel fatto che la qualità dell'abutment dipende molto dalla competenza e dall'esperienza del tecnico che lo fabbrica. Un abutment UCLA/full preparato e rifinito in modo incongruo potrebbe compromettere inevitabilmente la funzione e l'estetica del restauro finale.

In un recente studio (12) è stata misurata e confrontata la precisione nell'adattamento della connessione *fixture*-abutment nelle restaurazioni implanto-protesiche tramite abutment UCLA e abutment in titanio, costruiti con la tecnologia CAD-CAM. Le valutazioni sono state effettuate sulle connessioni a esagono esterno e sulle connessioni a esagono interno per entrambe le tipologie di abutment. Lo studio è stato condotto valutando la libertà di rotazione dell'abutment rispetto alla piattaforma implantare in tutti e quattro i gruppi analizzati. Entrambi i tipi di abutment hanno mostrato circa 1° di rotazione per ogni tipologia di connessione. La tolleranza rotazionale entro la quale è possibile ottenere una stabilità predicibile e prolungata delle componenti implantari è stata stabilita in circa 2° (13).

2.3 Sistemi implantoprotesici CAD-CAM

Sono stati necessari investimenti economici e innovazioni tecnologiche considerevoli per passare da sistemi di produzione in serie di componenti identici (come gli abutment preformati e le piattaforme UCLA) a sistemi sofisticati, che forniscono abutment personalizzati in poco tempo e con costi ridotti (14). Gli ostacoli relativi ai problemi di fabbricazione sono stati superati e molti produttori di impianti ora offrono sistemi per la produzione di componenti implantoprotesiche completamente individualizzate, costruiti secondo la metodica CAD-CAM (15).

Gli abutment individuali creati con la tecnologia CAD-CAM offrono i vantaggi sia degli abutment individuali (pilastri calci-

nabili full o UCLA) ottenuti in laboratorio, sia di quelli preformati, eliminando i loro relativi svantaggi. In primo luogo, in modo analogo agli abutment personalizzati UCLA/full prodotti in laboratorio, gli abutment CAD-CAM sono individuali e specifici per ogni paziente. Il tecnico controlla il progetto dell'abutment usando il software CAD, che comprende parametri specifici in grado di semplificare questa operazione, e, una volta progettato, l'abutment virtuale viene trasferito elettronicamente a un dispositivo di fresatura CAM che crea l'abutment da un blocco di materiale selezionato (biotitanio, zirconia, allumina).

Abutment CAD-CAM in ossido di titanio

A temperatura ambiente, il titanio presenta una struttura esagonale compatta, denominata fase "alfa", che si trasforma in fase "beta", cioè in struttura cubica a corpo centrato, oltre la soglia degli 882,5 °C. Questa caratteristica influenza notevolmente l'intero ciclo di lavorazione del titanio nel laboratorio odontotecnico. La fusione del titanio è infatti il passaggio che può creare più problemi, a causa della tendenza di questo metallo a reagire, alla sua temperatura di fusione, con i componenti dell'atmosfera e con la maggior parte degli elementi chimici; ciò causa l'alterazione delle strutture molecolari, tanto che, al posto di un elemento puro, si viene a formare una lega con caratteristiche fisico-chimiche differenti. Le caratteristiche di fusione e solidificazione del titanio sono dunque particolari e richiedono protocolli operativi di laboratorio totalmente diversi da quelli comunemente usati per altri materiali. A causa delle pro-

prietà intrinseche del titanio, che lo rendono un metallo difficile da fondere e da colare, non si possono perciò usare le apparecchiature da fusione e i materiali refrattari tradizionali, ma sono necessarie attrezzature e materiali particolarmente sviluppati e innovativi. Tuttavia, il titanio è da sempre famoso per la sua biocompatibilità, ovvero per la sua grande resistenza alla corrosione. Il titanio è l'unico elemento che, grazie al fenomeno della passivazione, tramite il quale le sue superfici vengono rapidamente ricoperte da una sottilissima pellicola di ossido che lo isola dall'ambiente esterno, è soggetto in modo del tutto irrilevante alla corrosione. Per questa sua peculiarità, il titanio è molto ben tollerato sia dal tessuto osseo che dai tessuti molli dell'organismo, presenta un livello di tossicità estremamente basso ed è anallergico. Possiamo, quindi, facilmente comprendere i vantaggi del titanio e descriverne i più significativi:

- nessun problema di sensibilità e irritazione pulpare;
- nessun fenomeno di galvanismo con altri metalli già presenti nel cavo orale;



Fig. 1
Riabilitazione totale superiore su impianti. Dopo la presa dell'impronta, il modello viene colato utilizzando materiale siliconico per la riproduzione dei tessuti molli

- nessuna alterazione del sapore dei cibi;
- risultato estetico pari a quello delle convenzionali metalloceamiche.

In alternativa ai procedimenti di fusione del titanio, la lavorazione con CAD-CAM produce una massa omogenea di biotitanio, con ottime caratteristiche biochimiche: un risultato difficilmente raggiungibile in laboratorio (16). Inoltre si elimina la maggior parte delle imprecisioni dimensionali intrinseche alla ceratura, fusione, fresatura preliminare e rifinitura di un restauro protesico tradizionale (17-22).

3. Analisi della letteratura

Le nuove tecnologie produttive che utilizzano i sistemi CAD-CAM consentono di ottenere dal titanio risultati impossibili da raggiungere nel tradizionale laboratorio odontotecnico. Inoltre, le procedure di lettura e progettazione sono particolarmente rapide e di facile esecuzione.

L'introduzione di abutment in titanio, prodotti con la metodica CAD-CAM, ha permesso di individualizzare il restauro protesico, fornendo nuove opportunità implantoprotesiche nei settori di grande rilievo estetico. Questi

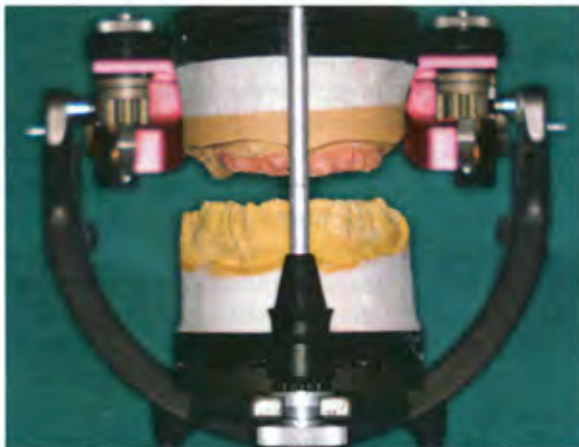


Fig. 2 Trasferimento dei rapporti occlusali in articolatore



Fig. 3 La ceratura del manufatto finale al fine di determinare il profilo d'emergenza ottimale del pilastro protesico

abutment, infatti, garantiscono risultati estetici eccellenti, ottime caratteristiche di resistenza e biocompatibilità, atossicità e un'eccellente adattabilità intrasulculare (23).

Il successo finale di qualsiasi restauro implantoprotetico, tuttavia, è direttamente influenzato dalla precisione di adattamento delle componenti che formano il pilastro impiantare (24). L'adattamento tra la superficie della piattaforma impiantare e la corrispondente superficie dell'abutment rappresenta l'aspetto di maggiore interesse protesico e clinico. La precisione nella connessione impianto-abutment assume un ruolo di rilievo sia nel trasferimento degli stress occlusali sia nella risposta dei tessuti perimplantari (25,26).

Jansen et al. (27) hanno utilizzato 13 differenti sistematiche impiantari a due fasi, analizzando e confermando la correlazione tra la precisione di adattamento della connessione fixture-abutment prefornato e la successiva risposta perimplantare microbiologica. Nelle riabilitazioni implantoprotetiche CAD-CAM l'ampiezza del microgap, misurato con il microscopio elettronico a scansione, risulta essere ancora minore. Il suo valore medio, riscontrato in quasi tutti i sistemi CAD-CAM più moderni, è inferiore ai 15-50 µm (28-33).



Fig. 4
Valutazione dell'inclinazione dei singoli monconi cerati utilizzando un parallelometro

Questo valore risulta essere maggiore negli abutment prefornati o calcinabili (UCLA/full). Byrne et al. (34) hanno scoperto, infatti, che i cambiamenti nella piattaforma impiantare dell'abutment prefornato o individuale (UCLA/full) provocati dal calore durante le procedure di fusione riducevano la precisione

e la stabilità della connessione implantoprotetica tra la fixture, l'abutment e le corrispondenti viti di ancoraggio. Tuttavia, Vigolo et al. (35) dimostrano come la superficie dell'abutment prefornato o individualizzato in laboratorio, di tipo calcinabile full o UCLA, non condizioni la precisione e la stabilità in modo si-



Fig. 5 Il modello in gesso con i pilastri modellati (a sinistra); i pilastri CAD-CAM in titanio dopo la rifinitura e lucidatura (a destra)



Fig. 6 Immagini, a maggiore ingrandimento, dei pilastri CAD-CAM. Si osservi la possibilità di correggere la discrepanza tra la posizione della fixture e la posizione della corona protesica, mantenendo una forma naturale e un ottimale profilo di emergenza

gnificativo, quando tutte le fasi di laboratorio vengono seguite in modo meticoloso.

Inoltre, Hermann et al. (36) hanno riscontrato una diretta correlazione tra la perdita di osso crestale circumferenziale e la mancanza di stabilità tra le due componenti implantoprotesiche (fixture-abutment). Si richiede, pertanto, che tra queste due differenti componenti implantari vi siano la massima precisione di connessione e un'assoluta stabilità per tutta la durata del restauro protesico.

Eventuali discrepanze verticali e/o orizzontali sono in grado di determinare complicanze sia meccaniche che biologiche: frattura/bloccaggio o allentamento della vite passante (37), microfratture ossee, zone di parziale ischemia, perdita di osso crestale o, nei casi più gravi, anche perdita dell'osteointegrazione (38).

È stata dimostrata, inoltre, una diretta correlazione tra le discrepanze presenti nella connessione fixture-impianto e la maggiore incidenza di complicanze meccaniche (frattura/allentamen-

to delle vite passanti), ed è stata definita una tolleranza rotazionale di circa 2°, entro la quale è possibile ottenere una stabilità predicibile e prolungata delle componenti implantari (13). Tut-

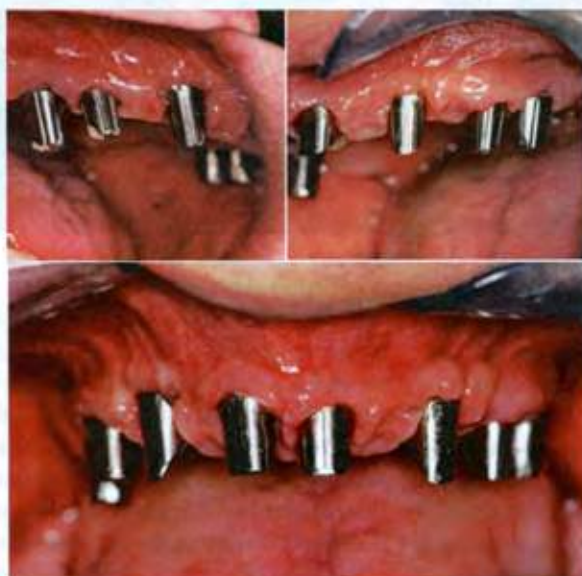


Fig. 7 Il posizionamento dei pilastri CAD-CAM personalizzati in titanio



Fig. 8 Il controllo, alla consegna, con radiografie endorali periapicali, dell'accoppiamento tra fixture e abutment



Fig. 9 Il manufatto protesico provvisorio

Fig. 10a,b La consegna del manufatto finale in metalloceramica



tavia, la stabilità della connessione, oltre che dalla precisione del contatto fixture/abutment, è influenzata anche dalla geometria delle viti passanti e dalle proprietà fisiche delle componenti implantari.

Attualmente, molte ricerche sono indirizzate sia all'analisi del microgap esistente tra fixture e abutment, nelle differenti sistematiche implantoprotetiche, sia alle dirette complicanze biologiche e meccaniche che questa discrepanza comporta. Negli ultimi anni, le eventuali discrepanze nella connessione fixture-pilastro implantare sono state analizzate e valutate sia nella fase di precarico, ossia dopo l'avvitamento con le rispettive chiavi dinamometriche, sia dopo il carico dinamico funzionale. A tal proposito è stato valutato e misurato, dopo carico dinamico, il microgap esistente al microscopio elettronico a scansione tra fixture e abutment standard in titanio, e tra fixture e abutment in allumina e zirconia (39), realizzati con tecnologia CAD-CAM. Dopo il carico dinamico, il gruppo di controllo con abutment



Fig. 11 Il sorriso del paziente

standard in titanio ha rilevato un microgap incrementato di 3,47 μm rispetto allo zirconio (1,45 μm) e all'allumina (1,82 μm). L'interfaccia fixture-abutment ceramico, quindi, si dimostra una valida alternativa agli abutment convenzionali in titanio, sottoposti alle normali forze funzionali occlusali (13).

A tal riguardo, un recente studio (40) ha analizzato e valutato la precisione di adattamento dell'interfaccia implantare di abutment in titanio, zirconio e allumina, prodotti con tecnologia CAD-CAM, in restauri implantoprotesi-

ci con corone singole. Sono stati utilizzati rispettivamente 20 abutment in titanio, 20 abutment in zirconio e 20 in allumina e impianti 3,75 x 10 con connessione a esagono esterno. Successivamente, mediante un'apparecchiatura meccanica appositamente costruita, è stata misurata, a livello della connessione abutment-fixture, la libertà di rotazione, che è stata confrontata in riferimento alle diverse sistematiche protesiche. Il risultato è stato molto confortante, poiché è stato dimostrato che tutte le metodiche CAD-CAM utilizzate presentava-

no una libertà di rotazione inferiore ai 3°, e la tolleranza di 2° è considerato il valore entro il quale è possibile ottenere maggiore stabilità e predicibilità (37,41,42). Per la loro notevole precisione e la conseguente stabilità, qualità che possono influire in misura notevole sul follow-up implantare, perimplantare e protesico, gli abutment prodotti con la tecnologia CAD-CAM trovano una frequente e specifica applicazione nelle riabilitazioni implantoprotesiche.

4. Tecnica di costruzione

Nella tecnica di costruzione dei pilastri CAD-CAM personalizzati in titanio (Creta®, ImplaDent®, Formia, LT), la prima fase è costituita dalla presa dell'impronta, preferibilmente con tecnica *coping pick-up*. Sono stati utilizzati impianti Prime Cilindrico (Creta®, ImplaDent®, Formia, LT). Dopo

aver fissato gli analoghi da laboratorio ai transfert e aver inscatolato l'impronta, il tecnico utilizza un materiale siliconico per la riproduzione dei tessuti molli, fino a coprire per almeno 2 mm

l'emergenza coronale degli analoghi da laboratorio. Successivamente si mescola e cola il gesso extraduro nell'impronta. Il materiale siliconico per la riproduzione dei tessuti molli permette di



Fig. 12a,b Esame obiettivo (a) e ortopantomografia (b) preoperatoria di paziente sottoposto a riabilitazione implantoprotesica delle due arcate

Fig. 13 Dopo la bonifica delle arcate dentarie e l'inserimento di dieci impianti nel mascellare superiore e di otto impianti nella mandibola, al raggiungimento dell'osteointegrazione, viene rilevata l'impronta. Colati i modelli in gesso, trasferiti i rapporti occlusali ed effettuata la ceratura diagnostica della riabilitazione protesica finale, si procede alla modellazione del pilastro protesico implantare personalizzato. Vengono utilizzati a tal fine pilastri calcinabili e resina calcinabile. Utilizzando questa procedura è possibile ottenere pilastri che sono in grado di compensare minime discrepanze tra la posizione reale dell'impianto e quella ideale dal punto di vista protesico, caratterizzati da un ottimale profilo di emergenza



ottimizzare la resa estetica del pilastro implantare, rendendo possibile il suo perfetto adattamento ai tessuti molli; l'emergenza dell'analogo dal gesso per almeno 2 mm è fondamentale, inoltre, per una corretta lettura da parte dello scanner ottico nella fase di acquisizione (fig. 1). Per trasferire i corretti rapporti intermascellari verticali e sagittali in articolatore vengono utilizzati i valli in cera (fig. 2). Successivamente si esegue la ceratura diagnostica, per valutare il corretto profilo di emergenza

dei singoli elementi protesici (fig. 3). Al fine di poter trasferire le informazioni della ceratura diagnostica alla fase di modellazione dei pilastri protesici, si utilizza un silicone extraduro da laboratorio per la costruzione di una mascherina; guidati dalla mascherina in silicone si procede alla modellazione del pilastro protesico implantare. A tal fine è utilizzato un pilastro calcinabile standard che viene personalizzato utilizzando resina calcinabile.

La rimozione del materiale elastico per la riproduzione dei tessuti molli permette di modellare il pilastro protesico in modo da risolvere le eventuali discrepanze tra la posizione dell'impianto e la posizione ideale dell'elemento protesico, ottenendo un ottimale profilo di emergenza. La possibilità, offerta da questa metodica, di partire dalla piattaforma implantare, permette di risolvere la discrepanza tra la posizione implantare e la posizione dell'elemento protesico. In questo modo si potrà ottenere il

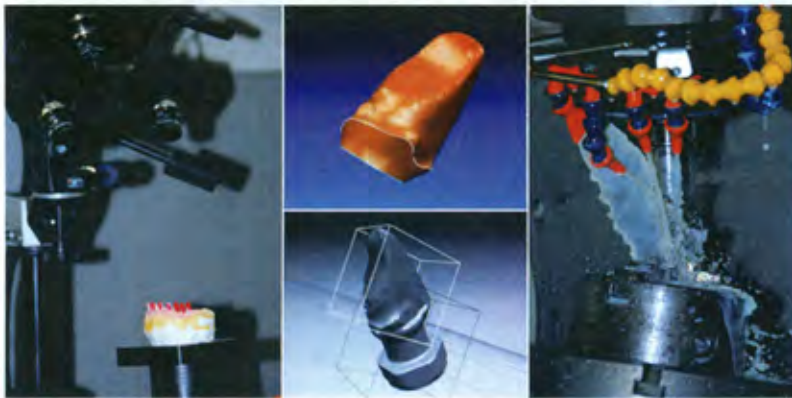


Fig. 14 Il modello in gesso con i pilastri modellati viene quindi sottoposto a scannerizzazione ottica, utilizzando un lettore laser bioculare. Durante l'acquisizione il modello viene posizionato su un braccio robotico motorizzato. Le immagini acquisite vengono importate in un software CAD che ci permette di ottimizzare la forma del nostro pilastro effettuando piccole modifiche. Definita la forma del pilastro, il progetto viene inviato a una macchina fresatrice CAM, con 36 punte utensili, raffreddate con un'emulsione olio-acqua, che ci permetterà di ottenere, a partire da un cilindro pieno in titanio, il nostro abutment personalizzato



Fig. 15 La consegna dei pilastri personalizzati. Si osservi l'ottimale parallelismo dei monconi, la superficie in titanio perfettamente levigata e la presenza di coulisse verticali finalizzate ad aumentare la ritenzione del manufatto protesico

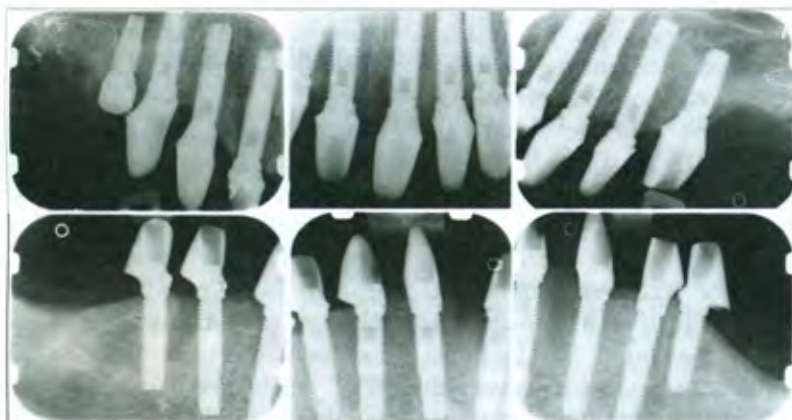


Fig. 16 Il controllo, con radiografie endorali periapicali, dell'accoppiamento tra fixture e abutment. L'ultimo impianto superiore di destra, poiché presenta mobilità, verrà rimosso



Fig. 17a,b La consegna del manufatto finale in metalloceramica

miglior risultato estetico e funzionale senza sovracontorni orizzontali e/o verticali.

Qualora la riabilitazione implantoprotesica sia complessa, oltre a valutare il profilo d'emergenza dei singoli pilastri implantari è necessario valutare il parallelismo dei singoli pilastri, eliminando ogni possibile sottosquadro (fig. 4).

Prima di sottoporre il modello con i pilastri calcinabili alla lettura con scanner ottico, i singoli pilastri devono essere rifiniti, al fine di rimuovere eventuali eccedenze, difetti o irregolarità della resina calcinabile.

Il passo successivo è la lettura del modello con lo scanner ottico. Dopo aver rimosso il silicone che riproduce i tessuti molli, l'immagine dei singoli pilastri viene importata in un software CAD, che ci permette di ottimizzare il profilo del nostro manufatto, correggendo le eventuali imperfezioni.

Il progetto CAD viene quindi esportato alla macchina fresatrice CAM, una macchina con 36 punte utensili, che permette di ottenere un pilastro protesico perso-

nalizzato da un parallelepipedo di titanio pieno.

L'ultima fase, prima della consegna, è rappresentata dalla rifinitura e dalla lucidatura, che non interesseranno la zona di connessione pilastro-impianto (figg. 5,6).

Nelle riabilitazioni complesse è preferibile, prima della rifinitura e della lucidatura, un ulteriore controllo, con gli abutment montati sul modello, per valutare l'assenza di sottosquadri.

La valutazione del perfetto adattamento tra pilastro e fixture viene, comunque, effettuata all'atto della consegna, sia attraverso un'attenta valutazione della rispondenza alle esigenze estetiche e al rapporto tra pilastro protesico e tessuti molli perimplantari, sia con l'utilizzo di una radiografia endorale periapicale (figg. 7-11). Le figure 12-17 mostrano un altro caso esemplificativo.

Gli autori dichiarano che lo studio presentato è stato realizzato in accordo con gli standard etici stabiliti nella Dichiarazione di Helsinki, e che il consenso

informato è stato ottenuto da tutti i partecipanti prima del loro arruolamento allo studio.

5. Conclusioni

I risultati clinici più recenti mostrano che la sistematica CAD-CAM, utilizzata nella costruzione di pilastri protesici personalizzati, fornisce un'alternativa all'uso di pilastri preformati o calcinabili. Grazie alle più recenti tecnologie di scansione e di produzione con i sistemi CAD-CAM, i pilastri personalizzati in titanio vengono realizzati con estrema precisione, garantendo un perfetto adattamento, con risultati estetici eccellenti e ottimali prestazioni a lungo termine.

Ringraziamenti

Si ringrazia l'ImplaDent (Formia, LT, Italia) per la realizzazione e la documentazione fotografica delle fasi di costruzione dei pilastri personalizzati CAD-CAM CRETA® e Evangelista Arcangelo, odontotecnico in Cassino (FR), per la costruzione dei manufatti protesici.

Conflitto di interessi

Gli autori dichiarano di non avere nessun conflitto di interessi.

Finanziamenti allo studio

Gli autori dichiarano di non aver ricevuto finanziamenti istituzionali per il presente studio.

Bibliografia

1. Rekow ED, Speidel TM, Erdman AG. Computer-aided automatic production of posterior dental restorations. *J Dent Res* 1986;65:317-24.
2. Fujita T, Aoki H, Yamamura M, et al. A computer-aided approach to construction of coronal restorations. *Bull Kanagawa Dent Coll* 1985;13:57-62.
3. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63(9 Suppl 2):22-32.
4. Daftary F. Dentoalveolar morphology: evaluation of natural root form versus cylindrical implant fixtures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1997;9(4):469-77.
5. Reid PE, Burke TM. Customized implant abutments: technical notes. *Implant Dent* 1994;3(4):243-6.
6. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent* 1992;67(4):509-15.
7. Lewis S. Anterior single-tooth implant restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1995;15(1):30-41.
8. Barbosa GA, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J* 2007;18(2):139-43.
9. Carr AB, Brantley WA. Titanium alloy cylinders in implant framework fabrication: A study of the cylinder alloy interface. *J Prosthet Dent* 1993;69(4):391-7.
10. Carr AB, Brantley WA. Characterization of noble metal implant cylinders: As received cylinder and cast interfaces with noble metal alloys. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):77-85.
11. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J Prosthet Dent* 2000;84(5): 548-53.
12. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD-CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(2):247-52.
13. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(6):511-9.
14. Mehl A, Nickel R. Current state of development and perspectives of machine base production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999;2:9-13.
15. Preston JD, Duret F. CAD-CAM in dentistry. *Oral Health* 1997;87(3):17-20.
16. Rekow ED. CAD-CAM in dentistry: A historical perspective and view of the future. *J Canad Dent Assoc* 1992;58(4):287-8.
17. Mörmann WH. The evolution of Cerec system. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:7S-13S.
18. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):18-32.
19. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA-The system for all-ceramic ZrO2 crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001;4(3):195-206.
20. Yanagida H, Kawamoto K, Miyayama M. Chemistry of ceramics. Chichester: Wiley, 1996; 226-8, 247-9.
21. Takagi H, Nishioka K, Kawanami T. The properties of a closely sintered zirconia. *Ceram Forum Int* 1985;62:195-8.
22. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1995;5(1):29-36.
23. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. *J Clin Periodontol* 1998;25(9):721-7.
24. Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: The Toronto study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(3):311-21.
25. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of literature. *Int J Prosthodont* 1999;12(2):167-78.
26. Margeas R, Humphrey R. Predictable tissue integration and natural aesthetics using a zirconia CAD-CAM abutment and crowns. *Pract Proced Aesthet Dent* 2007;19(10):615-9.
27. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(4):527-40.
28. Chang JY, Yang JH, Han JS, Lee JB. In vitro marginal fit of the computer-aided milled Cercon crowns. *J Korean Acad Prosthodont* 2005;43(3):306-13.
29. Beuer F, Erdelt KJ, Schweiger J, et al. Flexural strength of coloured and aged zirconia. *Quintessenz Zahntechnik* 2004;30:942-54.
30. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000;13(3): 189-93.
31. Hertlein G, Hoescheler S, Frank S. Marginal fit of CAD/CAM manufactured all ceramic zirconia prostheses. *J Dent Res* 2001;80:42-8.
32. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown system. *J Prosthet Dent* 2003;90(5): 459-64.
33. Lang LA, Sierralta M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(5):652-8.
34. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80(10):184-7.
35. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J Prosthet Dent* 2000;84(5): 548-53.
36. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001;72(10):1372-83.
37. Binon PP. The effect of implant abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(2): 149-60.
38. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49(6):843-8.
39. Yüzügüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10:113-21.
40. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(4): 575-80.

41. Jörnèus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3):353-9.
42. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract* 2008;9(7): 41-8.

*Pervenuto in redazione
nel mese di febbraio 2009*

Michele Cassetta
v.le Cesare Pavese 85
00144 Roma
michele.cassetta@uniroma1.it